

2. SCHRIFTTUM

2.1 Historischer Überblick über die verschiedenen Hufdruckmessverfahren

Die ersten bekannten Arbeiten bezüglich der Pferdebewegungsanalyse lassen sich bis auf ARISTOTELES (384-322 v. Chr.) zurückverfolgen. Er publizierte bereits einige allgemeine Beobachtungen hinsichtlich der Bewegung und Koordination der Gliedmaßen von vierbeinigen Tieren (SMITH und ROSS, 1910, LEACH und DAGG, 1983(a), KNEZEVIC, 1985).

Im 17. Jh. wurde der Klang der auf dem Boden streifenden Hufeisen herangezogen, um die verschiedenen Bewegungsmuster des Pferdes zu charakterisieren. Doch diese Feststellungen beziehen sich nur auf das Fuß der Hufe und berücksichtigen keineswegs die Bewegungsmuster der Gliedmaße. Die Ergebnisse führten dementsprechend nur zu unvollständigen Bewegungsbeschreibungen beim Pferd (SUKHANOV, 1974).

Die Einführung maschineller Meßapparaturen, die das Verhältnis zwischen Geschwindigkeit und verschiedenen Bewegungsabläufen feststellen konnten, wurde bereits 1779 vollzogen. Es wurden kleine Glocken mit verschiedenen Klängen an jeder Gliedmaße angebracht. Dabei entstand das erste Bewegungsdiagramm eines Pferdes, das allerdings keine wiederholbaren Ergebnisse lieferte (GOUBAUX und BARRIER, 1884).

Die ersten biokinetischen Analysen wurden von MAREY (1873) durchgeführt: Er entwickelte eine aus einem pneumatischen Registrierungsgerät bestehende Apparatur. Sie bestand aus mit Pferdehaar gefüllten Gummibällen zwischen jedem Pferdeisen. Bei der Bewegung des Tieres kam es zu Kräfteverhältnissen, die die Form der Gummibälle veränderten und somit auch den Druck in den Bällen. Die Druckänderungen wurden über Schläuche an den Reiter weitergeleitet, der ein Erfassungsgerät in der Hand hielt. Mit dieser Methode war Marey der erste, der über vertikale Hufkräfte in der Bewegungsanalyse des Pferdes berichtete. Dadurch wurde er zum Gründer der kinetischen Bewegungsanalyse (SNELLEN, 1980).

Einen anderen Ansatz verfolgte MUYBRIDGE (1899). Er entwickelte auf Bestellung eines amerikanischen Vollblut-Besitzers eine biokinematische Methode. Als erster filmte er Bewegungsabläufe von Menschen und Pferden. Zahlreiche weitere Wissenschaftler nutzten

diese Aufnahmen in ihren eigenen Studien. Wenn auch die ständige Weiterentwicklung der Technik immer bessere Aussagen ermöglicht, so kann die Arbeit von MUYBRIDGE (1899) bis in die sechziger Jahre als signifikanter Beitrag in der Kinematik angesehen werden (HILDEBRAND, 1965). Angelehnt an MUYBRIDGE's Arbeiten entwickelte anschließend MAREY (1894) die „Chronofotographie“, eine Methode zum Aufspalten einzelner Bewegungsabläufe mit Hilfe der Photographie. Diese Technik wurde später von den Gebrüdern LUMIERE (1895) in Frankreich übernommen, die daraus die Kinematographie (die heutige Filmwissenschaft) entwickelten (BARREY, 1990(b)).

2.1.1 Druckmeßschuhe

Druckmeßschuhe wurden von BJÖRCK (1958) entwickelt und bei der Analyse von vorwärts-rückwärts, horizontalen und vertikalen Hufkräften zwischen Huf und Boden eingesetzt. Er führte Analysen von Hufkräften bei Pferden mit und ohne Last durch. Die eingesetzten Dehnungsmeßstreifen wurden bei Belastung der Gliedmaße verformt und die Signale an eine Auswertungseinheit weitergeleitet.

Ähnliche Messungen wurden bei der Ermittlung von maximalen Hufkräften beim Fußen eines Trabers durchgeführt. Hier kamen die Druckmeßschuhe nach BJÖRCK (1958) auf einem Laufband zum Einsatz, das mit einer Geschwindigkeit von 6,5 m/sec. bewegt wurde (DREVEMO, 1986).

HUGELSHOFER (1982) konnte mit Hilfe einer Kombination aus Dehnungsmeßstreifen und vertikaler Hufkrafterfassung Pferde mit Strahlbeinlahmheiten von gesunden unterscheiden.

In den Pionierzeiten der Druckmeßschuhe sind das relativ hohe Eigengewicht (bis zu 2300g) und die unzureichende Befestigung des Schuhs am Huf als wesentliche Nachteile anzusehen. Die weitere Entwicklung dieser Meßapparaturen mit dem Erscheinen der Kunststoffe und die immer präziser werdenden Meßelemente schieben diese Nachteile in den Hintergrund (HERTSCH, 1982(a) und DOHNE et al., 1990).

Auch wenn der heutige Vorteil von Druckmeßschuhen im Gewicht und in der flexiblen Handhabung liegt, bleibt die Befestigung des Schuhs bzw. der Meßelemente am Huf die größte Problematik (KLUNDER und HERTSCH, 1998).

2.1.2 Meßstraßen

Eine weitere Entwicklung von Hufdruckmeßvorrichtungen sind die Meßstraßen. Es handelt sich hierbei um eine nicht-invasive Meßvorrichtung zur objektiven Abschätzung von Bewegungsleistungen (ELFTMAN, 1939). Diese Meßvorrichtung wird nicht am Pferd angebracht, sondern vielmehr das Pferd an die Meßapparatur.

Meßstraßen sind mit Gewichtswaagen vergleichbar, darüber hinaus mit den Fähigkeiten ausgestattet, die drei verschiedenen Kräftekomponenten einzeln isolieren zu können. Diese Kräfte lassen sich in drei verschiedene orthogonale Kräfte einteilen (LEACH, 1987), wie im Abschnitt Begriffsbestimmungen weiter erläutert.

2.2 Begriffsbestimmungen

2.2.1 Der Begriff „Huf“

Unter der Bezeichnung **Huf** (*lateinisch: Ungula*) versteht man die modifizierte Oberhaut (**1**=Epidermis) mit ihren zwei Anteilen, der lebenden Matrix und der toten Hornkapsel, die Capsula Ungulae (**11**=Pariet corneus). Weiterhin können verschiedene Segmente am Huf unterschieden werden:

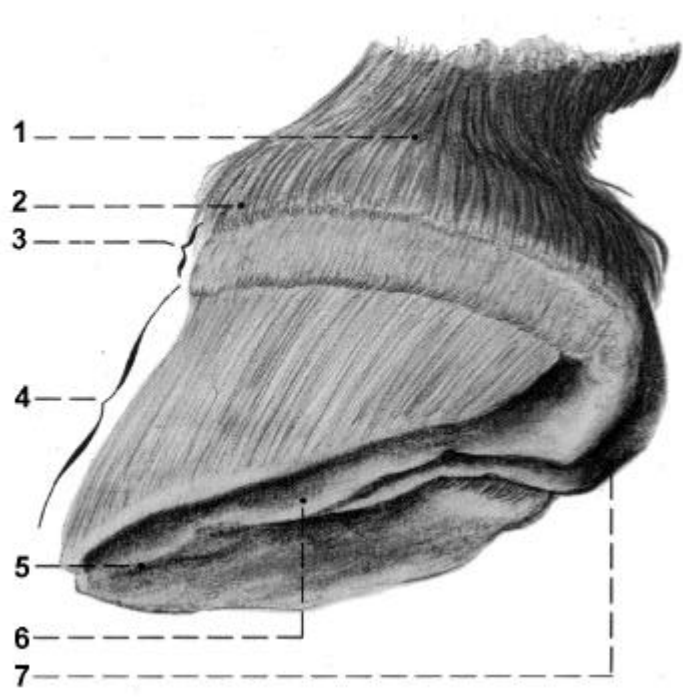


Abbildung 1a: Anatomie des Hufes
(BUDRAS und RÖCK, 1997)

Das Saumsegment(2), das Kronsegment (3), das Wandsegment(4), das von der Hufspitze bis zu den Eckstreben(12) reicht, das Sohlensegment (5), der als Ballen-Strahlsegment zusammengefaßte Strahl (6) und das Ballensegment (7).

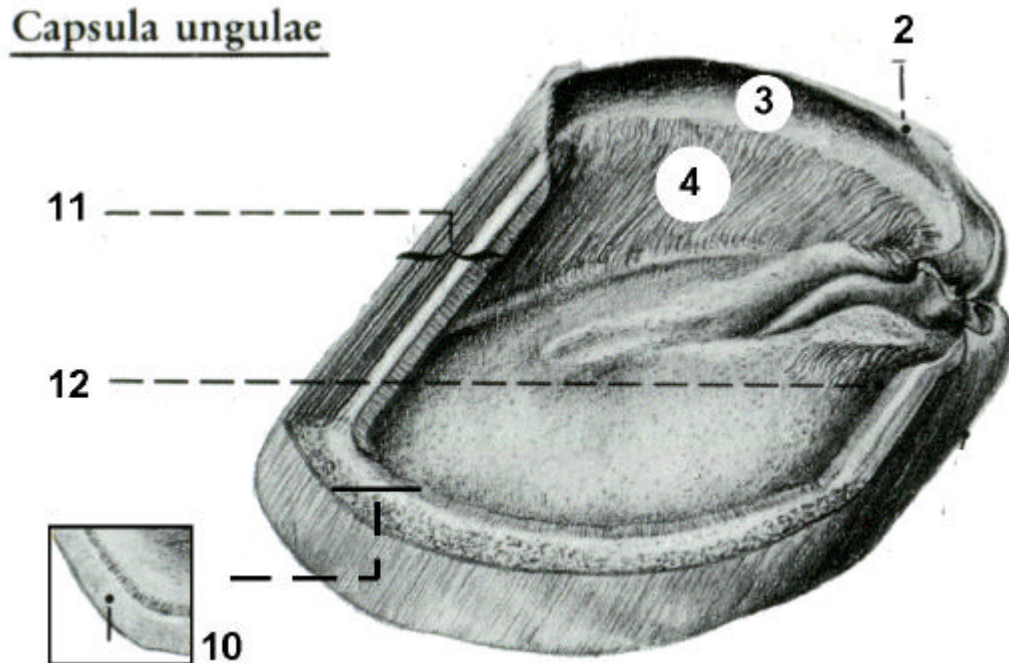


Abbildung 1b: Anatomie des Hufes
(BUDRAS und RÖCK, 1997)

Von sohlenwärts aus betrachtet, kann noch der Tragrand (10=Margo solearis) mit der weißen Linie beschrieben werden. Anatomisch präpariert läßt sich die Epidermis von ihrer Bindegewebsunterlage abziehen. Am abgelösten Hornschuh werden zwei weitere Strukturen unterschieden: die von der Hufkapsel ausgehenden Hornblättchen und die vom Hufbein ausgehenden Lederhautblättchen (STASHAK, 1989). Beide Gewebestrukturen sind ineinander verzahnt und bilden zusammen mit dem Zwischenröhrchenhorn die Aufhängung des Hufbeines in der Hufkapsel. BUDRAS und RÖCK (1997) vergleichen diese Verzahnung mit einem Stempel und dessen Stempeldruck (Matrize und Patrize, die sich spiegelbildlich zueinander verhalten).

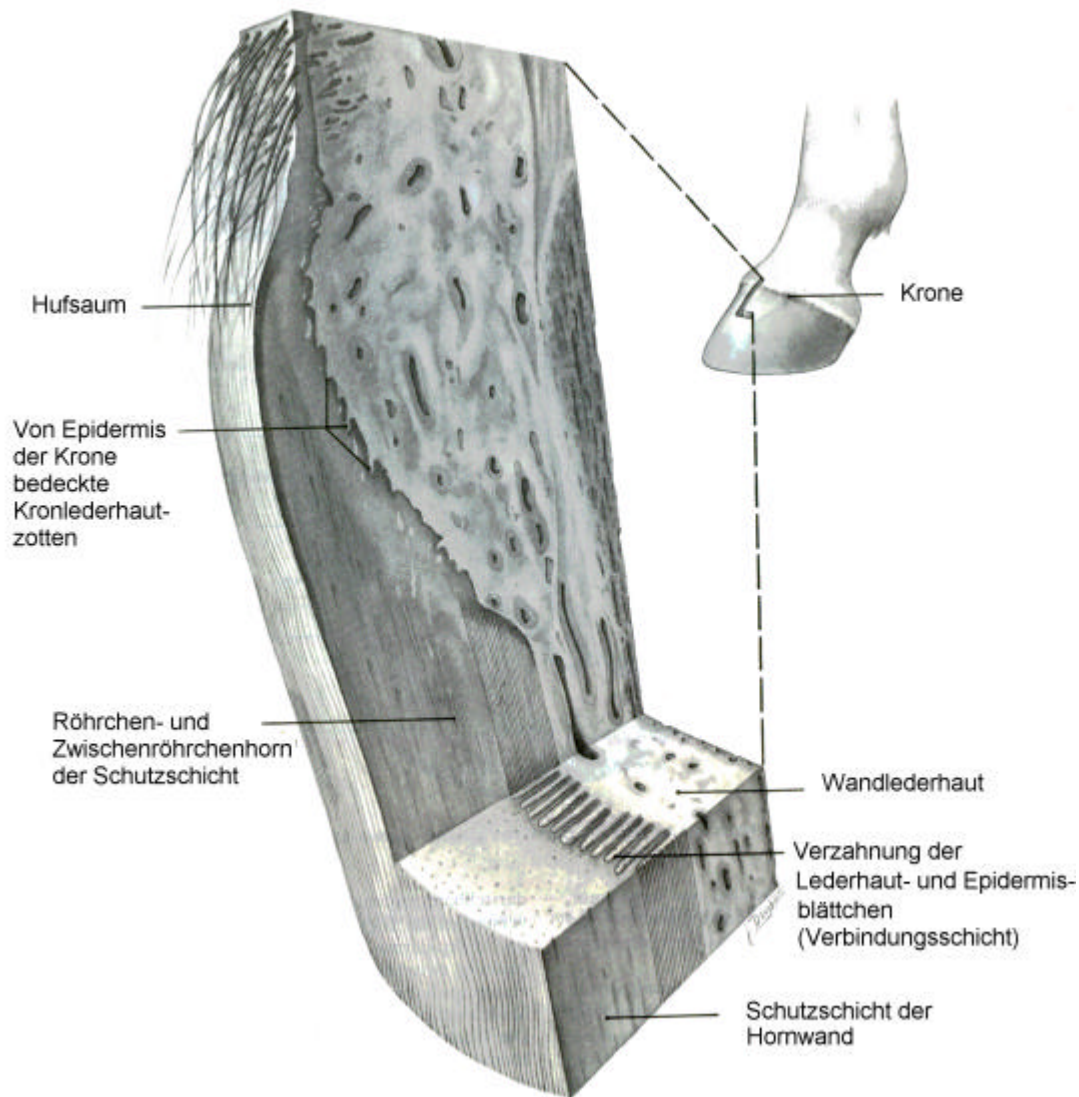


Abbildung 2: Dreidimensionale Darstellung der Krone und der Hufwand (STASHAK, 1989)

2.2.2 Der Begriff „Zehenendorgan“

Mechanisch stark beanspruchte Körperbereiche reagieren mit zunehmender Verhornung der Epidermis. Dies sind die Schwielen bei Menschen und Primaten, Gliedmaßenspitzen bei vierbeinigen Säugetieren. Diese phylogenetisch bedingten Änderungen werden als Zehenendorgan bzw. **Organum digitale** bezeichnet (NICKEL et al., 1984). Dieses Zehenendorgan ist artspezifisch der Gebrauchsweise der Gliedmaße angepaßt. So unterscheidet man die Säuger mit Nägeln (*Unguillatae: Mensch und Primaten*), die Krallentiere (*Unguiculatae: Die Fleischfresser*) und die Huftiere (*Ungulatae: Schweine,*

Wiederkäuer und Pferde). Die folgende Abbildung 3 veranschaulicht die Unterschiede zwischen Ungulatae, Unguiculatae und Ungulatae:

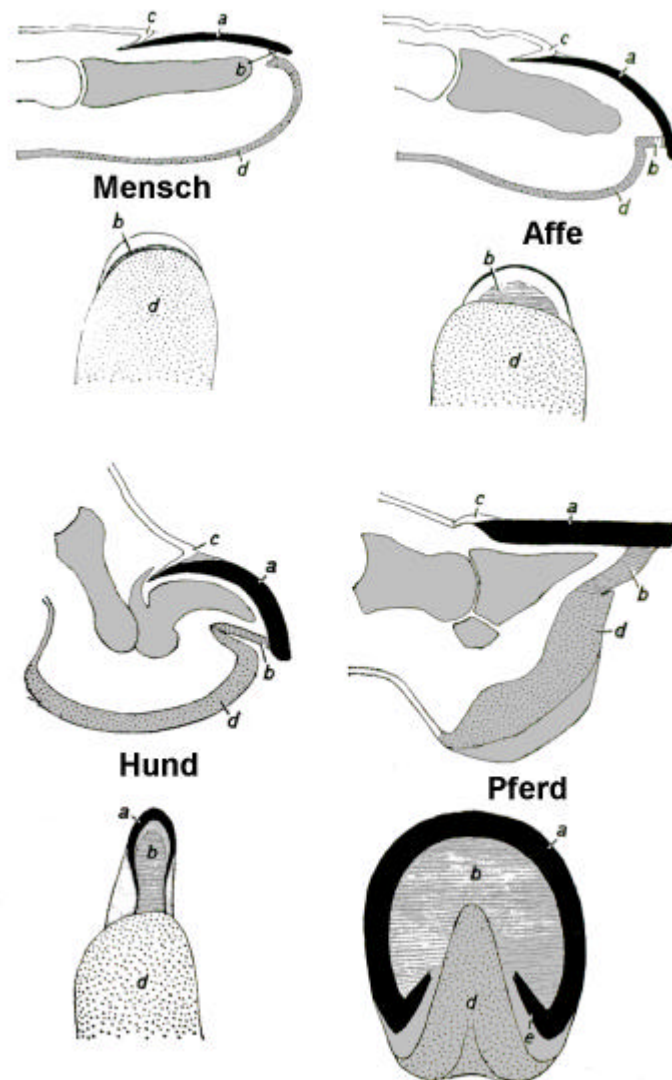


Abbildung 3: Vergleichende Zehenendorgane (NICKEL et al., 1984)

(a=Nagel-, Krallen- oder Hufplatte, b=Nagel-, Krallen- oder Hufsohle, c=Dorsalteil des Nagel-, Krallen- oder Hufwalles, d=Fingerballen, Zehenballen oder Strahl, e=Eckstrebe)

Das **Zehenendorgan** der Equiden (Abb. 4) besteht aus den Knochenstrukturen (Hufbein, Strahlbein und Kronbein), den Sehnenstrukturen (Sehne des M. extensor digitalis communis: Strecksehne und Sehne des M. flexor digitalis profundus: tiefe Beugesehne), den Bändern (gerade und gekreuzte Sesambeinbänder, Strahl-Hufbeinband) und Gelenkscapseln bzw. Schleimbeutel (distale Sehnenscheide der Beugesehnen, Bursa

podotrochlearis, Krongelenksack mit Ausbuchtungen und Hufgelenksack mit Ausbuchtungen) (NICKEL et al., 1984).

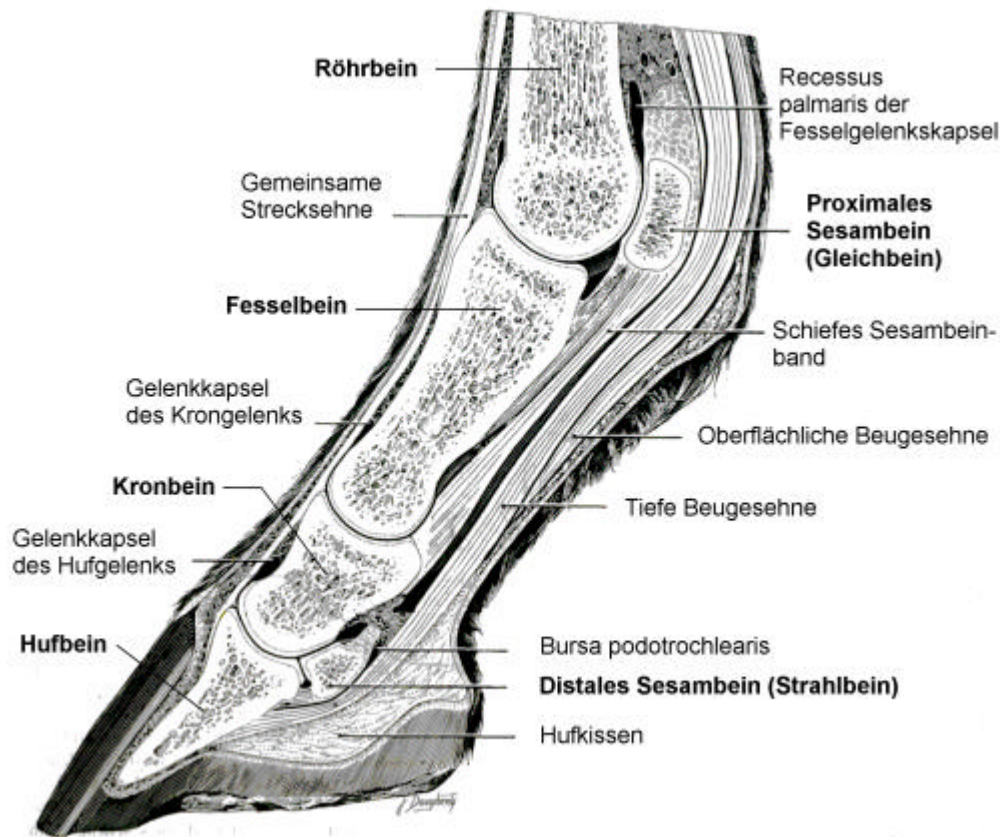


Abbildung 4: Parasagittalschnitt durch die Zehe (STASHAK, 1989)

2.2.3 Der Begriff „Hufbeinträger“

Bei histologischer Betrachtung kann die (modifizierte) Epidermis in zwei weitere Strukturen unterteilt werden: die Primärblättchen (lamellae corneales epidermales I), die zur Verhornung veranlagt sind, und die Sekundärblättchen (lamellae epidermales II), bestehend aus lebender Matrix für den Zellnachschub. Die äußeren Hornschichten der Primärblättchen werden Verbindungshorn (Epidermis cornealis conjugens) genannt, weil sie die Verbindung zum Horn einerseits und die Verbindung zum Hufbein andererseits herstellen und somit als Anteil des Trageapparates zum **Hufbeinträger** fungieren (BUDRAS und RÖCK, 1997). Der Hufbeinträger ist auf den Hufbereich beschränkt, der einen epidermoepidermalen Blättchenapparat aufweist: Zwischen dem Hufbein und dem Hornschuh angespannt, wandelt der Hufbeinträger die auf das Hufbein einwirkende

Körperlast in eine Zugkraft um. Mit diesem Mechanismus wird das Knochengewebe des Hufbeins vor unphysiologischer Druckbelastung geschützt (BUDRAS und HUSKAMP, 1999). FISCHERLEITNER (1974) beschreibt die Weiterleitung des Druckes des Hufbeines über das Stratum internum der Hufwand. Somit wird das Gewicht des Pferdes über diesen Hufbeinträger aufgefangen.

Im dorsalen Bereich ist das Hufbein mit dem Hufbeinträger befestigt (Abb. 5), im palmaren/plantaren Bereich mit der tiefen Beugesehne.

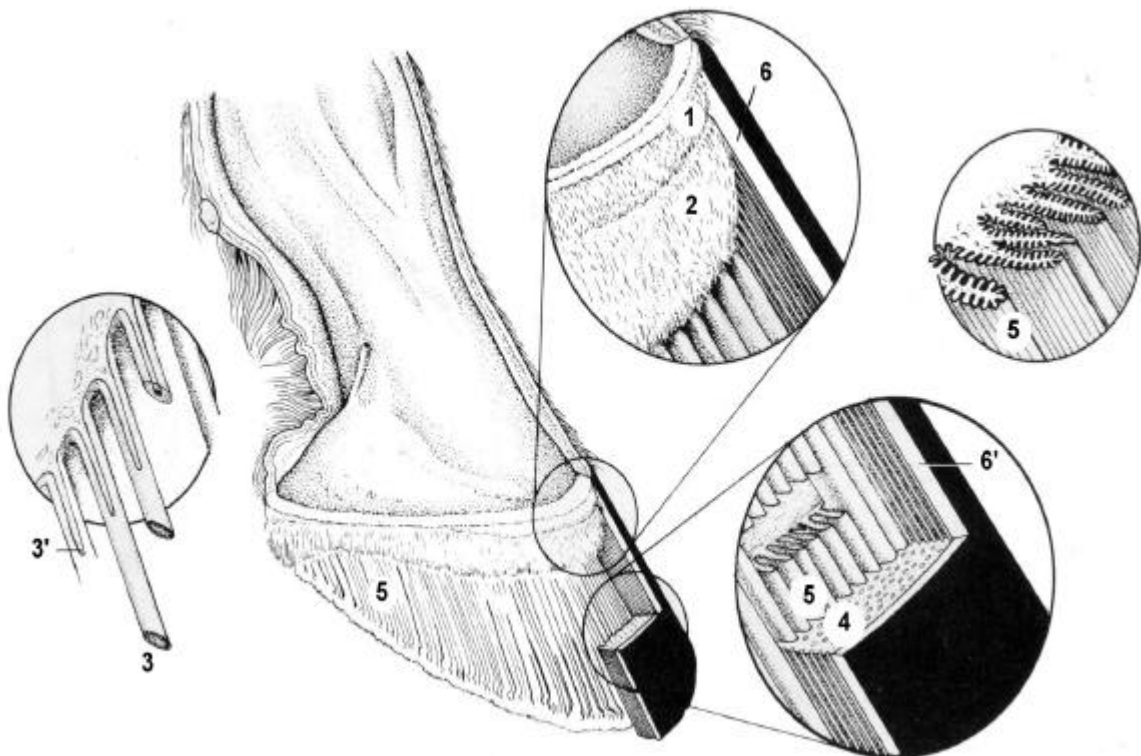


Abbildung 5: Aufbau der dorsalen Hufwand (DYCE et al., 1987)

(1= Saumsegment, 2= Kronsegment, 3 und 3'= Hornröhrchen und Rinde, 4= Wandröhrchen, 5= Primär- und Sekundärblättchen, 6= Epidermis)

Die Phalanx distalis ist somit in einer gleichmäßigen Aufhängung fixiert, und auf das Hufbein ausgeübte Kräfte werden gegenseitig kompensiert (PELLMANN, 1996 und PELLMANN et al., 1997).

2.2.4 Die Begriffe „Hufrehe“, „akute Hufrehe“ und „chronische Hufrehe“

Die **Hufrehe** ist eine nicht-eitrige Huflederhautentzündung im Bereich der Vorderwand, deren Bezeichnung auf den altdeutschen Wortstamm "*räh=steif*" zurückgeht. Bei dieser Erkrankung tritt eine Entzündung des vorderen Teils der Wandlederhaut auf, die mit

Austritt von Blutflüssigkeit aus den Blutgefäßen der Lederhaut einhergeht (RUTHE et al., 1997).

Die Hufrehe des Pferdes ist eine Kapillarerkrankung. Es können hierbei einzelne Abschnitte unterschiedlich stark betroffen sein. Bei stark ausgedehnten Gefäßzerstörungen kommt es zur Lockerung und Trennung zwischen der Verbindungsschicht und der Wandlerhaut (dem Hufbeinträger). In kurzer Zeit verlagert sich das Hufbein in Form einer Drehung oder Senkung. Im weiteren Verlauf ist infolge einer Entzündung ein Ausschuhlen möglich. Ist die Gefäßzerstörung flächig begrenzt, kommt es zu einer Verlagerung des Hufbeines innerhalb der Hufkapsel in Form einer Rotation um die Querachse des Hufbeines. Diese Lageveränderung führt sekundär zu Durchblutungsstörungen. Bedingt durch die Rotation des Hufbeines kommt es durch die Hufbeinspitze im Bereich der Sohlenlederhaut zur Druckkompression. Im Bereich des Kronwulstes bedingt die Verlagerung des Processus extensorius des Hufbeines eine Kompression der Kronrinne (HERTSCH, 1982(b), 1985 und 1988).

Ursächlich für die Hufrehe werden Enteritiden und Endometritiden sowie der Einsatz von Steroiden und manchen Helminthika angesehen (PEREMANS et al., 1991), aber auch Giftstoffe wie Aloe, Brechweinstein, Akazienrinde, Wiesenschaumkraut, Rizinussamen, Einreibungen mit Petroleum oder Rohöl. Nach Aufnahme dieser Stoffe spricht man von **toxischer Hufrehe** (HERTSCH et al., 1996). Eine weitere Ursachengruppe ist die **traumatisch bedingte Hufrehe**. Sie kann ihren Ursprung in langer und schwerer Arbeit auf hartem Boden haben, wie aber auch bei der Entlastung der kollateralen erkrankten Gliedmaße (PEREMANS et al., 1991). Hier spricht man von einer **Belastungsrehe**. Ursache für letztere Form der Hufrehe ist die Entlastung der kranken Gliedmaße wegen des Schmerzes und eine vermehrte Belastung des gesunden Beines. Diese übermäßige Beanspruchung des gesunden Hufes führt zu einer Belastung an der gesunden Gliedmaße. Weitere Ursachen für die Hufrehe werden in Fütterungsfehlern gesehen, wie z.B. die übermäßige Fütterung von Gerste, Roggen, Weizen, Mais oder Melasse. Auch die Überfütterung, besonders bei Kleinpferden kann die Entwicklung einer Hufrehe begünstigen. In diesen Fällen spricht man von einer **Fütterungsrehe** (HERTSCH et al., 1996).

Betrachtet man die Inzidenz der Hufrehe, erkranken vermehrt Ponies und Kleinpferde, die eine Risikogruppe darstellen. Hengste sind anfälliger als Stuten, der Grund hierfür wird in der höheren Androgenproduktion beim Hengst gesehen (HOOD, 1983).

Da die auf das Hufbein ausgeübte Kraft bei übergewichtigen Tieren größer ist und somit der Huf einer größeren Noxe ausgesetzt wird, sind die Inzidenz und der Verlauf der Hufrehe stark vom Gewicht des Pferdes abhängig (BAXTER, 1986).

Die Symptome der **akuten Hufrehe** entwickeln sich innerhalb von Stunden bis Tage (HOOD, 1983). Die Pferde zeigen Symptome vom Schweißausbruch über Muskelzittern bis hin zur steifen Körperhaltung. Erkrankte Pferde zeigen eine deutliche Trachtenfußung (Abb. 6), und die betroffenen Hufe sind vermehrt warm mit erhöhter Druckempfindlichkeit (HERTSCH et al., 1996).

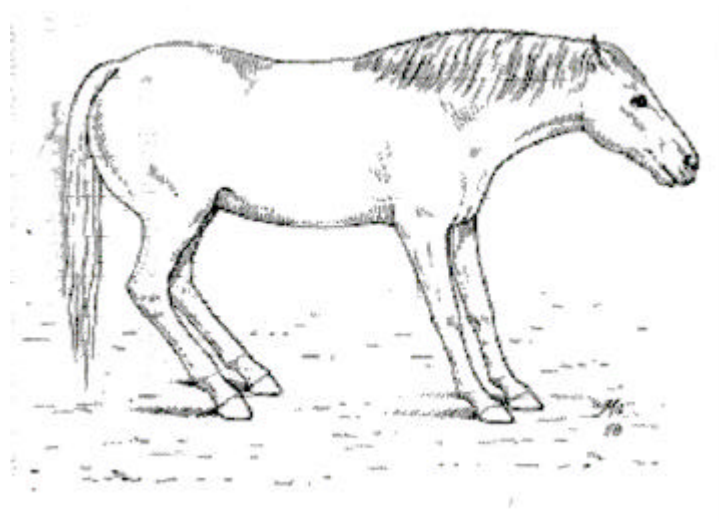


Abbildung 6: Typische Entlastungshaltung eines Rehepferdes (RUTHE et al., 1997)

Die Symptome der **chronischen Hufrehe** entwickeln sich nach der Lageveränderung des Hufbeines innerhalb der Hufkapsel (Rotation, Senkung oder Kombination beider Formen). Mitunter entwickelt sich diese Form mit schleichendem Verlauf, teils fehlen Lahmheitserscheinungen gänzlich. Der chronisch veränderte Rehehuf zeigt im Trachtenbereich divergierende Ringe, die Vorderwand des Hufes ist einige Zentimeter unter der Krone eingebogen. Die Trachtenwände werden steiler und höher, die weiße Linie ist verbreitert (HERTSCH et al., 1996).

2.2.5 Der Begriff „Hufdruckmessung“

Die **Hufdruckmessung** als physikalisch-physiologische Wissenschaftsmethode ermöglicht die Darstellung der Kräfte unter dem Tragrand des Hufes. Solche Meßapparaturen finden ihren Einsatz vorwiegend im klinischen Bereich bei wissenschaftlichen Untersuchungen oder aber in der Lahmheitsdiagnostik (HUGELSHOFER, 1982 und GIRTNER et al., 1987). Diese Messungen erfolgen mit unterschiedlichen Typen von Einrichtungen. So gibt es z.B. Druckmeßschuhe (DOHNE et al., 1990 und BARREY, 1990(a) und 1990(b)) oder Meßstraßen (LEACH, 1987, MERKENS et al., 1988(a) und 1988(b)). Mit Hilfe der Hufdruckmessung können neue Parameter bei der Lahmheitsuntersuchung herangezogen werden, die z.T. vom bloßen Auge nicht erfaßbar sind. Hier sei besonders auf Grenzfälle bzw. Lahmheitsuntersuchungen, die keine eindeutigen Rückschlüsse zulassen, hingewiesen. Ebenfalls in der Biomechanik-Analyse und bei der Überprüfung der Hufzubereitung findet die Hufdruckmessung ihre Anwendung, so z.B. bei der Messung der Kräfteverteilung bei unterschiedlichen Beschlägen (BARREY, 1990(b) und 1992).

2.3 Physikalisch-mechanische Grundlage

2.3.1 Einleitung in die Biophysik

Die elementare Erfahrung unserer Anschauung ist der Raum. Die Umwelt ist erfüllt von Körpern, dazwischen ist es leer. Nach Wegnahme der Körper bleibt der leere Raum übrig, doch erfahrbar ist der Raum nur durch die Anwesenheit von Körpern. Im Raum orientieren wir uns an Hand eines Koordinatensystems, d.h. wir vergleichen aufeinanderfolgende Lagen eines Körpers miteinander.

Wenn die Einheiten Ort und Zeit festgelegt sind, können wir Bewegungen von Körpern längs einer Geraden, in der Ebene und im Raum quantitativ beschreiben. Dieser Teil der Mechanik bzw. **Biomechanik** (Bewegung lebender Körper) ist die Kinematik bzw. **Biokinetik**. Sie baut auf dem Studium der auf Körper einwirkenden Kräfte und den daraus resultierenden Bewegungen auf (LEACH, 1987). Wird die Bewegung mit ihren Ursachen verknüpft, haben wir es mit der Dynamik bzw. **Biodynamik** zu tun.

2.3.2 Zentripetalkraft bzw. Fliehkraft

Eine schräg wirkende Kraft kann in eine Normalkomponente F_N und eine Tangentialkomponente F_T zerlegt werden (Abb. 7). Die Normalkomponente lenkt den Körper aus seiner Richtung ab.

$$\boxed{\text{Zentripetalbeschleunigung}[a_p] = \frac{v^2}{r}}$$

(nach dem Lehrsatz von Pythagoras):

$$\boxed{r^2 = \left(r - \frac{a_p}{2} \times t^2\right) + v^2 \times t^2}$$

bzw.:

$$\boxed{0 = -a_p \times r + \frac{a_p^2}{4} \times t^2 + v^2}$$

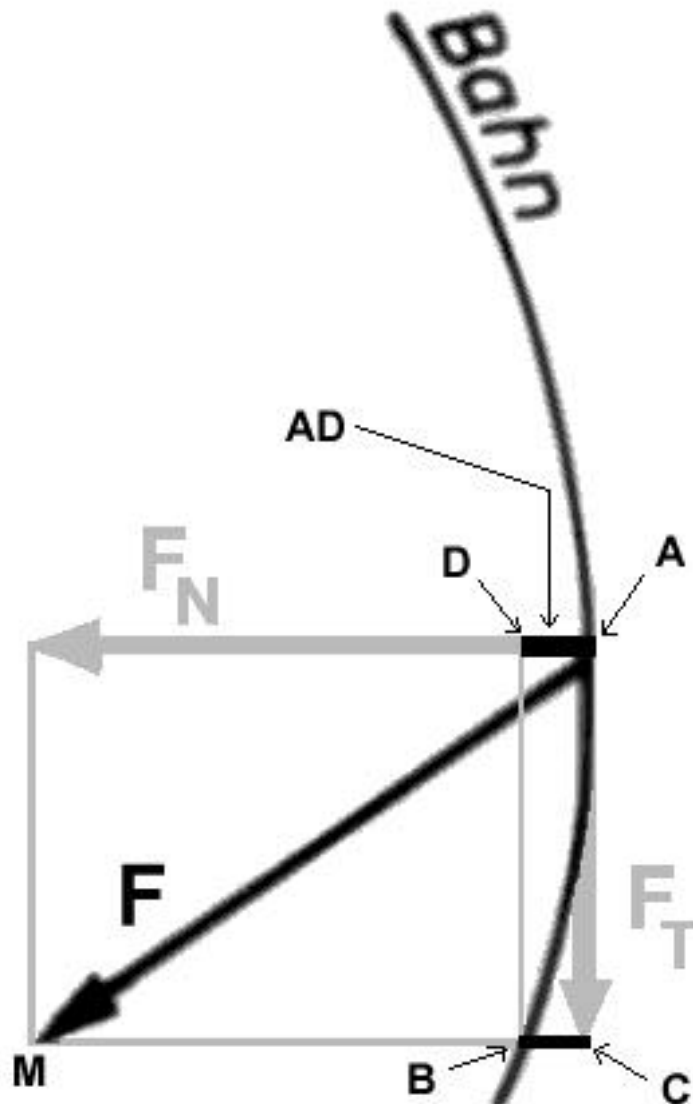


Abbildung 7: Zerlegung einer Querkraft

Die Tangentialkomponente ändert die Bahngeschwindigkeit (HEYWANG et al., 1980). Bei einer gleichförmigen Kreisbewegung muß daher die Tangentialkomponente gleich null sein, d.h. die Kraft steht senkrecht auf der Kreisbahn und ist gegen den Kreismittelpunkt gerichtet. Sie heißt deshalb Zentripetalkraft (*lat. petere = zu erreichen suchen*).

$$\text{Zentripetalkraft}[F_p] = m \times a_p$$

$$AD = \frac{a_p}{2} \times t^2$$

AC=Weg infolge der Trägheit

AD=zurückgelegte Strecke

a= Beschleunigung

a_p= Zentripetalbeschleunigung

t=vorgegebene Zeit

v²=Geschwindigkeit im Quadrat

r=Radius des Kreises

m= Masse

2.3.3 Physikalische Größen

Kurz zusammengefaßt werden hier die Grundgrößen der Biomechanik zur Auflösung der Einheit [kN] für das bessere Verständnis aufgelistet:

$$\text{Geschwindigkeit}[v] = \frac{\Delta s}{\Delta t} \text{ in } \left(\frac{m}{s} \right)$$

Ds = Änderung der Strecke (s₁-s₀)

Dt = Änderung der Zeit (t₁-t₀)

$$\text{Beschleunigung}[a] = \frac{\Delta v}{\Delta t} \text{ in } \left(\frac{m}{s^2} \right)$$

Dv = Änderung der Geschwindigkeit (v₁-v₀)

$$\text{Kraft}[F] = \text{Masse}[m] \times \text{Beschleunigung}[a] = kg \times \left(\frac{m}{s^2} \right)$$

F = Kraft (ausgedrückt in kN)

[Newton] = Kraft, die nötig ist, um 1 kg um $1 \times \left(\frac{1m}{1s^2} \right)$ zu bewegen

2.3.4 Die gemessenen Kräfte unter dem Huf

Die im Augenblick einer Fußung unter einem Huf auftretenden Kräfte lassen sich in drei räumliche Richtungen aufteilen (Abb. 8):

- Vertikale Hufkraft (F_z)

= die Kraft, die senkrecht von dorsal nach ventral einwirkt.

- Horizontale Hufkraft (F_y)

= die Kraft, die longitudinal in Bewegungsrichtung ausgeübt wird, d.h. von der Hufspitze bis zur Trachte (also von dorsal nach palmar/plantar).

- Horizontale Hufkraft, senkrecht zur Bewegungsrichtung (F_x)

= die medio-lateral bzw. latero-medial ausgeübte Kraft, d.h. vom lateralen zum medialen bzw. vom medialen zum lateralen Tragrand.

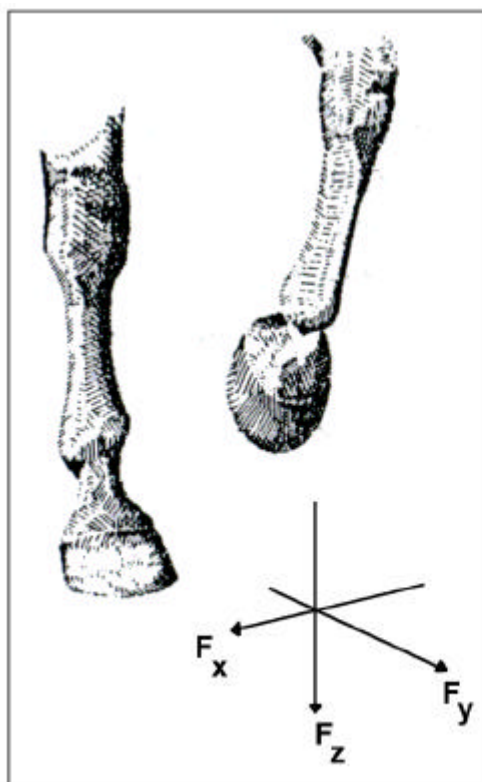


Abbildung:
Hufkräfte in drei orthogonalen Richtungen

Fz : vertikale Hufkraft
Fy : horizontale Hufkraft
(in Bewegungsrichtung)
Fx : horizontale Hufkraft
(senkrecht zur
Bewegungsrichtung)

Abbildung 8: Ausgeübte Hufkräfte
(LEACH, 1987)

Die bei der Fußung auftretende vertikale Komponente wird als „vertikale Hufkraft“ oder kurz als „Hufkraft“ bezeichnet und ist der Gewichtskraft entgegengesetzt. Voraussetzung ist ein geschlossenes physikalisches System, bei dem die resultierende Kraft der einwirkenden Kraft entspricht. Im Bereich unter der Zehe des Pferdes kann nicht von einem geschlossenen System gesprochen werden, denn die einwirkenden Kräfte (das Gewicht des Pferdes) werden nicht vollständig unter dem Tragrand des Hufes wiedergefunden, sie gehen z.T. als Restkraft senkrecht vom Fesselgelenk zum Boden verloren.

Der Maximalwert der Hufkraft bezeichnet die höchste Hufkraft, die während einer Fußung bzw. eines Meßzeitpunktes entsteht. Die Gesamthufkraft (Abb. 9) ist die Summierung aller einzelnen Kräfte an den Druckaufnehmern.

Werden die Hufkräfte einzeln betrachtet, kann somit der geometrische Ort bestimmt werden, d.h. der Punkt, an dem die höchste Hufkraft zu einem bestimmten Meßzeitpunkt zu finden ist (DOHNE, 1991).

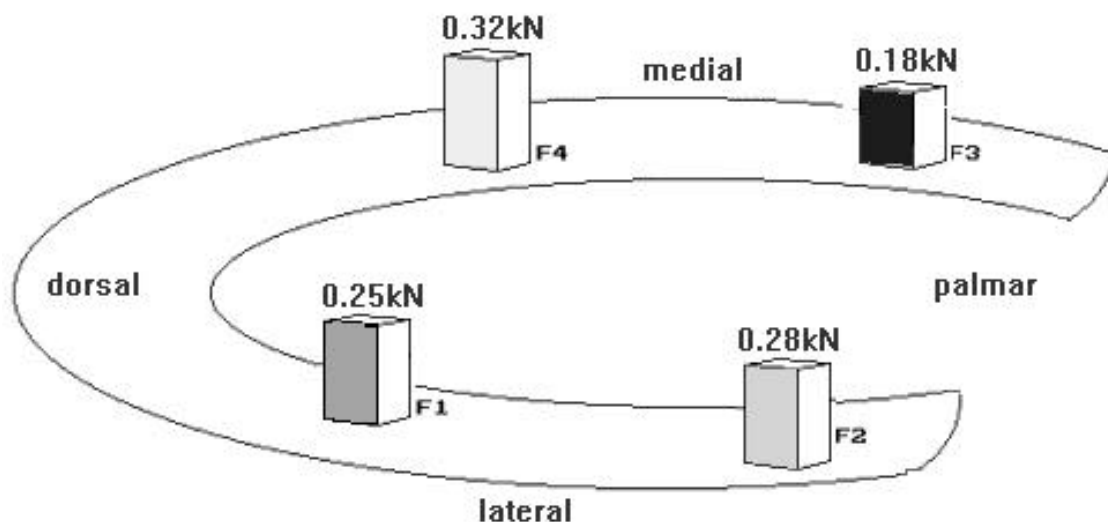


Abbildung 9: Gemessene Spitzenhufkräfte addieren sich zur Gesamthufkraft

$$[F]=F1+F2+F3+F4=1,03 \text{ kN}$$

(KLUNDER und HERTSCH, 1998)

Dieser Ort stellt den örtlichen und zeitlichen Mittelwert der gemessenen Kräfte dar und heißt Gesamtkraftangriffspunkt (Abb. 10). In ihm wird die Gewichtskraft (ebenfalls bei

einem geschlossenen physikalischen System) durch die Summe der Gegenkräfte kompensiert.

Zur Angabe dieses Kraftangriffspunktes dient ein Koordinatensystem mit Achsen in X- und Y-Richtung, entsprechend dem Verlauf von horizontalen Hufkräften, dessen Ursprungspunkt im Mittelpunkt des gleichseitigen Vierecks liegt, das von vier Kraftaufnehmern gebildet wird (Abb. 11). Die Koordinaten lassen sich anhand folgender Formel errechnen:

$$X = \frac{(x_1 \times F_1) + (x_2 \times F_2) + (x_3 \times F_3) + (x_4 \times F_4)}{F_1 + F_2 + F_3 + F_4}$$

$$Y = \frac{(y_1 \times F_1) + (y_2 \times F_2) + (y_3 \times F_3) + (y_4 \times F_4)}{F_1 + F_2 + F_3 + F_4}$$

x_{1-4} bzw. y_{1-4} : Koordinaten der einzelnen Kraftaufnehmer (mm)

F_{1-4} : Einzelkräfte (in kN) unter den Kraftaufnehmern während der Fußungszeit

X und Y : Koordinaten des Kraftangriffspunktes

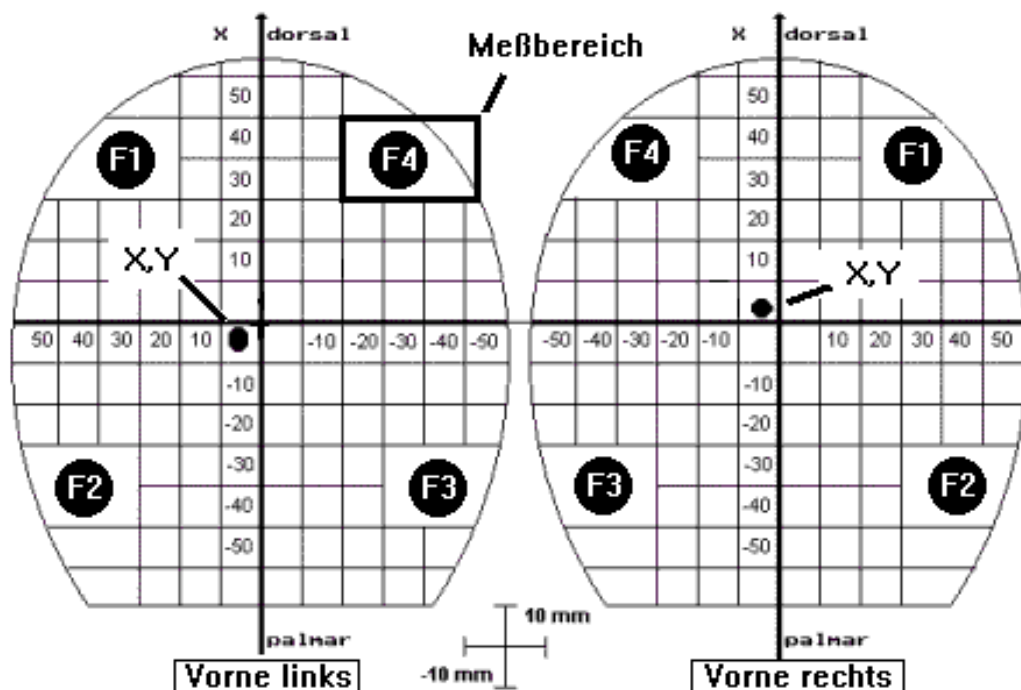


Abbildung 10: Ermittlung des Gesamtkraftangriffspunktes
(F1= Äußere Hufspitze, F2= Äußere Trachte, F3= Innere Trachte, F4= Innere Hufspitze)
(KLUNDER und HERTSCH, 1998)

Die Fußungszeit beschreibt die Dauer einer Stützbeinphase vom Zeitpunkt des ersten Kontaktes des Hufes mit dem Untergrund bis zum letzten Kontakt beim Abstoßen, worauf sich die Hangbeinphase anschließt.

Diese Phasen werden gewöhnlich in Prozentangaben ausgedrückt. Hieraus ergibt sich die Gleichung (DOHNE, 1991):

$$\boxed{STÜTZBEINPHASE = SCHRITTDAUER - HANGBEINPHASE}$$

Die absolute Fußungszeit beschreibt die absolute Dauer einer Stützbeinphase in Sekunden.

Die relative Fußungszeit errechnet sich wie folgt:

$$\boxed{\frac{STÜTZBEINPHASE}{SCHRITTDAUER} \times 100}$$

Die aufgenommenen Hufkräfte werden kontinuierlich von der Meßapparatur aufgenommen. Die kontinuierliche Darstellung des Hufkraftaufbaus unter dem Huf wird somit möglich (Abb. 11). Die ermittelten Werte helfen bei der Auswertung der Fußung, der Belastung des Hufes in den verschiedenen Stützphasen wie auch beim Abrollen des Hufes vom Boden.

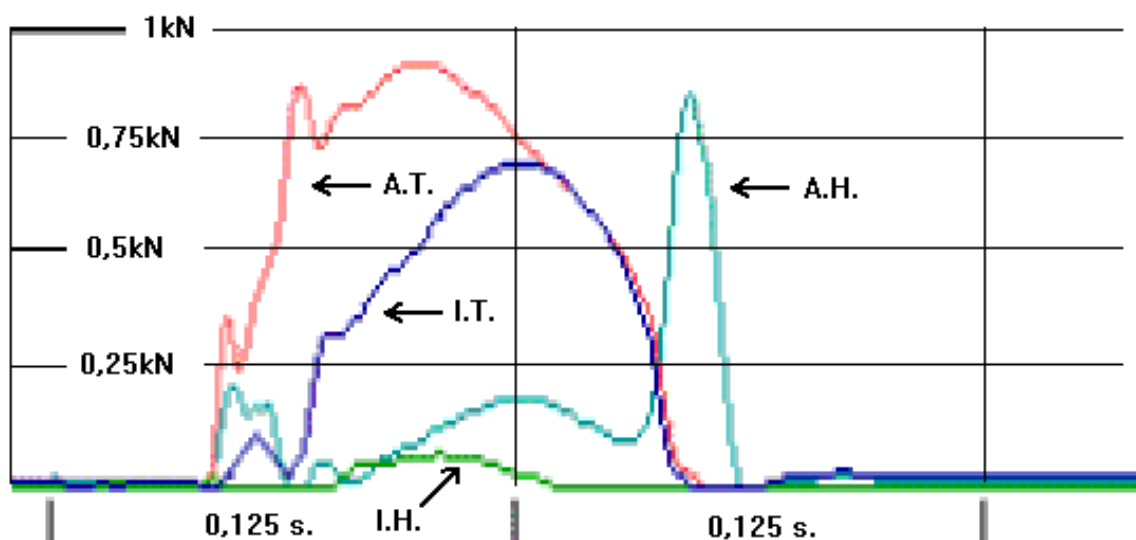


Abbildung 11: Beispiel eines Zeit-Kraft-Diagramm (Bewegungsmessung)
(A.H.= Äußere Hufspitze, A.T.= Äußere Trachte, I.T.= Innere Trachte, I.H.= Innere Hufspitze)
(KLUNDER und HERTSCH, 1998)

2.3.5 Die Kraftaufnehmer

2.3.5.1 Dehnungsmeßstreifen-Prinzip

Dehnungsmeßstreifen-Kraftaufnehmer sind die wichtigsten elektrischen Aufnehmer. Im Regelfall werden dabei auf stab- oder röhrenförmige Verformungskörper vier Dehnungsmeßstreifen geklebt. Wird dieser Körper durch eine Belastung, z.B. im Augenblick der Fußung, gestaucht, so erfolgt eine Verringerung der Widerstände in den Dehnungsmeßstreifen in Kraftwirkungsrichtung. Gleichzeitig nehmen die Widerstände in den Dehnungsmeßstreifen quer zur Kraftwirkungsrichtung zu. Bei einer Zusammenschaltung dieser vier Dehnungsmeßstreifen in einer Wheatonesche Brücke kommt es zu einer Spannungsänderung, die den auftretenden Verformungskräften proportional ist. Die elektrischen Spannungsunterschiede werden in der Regel zunächst verstärkt und anschließend gemessen. Kraftaufnehmer nach dem Dehnungsmeßstreifenprinzip werden außerdem zu unterschiedlichen mechanischen Spannungsmessungen an der Hufwand und in Sehnen verwendet (KNEZEVIC, 1985).

2.3.5.2 Piezoelektrische Kraftaufnehmer

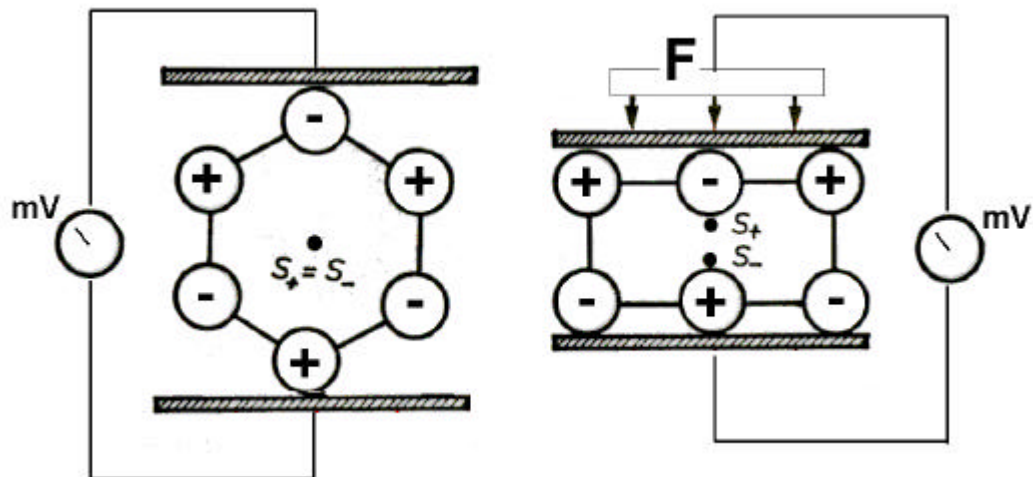


Abbildung 12: Piezoelektrizität (S_+ =Schwerpunkt der positiven Ladungen, S_- =Schwerpunkt der negativen Ladungen, **links**=+Ladung und -Ladung=0, **rechts**=Ladungen meßbar)
(HEYWANG, 1980)

In einem piezoelektrischen Kristall kommt es unter Druck oder Zug zu einer Polarisation der vorhandenen elektrischen Ladungen. Kraftaufnehmer, die sich dieses Phänomen

zunutze machen, enthalten normalerweise Quarzkristalle, da diese über eine hohe Konstanz ihrer Eigenschaften und eine gute Isolation verfügen (PASCHEDAG und TILCH, 1989, PLACKE und TRÜTKEN, 1990).

Quarzkristalle haben eine räumliche Konfiguration, in der ihre Ladung im Gleichgewicht ist (d.h. die positiven und negativen Ladungen gleichen sich aus, es besteht keine meßbare Stromladung). In Abb. 12 liegen die Quarzkristalle auf der linken Hälfte in der optimalen räumlichen Konfiguration, die Null-Ladung liegt im Zentrum der Atome. Auf der rechten Seite der Abb. 12 wird eine Kraft (F) ausgeübt, die dazu führt, daß sich die Kristalle entgegen ihrer Ladung zueinander nähern, und es entsteht eine meßbare Stromladung. Es baut sich zwischen beiden Elektroden eine Spannung auf, die proportional im Verhältnis zu der aufliegenden Kraft steigt. Über eine Kabelverbindung wird diese Ladung erfaßt und nach einer anschließenden Verstärkung gemessen.

2.3.5.3 Kapazitives Meßprinzip

Dieses nach dem System des Plattenkondensators arbeitenden Kraftaufnehmers besteht aus zwei parallel zueinander stehenden Platten, an denen eine feste Spannung angelegt ist. Zwischen den Meßplatten befindet sich ein elastisches Dielektrikum. Im Falle einer Krafteinwirkung wird das Dielektrikum komprimiert, und es kommt zu einer Annäherung der beiden Platten. Dadurch verändert sich die Kapazität des Kondensators, und es kommt zu einer meßbaren Veränderung der angelegten Spannung. Diese Spannungsveränderung verhält sich proportional zu der Größe der einwirkenden Kraft (MAIR und DIEBSCHLAG, 1988). Dieses bisher nur von MAIR und DIEBSCHLAG (1988) genutzte System ermittelt mit Hilfe eines Computers die Gesamtkraft auf der belasteten Fläche und die maximale Druckkraft pro Quadratzentimeter.

Bekannt sind zwei Formen von elektrischer Polarisierung, die dielektrische und die paraelektrische Polarisierung. Die dielektrische Polarisierung (Abb. 13) beruht auf der Tatsache, daß im Inneren des Isolators (bzw. zwischen beiden Elektroden) die Moleküle verschoben werden. Unter dem Einfluß einer elektrischen Ladung wandeln sich die Moleküle in Dipole mit einem positiv und einem negativ geladenen Ende (HEYWANG, 1980).

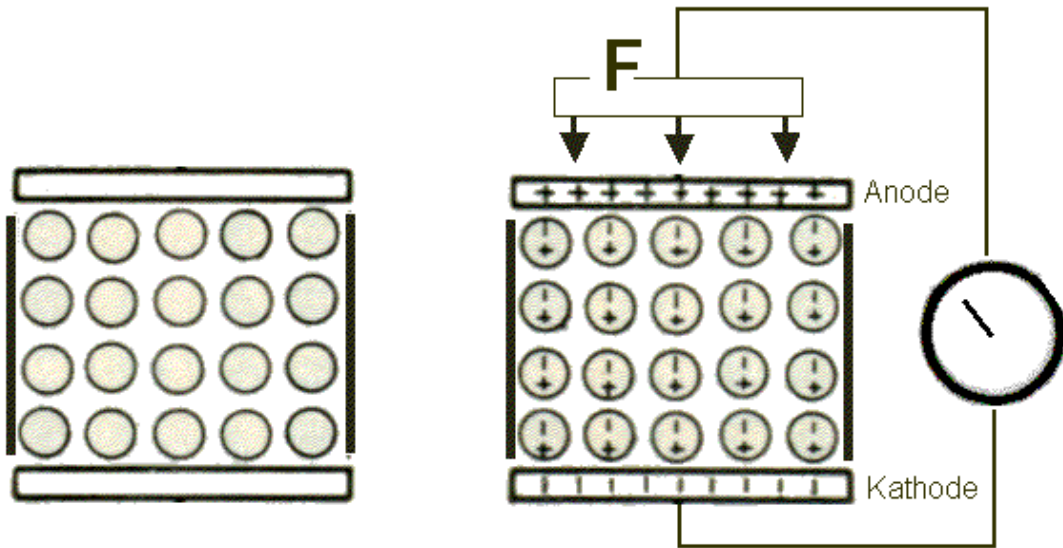


Abbildung 13: Dielektrische Polarisation
(HEYWANG, 1980)

Es gibt aber auch Moleküle, die schon von Natur aus Dipole darstellen: Die paraelektrische Polarisation (Abb. 14). Wegen ihrer regellosen thermischen Bewegung haben sie keine bevorzugte Richtung. Wird eine äußere elektrische Ladung angewandt, kommt es zu anziehenden bzw. abstoßenden Kräften, und die Dipole können sich parallel richten (HEYWANG, 1980).

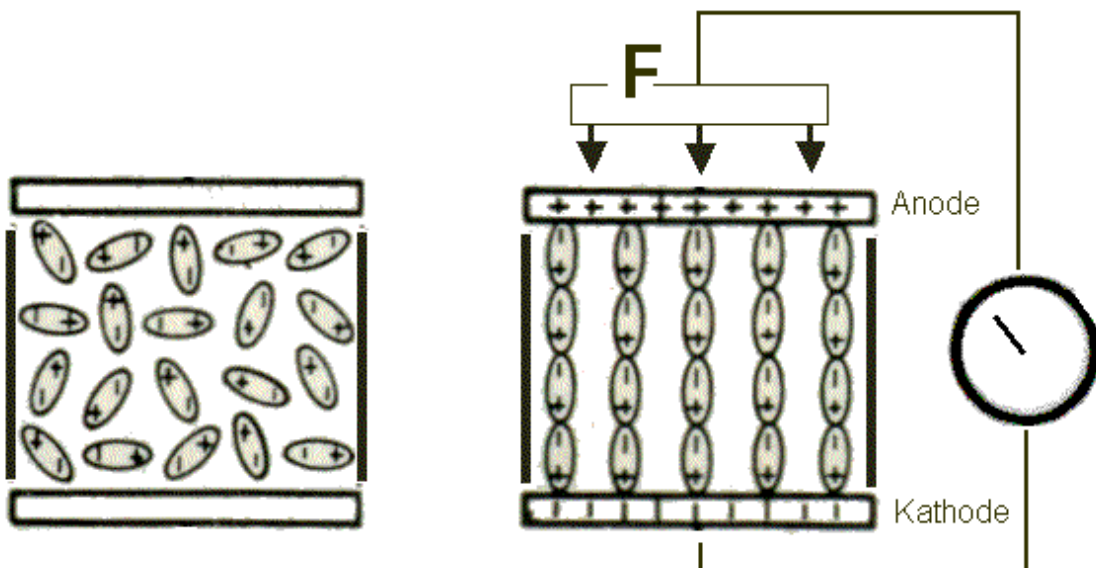


Abbildung 14: Paraelektrische Polarisation
(HEYWANG, 1980)

Die oben beschriebene Anwendung von elektrischer Ladung auf den Isolatoren kann durch Anlegen einer elektrischen Quelle oder aber auch durch Anwendung einer Kraft erfolgen. Hierbei nähern sich die zwei Elektroden, was zu einer Änderung der Polarisierung führt.

2.3.6 Die Kraftmeßschuhe

Unter Kraftmeßschuhen versteht man unterschiedliche Kombinationen von Hufeisen mit daran befestigten Kraftaufnehmern. Kraftaufnehmer werden komplett (RATZLAFF, 1988) oder als Teilstück (FREDERICSON und DREVEMO, 1971) unter den Huf genagelt. Alternativ wird ein bereits vorhandener Beschlag vorausgesetzt. Hier können Kraftmeßschuhe aus flexiblerer Zusammensetzung am Huf des Pferdes befestigt werden (BARREY, 1990(b), PLACKE und TRÜTKEN, 1990).

Als Kraftaufnehmer finden sowohl Dehnungsmeßstreifen als auch piezoelektrische Kraftaufnehmer Verwendung. Die Vorteile von Kraftmeßschuhen liegen in der Möglichkeit der Messung mehrerer aufeinanderfolgender Fußungen und der gleichzeitigen Messung an unterschiedlichen Gliedmaßen. Unter Verwendung telemetrischer Übertragungssysteme ist eine unbeeinflusste Bewegung des Pferdes möglich (HUGELSHOFER, 1982), außerdem können Meßergebnisse auf unterschiedlichen Böden gewonnen werden. Einige Kraftmeßschuhe sind in der Lage, auftretende vertikale Kräfte unter der lateralen und medialen Trachte sowie unter der Zehenspitze gesondert zu messen und miteinander zu vergleichen (BARREY, 1990(a) und 1990(b) und DOHNE et al., 1990). Zusätzlich können Kraftmeßschuhe an beliebigen ebenen Orten eingesetzt werden.

Die Nachteile von Kraftmeßschuhen liegen in ihrem zum Teil sehr hohen Gewicht von bis zu 2300 g, die den normalen Bewegungsablauf des Pferdes erheblich beeinflussen können, und in der zusätzlichen motorischen Beeinträchtigung durch Kabel und Brustgurte mit verschiedenen Meßapparaturen. Weiterhin sind Hufschuhe nur in der Lage vertikale Kräfte zu messen (LEACH, 1987).

2.3.7 Die elektronische Auswertung

Beim Einsatz von mobilen Druckmeßschuhen können die entstandenen Signale direkt in den am Pferd angebrachten Kleincomputer gespeist werden (DOHNE et al., 1990).

Nach erfolgter Messung wird der Rechner vom Pferd entfernt und eine weitere Auswertung vollzogen. Die reinen binären Meßdaten, die von den Meßschuhen registriert werden, gelangen zu einem Computer, der nach Umwandlung bzw. Verarbeitung der Daten Graphiken und analoge Zahlenwerte darstellen kann. Es werden aber auch Vorrichtungen genutzt, die die rohen Meßdaten zunächst in einen Zwischenspeicher puffern. Bei solchen Systemen befinden sich in der Regel kleine Speichermedien direkt am Pferd. Chipkarten mit einer Kapazität bis zu 1 Megabyte kommen hier zur Anwendung (PLACKE und TRÜTKEN, 1990).

Bei der ständigen Weiterentwicklung dieser Technik werden neuere Methoden der Signalübertragung konzipiert: immer öfter findet man die Infrarot-Übertragung zwischen der Meß- und der Auswertungseinheit, eine sehr ansprechende Methode, wenn man an die flexible Datenkommunikation denkt.

Bei den aufwendigeren aufgebauten Meßstraßen, die ein statisches Meßsystem darstellen, werden die Signale der Druckmessungen direkt in den Hauptrechner gespeist und können unmittelbar, z. T. sogar während des Meßvorganges, ausgewertet werden (AUER und BUTLER, 1985, TIETJE, 1992). Mittels Ausdruck der Meßergebnisse ist es unkompliziert, verschiedene Meßdaten eines Pferdes (wie z.B. verschiedene Gangarten oder verschiedener Pferde miteinander) bereits optisch zu vergleichen.

2.3.8 Die praktische Bedeutung der Druckpunktmessung

Der Einsatz von biokinetischen Meßsystemen dient primär der Bewegungsanalyse. Die visuelle Beurteilung eines Pferdes in der Bewegung birgt die Gefahr von Interpretationsfehlern, eine computergesteuerte Meßvorrichtung anhand von physikalisch-physiologischen Daten nicht. Sowohl in der Grundlagenforschung, in der Ganganalyse (BJÖRCK, 1985, MERKENS, 1988), in der Untersuchung verschiedener Beschläge (BARREY, 1990(b) und 1992), in den Einflüssen von Keilen unter dem Tragrand (KLUNDER und HERTSCH, 1998) als auch in der Analyse pathophysiologischer Vorgänge wie die Lahmheitsuntersuchungen (HUGELSHOFER, 1982, MERKENS et al., 1988(a) und 1988(b), DOHNE, 1991) findet Verwendung.

2.4 Meßverfahren für die Bewegungsmessung

2.5 Visuelle Methoden

2.5.1.1 Kinematographie

Die Hochfrequenzkinematographie ist das wohl meist genutzte Meßverfahren in der Bewegungsanalyse. Hier wird die durchgehende Erfassung jedes Bewegungsmusters ermöglicht, ohne dabei die Bewegung des Pferdes zu beeinflussen (RATZLAFF, 1988).

Dem zu messenden Pferd werden Marker an den Rotationszentren verschiedener Gelenke angebracht (Fesselgelenk, Karpal- bzw. Tarsalgelenk, Ellenbogen, Humerus, Spina scapulae, Trochanter major des Femurs, Tuber coxae). In der Abbildung 15 sind drei Marker jeweils an der Hufspitze, am Fessel- und am Karpalgelenk angebracht worden, abwärts gerichtete Pfeile zeigen den Zeitpunkt der Berührung mit dem Boden.

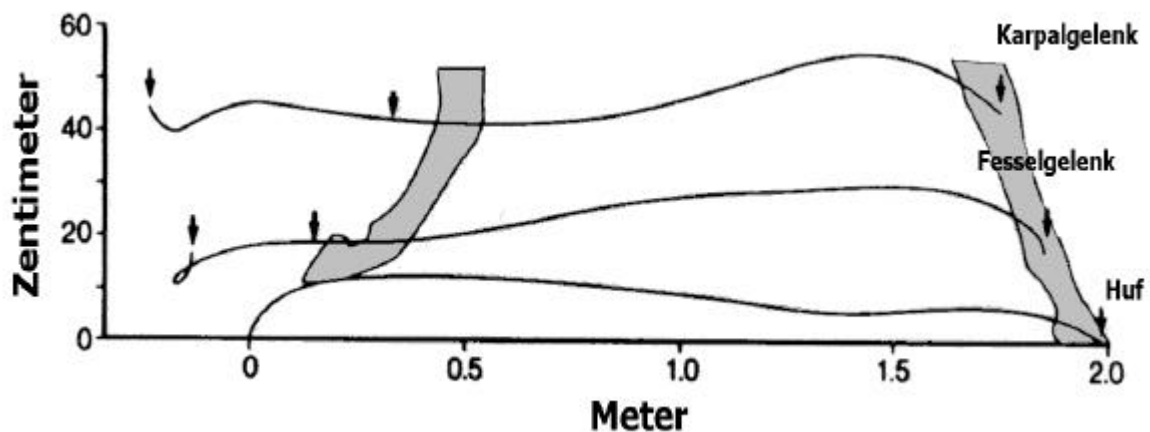


Abbildung 15: Bewegungsmuster einer Messung mit Hochfrequenzkinematographie (RATZLAFF, 1988)

Es handelt sich hierbei um äußerlich mit Klebeband angebrachte Kunststoffkugeln. Das Pferd wird auf einer Laufbahn mit Streckenmarkierungen geführt und von einer Hochfrequenzkamera, quer zur Laufrichtung des Tieres, gefilmt. In der Regel werden Geschwindigkeiten von 100 Bildern pro Sekunde für Schrittmessungen, 200 Bildern pro Sekunde für Trabmessungen und 300 bis 500 Bildern pro Sekunde für Galoppmessungen angewandt.

Eine alternative Methode ist die Nutzung einer Hochfrequenzkamera auf einem Fahrzeug, das die Bewegung des Pferdes verfolgt und gleichzeitig filmt (FREDERICSON et al., 1980).

2.5.1.2 Die Videographie

Diese Technik ist vergleichbar mit der Kinematographie, jedoch mit dem großen Vorteil, die Aufnahmen unmittelbar nach erfolgter Messung betrachten und interpretieren zu können. Ein großer Nachteil ist die geringere Bildauflösung, die Maximalgrenze von 200 Bildern pro Sekunde und der hohe Preis (RATZLAFF, 1988). Die Hochfrequenzvideographie wird vorwiegend bei den Bewegungsanalysen auf Laufbändern verwendet (MORRIS und SEEHERMAN, 1988).

2.5.1.3 Automatische optische Bewegungssysteme

Solche Systeme sind oft in der Bewegungsanalyse des Menschen eingesetzt worden. Die meisten dieser Geräte funktionieren auf der Basis von elektrischen Dioden (LED), die Infrarotwellen senden. Diese Dioden werden an definierten Rotationszentren von Gelenken angebracht und entsprechend dem Bewegungsverlauf dieser Punkte registriert. Bedingt durch diese Infrarot-Technik, bleibt der Einsatz solcher Gerätschaften auf die Anwendung in Räumen bzw. Mechaniklaboren beschränkt. (RATZLAFF, 1988).

Das CODA-3 System ist eine Weiterentwicklung dieser Technik und nutzt statt der Infrarot-Dioden spezielle Farbprismen als Marker. Diese Prismen reflektieren das Tageslicht, das entsprechend von der Apparatur erfaßt wird. Somit wird mit dieser Meßtechnik die Messung im Freien ermöglicht (RATZLAFF, 1988).

2.5.1.4 Die Elektrogoniometrie

Die Goniometrie (aus dem Griechischen *gonia*: Winkel und *metr-*: Maß, Messung) ist eine weitere Technik für die Messung von Gelenkbewegungen. Diese Meßmethode wurde vielfach in der Betrachtung von Fesselgelenk, Karpal- bzw. Tarsalgelenk von gesunden und lahmen Pferden eingesetzt (RAY, 1979).

Diese Apparatur besteht aus einem Elektrogoniometer, einem Verstärker und dem Datenerfassungsgerät. Das Goniometer ist ein Potentiometer und ist mittels eines Kunststoffgerüsts am Bein des Pferdes angebracht, wobei die Meßeinheit direkt im

Rotationszentrum des Gelenks anliegt. Somit können die Winkeländerungen des Gelenks mit einer Präzision von ± 2 Grad gemessen werden (RATZLAFF, 1988).

Abbildung 16 stellt die Messung eines Pferdes im Trab dar. Zu erkennen ist eine Winkelspanne für das Karpalgelenk von maximal 183° (Streckung)(a_1) bis 120° (Beugung)(d), also eine Spanne von 63° . Das Fesselgelenk weist wesentlich mehr Bewegung auf: die maximale Beugung (a_2) beträgt 230° und die maximale Streckung (b) beträgt 150° , hier beträgt die Spanne 80° .

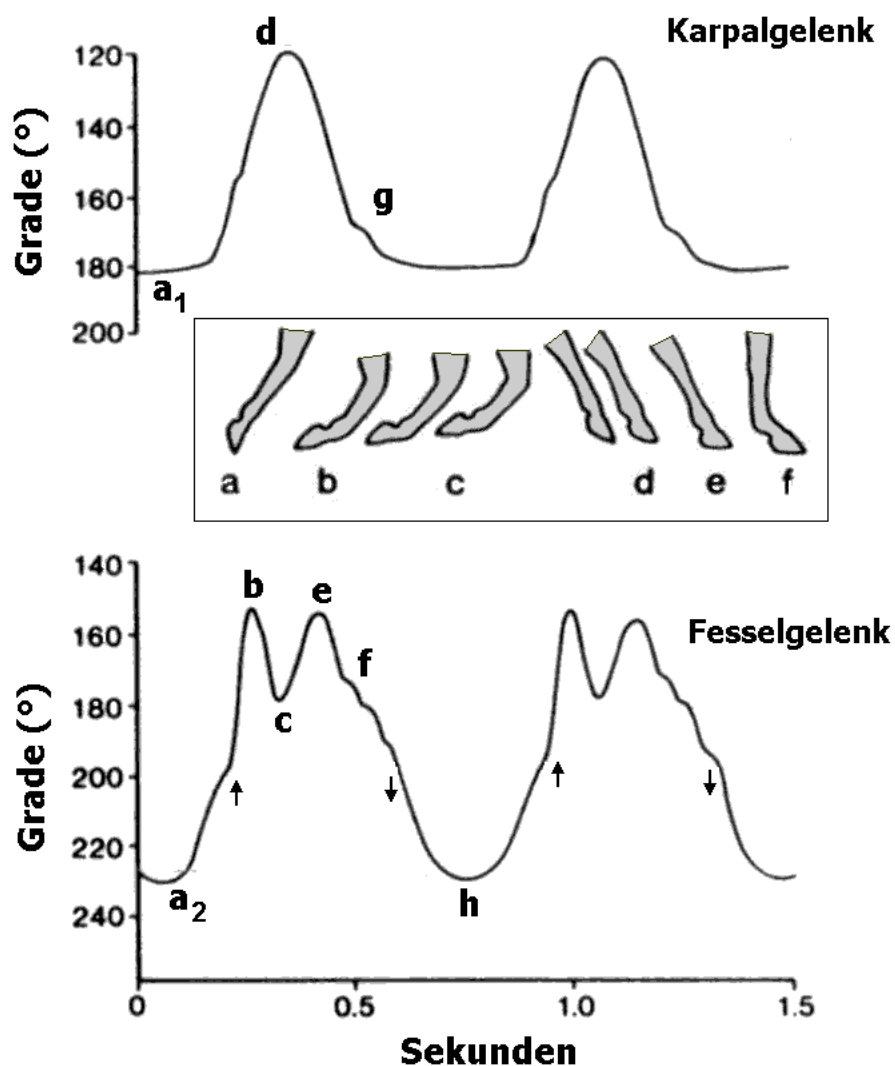


Abbildung 16: Detaillierte Goniogramme von Karpal- und Fesselgelenk (RATZLAFF, 1988)
(a =Abstoßphase, b,c =Hangbeinphase, d,e,f =Stützbeinphase, h =maximale Streckung, g =Bewegung vor dem Absetzen des Fußes, **Pfeil nach oben**=Huf gehoben, **Pfeil nach unten**=Huf in Kontakt mit dem Boden)

Die Erfassung und der Vergleich der Goniogramme verschiedener Pferde oder verschiedener Meßbedingungen ermöglichen Aussagen bezüglich des Kurvenverlaufs. Somit können z.B. abnormale Flexionen bestimmter Gelenke bei Lahmheiten festgestellt werden.

2.5.1.5 Die Accelerometrie

Nicht jede Bewegung erfolgt mit gleichbleibender Geschwindigkeit. Bei zunehmender Geschwindigkeit ist die Bewegung beschleunigt, bei abnehmender Geschwindigkeit ist die Bewegung verzögert. Den Quotienten aus der Geschwindigkeitsänderung und der dazu benötigten Zeit nennt man Beschleunigung, sie wird wie folgt berechnet:

$$\text{Beschleunigung}[a] = \frac{v_1 - v_0}{t} = \frac{\Delta v}{t} \text{ in } \left(\frac{\frac{m}{s}}{s} \cong \frac{m}{s^2} \right)$$

Mit der Accelerometrie werden die Beschleunigungskräfte mittels speziell dafür konzipierter Sensoren gemessen. DYHRE-POULSEN et al. (1994) beschreiben eine Versuchsreihe mit kombinierter Erfassung von Accelerometrie und Hufkraftefassung.

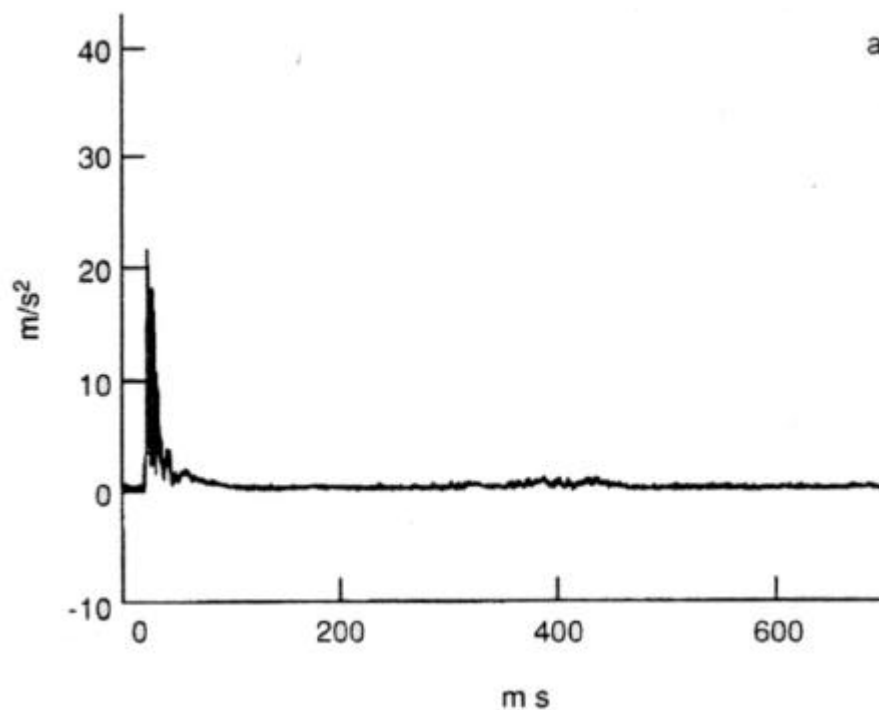


Abbildung 17: Accelerationsdarstellung
(DYHRE-POULSEN et al., 1994)

Die maximalen Accelerationen während einer Messung bei einem unbeschlagenen Pferd zeigen Medianwerte von 23 ms^{-2} (Abb. 17).

Gleichzeitig hierzu steigt der Hufdruck (Abb. 18) ca. 30 ms nach dem Aufsetzen, sinkt bis auf ein Minimum von ca. -40 kPa nach 200 ms, und nach 400 ms steigt der Druck auf einen Maximalwert von ca. $+20 \text{ kPa}$ (DYHRE-POULSEN et al., 1994).

Hier wird deutlich, daß die maximalen Beschleunigungen in der Anfangsphase einer Schritt- oder Trabfolge zu finden sind.

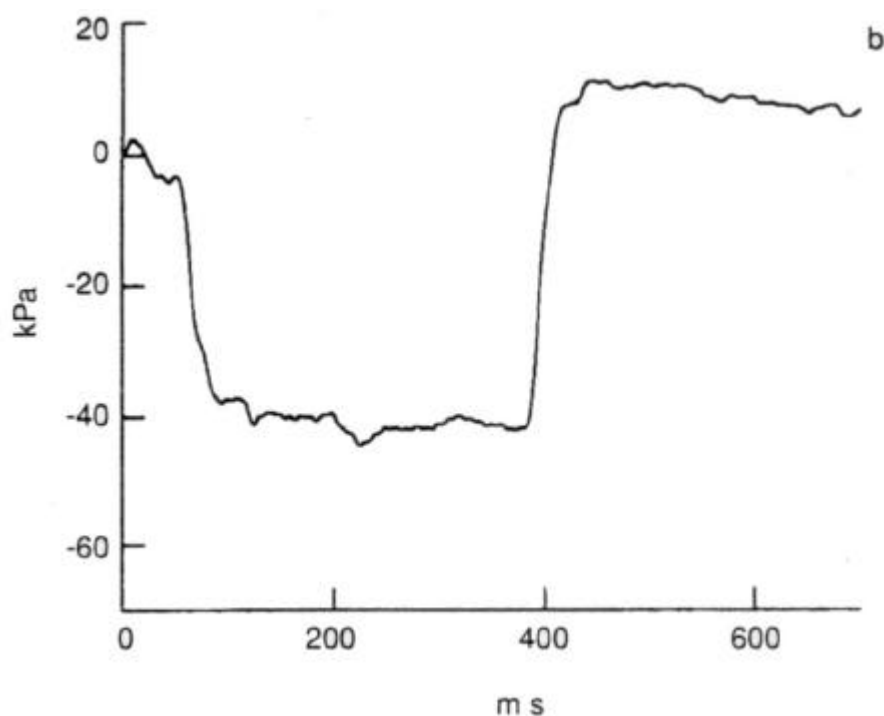


Abbildung 18: Kraftmessung (DYHRE-POULSEN et al., 1994)

2.5.1.6 Die Kraftmeßplatten

Die Grundlage dieses Systems ist eine Metallplatte, die in den Boden mittels einer Befestigung durch vier horizontale und vier vertikale Stahldrähte versenkt ist. Dadurch wird der Platte eine zweidimensionale Erfassung von Bewegungen ermöglicht. Über Kraftmeßzellen verschiedener Kraftaufnehmertypen, wie z.B. Piezoelemente oder Dehnungsmeßstreifen (CLAYTON, 1986), wird die Hufkraft in zwei horizontalen Richtungen (F_y und F_x) und einer vertikalen Richtung (F_z) gemessen.

Die vertikale Hufkraft resultiert aus dem Körpergewicht, der vertikalen Beschleunigung der Gliedmaße und der Abstoßphase. Die horizontale Hufkraft in kranio-kaudaler Richtung entsteht durch das Abbremsen und das Beschleunigen. Die horizontale Hufkraft in latero-medialer Richtung entsteht durch das Aufkommen der linken und rechten Gliedmaße auf den Boden, die Rotationen der Gliedmaße und durch die Imbalanzen des Körpers (LEACH, 1987).

Die Metallplatte ist von einer rutschsicheren Folie überdeckt und in der Laufstrecke des Pferdes auf der Bodenebene eingebaut. Die Signale der Kraftaufnehmer werden an einen Verstärker und anschließend zu einem Computer für die Auswertung weitergeleitet. Zahlreiche Messungen mit diesem System sind in der Bewegungsmessung von langsamen wie auch von schnelleren Gangarten durchgeführt worden (MERKENS et al., 1988(a) und 1988(b) und UEDA et al., 1981).

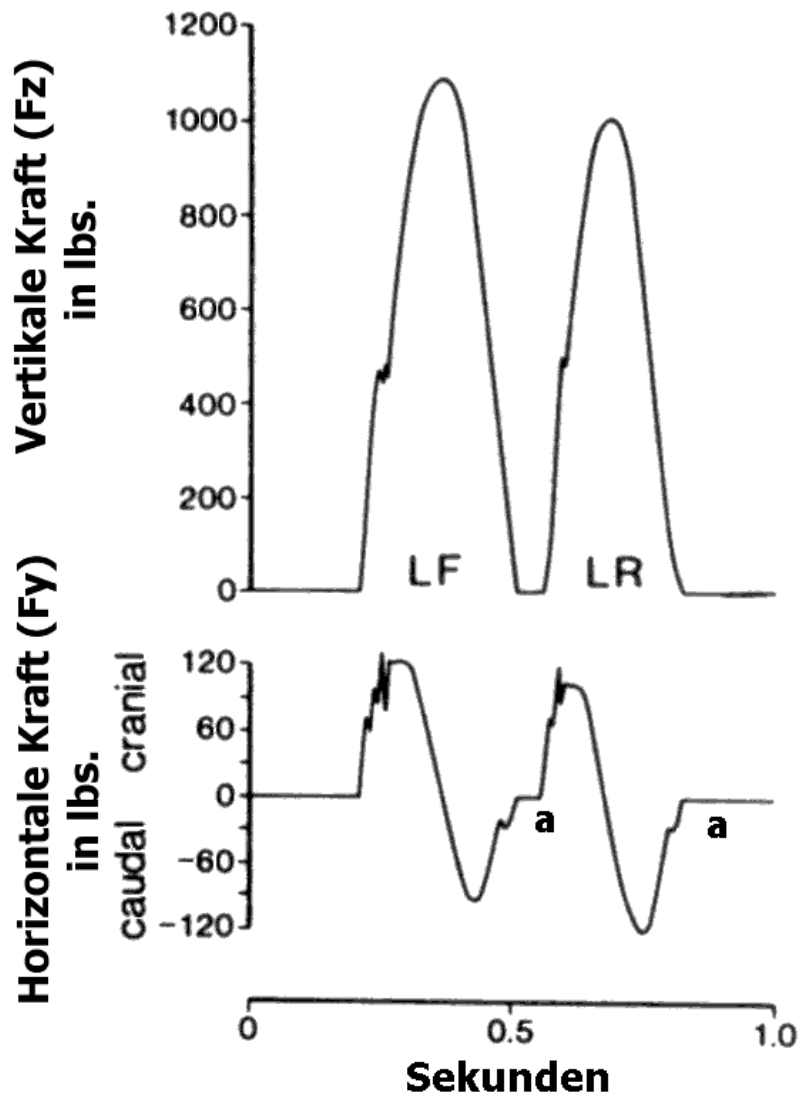


Abbildung 19: Gemessene vertikale (**Fz**) und horizontale (**Fy**) Hufkräfte
(RATZLAFF, 1988)

(**LF**=links-vorne, **LR**=links-hinten, **a**=propulsive Kraft durch Abstoßen des Hufes vom Boden)

Abbildung 19 zeigt eine Messung der linken vorderen und hinteren Gliedmaße eines Pferdes. Aufgetragen wird die ausgeübte Kraft gegen die laufende Zeit für jeweils die vertikale (obere Kurve) und die kranio-kaudale Hufkraft (untere Kurve).

Kraftmeßplatten wurden aber auch vielfach in der Lahmheitsdiagnostik und zur Kontrolle bestimmter Therapieansätze bei Pferden angewandt (GINGERICH et al., 1979, SILVER et al., 1983).

2.5.2 Die Pedobarographen

Als Weiterentwicklung der Kraftmeßplatten-Technologie ist bei einem Pedobarographen in die Meßplatte eine nach oben gerichtete Videokamera eingelassen, die von einer darüberliegenden speziell behandelten Glasplatte sowie einer dünnen Kunststoff-Folie abgedeckt ist.

Im Falle einer Fußung auf die Meßplatte verringert sich der Abstand zwischen Kunststoff-Folie und Glasplatte, was sich in einer lokalen Zunahme der Streuung des Lichtes proportional zu der auftretenden Kraft niederschlägt und über die Videokamera parallel zu den Kraftmeßplattenmessungen dokumentiert werden kann. LEACH (1987) berichtete von Messungen mit Pedobarographen an Rindern und Schafen.

2.5.3 Das Kaegi-Equine-Gait-Analysis-System

Das Kaegi-Equine-Gait-Analysis-System ist für die Erfassung der vertikalen Hufkraft aller vier Gliedmaßen, der Kräfteverteilung unter dem Huf, der Dauer der Fußung im Schritt und Trab entwickelt worden. Das System besteht aus einer Meßfläche mit den Maßen 4m x 1,2m, die mit 160 hydraulischen Drucksensoren versehen und in einer Laufstrecke von 35m bodeneben versenkt ist. Diese Meßsensoren von 2,5cm Breite und 1,2m Länge sind parallel zueinander und quer zur Laufrichtung eingebaut. Bei Belastung durch die Fußungen steigt die Kraft unter den Hufen, die Ladungsänderungen werden erfaßt, sortiert und von einem Computer analysiert (AUER, 1980).

Diese Einrichtung ist mit wesentlichen Nachteilen versehen, wie z.B. die unmögliche Aufspaltung von vertikaler und horizontaler Hufkraft, den Problemen bei gleichzeitigem Fußen von zwei Gliedmaßen (besonders im Schritt) oder der Darstellung der Ergebnisse in Prozenten des Körpergewichtes (RATZLAFF, 1988).

2.5.4 Das EGA-System (Equine-Gait-Analysis)

Die Nachteile des originalen Kaegi-Equine-Gait-Analysis-Systems sind in dem weiterentwickelten System behoben worden. Das EGA-System weist folgende Verbesserungen gegenüber dem Original auf: magnetische Drucksensoren, Meßfläche von 5m Länge, 200 Drucksensoren. Kräfte können sowohl in Absolutwerten als auch in Gewichtsprozenten erfaßt werden.

Weiterhin sind nun 4000 Messungen (statt 2047) pro Sequenz möglich, und die Datenerfassung bzw. Datenauswertung erfolgt nunmehr auf einem IBM-kompatiblen Computer, der die Handhabung der Informationen wesentlich freundlicher gestaltet (RATZLAFF, 1988).

2.5.5 Die Hufeisen mit Druckmeßelementen

2.5.5.1 Hufeisen mit einem Drucksensor

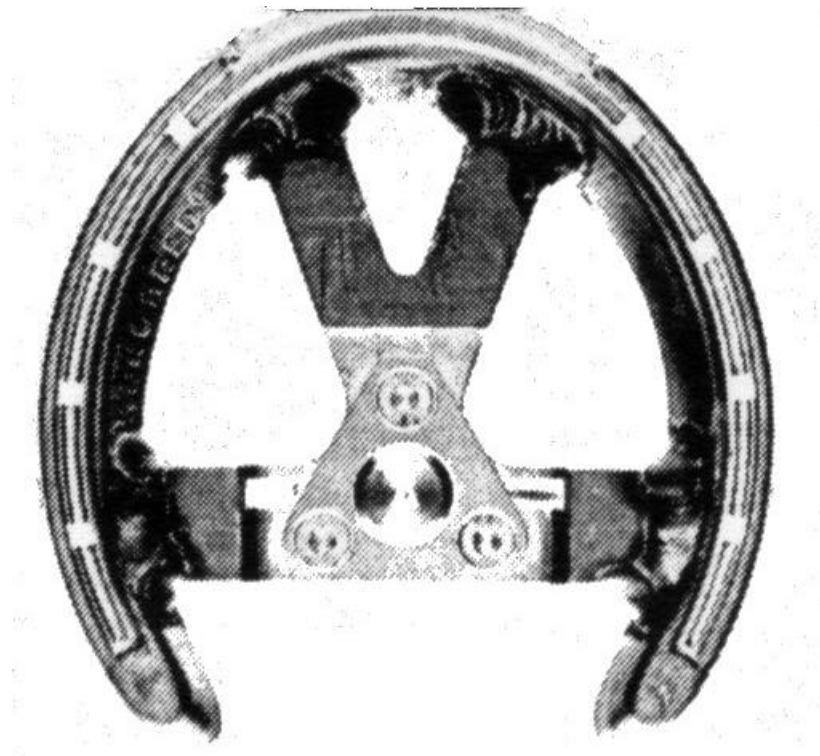


Abbildung 20: Hufeisen mit einem zentralen Drucksensor
(RATZLAFF, 1988)

Hufeisen-Vorrichtungen mit einem Sensor (Abb. 20) bestehen aus einer speziellen Aluminiumlegierung, einem piezoelektrischen Druckrezeptor, einem Vorverstärker, einem Analog-Digital-Wandler und einer Auswertungseinrichtung.

Diese Eisen werden nach den klassischen Methoden des Hufbeschlages angebracht. Dieser Typ von Meßeisen erfasst die vertikale Hufkraft im Bereich des Strahles und wurde bei Messungen von vertikalen Hufkräften im Schritt, Trab und Galopp auf verschiedenen Böden angewandt (RATZLAFF et al., 1985).

2.5.5.2 Hufeisen mit 3 Drucksensoren

Diese Variante besteht aus einem Hufeisen und drei mit Hilfe einer Polyurethanmasse darin eingebauten Sensoren. Einer befindet sich im Bereich der Hufspitze, die zwei anderen Rezeptoren jeweils im Bereich der linken und der rechten Eckstrebe. Die Druckelemente sind ebenfalls piezoelektrische Sensoren.

Diese Methode ermöglicht, vergleichbar mit der Alternative mit einem Druckelement, die Erfassung der maximalen vertikalen Hufkraft, jedoch aber auch die Auswertung der einzelnen Drucksensoren zueinander. Durch die Erstellung von Kraft-Zeit-Diagrammen wird eine genauere Analyse des Fußes möglich: die Aufsplittung der Bodenphasen in Aufußern, maximale Belastung des Hufes und anschließende Abstoßung des Fußes wird somit möglich (RATZLAFF, 1988).

2.6 Die Hufrehe

2.6.1 Historische Zusammenfassung

Die Hufrehe ist eine der häufigsten Ursachen der chronischen Lahmheiten beim Pferd. Die Prophylaxe der Hufrehe bleibt problematisch, und viele heutige Anwendungsmethoden haben ihren Ursprung in den letzten 70 bis 100 Jahren!

Die ersten Berichte über das Auftreten der Hufrehe und deren Therapie stammen aus dem Jahre 1883. Zu dem Zeitpunkt erfolgte die Therapie über einen Aderlaß, die Anwendung von Abführmittel und das Anlegen von wärmenden Verbänden (McGILLIVRAY, 1883). MOORE (1916) empfiehlt den Aderlaß, kombiniert mit Abführmitteln und der Anwendung von Morphin. Weiterhin empfiehlt er heißes fließendes Wasser wegen nicht weiter beschriebener „spezieller Eigenschaften“. Die erste wirklich wissenschaftliche Erkenntnis über die Hufrehe ist auf COFFMAN et al. (1970) zurückzuführen. Er stellte die reduzierte Durchblutung im Huf fest und widerlegte damit frühere Behauptungen der vermehrten Durchblutung. Die verringerte Wirkung des Insulins während und nach einem Reheschub wurde ebenfalls von COFFMAN et al. (1983) entdeckt.

Das wohl größte wissenschaftliche Interesse in der Forschung ist die Therapiemöglichkeit dieser Erkrankung. Die Anwendung von orthopädischen Hufbeschlägen, wie auch das Kürzen der dorsalen Hufwand findet weite Kontroversen in der Fachwelt. Auf der einen Seite wird die Anwendung von "Heart-bar-Eisen" kombiniert mit der dorsalen Resektion befürwortet (CHAPMAN und PLATT, 1984), andererseits stößt diese Methode auf Ablehnung (EUSTACE und CALDWELL, 1989(a) und 1989(b)).

Ein weiterer orthopädischer Therapieansatz der Hufrehe wird in der Trachtenerhöhung gesehen. Ziel ist hierbei das Verhindern bzw. Einschränken der Hufbeinrotation durch verminderte Zugwirkung der tiefen Beugesehne auf das Hufbein. Die wegen der Hufbeinrotation bedingte Verlagerung des Processus extensorius führt sekundär zu einer Kompression der Durchblutung im Bereich der Kronrinne. Die Blutversorgung im Bereich der Trachten und Eckstreben durch den Ramus pulvinus bleibt erhalten, während die Wandlerhaut stark geschädigt ist (HERTSCH, 1989 und MADEICZYK, 1993). Durch die Trachtenerhöhung wird die Belastung auf die weniger erkrankten Gefäß- und Wandlerhautbereiche der Trachten verlagert (HERTSCH et al., 1996).

2.6.2 Biomechanik am Huf

Die Biomechanik des Hufes wird in der Statik vom Sehnenapparat beeinflusst (wie in Abb. 21 dargestellt). Die tiefe Beugesehne (2), die oberflächliche Beugesehne (3) und die Strecksehne (1), die distalen Gleichbeinbänder (5), der Unterstützungsschenkel des M. interosseus III zur Strecksehne (4) sind an der Dynamik der Zehe beteiligt.

Der Ansatz der Strecksehne dorsal am Processus extensorius des Hufbeines bewirkt bei Kontraktion des M. extensor digitalis communis eine Zugwirkung der Sehne mit Streckung (Rotation nach dorsal) des Hufgelenkes.

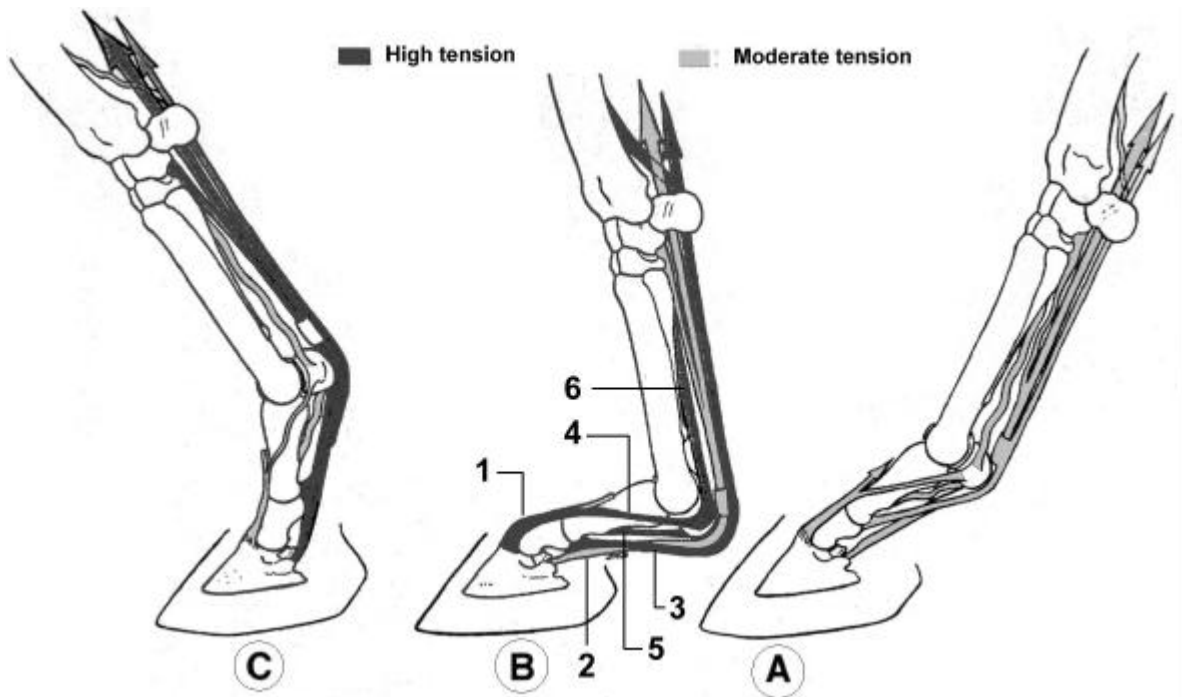


Abbildung 21: Funktionelle Anatomie der Zehensehnen (DENOIX, 1993)

(A=Bodenkontakt-Aufnahme, B=maximale Belastung, C=Abstoßphase, 1=Strecksehne, 2=TBS, 3=OBS, 4=Unterstützungsschenkel des M. interosseus zur Strecksehne, 5=Gerade Sesambeinband, 6=M. interosseus III)

Der Gegenspieler der Strecksehne ist die tiefe Beugesehne, deren M. flexor digitalis communis für die Beugung (mit Rotation nach palmar bzw. plantar) des Hufgelenkes zuständig ist. Durch dieses Wechselspiel von Beugung und Streckung wird der Huf bzw. das Hufbein unterschiedlichen Einflüssen ausgesetzt.

Wie bereits von HENKE (1997) erwähnt, befindet sich das Hufbein zwischen dem Hufbeinträger (an der dorsalen, lateralen und medialen Hufwand) und der TBS fixiert. Es wird davon ausgegangen, daß beide Sehnen bei planer Fußung im Gleichgewicht stehen und somit auch das Hufbein.

Unternimmt man (wie in Abb. 22 dargestellt) eine künstliche Erhöhung der Hufspitze (z.B. durch einen Keil unter dem Huf wie bei B), kommt es zu einer vermehrten Dehnung oder Zugbeanspruchung der tiefen Beugesehne und einer Entlastung der Strecksehne.

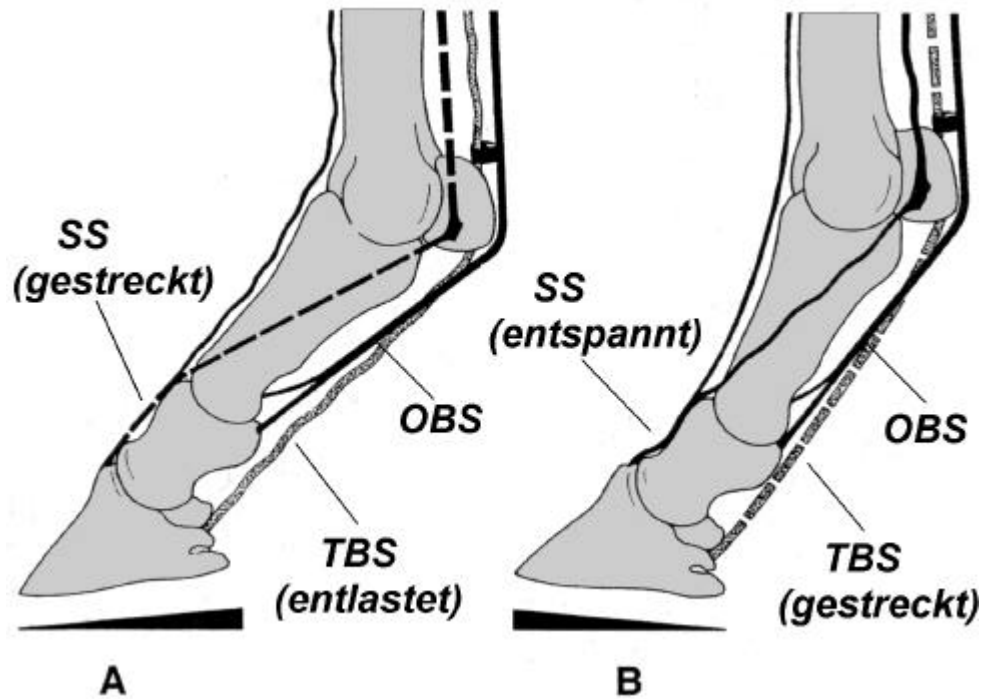


Abbildung 22: Erhöhung der Trachten/Hufspitze
(modif. nach STASHAK, 1989)

Das Hufbein wird 5 verschiedenen Kräften ausgesetzt, die sich wie folgt zusammensetzen (Abb. 23):

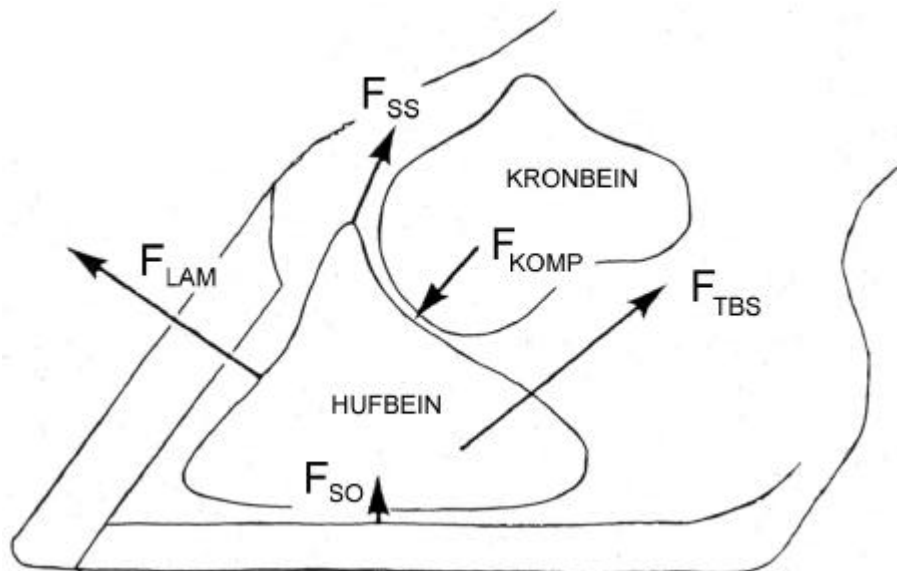


Abbildung 23:
Kräfte diagramm eines Hufes
(modif. nach LEACH, 1983)

Zug der TBS (F_{TBS}), Druck durch das Kronbein (F_{KOMP}), Druck über die Sohle (F_{SO}), Zug der Strecksehne (F_{SS}) und Zug durch die Röhren (F_{LAM}) (LEACH, D., 1983). Wird der Trachtenbereich erhöht, kommt es zu einer Entlastung der Beugesehnen (NILSON et al., 1973). Diese Wirkung kann bei der Therapie von Erkrankungen dieser Strukturen von Nutzen sein. Diese Feststellung widerspricht der Hypothese von FORSSELL (1943), der die gegenteilige Wirkung beschreibt (zitiert nach LEACH, 1983). Hufwinkeländerungen von 40° auf 70° führen zu einer verminderten Zugwirkung auf die tiefe Beugesehne im Stand und im Schritt, aber die Zugwirkungen auf die oberflächliche Beugesehne und das Unterstützungsband bleiben unverändert. Die Trachtenhochstellung erscheint somit keinen Sinn bei Schädigungen von OBS und Unterstützungsband zu machen, jedoch aber bei Schädigungen der TBS (LEACH, 1983).

ROONEY (1980) schlägt zur Therapie der chronischen Hufrehe vor, die Hufspitze rund abzuraspeln und die Trachten zu erhöhen. Folglich wird die Zugwirkung der TBS reduziert. Eine zu starke Erhöhung der Trachten könnte jedoch die Lage und die vertikale Kraft des Kronbeins auf das Hufbein verändern (Abb. 23: F_{KOMP}). Somit könnte eine schädliche Fliehkraft des Hufbeines auf die dorsale Hufwand ausgeübt werden. Die positive Wirkung dieser Erhöhung hängt von der Kenntnis dieser Werte ab, die bis jetzt nicht festgelegt wurden (ROONEY, 1980).

2.6.3 Pathophysiologie

Die Hufrehe wird durch eine Entzündung der Huflederhaut gekennzeichnet. Ausschlaggebend hierfür ist die Erkrankung der peripheren Gefäße, die sich durch verminderte Durchblutung der Kapillaren am Huf, durch Entstehung von ischämischen Nekrosen der Huflederhaut und Schmerzen äußert (STASHAK, 1989). Hierbei wird die komplexe Verbindung zwischen Wandlederhaut- und Lederhautblättchen zerstört, und es kann zu einer Rotation des Hufbeins kommen (BAXTER, 1992). Die Hufrehe sollte aber eher als Rehesyndrom angesprochen werden, denn hierbei handelt es sich um einen Komplex aus Veränderung der Hämodynamik, des endokrinen und kardiovaskulären Systems wie auch aus Störungen des Blutgerinnungssystems (HOOD, 1983).

Die Pathophysiologie der Hufrehe ist in der Literatur kontrovers. Auf der einen Seite werden die Ursachen der Veränderungen im Zehenbereich (Hufbeinträger) in einer

kapillaren Vasokonstriktion im Hufbereich sowie auch in einer anschließenden Koagulopathie gesehen. Die Forschungsergebnisse der letzten Jahre liefern Ergebnisse darüber mit Hilfe der Messung des Blutflusses, der Angiographie (HERTSCH, 1982(b) und 1985) und über nuklearmedizinische Untersuchungen (HOOD, 1983). Andererseits weist POLITT (1997) darauf hin, daß weder die Vasokonstriktion noch der erhöhte interstitielle hydrostatische Druck ("compartment syndrom") für die ischämischen Nekrosen der Epidermallamellen verantwortlich sind. Er versucht diese Hypothese mit der Auswertung von Biopsien früh erkrankter Tiere zu widerlegen. Seine Untersuchungen zeigten weder Epidermalzellnekrosen, intravaskuläre Koagulationen noch Ödeme. Ganz im Gegenteil war das Gefäßlumen der meisten Präparate unverändert.

POLITT (1997) sieht einen Zusammenhang zwischen dem Vorhandensein von Makrophagen in der Bauchhöhle, die bei akuten Gastrointestinalbeschwerden für die Endotoxinstimulation verantwortlich sind, und dem Auftreten einer Hufrehe. Es wird eine Reaktionskaskade von bisher nicht identifizierten Cytokinen vermutet, die zu einer unkontrollierten Reaktion der Metalloproteinasen am lamelaren epidermalen Blättchenapparat führt.

Ausgangspunkt bei der Hufrehe ist das Vorhandensein der pathologischen Veränderungen im Huf: herabgesetzte kapilläre Durchblutung, gesteigerte Bildung arteriovenöser Verbindungen und der durch Sauerstoffmangel bedingte Schmerz. Der hier vorhandene Schmerz ist zum Teil auf den systemischen Bluthochdruck zurückzuführen. Der Hochdruck wird seinerseits vom sympathischen Nervensystem beeinflusst (HOOD, 1983). Die Vasokonstriktion erfolgt primär durch den Einfluß der Katecholamine, sekundär durch das Renin-Angiotensin-System. Hierbei wird der ischämische Zustand im Huf verstärkt und somit auch der Schmerz. Sind bestimmte Bereiche der Lamellen durch unzureichende Durchblutung nekrotisch geworden, kann es zu einer Hufbeinsenkung kommen. Der Grad der Rotation ist vom Umfang der Veränderungen, vom Körpergewicht und von der Hufform abhängig (HOOD, 1983).

2.6.4 Therapiemöglichkeiten

2.6.4.1 Orthopädische Ansätze

Von den klassischen orthopädischen Beschlägen bei der Behandlung der Hufrehe sind folgende fünf Hufeisen zu nennen: Das Hufeisen mit verbreitetem Zehenteil, die Reheplatte nach Stark und Guther, des Reheeisen nach Bolz, des Reheeisen nach Pflug (KÖRBER, 1989) und des Tauhufeisen (RUTHE et al., 1997).

Seit Mitte der achtziger Jahre gewinnt das "Heart-bar Eisen" zunehmend an Bedeutung (CHAPMAN und PLATT, 1984, SCHATZMANN et al., 1990). Das Prinzip dieses Eisens beruht auf der besseren Verteilung der Last und somit der Entlastung des vorderen erkrankten Teiles der Zehe. "Heart-bar Eisen" werden in verschiedenen Varianten entwickelt, unter anderem auch mit Justierschrauben unter dem Strahlteil, um unterschiedliche Drücke auf das rotierende Hufbein auszuüben (HUSKAMP, 1990). Die Druckwirkung bzw. Lastverteilung findet man auch beim Stegeisen wieder. Der eingeschweißte Quersteg - etwa einen Finger breit hinter der Strahlspitze gelegen (Reheeisen nach Bolz) - stützt die Hornsohle und das Hufbein (BOLZ, 1939).

Nachteilig bei der Anwendung des "Heart-bar Eisens" mit seiner verstärkten Druckbelastung des Strahles ist bei längerer Nutzung die entstehende Atrophie des Hufbeins. Des weiteren wird ein häufiges Abreißen dieses Eisens festgestellt (SCHATZMANN et al., 1990).

Verschiedene Autoren stellen positive Ergebnisse beim Einsatz vom Heart-bar Eisen fest: SCHATZMAN et al. (1990) verzeichnen über 50% Erfolge (Verhinderung der Hufbeinrotation bzw. -absenkung) bei den in einer Studie behandelten Pferden. Andere Autoren zeigen sich eher zurückhaltend bis negativ: MOYER und REDDEN (1989) verweisen auf mangelnde Uniformität bei den vorgestellten Patienten, eine wesentliche Schwierigkeit bei dem Vergleich verschiedener Therapien.

Von diesen Autoren wird hier über fehlende Stabilisierung und keiner Rotationsverhinderung des Hufbeines beim Einsatz des "Heart-bar Eisens" berichtet.

Ein neues Verständnis für das Zustandekommen der Hufbeinrotation entstand, als die Zugwirkung der tiefen Beugesehne auf das Hufbein erkannt wurde (HERTSCH und

BRUNKEN, 1988, REDDEN, 1990). Die Zugwirkung am Ansatz der tiefen Beugesehne in der Facies flexoria fördert die Rotation, d.h. eine Verlagerung des Hufbeines um eine gedachte Querachse im Hufgelenk.

SCHATZMANN et al. (1990) und REDDEN (1990) erzielen mit Hilfe des Heart-bar Eisens gute Ergebnisse bei rehekranken Pferden. HERTSCH et al. (1988) und (1996) beschreiben verschiedene Methoden der Trachtenhochstellung. Sie weisen auf die Bedeutung der reduzierten Zugwirkung der tiefen Beugesehne bei der Hufrehe hin sowie auf die Verlagerung der Kräfte auf die nicht oder weniger erkrankten Abschnitte der Wandlerhaut (im Trachtenbereich). Beim unbeschlagenen akuten Rehehuf wird ein anschnallbarer Hufschuh mit aufgeschraubter Keilplatte (Abb. 24), beim beschlagenen Huf mit Hufrehe wird ein Holzkeil mit Technovit® angebracht (HERTSCH, 1996).



Abbildung 24: Rehehuf mit DALLMER-CLOG und Keilplatte
(HERTSCH et al., 1996)

Im chronischen Stadium der Hufrehe erfolgt bei stabil gebesserter Symptomatik eine Korrektur des Rehehufes unter röntgenologischer Kontrolle. Allmählich soll die Parallelität zwischen Horn- und Hufbeinwand an der Hufkapsel wieder hergestellt und anschließend auch die Kürzung der Trachten vorgenommen werden.

Nach allmählicher Reduktion der Trachtenhochstellung wird bei fortschreitender Ausheilung ein Eggbar-Hufeisen empfohlen (HERTSCH et al., 1996) (Abb. 25).



Abbildung 25: Geklebter Hufschuh mit Eggbar-Hufeisen (HERTSCH et al., 1996)

2.6.4.2 Chirurgische Ansätze

In hochgradigen Fällen mit hochgradiger Divergenz, Rotation und sekundären Veränderungen am Hufbein kann noch eine chirurgische Behandlung erfolgen: die Desmotomie des Unterstützungsbandes der TBS und die Tenotomie der tiefen Beugesehne. Beide Eingriffe führen zur Verminderung der Zugwirkung am Hufbein. Objektive Untersuchungen zum Erfolg solcher Methoden fehlen noch, um den Therapieerfolg der

operativen Behandlung zu bestätigen (STASHAK, 1989). HUSKAMP (1990) berichtet über erfolgreiche Resultate nach Durchführung von Desmotomien des Unterstützungsbandes.

Die Tenotomie der tiefen Beugesehne kann im Bereich des Röhrlbeines oder der Fesselbeuge erfolgen. Um einer Überstreckung im Hufgelenk vorzubeugen, empfehlen ALLEN et al. (1986), vor der Operation den entsprechenden Huf mit einem geschlossenen Hufeisen zu beschlagen.

2.6.4.3 Andere therapeutische Ansätze

Eine weitere angewandte Methode liegt im Einsatz der transkutanen elektrischen Stimulation. Hier wird angenommen, daß dem akuten Reheschub eine metabolische Komponente mit einhergehenden vaskulären Veränderungen vorausgeht. Die Reizung des geschädigten Gewebes mit nicht-magnetischem Strom wird als regenerativ und ATPase-Aktivität fördernd angesehen. Grundlage dieser Wirkung wird in der gesteigerten Aktivität der DNA mit Vasodilatation durch erhöhte Adenosinkonzentration angesehen (VASKO et al., 1986, BURCH, 1985). Eine von VASKO et al. (1986) durchgeführte Studie bei acht Rehepatienten wird als durchweg positiv gewertet.