

**Ganz-Körper-Vibrationen bei Pferden:
Bewertung eines neuartigen
Bewegungs- und Untersuchungsstandes für Pferde**

Armin Kirchdorfer

München

2009

Aus der Klinik für Pferde der Tierärztlichen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Lehrstuhl für Innere Medizin und Chirurgie des Pferdes
sowie Gerichtliche Tiermedizin
Vorstand: Prof. Dr. H. Gerhards

**Ganz-Körper-Vibrationen bei Pferden:
Bewertung eines neuartigen
Bewegungs- und Untersuchungsstandes für Pferde**

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung der tiermedizinischen Doktorwürde
der Tierärztlichen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

von
Armin Kirchdorfer
aus Weißenburg in Bayern

München 2009

Gedruckt mit Genehmigung der Tierärztlichen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Braun

Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. H. Gerhards

Korreferent: Prof. Dr. Knospe

Tag der Promotion: 17. Juli 2009

Meiner Familie

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	1
2	LITERATURÜBERSICHT	2
2.1	HISTORISCHER RÜCKBLICK DER VIBRATIONSTHERAPIE	2
2.1.1	Bedeutung der Rhythmik	2
2.1.2	Grundlagenforschung zur autonome Mikrovibration	3
2.2	ANATOMISCHE UND PHYSIOLOGISCHE GRUNDLAGEN	4
2.2.1	Muskulatur	4
2.2.1.1	Struktur	5
2.2.1.1.1	<i>Muskelfasertypen</i>	7
2.2.1.1.2	<i>Muskel-Spindel-Rezeptor</i>	8
2.2.1.1.3	<i>Golgi-Sehnen-Organ</i>	9
2.2.1.2	Muskelphysiologie	10
2.2.1.2.1	<i>Reflexbögen der Muskelkontraktion</i>	10
	<i>Monosynaptische Reflexe</i>	10
	<i>Polysynaptische Reflexe</i>	10
	<i>Reziproke antagonistische Hemmung</i>	11
	<i>Intersegmentale Reflexverbindung</i>	12
2.2.1.2.2	<i>Neuromuskuläre Synapse</i>	12
2.2.1.2.3	<i>Muskelkontraktion</i>	13
2.2.1.2.4	<i>Alles-oder-Nichts-Prinzip</i>	15
2.2.1.2.5	<i>Isometrische, isotonische und konzentrische Muskelkontraktion</i>	16
2.2.1.2.6	<i>Trainingsphysiologie</i>	17
2.2.1.2.7	<i>Muskelatrophie</i>	18
2.2.1.2.8	<i>Neurotrophe Faktoren</i>	19
2.2.1.3	Zelle	19
	<i>Extrazellularraum</i>	20
2.3	BIOMECHANISCHE GRUNDLAGEN	22
2.3.1	Bedeutung des M. longissimus dorsi aus biomechanischer Sicht ...	22
2.3.2	Anatomie der langen Rückenmuskulatur und die sonographische Darstellung	23
2.3.3	Accelerometrische Ganganalysen	25

II

2.4	EINFÜHRUNG IN DIE VIBRATIONSTHERAPIE	25
2.4.1	Die Mikrovibration und ihre biologische Information	25
2.4.2	Externe Schwingungen	27
2.4.2.1	Ganzkörperschwingungen (GKS)	29
2.4.2.1.1	<i>Physiologie der mechanischen Stimulation</i>	30
2.4.2.1.2	<i>Physiologie der sensorischen Stimulation</i>	30
2.4.2.1.3	<i>Stochastische Resonanzen (SR)</i>	31
2.4.2.1.4	<i>Allgemeine Hinweise zum Einsatz von GKS</i>	32
2.4.2.1.5	<i>Spezielle Hinweise zum Einsatz von GKS</i>	33
	<i>Frequenz</i>	33
	<i>Amplitude und Beschleunigung</i>	34
	<i>Trainingszeit</i>	35
2.4.2.1.6	<i>GKS-Trainingsergebnisse</i>	36
2.4.2.2	Teilkörperschwingungen	37
2.4.3	Einfluss der Schwingungstherapie	38
2.4.3.1	Einfluss auf die Muskulatur und Muskelspindeln	38
2.4.3.2	Tonic-Vibration-Reflex (TVR)	41
2.4.3.3	Kinästhetische Illusionen	42
2.4.3.4	Einfluss auf das vestibuläre System und das Gangmuster	42
2.4.3.5	Einfluss auf die Knochen	43
2.4.3.6	Einfluss auf den Blutfluss und die Blutparameter	43
2.4.4	Nebenwirkungen und Kontraindikationen der GKS-Anwendung	45
3	MATERIAL UND METHODE	47
3.1	BEURTEILUNG DER AUSWIRKUNGEN DER VIBRATIONSSTIMULATION UNTER ULTRASCHALLKONTROLLE ..	47
3.1.1	Vorversuche	47
3.1.2	Untersuchungsgut	48
3.1.3	Eingesetzte Geräte	50
3.1.3.1	Vibrationsgerät zur biomechanischen Stimulation nach marquis®	50
3.1.3.2	Ultraschallgerät	54
3.1.4	Methode der Messtechnik zur Beurteilung der Auswirkungen der Vibrationsstimulation mittels Ultraschallkontrolle	55
3.1.4.1	Ermittlung der Messstellen	55
3.1.4.2	Durchführung	58

III

3.2	BEURTEILUNG DER AUSWIRKUNG DER VIBRATIONSSTIMULATION DURCH GANGANALYSE	58
3.2.1	Vorversuche der Ganganalysen	58
3.2.2	Untersuchungsgut	59
3.2.3	Eingesetzte Geräte	59
3.2.3.1	Vibrationsgerät zur biomechanischen Stimulation nach marquis®	59
3.2.3.2	Das Laufband	60
3.2.3.3	Das Ganganalysesystem nach marquis®	61
3.2.4	Versuchsablauf	63
3.3	STATISTISCHE AUSWERTUNG ZUR BEURTEILUNG DER AUSWIRKUNGEN DER VIBRATIONSSTIMULATION	63
3.3.1	Statistische Auswertung zur Beurteilung der Auswirkungen der Vibrationsstimulation unter Ultraschallkontrolle	63
3.3.2	Statistische Auswertung zur Beurteilung der Auswirkung der Vibrationsstimulation mittels Ganganalysesystem	64
4	ERGEBNISSE	65
4.1	ERGEBNISSE DER VIBRATIONSSTIMULATION UNTER ULTRASCHALLKONTROLLE	65
4.1.1	Vorversuche	65
4.1.1.1	Voruntersuchungen zu den Untersuchungen mittels transkutanem Ultraschall	65
4.1.1.2	Voruntersuchungen zum Einfluss der Vibrationstherapie auf Blutparameter	67
	<i>Untersuchung des Laktatwertes</i>	67
	<i>Untersuchung des Hämatokrit</i>	68
	<i>Untersuchung des Gesamteiweiß</i>	68
	<i>Untersuchung des AST</i>	69
	<i>Untersuchung der CK</i>	69
	<i>Untersuchung der LDH</i>	69
4.1.2	Hauptversuch Ultraschallkontrolle	70
4.1.2.1	Durchmesser des M. longissimus dorsi an den festgelegten Messstellen	70
4.1.2.2	Auswertung mittels T-Test	73
4.1.2.3	Auswertung mittels ANOVA	75

IV

4.2	ERGEBNISSE DER VIBRATIONSSSTIMULATION NACH GANGANALYSE	82
4.2.1	Voruntersuchungen	82
4.2.2	Hauptuntersuchungen	84
4.2.2.1	Ergebnisse der Schrittweitenmessung	84
4.2.2.2	Ergebnisse der Auftrittsstärkenmessung	86
5	DISKUSSION	89
5.1	DISKUSSION DER METHODE	89
	<i>Testparameter</i>	89
	<i>Ultraschalluntersuchung</i>	90
	<i>Ganzkörperschwingungsgerät nach marquis®</i>	91
	<i>Wahl des Trainingsfrequenzbereichs und der Trainingszeit</i>	92
	<i>Accelerometrische Ganganalysen</i>	93
5.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	94
	<i>Ergebnisse der Ultraschallmessungen</i>	94
	<i>Ergebnisse der accelerometrische Ganganalysen</i>	95
	<i>Epilog</i>	97
6	ZUSAMMENFASSUNG	99
7	SUMMARY	101
8	LITERATURVERZEICHNIS	103
9	ANHANG	119
	<i>DANKSAGUNG</i>	122
	<i>LEBENS LAUF</i>	123

ABKÜRZUNGEN

Abb.	Abbildung
ANOVA	Analysis of Variance (Varianzanalyse)
AST	Aspartataminotransferase
ATP	Adenosintriphosphat
CK	Creatinkinase
CO ₂	Kohlenstoffdioxid
DVZ	Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus
EMG	Elektromyogramm
EZM	extrazelluläre Matrix
fzmb	Forschungszentrum für Medizintechnik und Biotechnologie e.V.
GKS	Ganz-Körper-Schwingung
Hb	Hämoglobin
LDH	Lactatdehydrogenase
M.	Musculus
Mb	Myoglobin
NIRS	Near-Infrared-spectroscopy
nm	Nanometer
n.s.	nicht signifikant
NT 3	Neurotrophin 3
o.b.B.	ohne besonderen Befund
PCD	programmed-cell-death
s	Sekunde
SCC	stretch-shortening-contraction
SR	Stochastische Resonanz
TVR	tonic-vibration-reflex
V.	Vena
VL	Vorne Links
VR	Vorne Rechts
Vv.	Venae
WBV	whole-body-vibration
z.B.	zum Beispiel
ZNS	zentrales Nervensystem

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abb. 2.1	EEG-Hirnrhythmen im Vergleich zu Rhythmen der Skelettmuskulatur ...	3
Abb. 2.2	Aufbau des Skelettmuskels	6
Abb. 2.3	Der Muskelspindelapparat	8
Abb. 2.4	Das Golgi-Sehnenorgan	9
Abb. 2.5	Muskelkontraktion	14
Abb. 2.6	Schematische Darstellung des Stoffaustausches in der EZM	21
Abb. 2.7	Die Funktion der Muskelspindel	29
Abb. 3.1	Vibrationsgerät für Pferde - Firma marquis [®] Tiermedizintechnik	51
Abb. 3.2	marquis [®] -Trainings- und Untersuchungsstand (Ansicht von oben)	52
Abb. 3.3	Schematische Darstellung der Vibrationsübertragung von der Plattform auf das Pferdebein	52
Abb. 3.4	Bedienungsterminal zur Einstellung der Frequenzen	53
Abb. 3.5	Ultraschallplattform SONOLINE [®] Omnia der Firma Siemens	54
Abb. 3.6	5,0-MHz-Konvexschallkopf	54
Abb. 3.7	Graphische Darstellung der Messstellen in einer Ansicht von oben	56
Abb. 3.8	Schallkopfpositionen an den Messstellen	57
Abb. 3.9	Versuchsaufbau zur Beurteilung der Auswirkung der Vibrationsstimulation mittels Ganganalyse	60
Abb. 3.10	Befestigung der Beschleunigungsmesser	61
Abb. 3.11	Ganganalysesystem der Firma marquis [®] Tiermedizintechnik GmbH	62
Abb. 3.12	Kinematogramme der Vordergliedmaßen im Schritt dargestellt	62
Abb. 4.1	Ultraschallaufnahmen an den Messstellen	66
Abb. 4.2	Vergleich der Muskeldurchmesser (in Millimeter) der Versuchstiere mit den Kontrolltieren über den Versuchszeitraum an der Messtelle L1 ...	75
Abb. 4.3	Vergleich der Muskeldurchmesser (in Millimeter) der Versuchstiere mit den Kontrolltieren über den Versuchszeitraum an der Messtelle L2 ...	76
Abb. 4.4	Vergleich der Muskeldurchmesser (in Millimeter) der Versuchstiere mit den Kontrolltieren über den Versuchszeitraum an der Messtelle L3 ...	77
Abb. 4.5	Vergleich der Muskeldurchmesser (in Millimeter) der Versuchstiere mit den Kontrolltieren über den Versuchszeitraum an der Messtelle R1 ...	78
Abb. 4.6	Vergleich der Muskeldurchmesser (in Millimeter) der Versuchstiere mit den Kontrolltieren über den Versuchszeitraum an der Messtelle R2 ...	79
Abb. 4.7	Vergleich der Muskeldurchmesser (in Millimeter) der Versuchstiere mit den Kontrolltieren über den Versuchszeitraum an der Messtelle R3 ...	80
Abb. 4.8	Schrittlänge der Pferd vor und nach GKS	83
Abb. 4.9	Gleichmäßigkeit der Bewegung vor und nach GKS	83
Abb. 4.10	Schrittlänge der Pferde vor und nach GKS am Messtag 1	84
Abb. 4.11	Schrittlänge der Pferde vor und nach GKS am Messtag 2	85
Abb. 4.12	Vergleich der Schrittlängenveränderungen von Messtag 1 und 2	86
Abb. 4.13	Gleichmäßigkeit der Bewegung vor und nach GKS am Tag 1	87
Abb. 4.14	Gleichmäßigkeit der Bewegung vor und nach GKS am Tag 2	87
Abb. 4.15	Gleichmäßigkeit der Bewegung vor und nach GKS	88
Abb. 9.1	Gesamtdarstellung Muskeldurchmesser (in Millimeter gemessen) der Versuchs- und Kontrollgruppe an den Messtagen (1, 4, 8)	118

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 3.1	Geschlecht, Rasse, Alter der Versuchsgruppe	49
Tabelle 3.2	Geschlecht, Rasse, Alter der Kontrollgruppe	50
Tabelle 3.3	Achtstufige Trainingsprogramm nach Firma marquis® Tiermedizintechnik	53
Tabelle 3.4	Geschlecht, Rasse, Alter der mittels Ganganalyse untersuchten Pferde ..	59
Tabelle 4.1	Laktatwerte gemessen direkt vor und nach Vibrationsstimulation	67
Tabelle 4.2	Bestimmung der Hämatokritwerte direkt vor und nach Vibrationstraining	68
Tabelle 4.3	Bestimmung der Hämatokritwerte direkt vor und vier Stunden nach Vibrationstraining	68
Tabelle 4.4	Bestimmung des Gesamteiweiß direkt vor und nach Vibrationstraining	68
Tabelle 4.5	Bestimmung des AST direkt vor und vier Stunden nach Vibrationstraining	69
Tabelle 4.6	Bestimmung der CK direkt vor und vier Stunden nach Vibrationstraining	69
Tabelle 4.7	Bestimmung des LDH direkt vor und vier Stunden nach Vibrationstraining	69
Tabelle 4.8	Spannbreite, Median und Standardabweichung	72
Tabelle 4.9	Unterschied der Muskeldurchmesser durch ANOVA	81
Tabelle 9.1	Ultraschallmessungen der Versuchs- und Kontrollgruppe	117
Tabelle 9.2	Schrittweiten	118
Tabelle 9.3	Auftrittsgeschwindigkeiten	118

1 EINLEITUNG

Der Organismus ist ein schwingendes Wirkungsgefüge, in dem die Schwingungen durch Mikrovibrationen der Körperzellen hervorgerufen werden. Es wurde vermutet, dass die natürliche Mikrovibration eine spontane, ununterbrochene biologische Aktivität des Organismus darstellt (ROHRACHER u. INANGA 1969).

Anhand von spezifischen Messtechniken konnte an der Skelettmuskulatur nachgewiesen werden, dass erhöhte oder verlangsamte und in ihrer Intensität geringere Vibrationsrhythmen mit Schmerzen, Verspannungen oder anderen Krankheitszuständen unmittelbar korrelieren.

Seit Mitte der neunziger Jahre werden mechanische Schwingungsvorgänge in der Humanmedizin vermehrt in Rehabilitationsprogrammen, aber auch im konditionellen Training eingesetzt. Dabei wurden im Laufe der Zeit mehrere Geräte zur Schwingungsapplikation entwickelt und deren Wirkung auf den Organismus in verschiedensten Studien auf unterschiedliche Art untersucht.

Im Zuge dieser Studie soll, in einer der ersten Arbeiten im veterinärmedizinischen Bereich, die Auswirkung der Vibrationsanwendung am Pferd, anhand eines speziell dafür konzipierten Ganzkörperschwingungsgerätes untersucht werden. Das Ziel dieser Arbeit liegt darin, neue Informationen über den akuten Effekt des Vibrationstrainings auf die Muskulatur und das Bewegungsmuster des Pferdes zu erhalten.

2 LITERATURÜBERSICHT

2.1 HISTORISCHER RÜCKBLICK DER VIBRATIONSTHERAPIE

2.1.1 Bedeutung der Rhythmik

Ein Körper, der nicht mehr in der Lage ist Rhythmen, wie Herz-, Hirn- und Atemrhythmus hervorzurufen, bringt jegliche physiologische Prozesse zum Stillstand. (RANDOLL et al. 2006).

Die Chronobiologie beschäftigt sich mit der zeitlichen Organisation in Physiologie und Verhalten von Organismen. In dieser Organisation spielen Rhythmen und deren Häufigkeit (Frequenz) eine große Rolle. Das Leben wird durch sich wiederholende Ereignisse gekennzeichnet. Die Periodenlängen für biologische Rhythmen reichen von Millisekunden bis zu Jahren. Zellteilung, Atmung, Herzschlag und Verhalten sind nur einige Beispiele. Im Verlauf der Geschichte wurde der Ansatz der Rhythmik in der westlichen Welt vernachlässigt. Erst gegen Ende des 19. und Anfang des 20. Jahrhunderts wurde sie von Wissenschaftlern aus dem Bereich der Physik wiederentdeckt (Anonym Internet 2009 - Wikipedia Die freie Enzyklopädie, <http://de.wikipedia.org/wiki/Chronobiologie>).

Verantwortlich für die Synchronisation der Rhythmen der einzelnen Zellen sind übergeordnete Impulsgeber im Körper. Systematische Messungen mit Piezosensoren und Beobachtungen zellulärer Systeme mit Hilfe hochauflösender Videomikroskope führten zu der Feststellung, dass die Körperrhythmen bis in die Zellen hinein darstellbar sind und die gesunde, ruhende Skelettmuskulatur eine Oszillation mit einem charakteristischen Amplituden- und Frequenzspektrum aufweist (JÄGER 2005). Die Mikrovibration der Skelettmuskulatur weist den Bereich des Alpha-Rhythmus des Gehirns auf und lässt sich innerhalb dieses Schemas wiederentdecken (DIETRICH u. SIMEON 2007) (Abb. 2.1).






			- Hz -		
Beta	β		14	20	30
Alpha	α		8	10	12
Theta	θ		4	5	7
Delta	δ		0,5	2,5	3
Skelettmuskel			8	10	12

Abb. 2.1: EEG-Hirnrhythmen im Vergleich zu Rhythmen der Skelettmuskulatur
(mit freundlicher Genehmigung von Dr. Semih Ersoy - Matrix-Center München)

Verfolgt man die modernen Ansätze der Physik, so lässt sich die vermehrte Hinwendung zu dynamisch-physiologischen und bioenergetischen Analysen erkennen. Werden beispielsweise bisher vernachlässigte Größen wie Temperatur und Rhythmik in die Betrachtung biologischer Systeme eingegliedert, so kann sich bereits die Aussagekraft bildlicher Darstellungen oder biochemischer Parameter in großem Maße ändern (ALBRECHT 1993).

2.1.2 Grundlagenforschung zur autonome Mikrovibration

Auf allen seinen Ebenen besteht der Organismus aus schwingenden Feldern, oszillierenden materiellen Strukturen und rhythmischen Prozessen (RANDOLL u. HENNIG 2005). In der Studie von GALLASCH (1996) wurden Untersuchungen zur Mikrovibration und Funktion der Muskulatur innerhalb und außerhalb des Gravitationsfeldes durchgeführt. Ausgehend von einer Grundfrequenz von 8-12 Hz in der Arbeitsmuskulatur, wurden nach längeren Aufenthalten auf der russischen Raumstation MIR eine Abnahme der Frequenz auf 4 Hz und eine daraus resultierende Verringerung der Kontraktionsfähigkeit ermittelt.

Durch den Wegfall der Schwerkraft war in den Raumstationen ein Muskeltraining zur Aufrechterhaltung notwendiger Bewegungsausführungen nicht vorstellbar. Deshalb wurden Programme zum Qualitätsmanagement für eine repolarisierfähige Muskulatur, durch die Applikation der charakteristischen Frequenz der Mikrovibration eines regulär vibrierenden Muskels, erstellt (RANDOLL u. HENNIG 2004).

Im Rahmen der Grundlagenforschung wurden Strukturen der Bindegewebsmatrix in ihrer Eigendynamik beobachtet und Zellverbände in Bezug auf ihr Schwingungs- und Ordnungsverhaltens in verschiedenen Situationen unter hochauflösenden Lichtmikroskopen untersucht (RANDOLL et al. 1992).

Mit Hilfe von Differential-Interference-Contrast-Videomikroskopen, Fluoreszenzmikroskopen (u.a. Ca^{2+} -imaging), Elektronenmikroskopen und der Infrarotspektroskopie konnte künstlich herbeigeführter Zellstress hinsichtlich der Veränderung von Oszillationsprozessen untersucht werden. Dafür wurden retinale Zellen, Chondrozyten, Osteoklasten und Osteoblasten sowie Lungenepithelzellen und Endothelzellen Hitze, ultraviolettem oder Infrarotlicht, Hypoxie und Feldveränderungen ausgesetzt und in ihrem Verhalten beobachtet. Veränderungen in der Zellorientierung und Abnahme eines quasi kooperativen Schwingungsverhaltens konnten verzeichnet werden (HOPER u. FUNK 1994).

PETENYI (2001) bestätigten die physiologische Oszillationsfrequenz von 8-12 Hz. Ein Nachlassen der physiologischen Schwingungsfrequenz führt zu einer Perfusionsverschlechterung des betroffenen Körpergewebes.

2.2 ANATOMISCHE UND PHYSIOLOGISCHE GRUNDLAGEN

2.2.1 Muskulatur

Die Muskulatur ist eines der größten und wichtigsten Organsysteme, ohne die ein Organismus nicht lebensfähig ist. Die Aktivität eines Muskels führt zur Kontraktion und Kraftentwicklung. Damit ist es einem Organismus möglich, sich zu bewegen und den Stofftransport in seinem Inneren Aufrecht zu erhalten (DIETRICH u. SIMEON 2007).

Zudem ist das Skelettmuskelsystem mit allen Sensoren des Körpers verbunden, die ihre Informationen an die Steuerungs- und Regelungseinrichtung des Systems zur Verarbeitung weitergeben und stellt somit den größten Verbraucher von chemischer Energie im Organismus dar (HAAS et al. 2006).

2.2.1.1 Struktur

Muskeln bestehen aus Muskelfasern, die entweder so lang sind wie der Muskel oder kürzer, und sich dann aneinander reihen. Die Querstreifung von Skelettmuskeln rührt von Querbändern her, die in den Muskelfasern enthalten sind (HILDEBRAND u. GOSLOW 2004).

Eine Menge von motorischen Einheiten wird zu einem Muskel vereint. Eine Armierung des Muskelinneren durch Bindegewebsstränge unterteilt das Muskelvolumen in unterschiedlich dicke Faserbündel (Primär- und Sekundärbündel). In den Bindegewebssträngen verlaufen die Blutgefäße und die Nervenäste (Abb. 2.2).

Die Muskelzelle ist eine Faser von rund 10-100 µm Durchmesser und im Skelettmuskel bis zu 15 cm Länge. Die Zellmembranen der Muskelfaserzellen umschließen das Sarkoplasma, mehrere Zellkerne, Mitochondrien, Stoffe zur Sauerstoff- und Energieversorgung sowie einige hundert Myofibrillen. Jede Myofibrille ist durch sogenannte Z-Scheiben in ca. 2 µm lange Fächer unterteilt. Ein Myosinfilament besteht aus einem Bündel von ca. 300 Myosin II-Molekülen (SILBERNAGL u. DESPOPOULUS 2001).

Der gesamte Muskel wird außerdem von einer straffen Bindegewebshülle, der Faszie, umschlossen. Die bindegewebige Armierung des Muskelvolumens dient nicht nur als kabelaartige Führung für Blutgefäße und Nervenäste, sondern auch der Druckverteilung im Muskelinneren. Druckerzeuger sind die Kontraktionsbewegungen der Muskelfasern. Auf diese Weise kommt im Lösungsraum der intrazellulären und extrazellulären Flüssigkeit eine Bewegung, der in ihnen gelösten Gase und Stoffe zustande (Druckdiffusion) (PAERISCH 2003).

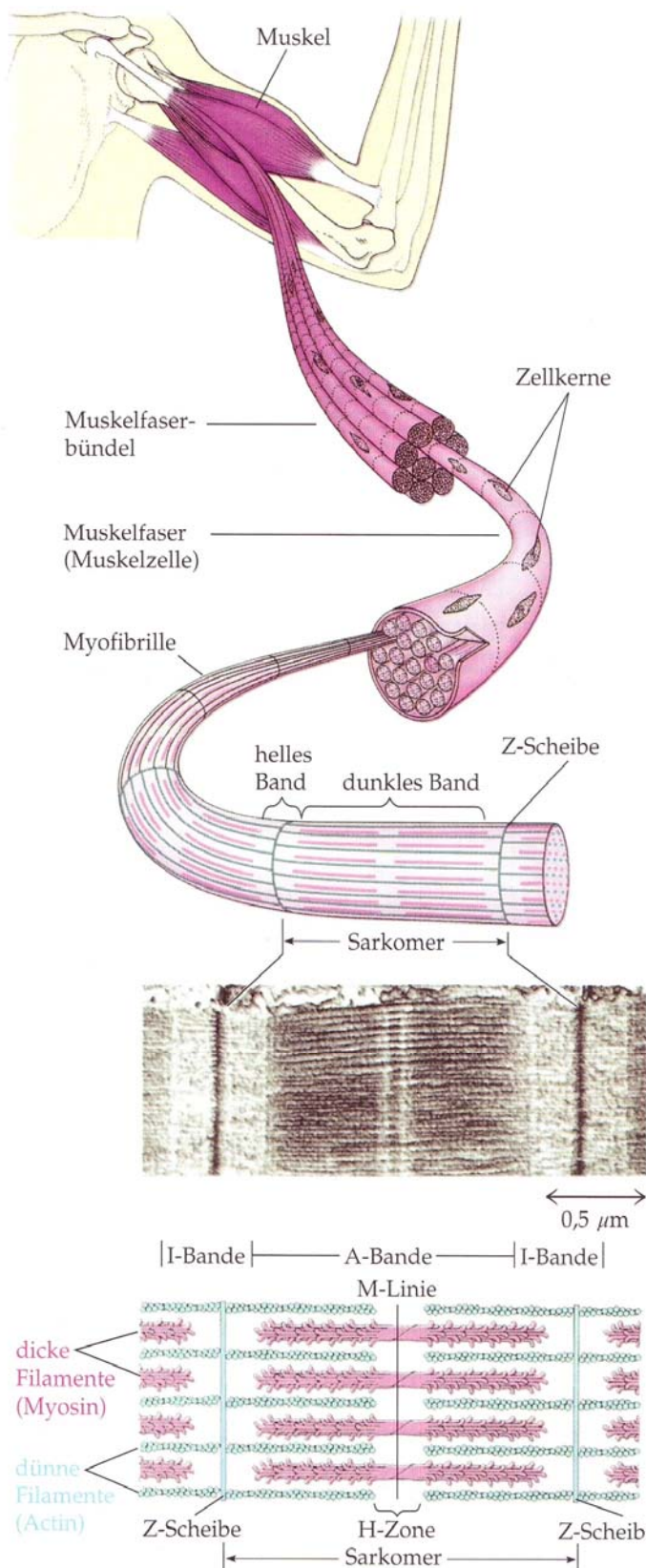


Abb. 2.2:
Aufbau des Skelettmuskels

Ein Muskel setzt sich aus einer großen Zahl von mehrkernigen Muskelfasern (Zellen) zusammen, von denen jede einzelne zahlreiche Myofibrillen enthält. Jede Myofibrille besteht aus dicken und dünnen Sarkomeren. Unter dem Elektronenmikroskop erscheint die repetitive Anordnung von dicken und dünnen Filamenten. Wie die Schemazeichnung verdeutlicht, wird der Bereich der I- Bande nur durch dünne Filamente gebildet, und die dunkle Zone in der Mitte der I- Bande, die Z- Scheibe, dient zur Befestigung der dünnen Filamente. Ein Sarkomer ist der Bereich zwischen zwei aufeinanderfolgenden Z- Scheiben. Als A- Bande wird der Bereich bezeichnet, in dem sich dicke und dünne Filamente überlappen, wobei in der Mitte der A- Bande, in der helleren H- Zone, nur dicke Filamente vorkommen. Die M- Linie innerhalb der H- Zone stellt die Verbindung zwischen den dicken Filamenten her.

(nach CAMPBELL 1998)

2.2.1.1.1 Muskelfasertypen

Bei Haussäugetieren sind die Muskeln zu unterschiedlichen Anteilen aus schnellen und langsamen Fasern zusammengesetzt. So besitzt ein Muskel beim Pferd langsame und schnelle Fasern, deren Verkürzungsgeschwindigkeit sich mit Faserlängen pro Sekunde messen lässt (ALEXANDER 1999). Die Fasern des Skelettmuskels werden nicht nur durch benachbarte Muskelzellen, sondern durch das zugehörige motorische Motoneuron erregt. Ein einzelnes Motoneuron bildet zusammen mit allen von ihm innervierten Muskelfasern eine sog. Motorische Einheit (SILBERNAGL u. DESPOPOULUS 2001).

In jedem quergestreiften Muskel gibt es drei unterschiedlich spezialisierte Fasertypen:

Typ S-Fasern (auch Typ I Fasern genannt)

Ihre Energiebereitstellung und ihre Kontraktion verlaufen langsam. Sie arbeiten überwiegend aerob und ermüden kaum und sind auf Dauerleistung ausgelegt. Durch ihre hohe Kapillar- und Mitochondriendichte sowie ihrem hohem Gehalt an Fetttröpfchen (energiereiche Substratspeicher) und Myoglobin (O₂-Kurzspeicher), sind sie auf einen stark entwickelten oxidativen Stoffwechsel charakterisiert.

Typ FF-Fasern (Typ II-B Fasern)

Schnelle weiße Fasern, die sehr leicht ermüden. Ihre Arbeitsweise ist überwiegend anaerob und zeichnet sich durch einen hohen Glykogenanteil aus. Sie werden bei kurzer, kraftvoller Aktivität eingesetzt. Man könnte sie als „Sprinterfasern“ bezeichnen.

Typ FR-Fasern (Typ II-A Fasern)

Sie sind ebenfalls hell und arbeiten schnell. Sie haben eine besonders hohe oxidative Kapazität und ermüden dadurch weniger leicht als die Typ II-B Fasern. Zudem unterscheiden sie sich von den Typ FF-Fasern durch einen höheren Myoglobin Gehalt und durch die Entwicklung weniger starker Kräfte. Sie kommen überwiegend bei schneller Arbeit, die länger andauert, zum Einsatz.

Jeder Muskel enthält alle drei Typen von Muskelfasern, die jeweiligen Anteile entscheiden über dessen individuelle Leistungsfähigkeit (GRAY 1997). Die Zusammensetzung der verschiedenen Muskelfasern ist von der Beanspruchung des jeweiligen Muskels abhängig. So werden Typ-II-Fasern z. B. durch eine lang andauernde Aktivierung zu Typ I umgebaut und umgekehrt. Ob viel oder wenige, langsame oder schnelle motorische Einheiten rekrutiert werden, hängt vom Typ der Bewegung ab (SILBERNAGL u. DESPOPOULUS 2001).

2.2.1.1.2 Muskel-Spindel-Rezeptor

Der Muskelspindelapparat ist ein spezialisiertes sensibles Organ, welches auf Muskeldehnung reagiert und Informationen über axiale Positionen und die Gliedmaßenstellung zum zentralen Nervensystem (ZNS) weiterleitet (SCHMIDT et al. 2000, CHEN et al. 2002). Muskelspindeln enthalten zwei unterschiedliche intrafusale Fasern, die Kernsack- und die Kernkettenfasern sowie die mit ihnen verbundenen Sensoren, die Primär- und die Sekundärsensoren (SILBERNAGL u. DESPOPOULUS 2001) Die gewöhnlichen Muskelfasern werden extrafusale Muskelfasern genannt. Die sensible Innervation der Muskelspindeln wird durch afferente Nervenfasern über Gruppe Ia- und II-Neuronen und motorisch über γ -Axonen innerviert (SCHMIDT et al. 2000, CHEN et al. 2002) (Abb. 2.3).

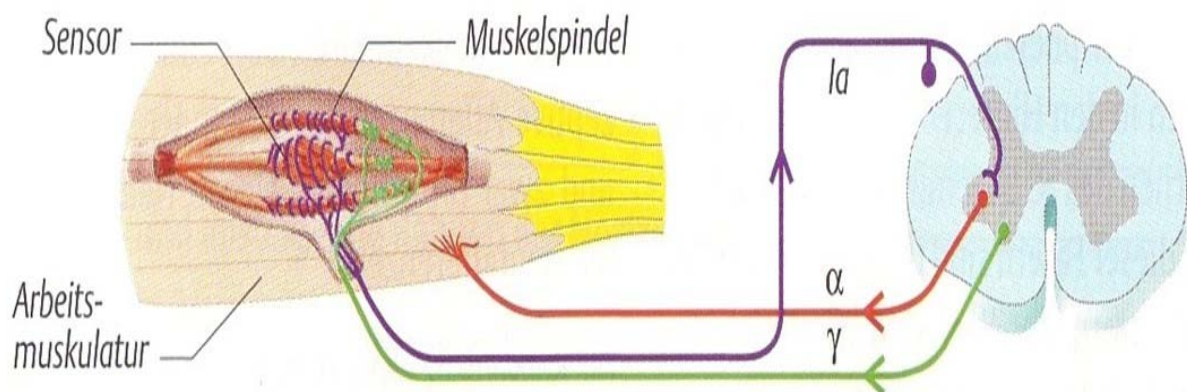


Abb. 2.3: Der Muskelspindelapparat (nach SILBERNAGL u. DESPOPOULOS 2001)

Innerhalb des Rückenmarks gehen diese Afferenzen direkte monosynaptische Verbindungen mit Motoneuronen und indirekte Verbindungen über Interneuronen ein. Dabei reagieren lediglich die Ia-Axone auf gezielte, schnelle und kleine Vibrationsamplituden der distalen Sehne (CHEN et al. 2002). Eine Verkürzung der Muskulatur ruft eine Entlastung der Spindel hervor. Um diese jedoch auch bei kleiner Muskellänge in ihrer Funktion aufrecht zu erhalten, kommt es zu einer intrafusalen Kontraktion der Muskelfasern, der beinahe gleichzeitigen Aktivierung von α - und γ -Motoneuronen. Dieser Vorgang wird als α - γ -Koaktivierung oder α - γ -Koppelung bezeichnet (DE MARÉES 2002). Die Feuerungsrate der Muskelspindeln wird durch Muskelvibrationen, welche zu permanenter Längenveränderung in der Muskulatur führen, entscheidend beeinflusst (SHINOHARA 2005).

2.2.1.1.3 Golgi-Sehnen-Organ

In den Sehnen aller Landvertebraten kommen nahe dem muskulären Ursprung der Sehnen Sensoren vor, die aus den Sehnenfaszikeln von extrafusalen Muskelfasern bestehen, die Sehnenorgane (SCHMIDT et al. 2000). Sie dienen vor allem der Regelung der Muskelspannung (SILBERNAGL u. DESPOPOULUS 2001). Wird die Sehne gedehnt, kommt es zur Reizung dieser Rezeptoren und zur Meldung der Spannungszunahme über schnellleitende afferente (sensible) Ib-Fasern an das Rückenmark (MARKWORTH 2000) (Abb. 2.4).

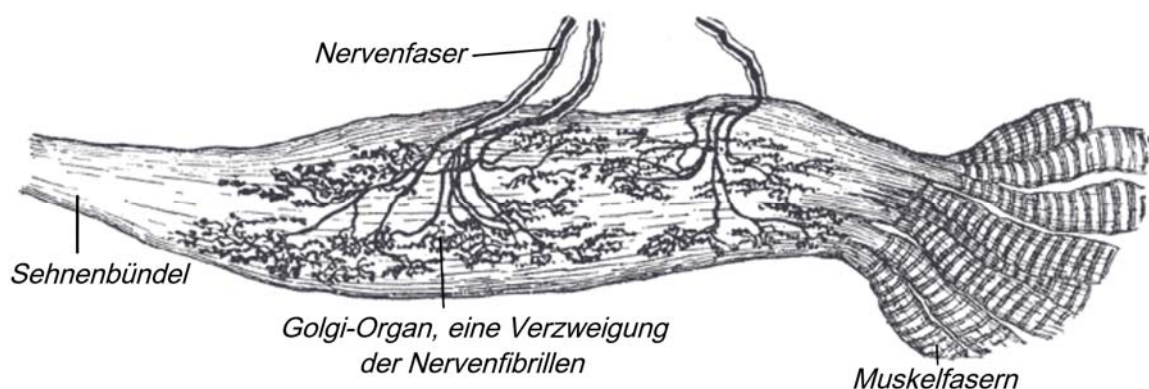


Abb. 2.4: Das Golgi-Sehnenorgan (Anonym Internet 2008, modifiziert nach Wikipedia - aus Grays Anatomie, <http://de.wikipedia.org/wiki/Golgi-Sehnenorgan>)

Die Information über eine zu starke Spannungsentwicklung aus den Sehnenorganen führt durch die Zwischenschaltung von hemmenden Nervenzellen dazu, dass eine weitere Kontraktion des Muskels gebremst wird, was als autogene Hemmung bezeichnet wird (MARKWORTH 2000). Der Reflexbogen der Sehnenorgane ist so verschaltet, dass er dazu dienen kann die Spannung des Muskels konstant zu halten (SCHMIDT et al. 2000).

2.2.1.2 Muskelphysiologie

2.2.1.2.1 *Reflexbögen der Muskelkontraktion*

Monosynaptische Reflexe

Beim monosynaptischen Dehnungsreflex liegen die Rezeptoren (Muskelspindeln) und die Effektoren (extrafusale Muskelfasern) im gleichen Organ. Muskelspindeln können sowohl durch Dehnung des Muskels, also Dehnung der extrafusalen und der intrafusalen Muskelfasern, als auch durch Erregung und Kontraktion der intrafusalen Muskelfasern, ausgelöst durch die γ -Motoneuronen, erregt werden. Die intrafusale Kontraktion reicht aus, den zentralen Anteil der intrafusalen Fasern zu dehnen und damit Erregungen in den primär sensiblen Endigungen zu induzieren. Dies führt ebenso wie Dehnung des gesamten Muskels, zu afferenten Aktionspotentialen in Ia-Fasern (SCHMIDT et al. 2000). Die Reflexantwort wird durch Entdehnung der Muskelspindeln beendet. Dabei wird ein Rückgang der Erregung in den Ia-Fasern ausgelöst. Die Sehnensensoren hemmen das α -Motoneuron über Ib-Interneuronen und die α -Motoneuronen hemmen sich selbst über Kollaterale (rekurrente Hemmung) (SILBERNAGL u. DESPOPOULUS 2001).

Polysynaptische Reflexe

Beim Fremdreiflex sind die Sensoren vom Erfolgsorgan räumlich getrennt angeordnet. Bei Fremdreiflexe werden vegetative Reflexe mit Reflexbögen, die in den Effektoren des autonomen Nervensystems enden, von polysynaptischen motorischen

Reflexen, deren Effektoren die Skelettmuskeln sind unterschieden (SCHMIDT et al. 2000). Das Ausmaß der Reflexantwort ist von der Reizdauer und der Reizintensität abhängig. Die Verkürzung der Reflexzeit ist eine Folge der schnelleren, überschwelligeren Erregung der zentralen Neurone des Reflexbogens durch die aktivierten Sensoren.

Häufige, gleichmäßige Wiederholungen eines nicht schmerzhaften und nicht schädlichen Reizes am selben Ort und mit der gleichen Intensität können zu einem Nachlassen des Reflexerfolges führen („*Habituation*“), wodurch die Erregbarkeit der beteiligten Sensoren, Motoneuronen und Skelettmuskeln unbeteiligt bleibt. Als „*Konditionierung*“ fasst man, die durch die Anpassungs- und Lernfähigkeit der polysynaptischen Reflexe bewirkten Langzeitänderungen der Reflexantwort zusammen (SCHMIDT et al. 2000, SILBERNAGL u. DESPOPOULUS 2001).

Reziproke antagonistische Hemmung

Bei der antagonistischen Hemmung geht es darum, dass die Ansteuerung von motorischen Einheiten eines Muskels nur dann eine gewünschte schnelle Kontraktionsbewegung auslöst, wenn die Aktivität des gegenständig angeordneten kontraktiven Aggregats zeitweilig unterdrückt wird. Für diesen Vorgang ist ein Interneuron zuständig, das dem Motoneuron des gegenständigen „Aggregats“ vorgeschaltet ist und die Informations- und Energieübertragung regelt oder vollständig hemmt (PAERISCH 2003). Indem die Ia-Fasern sowohl erregende Synapsen als auch hemmende Synapsen beinhalten, können die Motoneuronen antagonistischer Muskeln wechselseitig gehemmt werden. Dadurch wird die durch Ia-Faser-Aktivität hervorgerufene Kontraktion homonymer und agonistischer Muskeln, durch eine gleichzeitige Hemmung der am selben Gelenk angreifenden Antagonisten gefördert. Durch die Aktivierung der Reflexbögen wird versucht die vorgegebene Muskellänge konstant zu halten und die Änderungen der Gelenkstellung rückgängig zu machen (SCHMIDT et al. 2000).

Intersegmentale Reflexverbindungen

Neben den segmentalen Reflexbögen verfügt das Rückenmark über auf- und absteigende intersegmentale Reflexverschaltungen. Die Interneuronen der intersegmentalen Reflexbögen liegen als propriospinale Neuronen in der grauen Substanz des Rückenmarks. Die intersegmentalen Reflexe und die Rückenmarksautomatismen dienen der Koordination von Bewegungen, die von verschiedenen Abschnitten des Rückenmarks ausgehen, insbesondere der Koordination zwischen Vorder- und Hinterextremitäten. Die afferenten Impulse stammen von sekundären Muskelspindelafferenzen, den Hautrezeptoren sowie anderen Flexorreflexafferenzen, nicht jedoch von den Ia- und Ib-Afferenzen. Über diese Reflexe und Automatismen ist das Rückenmark in der Lage, auf entsprechenden Anstoß aus der Peripherie oder von höheren Abschnitten des ZNS komplexe motorische Bewegungen auszuführen und aufeinander abzustimmen (SCHMIDT et al. 2000).

2.2.1.2.2 Neuromuskuläre Synapse

Die Erregungsübertragung vom α -Motoneuron auf das Kollektiv der innervierten Muskelfasern erfolgt an neuromuskulären Synapsen (motorische Endplatte) (ENGELHARDT von u. BREVES 2005). Die Synapse ist die Kontaktstelle des Axons einer Nervenzelle mit den Effektoren oder einem anderen Neuron. Das Axon überträgt efferente Nervensignale auf weit entfernte Effektoren (Muskel- und Drüsenzellen) sowie auf nachgeschaltete Neuronen. Überschreitet die Signalsumme am Axonhügel einen Schwellenwert, wird im Axon ein Aktionspotential freigesetzt und aus den exozytotischen Vesikeln an der präsynaptischen Membran ein Überträgerstoff (Acetylcholin=ACh) freigesetzt, der durch den synaptischen Spalt zur postsynaptischen Membran diffundiert und dort erneut elektrische Veränderungen bewirkt (SILBERNAGL u. DESPOPOULUS 2001). Dadurch wird die Permeabilität der aktiven Zone für Na^+ und K^+ -Ionen erhöht. Es entstehen lokale Endplattenpotentiale, die an spannungsempfindlichen

Na⁺-Ionenkanälen Aktionspotentiale auslösen. Die Aktionspotentiale werden an die Muskelfasermembranen fortgeleitet (ENGELHARDT von u. BREVES 2005).

2.2.1.2.3 *Muskelkontraktion*

Die kontraktile Einheit eines Skelettmuskels wird als Sarkomer bezeichnet (Abb. 2.5). Dieses besteht innerhalb der Muskelfaser aus Myofibrillen. Die Myofibrillen setzen sich aus dicken Filamenten (Myosin) und dünnen Filamenten (Actin, Tropomyosin und Troponin) zusammen (HILDEBRAND u. GOSLOW 2004). Die Myosinfilamente sind in beiden Sarkomerhälften, an jedem Ende, mit der benachbarten Z-Linie über Titin-Moleküle verbunden. Durch die elastische Eigenschaft dieses Riesenproteins werden die Myosinfilamente im ruhenden Muskel exakt in der Sarkomermitte ausgerichtet (PENZLIN 2005).

Wird ein Muskel kontrahiert, verkürzt sich jedes Sarkomer, d.h. der Abstand von einer Z-Scheibe zur nächsten verkleinert sich. Das Gleiten der Filamente beruht auf einer Wechselwirkung zwischen den Actin- und Myosinmolekülen (CAMPBELL 1998). Während einer Kontraktion binden die Myosinköpfe in einer Adenosintriphosphat-abhängigen (ATP) Reaktion an das Actin und ändern ihre Konformation so, dass die dicken und dünnen Filamente aneinander vorbeigleiten (HILDEBRAND u. GOSLOW 2004).

Auslöser der Muskelkontraktion sind Nervenimpulse an der motorischen Endplatte, welche eine synchrone Verkürzung aller Sarkomere bewirken (DIETRICH u. SIMEON 2007). Der Reiz, der zu einer Kontraktion des Skelettmuskels führt, ist ein Aktionspotential, das die Muskelzelle innervierenden Motoneurons (CAMPBELL 1998). Kommt ein Aktionspotential eines Motoneurons an der neuromuskulären Endplatte an, wird der Transmitter Acetylcholin freigesetzt. Dieser diffundiert durch den synaptischen Spalt und depolarisiert die postsynaptische Membran der Muskelfaser. Dadurch werden Aktionspotentiale generiert, die entlang der Fasermembran und der T-Tubuli in die Muskelfasern laufen. Die Aktionspotentiale führen zur Freisetzung von Ca²⁺ aus dem sarkoplasmatischen Reticulum in das Cytosol der Muskelzellen. Calcium ermöglicht die Querbrückenbindung zwischen Myosin und Actin und leitet so das Ineinandergleiten der Filamente ein (CAMPBELL 1998, SILBERNAGL u. DESPOPOULUS 2001).

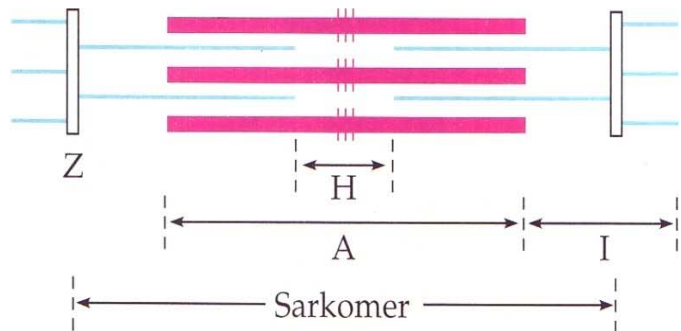
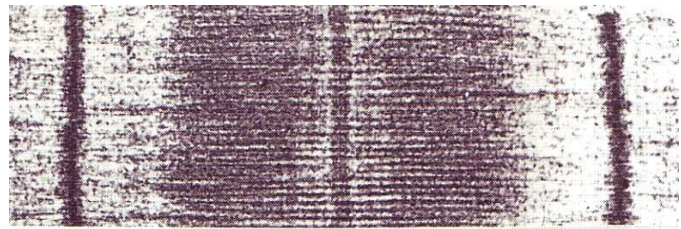
Abb. 2.5: Muskelkontraktion

a) Im entspannten Muskel ist die Länge jedes Sarkomers größer als im kontrahierenden oder voll kontrahierten Muskel.

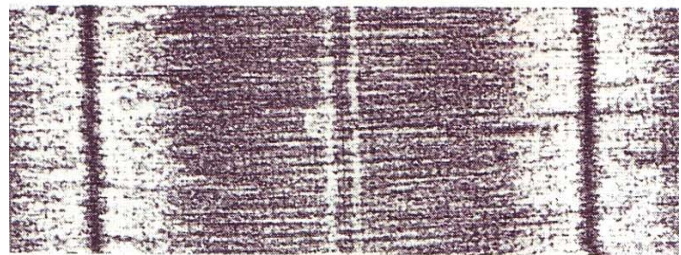
b) Im Verlauf der Kontraktion gleiten die dicken und dünnen Filamente aneinander vorbei und verkürzen das Sarkomer.

c) Bei der vollständigen Kontraktion des Muskels ist das Sarkomer deutlich verkürzt. Die dünnen Filamente überlappen teilweise, und die dicken Filamente haben sich bis zu den Z-Scheiben geschoben.

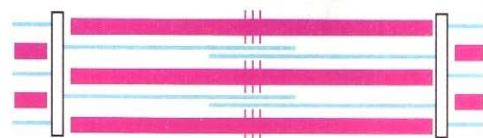
(nach CAMPBELL 1998)



(a) Muskel entspannt (gedehnt)



(b) Muskel während der Kontraktion



(c) Muskel vollständig kontrahiert

Bei einer Muskelverkürzung führen die Myosinköpfe dabei eine abwechselnde Kipp- und Streckbewegung durch, wodurch die dicken und dünnen Filamente ineinander gleiten. Die Voraussetzung für das Ausbilden von Querbrücken ist ausreichend ATP an den Myosinköpfen sowie Calciumionen. Die Relaxation des Muskels erfolgt ebenfalls unter Verbrauch von ATP und Lösen der Querbrückenverbindungen (SCHMIDT et al. 2000, SILBERNAGL u. DESPOPOULUS 2001, DIETRICH u. SIMEON 2007). Eine Muskelkontraktion entsteht auch unabhängig von Nervensignalen bei schlechter Versorgung des Gewebes. Die Muskelkontraktion ist demnach passiv, d.h. sie verbraucht keine Energie. Die Muskelentspannung hingegen ist aktiv und energieverbrauchend. Hierbei ist eine gute Versorgung der Zellen mit dem Weichmacher ATP unbedingt notwendig (DIETRICH u. SIMEON 2007).

2.2.1.2.4 Alles-oder-Nichts-Prinzip

Das Alles-oder-Nichts-Gesetz stellt ein neuronales Nichtlinearitäts-Phänomen dar. Demnach erfolgt die Reaktion auf eine Reizung nur dann und ohne Abstufung, wenn eine Überschreitung eines Schwellenwertes erreicht wird. Aus evolutionärer Sicht ist diese Funktionalität sehr Ressourcen schonend, da erst dann Energie verbraucht wird, wenn dies durch einen entsprechend starken Stimulus zwingend notwendig wird (HAAS et al. 2006). Ein Einzelreiz führt immer zu einer maximalen Ca^{2+} -Freisetzung und damit auch stets zu einer maximalen Einzelzuckung der Skelettmuskelfaser (Alles-oder-Nichts-Prinzip). Trotzdem führt ein Einzelreiz nicht zur maximal möglichen Verkürzung der Muskelfaser, da er zu kurz andauert, um das Filamentgleiten bis zur Endstellung in Gang zu halten. Die Verkürzung geht nur weiter, wenn während dieser Einzelzuckung ein zweiter Reiz eintrifft. Solchermaßen wiederholte Reize führen zu einer stufenweisen mechanischen Summation von Einzelzuckungen (SILBERNAGL u. DESPOPOULUS 2001).

2.2.1.2.5 *Isometrische, isotonische und konzentrische Muskelkontraktion*

Es handelt sich um eine isometrische Kontraktionsbewegung, wenn der Bewegungswiderstand so groß ist, dass die Muskelfasern gerade noch eine dem Bewegungswiderstand angemessene Zugspannung erzeugen, jedoch ihre Länge nicht verändern können (PAERISCH 2003). Untersuchungen an isolierten Muskelfasern und Muskelfaserbündeln, die elektrisch stimuliert wurden, ergaben folgende Ergebnisse: Wird ein Muskel auf konstanter Länge gehalten, so übt er eine isometrische Kraft aus; kann sich der Muskel verkürzen, so bringt er weniger Kraft auf und bei maximalen Verkürzungsgeschwindigkeiten kann er keine Kraft mehr erzeugen (ALEXANDER 1999), d.h. die Länge des Muskels bleibt konstant, und die Kraft wechselt (SILBERNAGL u. DESPOPOULUS 2001).

Ist der Bewegungswiderstand klein, erfolgt die Kontraktionsbewegung isotonisch. Dabei wird zunächst eine dem Größenwert des Widerstandes entsprechend kontraktile Zugspannung durch Muskelfasern entwickelt und danach eine beschleunigte Kontraktionsbewegung mit Verkürzung der Länge der Muskelfasern ausgeführt (PAERISCH 2003). Die Kontraktion ist also isotonisch, wenn sich der Muskel bei gleichbleibender Kraftentwicklung gegen einen konstanten Widerstand verkürzt (ALEXANDER 1999), d.h. die Länge ändert sich bei konstanter Kraft (SILBERNAGL u. DESPOPOULUS 2001).

Nimmt der Bewegungswiderstand während der mit einer Faserverkürzung verbundenen Kontraktionsbewegung zu, liegt eine auxotonische Kontraktionsbewegung der Muskelfasern vor (PAERISCH 2003). Wird also ein Muskel passiv gedehnt, wie es beim Pferd in der Fortbewegung geschieht, übt er eine bis zu 1,8-fache größere Kraft im Vergleich zur isometrischen Kraft aus (ALEXANDER 1999).

Nimmt der Bewegungswiderstand der Faserlänge solche Ausmaße an, dass weder eine adäquate Zugspannung, noch eine Verkürzung der Faserlänge möglich ist, liegt eine exzentrische Kontraktionsbewegung der Stellglieder vor, die eine Verlängerung der Muskelfasern erzwingt (PAERISCH 2003).

2.2.1.2.6 Trainingsphysiologie

Im Zusammenhang mit der muskelphysiologischen Trainingsarbeit kann ein Muskel nur dann effizient arbeiten, wenn er in der Lage ist, sich komplett zu entspannen, um sich nachfolgend wieder gänzlich kontrahieren zu können. Dieser einfache Mechanismus ist notwendig, dass der Muskel ausreichend mit Nährstoffen und Sauerstoff versorgt werden kann. Ebenso ist es möglich, verbrauchte Abfallstoffe, wie z.B. Laktate, aus dem Muskel zu entfernen. Energie in Form von ATP muss dem Muskel durch bedarfsgerechte Ration ebenso zur Verfügung stehen wie die Möglichkeit eines regelmäßigen täglichen Trainings (STODULKA 2006). Allerdings ist der ATP-Vorrat der Muskelzelle sehr begrenzt (SILBERNAGL u. DESPOPOULUS 2001). Kommt der Muskel aufgrund eines Übertrainierens und des Mangels an Sauerstoff oder Energie in ein energetisches Defizit, so wird der Körper kurzfristig unter Fettverbrennung und einer dadurch verbundenen höheren Stoffwechselleistung Energie bereitstellen können (STODULKA 2006).

Die Abstufung der Kraft des Skelettmuskels geschieht einerseits durch unterschiedliche Rekrutierung motorischer Einheiten, andererseits durch Änderung der Aktionspotentialfrequenz. (SILBERNAGL u. DESPOPOULUS 2001). Afferenter Input fördert Nervenzellwachstum und die Entstehung neuer funktionaler Netzwerke (HAAS et al. 2005 b). Die Aktivität der motorischen Einheiten wird bestimmt durch die Kombination von exzitatorischen und inhibitorischen Input auf die α -Motoneuronen. Zu den bedeutensten Inputs der α -Motoneuronen gehören die motorischen Reize der supraspinalen Cortex (erregend), die Ib-Afferenzen des Golgi-Sehnen-Apparates via Interneuronen (hemmend), und die Ia-Afferenzen der intrafusalen Muskelspindeln (erregend) welche eine präsynaptische Hemmung beziehen (SHINOHARA 2005). Die Leistungsfähigkeit der Muskulatur wird durch eine Erhöhung oder Reduzierung des Muskelquerschnittes an veränderte funktionelle Anforderungen angepasst (ENGELHARDT von u. BREVES 2005).

Das ständige Wechselspiel zwischen Spannung und Entspannung während des Trainings sind essentiell, um eine gesunde und leistungsstarke Muskulatur zu schaffen. Ein Körperteil, der über einen längeren Zeitraum in einer Position gehalten werden soll, beginnt zu schmerzen und Widerstände sind die Folge (STODULKA 2006).

2.2.1.2.7 *Muskelatrophie*

Die Skelettmuskulatur passt sich der jeweiligen Beanspruchung an. Eine starke Beanspruchung der Muskulatur führt zu Hypertrophie, dagegen resultiert eine reduzierte Aktivierung in einer Atrophie (THOMASON u. BOOTH 1990). Muskuläre Entlastungssituationen führen zu einer Reduktion der Proteinbiosynthese, wobei eine erste Veränderung bereits nach fünf Stunden feststellbar ist. In Immobilisationsstudien wurde deutlich, dass sich die Proteinbiosynthese innerhalb eines Inaktivitätszeitraums von 7-14 Tagen um 50-60 % reduziert (BOOTH u. CRISWELL 1997). Eine Reduktion der Aktivität führt zu einer Umwandlung langsamer Muskelfasern in schnelle Muskelfasern (ROY et al. 1991, DUPONT-VERSTEEGDEN et al. 1998, OTIS et al. 2004). Bei ausreichend langer Inaktivität degenerieren zentrale und periphere neuronale Netzwerke, wodurch die Möglichkeit der muskulären Ansteuerung nachhaltig reduziert wird. Dafür verantwortlich ist ein genetischer Code, der einen programmierten Zelltod bewirkt (HAAS et al. 2006). Zudem ist bekannt, dass die Aktivität proteolytisch wirkender Enzyme in immobilisierten Muskeln zunimmt (TAILLANDIER et al. 1996).

Es wurde eine Vielzahl von Maßnahmen getestet um der Muskelatrophie entgegenzuwirken. Gezeigt werden konnte, dass besonders exzentrisches Muskeltraining eine effektive und effiziente Maßnahme ist, um der Skelettmuskelatrophie entgegenzuwirken (HERBERT et al. 1988).

2.2.1.2.8 *Neurotrophe Faktoren*

Im physiologischen Zustand, d.h. bei wiederholter Setzung wirksamer Trainingsreize, erfolgt an den Postsynapsen eines aktivierten Neurons eine Freisetzung neurotroper Faktoren. Diese Substanzen erfüllen vor allem neuroprotektive und neurorestorative Funktion (HAAS et al. 2005 b). Es wird angenommen, dass neurotrophe Faktoren den genetischen Code verändern und dabei sowohl einen programmierten Zelltod verhindern als auch zum Wachstum der Nervenzelle beitragen. (BEAR et al. 2001, CHEN et al. 2002, GÓMEZ-PINILLA et al. 2002, COHEN et al. 2003). Im Training, vor allem im Laufsport, konnte gezeigt werden, dass es in bestimmten Regionen des ZNS, hauptsächlich im Hippocampus zu einer vermehrte Produktion von verschiedenen neurotrophen Faktoren kommt (GOMEZ-PINILLA et al. 2002). Über eine Reizung der Muskelspindeln ist die Freisetzung neurotroper Faktoren ebenfalls möglich (FALLON et al. 2004). Neurotrophe Faktoren weisen eine Schutzfunktion gegenüber verschiedener Neurotoxine auf, deren schädigender Effekt auf das Nervengewebe bekannt ist (COHEN et al. 2003).

2.2.1.3 Zelle

Nach neuesten Erkenntnissen schwingen gesunde Zellen mit einer bestimmten Frequenz. Im Falle einer Verspannung oder Erkrankung verlangsamt sich diese Schwingung oder kommt ganz zum Erliegen (DIETRICH u. SIMEON 2007). Lebende Zellen tauschen laufend miteinander oder mit dem sie umgebenden extrazellulären Raum, Stoffe, Energie und Informationen aus. Diese zellkommunikativen Prozesse, seien sie chemischer oder physikalischer Natur, erfolgen auch durch die Zellmembran (RANDOLL et al. 1994). Die Membranen mit ihren elektromagnetischen Eigenschaften erlangen eine hohe Sensitivität und reagieren auf feinste äußere Anregung akustischer, optischer, mechanischer, thermischer, chemischer oder elektromagnetischer Natur. Dadurch kann sich ihre gesamte Organisationsform je nach verändertem Parameter der Randbedingungen kompensatorisch anpassen

oder sich auch bis hin zur Auflösung in subzelluläre Einheiten ändern (RANDOLL et al. 1992). Die Zellen der Skelettmuskulatur, sind wie alle Zellen eines Gewebes, in die extrazelluläre Matrix eingebettet. Um die Versorgung der Zellen mit Nährstoffen und die Entsorgung der Stoffwechselprodukte zu gewährleisten, schwingen die Muskelzellen ebenfalls rhythmisch. Dies geschieht im Alpha-Rhythmus des Gehirns mit ca. 8-12 Hz. Dieses Oszillieren der Zellen wurde auch unter Laborbedingungen in Zellkulturen nachgewiesen (DIETRICH u. SIMEON 2007). Die geordnete Zellbewegung dient in erster Linie dazu, das extrazelluläre Wasser in Zirkulation zu halten und somit die Abfallstoffe der Zelle der venösen und lymphatischen Ableitung zuzuführen (DICKREITER 2004).

Extrazellularraum

Die Skelettmuskulatur ist eine Steuer- und Regeleinrichtung, die durch Abnahme und Verbrauch einer großen Menge chemischer Energie in ihrer Funktion aufrechterhalten wird. Damit die Prozesse störungslos ablaufen können muss deshalb dafür gesorgt werden, dass die energieliefernden Substrate sowie die Abbauprodukte aus ihrer Verwertung durch den intrazellulären und extrazellulären Flüssigkeitsraum der Gewebe an- und abtransportiert werden können. (PAERISCH 2003). Alle Zellen des Organismus sind von der extrazellulären Matrix (EZM) umgeben, die sich aus Wasser, Strukturmolekülen, wie Glykoproteinen, komplexen Polysacchariden und Kollagen, Mineralstoffen, Nährstoffen sowie Abbauprodukten der Körperzellen zusammensetzt. Die extrazelluläre Flüssigkeit umspült die Zellen des Körpers wie das Nährmedium die Zellen in einer Zellkultur (EDMUNDS u. LELAND 1988, SCHMIDT et al. 2000) (Abb. 2.6).

Da die Zelle kein statisches Gebilde ist, steht sie im ständigen Stoffaustausch mit ihrer Umgebung. Die EZM stellt die Verbindungsstrecke zwischen der Blutkapillare und der Zelle dar und muss permeabel für Nährstoffe sein, die zur Zelle transportiert werden sowie für Abbaustoff, die in die Zellumgebung gelangen und vom Körper entsorgt werden müssen. Um das Volumen konstant zu halten, muss die Zelle über

die trennende Membran ein osmotisches Gleichgewicht aufrechterhalten. Die Konzentration der einzelnen Elektrolyte im extrazellulären Raum weist ebenfalls eine gewisse Konstanz auf und ermöglicht die Aufrechterhaltung eines typischen physiologischen pH-Werts von 7,4 (DICKREITER 2004). Der größte Teil dieser Elektrolyte sind dabei Na^+ -Salze. In der intrazellulären Flüssigkeit ist das K^+ das hauptsächlich vertretene Kation (ENGELHARDT von u. BREVES 2005). Wird das Säure-Basen-Verhältnis im extrazellulären Raum nachhaltig gestört, z.B. durch eine NaCl -Überschuss in der Matrix oder einem Kaliummangel in der Zelle, kommt es zur Gewebsazidose (DICKREITER 2004).

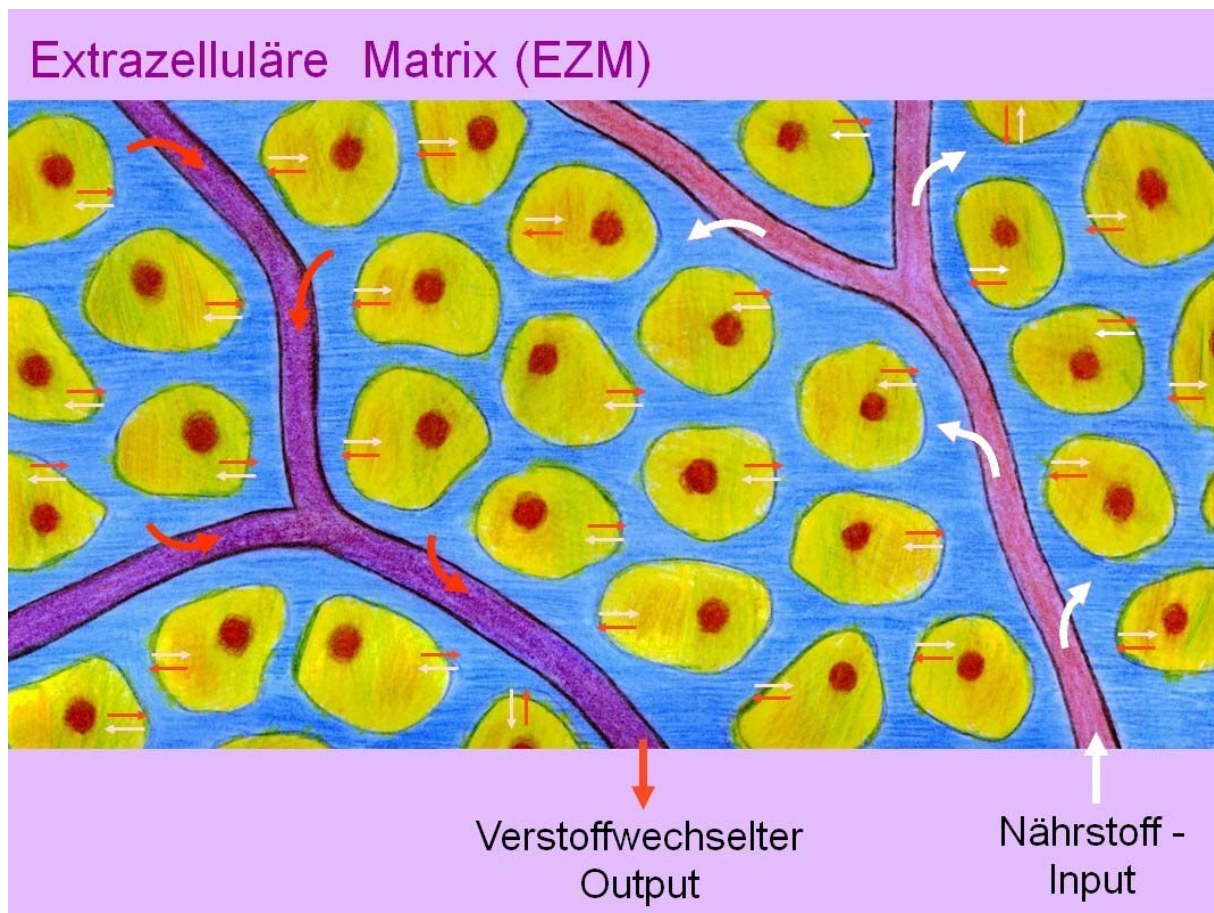


Abb. 2.6: Schematische Darstellung des Stoffaustausches in der EZM

Blau: EZM mit schematisch dargestellten Körperzellen

Weißer Pfeil: arterieller Transport von Nährstoffen und Sauerstoff

Roter Pfeil: venös-lymphatischer Abtransport von Abbauprodukten

(mit freundlicher Genehmigung von Dr. Semih Ersoy - Matrix-Center München)

2.3 BIOMECHANISCHE GRUNDLAGEN

Der Rücken nimmt in der Reiterei eine zentrale Stellung ein, nicht nur weil er den Reiter trägt, sondern weil er im Zuge der Einwirkung auf das Pferd als Schaltstelle für Informationen dient (STODULKA 2006). Die Dysfunktion des Rückens stellt die häufigste Ursache für Leistungsabnahme, verminderten Raumgriff oder Steifheit der Hinterhandaktion bei Pferden dar (JEFFCOTT 1995, FABER et al. 2001). Diesen immer häufiger auftretenden Schmerzen im Rückenbereich stehen wenige diagnostische Verfahren gegenüber. Zur Diagnostik von Rückenerkrankungen werden Szintigraphie und Ultraschall als hauptsächlich subjektive Methoden genannt, wobei die Palpation den wesentlichen Anteil der Untersuchung darstellt (RANNER u. GERHARDS 2001).

2.3.1 Bedeutung des Musculus longissimus dorsi aus biomechanischer Sicht

Der Rücken kann mit dem M. longissimus dorsi als Sprungfeder angesehen werden, die bei Anspannung gestrafft wird und Spannungsenergie speichert (ALEXANDER 1988, GRAY 1997). Beide Mm. longissimi dorsi arbeiten rhythmisch und gegengleich, hierdurch entspannt sich der Muskel in der Vorführphase und kontrahiert sich in der Refraktionsphase. Dadurch wird ein harmonisches An- und Abspannen ermöglicht (STODULKA 2006). Eine Abweichung von der rechts-links Symmetrie in den symmetrischen Gangarten stellt eine essentielle Störung im Bewegungsablauf dar (FALATURI 1998). Symmetrieabweichungen sind nicht zwingend mit Lahmheiten verbunden und Lahmheiten resultieren nicht immer in Symmetrieunterschieden (CARL 2004).

Durch übermäßige und anhaltende Dorsoflexion kann es zu schmerzhaften Entzündungsprozessen kommen. Das Pferd versucht durch Kontraktion des M. longissimus dorsi die übermäßige Belastung zu kompensieren. Eingeschränkte Rückenbewegung, Spasmus und dadurch Minderdurchblutung führen schließlich zur Muskelatrophie, welche die Tragefunktion des Rückens wiederum einschränkt. Durch

die starke Anspannung dieses Muskels versuchen die Pferde wegen der bestehenden Schmerzhaftigkeit, die Latero-, Dorso- und Ventroflexion zu verhindern. (RANNER 1997). An der Hand kann sich das Vorliegen einer Rückenproblematik durch eine eingeschränkte Hinterhandaktivität, einem starren Rücken durch Hyperkontraktur der Rückenmuskulatur, einen breitbeinigen und steifen Gang der Hintergliedmaßen oder durch eine einwärtsführende Vorführphase der Hintergliedmaßen äußern (MARQUIS 1999).

2.3.2 Anatomie der langen Rückenmuskulatur und die sonographische Darstellung

Der paarige lange Rückenmuskel *M. longissimus lumborum et thoracis* liegt dicht unter der tiefen Rumpffaszie und reicht vom Becken bis zum siebten (sechsten) Halswirbel. Seinen Ursprung nimmt er am kranialen Ende des Kreuz- und Darmbein sowie an den Dorn- und Zitzenfortsätzen der Lenden- und Brustwirbel. Der Verlauf seiner Muskelbündel ist, kaudodorsal und medial beginnend, kranioventral und lateral gerichtet. Sein Ansatz erfolgt an den Zitzen- und Querfortsätzen der weiter kranial liegenden Wirbel und an den Rippenhöckern (WISSDORF et al. 2002). Der *M. longissimus dorsi* ist einer der stärksten Bewegungsmuskeln im Pferdekörper. Er dient ausschließlich der Fortbewegung des Pferdes und nicht dem Tragen des Reiters (HEUSCHMANN 2008). Der *M. longissimus dorsi* und *M. ilicostalis* übernimmt vornehmlich eine Stabilisationsfunktion der Wirbelsäule und seine Kontraktion hat eine Extension der Wirbelsäule zur Folge (STODULKA 2006).

Zur Darstellung der Weichteilstrukturen am Rücken des lebenden Pferdes ist die sonographische Untersuchung zurzeit die einzig praktikable Möglichkeit. Sie ist nicht invasiv und verursacht keine Strahlenbelastung (GUNDEL et al. 1998, DENOIX 1999, ROTZ von et al. 2002). Im Bereich des Pferderückens ist die Haut dick und das Haarkleid ist sehr dicht. Somit ist es wichtig die entsprechenden Bereiche für die Untersuchung angemessen und sorgfältig vorzubereiten. Dementsprechend sollten das Fell rasiert werden, die Haut mit warmen Wasser abgewaschen und genügend Kontaktgel aufgetragen, werden um einen guten Kontakt mit dem Transducer zu

ermöglichen (GUNDEL et al. 1998, DENOIX 1999). Gemäß der ultrasonographischen Untersuchung hat die Haut im Bereich des Rückens eine Dicke von 1-2 mm und das subkutane Gewebe eine Dicke von 2-3 mm (DENOIX 1999). Die derbe Rückenlendenbinde (Fascia thoracolumbalis) erstreckt sich nach kaudal bis in die Sakralgegend und umgibt die autochthone Rückenmuskulatur. In der transversalen Abbildung wird die Fascia thoracolumbalis deutlich von zwei stark echogenen Begrenzungslinien markiert. Bedingt durch quer getroffene Fasern erscheint die Faszie selber schwach echogen mit unregelmäßiger, gepunkteter Struktur. In der longitudinalen Ausrichtung, wo die Fasern längs getroffen werden, besteht sie aus dicht nebeneinander liegenden, mittelgradig echogenen Streifen. Die Fascia thoracolumbalis liegt der Fascia trunci superficialis oft eng an und ist deshalb schwer von ihr abzugrenzen. Sonographisch ergibt sich im hinteren Thorakalbereich eine maximale Dicke von 5 mm (ROTZ von et al. 2002).

Gewöhnlich stellt sich der Muskel als heterogene Struktur mit hypoechogenen Muskelfasern und dazwischenliegenden echogeneren Muskelfaszien, Bindegewebe und Fett dar. Dadurch bekommen die Skelettmuskeln ein marmorisiertes Aussehen. (FLECKENSTEIN et al. 1996, ROTZ von et al. 2002, REISINGER u. STANEK 2005). Die einzelnen Muskelgruppen werden durch stark echogene Faszien-schichten voneinander abgegrenzt, was besonders auf Höhe des Widerristes ausgeprägt ist, wo noch Einzelmuskeln des Schultergürtels abgebildet werden. Über die ganze Länge des Rückens kann der M. longissimus als ca. 10 cm dicke Muskelschicht verfolgt werden (ROTZ von et al. 2002). Während der Untersuchung und Beurteilung der Muskulatur sollte besonderes Augenmerk auf einen gleichmäßigen Stand der Pferde geachtet werden, da sich bei einer Entlastungshaltung die Muskulatur auf der unbelasteten Seite echogener darstellt (FLECKENSTEIN et al. 1996, REEF 1998).

In der paramedianen transversalen Abbildung ragen die Gelenkfortsätze als stark echogene Spitzen in die Muskulatur hinein. Sie verbreitern sich im Lendenbereich zu einem stark echogenen horizontalen Plateau, welches sich von den tiefer liegenden Querfortsätzen absetzt (ROTZ von et al. 2002).

2.3.3 Accelerometrische Ganganalysen

Bei der Accelerometrie, einem kinematischem Verfahren zur Beschreibung von Bewegungen, werden die axial zu den Metapodien auftretenden Beschleunigungen gemessen. Die sehr leichten und kompakten Messaufnehmer werden an den Metapodien mittels Bandagen befestigt und übertragen die Daten per Funk an einen Rechner (FALATURI 1998).

Die Darstellung der Computerkinematogramme erfolgt synchron zu den tatsächlichen Bewegungsabläufen und ermöglicht somit eine sofortige erste Beurteilung. Der Einfluss bestimmter Manipulationen wie z.B. Temposteigerung kann direkt nachverfolgt werden. Abweichungen im Bewegungsablauf werden in den Kurvenverläufen spezifisch dargestellt. Allerdings können nur die Bewegungsmuster einzelner Segmente, wie in diesem Fall der Metapodien, analysiert werden. Zur besseren Beurteilung des Bewegungsablaufs wird die Schrittdauer in Stemm- und Vorschwingphase zerlegt. Auffuß- und Abfußbeschleunigungen sind negative Beschleunigungswerte, da Auffüßen ein Bremsen mit der Gravitation und Abfüßen ein Beschleunigen gegen die Gravitation darstellt, während die Vorschwingbeschleunigung einen positiven Wert erhält, da sie ein Beschleunigen mit der Gravitation verkörpert. Aufgrund der Anschaulichkeit wird jedoch das gesamte Computerkinematogramm gespiegelt, so dass Auf- und Abfüßen als Beschleunigungsspitzen dargestellt werden (CARL 2004) (Abb. 3.12).

2.4 EINFÜHRUNG IN DIE VIBRATIONSTHERAPIE

2.4.1 Mikrovibration und ihre biologische Information

Die Mikrobewegungen des menschlichen Körpers wurden während eines gehirnelektrischen Experiments entdeckt. Es wurde vermutet, dass die natürliche Mikrovibration eine spontane, ununterbrochene biologische Aktivität des Organismus darstellt und somit die ständige Erregung der Mechanorezeptoren aufrecht erhält und

dadurch der Großhirnrinde das Körpergefühl und das Körperschema vermittelt. Die Mikrovibration ist der permanente unsichtbare Mikrotremor des Warmblüter-Organismus. Es wurde vorausgesetzt, dass die Ursache der Mikrovibration ununterbrochene, sich einander ablösende, über die ganze Muskulatur verteilte Kontraktionen einzelner motorischer Einheiten darstellen. Diese abwechselnden Kontraktionen, die gleichzeitig in vielen Muskeln stattfinden, versetzen den ganzen Körper in eine sehr unregelmäßige, dem makroskopischen Zittern ähnliche Mikrobewegung, die von Geburt bis zum Tode niemals aussetzt. Beim Mensch wie beim Tier wies die Mikrovibration eine bemerkenswerte Frequenzstabilität gegenüber den unterschiedlichsten Einflüssen, wie z.B. Narkose, Alkohol, Medikamenten und Emotionen auf. Lediglich die Intensität zeigte Variationen Die Frequenz im Ruhezustand liegt überwiegend im α -Bereich (8-12 Hz) bei geistiger Anspannung überwiegt der β -Bereich (12-20 Hz) (ROHRACHER u. INANGA 1969) (Abb. 2.1).

Dabei ist die Ganzkörper-Mikrovibration unabhängig von der arteriellen Pulsation (STÜRM et al. 1980). DIETRICH und SIMEON (2007) entwickelten zur genauen Betrachtung der Vorgänge in den Zellen ein Mehrskalen-Modell, bestehend aus einer Makro- und Mikroskalierung. Bei der Mikroskalierung steht die Tatsache im Vordergrund, dass lebendige Zellen mit einer Grundfrequenz oszillieren und durch gegenseitige Kopplung eine gesunde Versorgung des Gewebes aufrecht erhalten. Die Oszillationen der Mikroskala beeinflussen das Gesamtverhalten des Muskels. In einem verhärteten oder erkrankten Bereich der Muskulatur verlangsamen sich die Schwingungen oder kommen ganz zum Erliegen.

So können biochemische Oszillationen als periodische Funktionsabläufe, im Gesunden verbunden mit psychischer Ordnung und Gesundheitsstabilität, dagegen im Kranken mit pathogener Symptomatik und aperiodischen Funktionsabläufen in Zusammenhang gebracht werden (RANDOLL et al. 1994). Bei langsamen Oszillationen im Mikromodell erhöht sich der Elastizitätsmodus, d.h. das Gewebe wird härter. Nach Anregung der Struktur durch eine äußere Schwingung, ändert sich der Elastizitätsmodus und hat ein weiches, gesünderes Gewebe zur Folge (DIETRICH u. SIMEON 2007).

Zusätzliche Messungen wurden bei Tieren durchgeführt, wonach sich für die Frequenzbereiche der Mikrovibration folgende Werte ergaben:

Die Mikrovibration liegt bei Katzen im Bereich von 8 bis 30 Hz, bei Kaninchen im Bereich von 8 bis 40 Hz und beim Hund im Bereich von 8 bis 30 Hz (ROHRACHER u. INANGA 1969).

2.4.2 Externe Schwingungen

Die Reizgenerierung erfolgt durch die Applikation sich wiederholender elektrischer oder mechanischer Signale (Vibrationsreize) an der Körperperipherie. (SCHMIDTBLEICHER et al. 2005). Hinsichtlich der Applikationsart kann zwischen zwei verschiedenen Typen von Vibration unterschieden werden. Grundsätzlich sind Ganzkörperschwingungen (Whole-Body-Vibration, WBV) von Teilkörperschwingungen (lokale Schwingung) zu differenzieren. Differenzierungskriterium ist der Anteil des Körpergewichts, der am Transferpunkt wirksam ist. Ganzkörperschwingungen versetzen einen Großteil des Körpers in Schwingung und erzielen keinen lokal wirksamen Effekt. Bei Teilkörperschwingung oder lokaler Schwingung werden lokalisierte Bereiche des Körpers in Schwingung gebracht. (CARDINAL u. POPE 2003, HAAS et al. 2004). Desweiteren können verschiedene Stimuli und deren physiologische Effekte unterschieden werden. Peripher elektrische Stimuli rufen eine direkte Depolarisation der Muskelfasermembranen hervor, dagegen peripher mechanische Stimuli, sensorische Reize. Die muskuläre Aktivität entsteht dabei infolge sensorischer Aktionspotentiale als reflektorische Antwort (GRIFFIN 1996, HAAS et al. 2004).

Die Anatomie und die Struktur der distalen Gliedmaßen der Tiere unterscheiden sich von denen des Menschen. Demzufolge können die Reaktionen auf mechanische Stimulation und Vibration abweichen (MESTER et al. 2006). TORVINEN et al. (2003) untersuchten die Auswirkungen von Vibrationsstimulation an Schafen. Diese besitzen harte und feste Hufe, welche die applizierten Vibrationsstimuli nur mäßig absorbieren können. Somit werden die mechanischen Vibrationswellen direkt über den Huf, in nur sehr geringer abgeschwächter Form auf die distalen Extremitäten übertragen.

Durch die rhythmische Muskelkontraktion bedingt durch die Vibrationsplatten, werden Muskelgruppen trainiert, welche bei anderen Trainingsprogrammen vernachlässigt werden (KERSCHAN-SCHINDL et al. 2001). Das zentrale Phänomen von Vibrationsreizen stellt der repetitive Charakter dar. Es können Adaptations- und Habituationseffekte entstehen, weshalb die physiologischen Effekte übersummativ sind und keine einfache Addition singulärer Stimuli darstellen (GAMMAITONI et al. 1998, TOUGAARD 2002, WARD et al. 2002, HAAS et al. 2006).

Vibrationen werden sowohl über die neuromuskulären Spindeln, als auch über die Haut, die Gelenke und sekundäre Enden wahrgenommen. Die mechanische Wirkung der Vibrationsschwingungen liegt darin, schnelle und kurze Veränderungen in der Länge des Muskelsehnenkomplexes zu erzielen. Diese Störungsreize werden durch sensorische Rezeptoren wahrgenommen, welche durch eine Reflex-Muskel-Aktivität die Muskelsteifheit anpassen und versuchen die Vibrationswellen abzuschwächen (CARDINALE u. BOSCO 2003).

Vibrationsreize erfüllen folgende Funktionen:

- Stimulation von Druckrezeptoren (Merkel-Zellen, Meissner-Körper, Ruffini-Rezeptoren)
- Stimulation von Propriozeptoren (Extensoren- und Flexorenketten des Sprung-, Knie- und Hüftgelenks)
- Reflexgenerierung
- Repetitive Reizgebung (HAAS et al. 2005 a).

Die Interaktion zwischen Schwingungsreiz und biologischer Reaktion ist durch ein mehrdimensionales Ursache-Wirkungs-System gekennzeichnet, das sich dadurch charakterisieren lässt, dass eine lineare Veränderung von Reizparametern, z.B. die Veränderung der Schwingungsfrequenz, meist in einer nichtlinearen und nichtproportionalen Modifikation der biologischen Antwort resultiert. Die Schwingungsregulation erfolgt dabei über eine Anpassung der Muskelsteifheit, der jeweiligen Muskel-Sehnen-Komplexe, was zu rhythmischen muskulären Aktivierungsmustern führt (HAAS et al. 2004). Durch den Vibrationsreiz der Ia-Bahnen und der propriozeptiven Neuronschleifen wird ein Aufwärmeeffekt erzielt, welcher sich durch eine gesteigerte Muskelelastizität darstellt (COCHRANE u. STANNARD 2005) (Abb. 2.7).

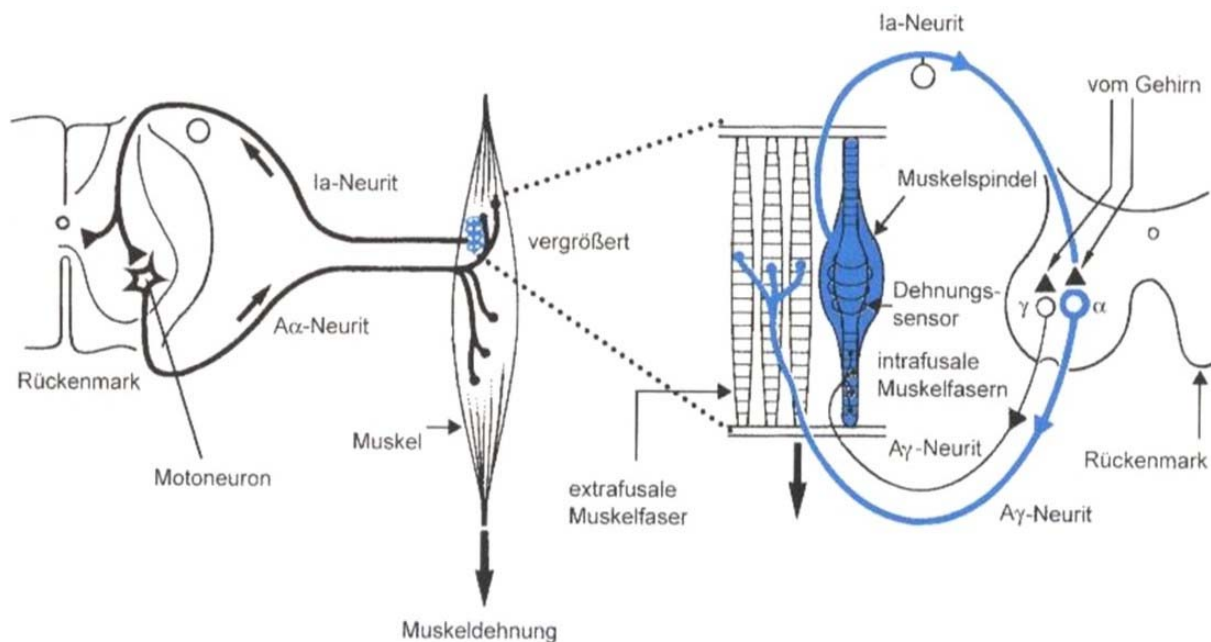


Abb. 2.7: Die Funktion der Muskelspindel (nach DE MARÉES 2002)

2.4.2.1 Ganzkörperschwingungen (GKS)

Das üblicherweise Verständnis der Funktionsweise eines Systems ist dadurch charakterisiert, dass dessen Steuerung umso effektiver, präziser und weniger stör anfälliger ist, desto weniger äußere Störgrößen (Noise) interferieren. Die Funktionalität eines Systems kann jedoch durch Applikation von Noise erheblich verbessert werden (HAAS et al. 2006). Die Reaktionen des Körpers während Vibration sind sowohl biomechanischer als auch physiologischer Natur. Durch die Vibrationsstimuli werden spezifische physiologische Reaktionen, u. a. die Verbesserung der Adaptationsprozesse der Muskelkraft hervorgerufen (CARDINAL u. POPE 2003, MESTER et al. 2006, ABERCROMBY 2007 a). Diese Konsequenzen werden damit in Verbindung gebracht, dass der Körper im Stande ist, Vibrationsstimuli wahrzunehmen und auf diese in hochspezifischer Art und Weise zu reagieren (CARDINAL u. POPE 2003).

2.4.2.1.1 *Physiologie der mechanischen Stimulation*

GKS-Training führt zu einem spezifischen Training der schnellkontrahierenden Muskelfasern (DELECLUSE et al. 2003). Mechanische Vibrationen üben eine tonisch exzitatorische Wirkung auf die Muskulatur aus (TORVINEN et al. 2002). Vibrationsstimuli beeinflussen den exzitatorischen Status der peripheren und zentralen Strukturen, welche nachfolgende Bewegungen erleichtern. Nicht nur die neuromuskulären Spindeln, sondern auch die Haut, Gelenke und die Sekundären werden durch Vibration aktiviert. Diese Strukturen tragen dazu bei, dass durch die Aktivierung des γ -Systems eine Sensitivierung der Primären erreicht wird (CARDINAL u. POPE 2003). Sowohl die Gelenke, die Haut als auch die sekundären Enden nehmen die Vibrationsstimuli auf, jedoch nur durch die Aktivierung der γ -Motorneuronen wird die neutrale Aktivierung der Primären erheblich gesteigert (COCHRANE u. STANNARD 2005).

2.4.2.1.2 *Physiologie der sensorischen Stimulation*

Vibrationsstimuli werden durch verschiedene sensorische Strukturen aufgenommen, welche das neuromuskuläre System stimulieren, um eine muskuläre Aktivierung auszulösen. Die Modulation der neuromuskulären Reaktion auf Vibrationsstimuli ist sowohl von der Spindelaktivierung als auch den anderen sensorischen Systemen des Körpers abhängig (CARDINALE u. POPE 2003).

Die sensorische Stimulation, welche die Basis der Muskelaktivität während GKS-Training darstellt, ist für die Verbesserung der Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus, (Stretch-Shortening-Contraction, SSC) als Krafttraining entscheidend (DELECLUSE et al. 2003). Wird der Körper relativ kurze Zeit Vibrationsstimuli ausgesetzt, so kann dies zu einer zunehmenden Sensitivität des Dehnungsreflexes führen (CARDINAL u. POPE 2003). Die Hautrezeptoren weisen bezüglich Schwingungsfrequenz und Schwingungsamplitude ein weites Sensitivitätsspektrum auf. Primäre Bedeutung

kommt den Meissner-Körperchen zu, da sie sowohl für höhere Reizintensität als auch für niederfrequente Reize sensitiv sind (HAAS et al. 2001).

Schwingungsreize werden nicht exklusiv von einem Sensortyp erfasst. So besteht für Schwingungen im θ -Frequenzbereich (4-7 Hz) gegenüber Schwingungsvorgängen in anderen Frequenzbändern, wie z.B. α -Frequenz (8-12 Hz) eine besonders hohe Sensitivität (GRIFFIN 1996). So resultiert der Wechsel zwischen dem θ - und α -Frequenzbereich in signifikanten Veränderungen der Bewegungsregulation (HAAS et al. 2004).

2.4.2.1.3 *Stochastische Resonanzen (SR)*

Stochastische Resonanzen sind nichtlineare kollektive Effekte, worin die Summe aus einem willkürlichen Signal („Noise“) und ein schwaches Signal (Stimulus), durch eine verbesserte Wahrnehmung oder deutlichere Information zu einer Antwort führt (TOUGAARD 2002). Ist der Grad des Noise zu gering, so sind die Signale nicht deutlich genug. Sind jedoch die Stimuli zu stark so wird eine willkürliche Antwort ausgelöst (WARD et al. 2002). Stochastische Schwingungsvorgänge sind nicht vorhersehbar. Sie stellen ständig neue Reizzustände dar und bedingen ständige Stiffnessadaptationen, um an das jeweilige Reizmuster angepasste muskuläre Aktivierungszustände zu erzeugen. (GRIFFIN 1996).

Die SR-Theorie zeigt, dass die Funktionalität eines dynamisch, nichtlinearen Systems durch die Applikation von Noise erheblich verbessert werden kann. Aus Sicht der Wahrnehmungspsychologie beinhalten motorische Anforderungssituationen immer ein gewisses Maß an Varianzen und Ungewissheit. Dementsprechend kann nur ein Teil der Anforderung durch bereits vorhandene oder gelernte Regelmechanismen erfüllt werden. Der verbleibende variable Anteil erfordert eine Situationsabschätzung. Im Fall sich wiederholender Vibrationsreize lösen Sinusschwingungen im Gehirn immer gleiche Antworten der Rezeptoren in der Muskulatur, den Sehnen, der Haut und den Gelenken aus (Habituation) (HAAS 2006).

TURNER u. ROBLING (2004) zeigten tierexperimentell, dass sich SR-Reize eignen, um die Wachstumsprozesse der Knochen zu fördern. Im Vergleich zu harmonischen Sinusreizen wurden vierfach bessere Effekte erzielt. Der osteogenetische Effekt wurde auf die Aktivierung von Kalzium und anderen Ionen-Kanälen zurückgeführt, welche eine zentrale Rolle für die Ausbildung von Knochenzellen (Osteoblasten) einnehmen.

2.4.2.1.4 *Allgemeine Hinweise zum Einsatz von GKS*

Der zu trainierende Muskel wird indirekt durch Vibration angeregt, d.h. die Vibration wird mittels einer vibrierenden Quelle z.B. eine Vibrationsplatte, durch den Körper distal des Zielmuskels, auf diesen übertragen (MORAN et al. 2007). Bei Erstellung eines Vibrationstrainingsprotokolls ist zu bedenken, dass mit steigender Dehnung des Zielmuskels die Sensitivität gegenüber Vibrationsapplikation zunimmt (CARDINAL u. POPE 2003). Im Bezug auf indirekte Vibration sind zwei limitierende Faktoren zu berücksichtigen. Zum einen, gestaltet es sich äußerst schwierig, dem Muskelsehnenkomplex auf direktem Weg eine Schwingung anzulegen. Zum anderen ergibt sich das Phänomen, dass die angelegte Vibrationsamplitude durch das Weichteilgewebe beträchtlich geschmälert wird und somit eine geringere Schwingung im System eingekoppelt wird (MORAN et al. 2007).

Bei der Anwendung von GKS sind längere Anwendungszeiten gebräuchlich. Dabei werden erheblich niedrige Frequenzen angewandt und die Schwingungen werden über die distalen Gliedmaßen eingekoppelt (YUE u. MESTER 2002). Ein wichtiger Sicherheitsaspekt liegt in der Vermeidung von Resonanzen. Die Resonanz-Frequenz während GKS liegt im Bereich zwischen 5-10 Hz. Frequenzen unter 20 Hz sollten aus diesem Grund während GKS-Training vermieden werden (MESTER et al. 2006). Die Erzeugung von Resonanzerscheinungen basiert auf der Anregung eines schwingungsfähigen Systems im Bereich seiner Eigenfrequenz. Erfolgt diese Anregung über einen längeren Zeitraum, so können Resonanzkatastrophen (Zerstörung des Systems) entstehen (HAAS et al. 2004).

2.4.2.1.5 Spezielle Hinweise zum Einsatz von GKS

Die akuten Effekte der Vibrationstherapie stehen in Zusammenhang mit der Anwendungszeit der Stimulation, dem Körperzustand des trainierten oder untrainierten Patienten und dem Grad des Vibrationsreizes. Die Intensität des Vibrationstrainings kann durch die Frequenz, die Amplitude, die Beschleunigung und die Trainingszeit beeinflusst werden (CARDINAL u. BOSCO 2003).

Frequenz

Während GKS-Training werden über Plattformen vertikale, sinusoidale Vibrationen mit einer Frequenz zwischen 35 und 40 Hz auf ein biologisches System übertragen, wobei sensorische Rezeptoren, hauptsächlich Muskelspindeln angeregt werden (DELECLUSE et al. 2003). Die Vibration stellt eine oszillierende Bewegung dar. Das Ausmaß der Vibration und die Wiederholungsrate der Oszillationszyklen bestimmt über die Frequenz der Vibration. Die Frequenz verhält sich umgekehrt zum Zeitraum und wird über die Anzahl der Bewegungs- oder Schwingungszyklen pro Sekunde definiert. Die Vibrationsfrequenz wird gemäß internationalem Einheitensystem in Hertz (Hz) angegeben. Die Oszillation kann in verschiedenen Formen stattfinden: sinusoidal, multisinusoidal, willkürlich, stationär und transient. Jedoch können die Effekte von Vibrationsreizen nur nach sinusoidaler Vibrationsapplikation analysiert werden. Sinusoidale Schwingung sind periodische Bewegungen, die sich innerhalb eines bestimmten Zeitraums in identischer Art wiederholen (CARDINAL u. POPE 2003).

Es konnten unterschiedliche Schwingungstransferfunktionen in Abhängigkeit vom Anspannungsgrad der Muskulatur, der Muskellänge, der Verkürzungsgeschwindigkeit und dem relativen Zusammenwirken verschiedener motorischer Einheiten festgestellt werden (HAAS et al. 2004, WAKELING u. NIGG 2001). Je cranialer die Oszillationen übertragen werden, umso mehr nehmen die Frequenz und die Amplitude ab (YUE u. MESTER, 2002). Es werden für GKS-Training Frequenzen

im Bereich von 15 bis 44 Hz (β -Bereich) empfohlen (CARDINALE et al. 2007). Zwischen 7 und 9 Hz sind sowohl im Hinblick auf die Intensität der muskulären Aktivierung als auch auf die mechanische Effizienz markante und statistisch weitgehend signifikante Veränderungen in der Schwingungsregulation zu verzeichnen (HAAS et al. 2001). Dabei kann ein Impedanzanstieg beobachtet werden, d.h. der Körper setzt der Oszillation einen erhöhten Widerstand entgegen (DIEKMANN 1958). Auch KERSCHAN-SCHINDL et al. (2001) beschreiben eine Steigerung der Muskelkraft durch niederfrequentes Vibrationstraining. Niederfrequente Oszillationen führen zu einer allgemeinen oszillierenden Entladungsrate der motorischen Einheiten (SHINOHARA 2005). Dagegen stellt eine niedrige Amplitude und eine hohe Frequenz für die mechanische Stimulation des Körpers eine effiziente Alternative dar, um die muskuläre Leistungsfähigkeit, das Gleichgewicht und die mechanischen Eigenschaften des knöchernen Systems zu verbessern (TORVINEN et al. 2002).

Ein Anstieg der Schwingungsfrequenz führt aufgrund einer erhöhten Bewegungsgeschwindigkeit zu einer Vergrößerung der Dehnungsgeschwindigkeit der Muskelspindel und somit zu einer Erhöhung der Entladungsfrequenz der Ia-Afferenzen, mit der Folge eines erhöhten Reflexbeitrages (HAAS et al. 2001). In Abhängigkeit von der Schwingungsfrequenz werden auch Typ II-Muskelfasern speziell trainiert (RITTWEGER et al. 2000).

Amplitude und Beschleunigung

Amplitude, Frequenz und Größe sind die biomechanischen Parameter welche die Intensität der Oszillation festlegen. Bei einem Großteil, der auf dem Markt erhältlichen Vibrationsgeräte, kann lediglich der Frequenzbereich gesteuert werden. Es kann somit kein optimaler Trainingsfrequenzbereich festgelegt werden. Deshalb ist es entscheidend, dass die Auswirkungen verschiedener GKS-Frequenzen auf den Sauerstoffverbrauch des Muskels einen entscheidenden Aspekt, bei der Erstellung von Richtlinien im Bezug auf ein optimales Trainingsprogramm darstellen

(CARDINALE et al. 2007). Die Amplitude wird durch das Maß der oszillatorischen Auslenkung (peak to peak Auslenkung in mm) bestimmt (CARDINALE u. BOSCO 2003). Bei genügend großer Amplitude, werden durch jeden Dehnungsreiz der Muskelfasern, Entladungen der Muskelspindeln hervorgerufen (SHINOHARA 2005). CARDINALE u. BOSCO (2003) empfehlen eine Amplitude von 3 bis 10 mm und eine Beschleunigung von 3,5 bis 15g (wobei g das Erdgravitationsfeld oder $9,81 \text{ ms}^{-2}$ darstellt). Dagegen führen TORVINEN et al. (2003) an, dass eine maximale Beschleunigung von 1g nicht überschritten werden soll, da sonst ein stabiler Stand auf der Plattform kaum möglich und die Vibrationswellen in einem unterbrochenen Wellenmuster übertragen werden.

Für den Freizeitsport und während der Aufwärmphase im Leistungssport sollten niedrige Amplituden (1-2 mm) gewählt werden (MESTER et al. 2006). Wird Schwingung mit einer niedrigen Amplitude für einen kurzen Zeitintervall appliziert, wird der lokale muskuläre Metabolismus nicht signifikant beeinflusst (CARDINALE et al. 2007). Beim Anstieg der Schwingungsamplitude ist sowohl von einer Erhöhung der Dehnungsgeschwindigkeit als auch von einer Vergrößerung des Dehnungsumfangs auszugehen, wodurch sowohl Typ Ia- als auch Typ II-Afferenzen höherfrequent entladen (HAAS et al. 2001).

Trainingszeit

Untersuchungen der Effekte von 10-tägigem GKS-Training mit sportlich aktiven Probanden ergaben, bei einer täglichen Vibrationsapplikation von 10 min, eine Steigerung der explosiven Muskelkraft. Durch ein zweimonatiges Training mit drei Sitzungen pro Woche und einer Frequenz von 27 Hz konnte bei älteren Personen eine muskuläre Leistungsverbesserung erzielt werden (TORVINEN et al. 2002). BOSCO et al. (1998) dokumentierten ebenfalls nach 10-minütigem Training mit Ganzkörperschwingungen (Frequenz: 26 Hz) eine signifikante Verbesserung der Maximalkraft und Bewegungsschnelligkeit der Beinstrecker in Höhe von 4% bis 7%. Ist der Vibrationsstimulus sehr kurz gewählt, so kann daraus eine potenziert,

kraftvollere und effektivere willkürliche Aktivierung der Skelettmuskulatur folgen (CARDINALE u. BOSCO 2003). MESTER et al. (2006) bemerkten, dass bei der Anwendung zusätzlicher Schwingungsreize eine sehr kurze Trainingsdauer von 20 bis 60 s gewählt werden soll.

2.4.2.1.6 GKS-Trainingsergebnisse

DELECLUSE et al. (2005) setzten GKS-Training sowohl für die Versuchsgruppe als auch für die Kontrollgruppe als Sekundärtraining ein. Da zwischen den Versuchsgruppen und den Kontrollgruppen im Bezug auf eine verbesserte Leistungsfähigkeit der distalen Gliedmaßen und verbesserte Sprunghöhe keine wesentlichen Unterschiede feststellbar waren, wurde dem GKS-Training kein Trainingseffekt nachgewiesen. ABERCROMBY et al. (2007 a) untersuchte die Wirkung von GKS im Vergleich von zwei Systemen. Bewertet wurde das Modell Power Plate (Power Plate North America, LLC, Culver City, CA) (=Vertikale Vibration) und ein Prototypenmodell Galileo 2000 (Orthometrix, Inc., White Plains, NY) (=rotierende Vibration). Dabei vibrierten die PowerPlates vornehmlich in vertikaler Richtung mit einer Amplitude von 4 mm. Das Modell Galileo 2000 vibrierte in einer horizontalen, anterior-posterior Achse mit einer höheren Amplitude. Neben der mediolateralen Komponente unterschied sich das Modell Galileo 2000 zudem von den Power Plates, durch eine asynchrone Natur. Demzufolge wirkt dabei nur eine unilaterale Kraft, was eine asymmetrische Stimulation der Beine auslöste. Dagegen das System PowerPlate zeichnet sich durch eine simultane und symmetrische Vibrationsapplikation beider Körperhälften aus

In acht von zehn Studien wurde die Sprungkraft bewertet. In fünf dieser acht Studien in denen Veränderungen in der Leistungsfähigkeit der distalen Gliedmaßen vermutet wurden, konnte eine Verbesserung nach GKS nachgewiesen werden. Im Großteil der untersuchten Studien, konnte allerdings kein nachhaltiger Effekt nachgewiesen werden, der auf GKS zurückgeführt werden konnte. In anderen Studien standen GKS-Gruppen mit einer passiven Kontrollgruppe, d.h. Gruppen in denen keinerlei

Training durchgeführt wurde, im Vergleich. Somit war es nicht überraschend, dass in den meisten dieser Studien in den Versuchsgruppen deutlich bessere Ergebnisse hinsichtlich der Leistungskraft und Sprungkraft erzielt wurden, als in den Kontrollgruppen, in denen kaum Verbesserungen erzielt wurden (NORDLUND u. THORSTENSSON 2007).

MESTER et al. (2006) untersuchten die Effekte des GKS-Trainings an Sportstudenten der Sporthochschule Köln. Als positive Testparameter wurden eine verbesserte Sprunghöhe mit gleicher Bodenkontaktzeit oder dieselbe Sprunghöhe mit einer verkürzten Bodenkontaktzeit deklariert. Die Steigerung der Leistungsfähigkeit nach Vibrationstraining zeigte sich in einer Verbesserung der vertikalen Sprunghöhe. BOSCO et al. (1998) untersuchten die Auswirkung von Ganzkörperschwingungen in einem zehntägigem Trainingsprogramm, bei einer täglichen vertikalen-sinusoidalen Schwingungsanwendung von 5 x 90 s mit einer Frequenz von 26 Hz. Die Leistungsverbesserungen im Bezug auf Sprunghöhe und mechanische Kraftentwicklung wurden auf neuromuskuläre Adaptationsprozesse, ausgelöst durch GKS-Training, zurückgeführt. Dennoch ist der Zeitraum von 10 Tagen zu kurz um einen Langzeiteffekt durch GKS nachzuweisen. Akute Trainingseffekte können erst dann als solche bezeichnet werden, wenn die Resultate bis mindestens 72 h nach der letzten Trainingseinheit nachgewiesen werden konnten (DELECLUSE et al. 2003). 10-tägiges GKS-Training mit einer niedrigen Schwingungsfrequenz von 26 Hz und einer Amplitude von 10 mm verbessert die vertikale Sprunghöhe (CARDINALE u. BOSCO 2003). ROELANTS et al. (2004) untersuchten die Auswirkungen des GKS-Trainings durch Messung des Körperfetts. Es konnte keine signifikante Gewichtsreduktion oder eine Abnahme des durchschnittlichen Körperfetts nach GKS-Training festgestellt werden.

2.4.2.2 Teilkörperschwingungen

Durch Applikation von lokalen Schwingungen werden lokalisierte Bereiche des Körpers in Schwingung gebracht (CARDINAL u. POPE 2003, HAAS et al. 2004).

Akute lokale Vibrationsapplikation kann Leistungsverbesserungen, eingeschlossen einer Kraftentwicklung erzielen (KINSER et al. 2008). Teilkörperschwingungen werden auch zu diagnostisch-therapeutischen Zwecken eingesetzt, so regt z.B. die Matrix-Rhythmus-Therapie mit Hilfe eines kombinierten mechanisch-magnetischen Resonators die Eigenrhythmik des Organismus an und unterstützt damit die Wiederherstellung der Funktionsfähigkeit des Bindegewebes. Diese Anregung erfolgt durch Resonanzabstimmung des Schwingungsgebers mit der Mikrovibration der Skelettmuskulatur, die auf diese Weise zu ihrer gesunden Eigenfrequenz zurückgeführt wird (RANDOLL 2001).

2.4.3 Einfluss der Schwingungstherapie

2.4.3.1 Einfluss auf die Muskulatur und Muskelspindeln

Bisher wurde vermutet, dass eine Zunahme der Muskelkraft und Muskelleistung nach GKS, durch neuromuskuläre Adaptionsprozesse ähnlich denen nach Krafttraining, hervorgerufen wird (BOSCO et al. 1998). Dabei ist noch nicht geklärt, welcher physiologische Prozess für die Zunahme der Muskelkraft bedingt durch Vibrationstraining im Vergleich zum herkömmlichen Training verantwortlich ist (MESTER et al. 2006). DELECLUSE et al. (2005) kamen zu dem Schluss, dass bei gut trainierten Sprintern durch GKS, auf Grund der gut entwickelten Muskelkraft, der Erregbarkeit der Motoneuronen, der Rekrutierung der schnellkontrahierenden Muskelfasern und des gut ausgebildeten Sensibilitätsreflexes kaum Verbesserungen erzielt werden konnten. Jedoch kann eine Leistungssteigerung bei vorher untrainierten Probanden bewirkt werden. ABERCROMBY et al. (2007 a) bestätigten eine gesteigerte neuromuskuläre Aktivierung nach GKS-Training. Dennoch wird bezweifelt, ob Ganzkörperschwingungen einen derart starken Trainingsstimulus darstellen, dass die Leistungsfähigkeit oder der Muskelmetabolismus beeinflusst werden kann (CARDINALE et al. 2007).

Während GKS werden die propriozeptiven Leitungsbahnen besonders stark beeinflusst. Dabei aktivieren die Vibrationsstimuli die sensorischen Rezeptoren, welche in reflexartigen Muskelkontraktionen resultieren (DELECLUSE et al. 2003). Vibrationsreize bewirken durch Stimulation der Ia-neuralen Bahnen und der propriozeptiven Bahnen einen Aufwärmeeffekt, wobei sowohl die Schmerzschwelle, als auch die Blutflussgeschwindigkeit und die Muskelelastizität zunehmen (COCHRANE u. STANNARD 2005). Der reflektorische Effekt nach Vibrationsstimulation, wird der Aktivierung der primären Enden der Muskelspindeln zugeschrieben, welche in einer steigenden Aktivität der Ia-Bahnen resultiert (RIBOT-CISCAR et al. 1998, CARDINAL u. POPE 2003, NORDLUND u. THORSTENSSON 2007). Die Entladungsrate der Muskelspindeln wird besonders stark durch Muskelvibration beeinflusst, da hierbei fortwährende Veränderungen der Muskelfaserlänge nach sich gezogen werden (SHINOHARA 2005). Durch die mechanische Schwingungswirkung werden in den Muskelsehnenkomplexen schnelle und kurze Längenänderungen ausgelöst. Dieser Reiz wird von sensorischen Rezeptoren aufgenommen. Durch die Reflexmuskelaktivität wird die Muskelsteifheit angepasst, wodurch die Vibrationswellen abgeschwächt werden (CARDINALE u. BOSCO 2003). Die Reflexantworten werden durch die Dehnungsreize und den Zustand des Muskelsehnenkomplexes festgelegt. Um eine Verbesserung der Muskelkontraktion zu erreichen, überwinden die exzitatorisch gereizten Muskelspindeln die hemmenden Signale der Golgi-Sehnen-Apparate (COCHRANE u. STANNARD 2005). Darüber hinaus erregen, die Muskelspindel nicht nur Motorneuronen sondern auch Interneuronen im Rückenmark, welche die Motoneuronen antagonistisch wirkender Muskeln hemmen (CRONE u. NIELSEN 1994). Die Anwendung von Vibration führt zu einer Verbesserung der Dehnungsreflexbahnen, indem die Primären Enden der Muskelspindeln aktiviert werden, welche die Kontraktion der Agonisten beeinflussen, während gleichzeitig die Antagonisten gehemmt werden (COCHRANE u. STANNARD 2005). Werden die Muskelspindeln über einen längeren Zeitraum Schwingungsreizen ausgesetzt, kommt es zur Ermüdung der Muskulatur, was sich in einer Reduktion sowohl der

EMG-Aktivität (Elektromyogramm) als auch der Feuerungsrate der motorischen Einheiten und Kontraktionskraft manifestiert (TORVINEN et al. 2002).

Neueste Untersuchungen ergaben, dass eine potenzierte neurale Wirkung, welche nach Vibrationstraining gemessen werden konnte nur kurze Zeit anhält. Es hat den Anschein, dass die Dauer des Vibrationstrainings von entscheidender Bedeutung ist. Der Langzeiteffekt sollte sich entweder aus der Aktivierung der hemmenden Feedbackmechanismen oder der Reduzierung der Sensitivität der Muskelspindel ergeben (CARDINALE u. BOSCO 2003).

Mechanischen Stimuli mit einer niedrigen Amplitude und einer hohen Frequenz stellen eine effiziente Trainingsmethode für die Skelettmuskulatur dar. Die singuläre Anwendung von Ganzkörperschwingungen führte zu einer signifikant temporären Zunahme der muskulären Leistungsfähigkeit der unteren Extremitäten. Die Langzeitanwendung von Vibrationsstimuli resultiert auf Grund neuronaler Adaptationsprozesse in einer explosiven Leistungssteigerung (TORVINEN et al. 2003) Die zehntägige Anwendung von GKS-Training reicht aus, um die neuromuskuläre Leistungsfähigkeit zu verbessern (CARDINAL u. POPE 2003). Es wird vermutet, dass durch Ausdauertraining die Interneuronen im Rückenmark Inputs afferenter Fasern, absteigender Fasern und der Fasern der Interneuronen erhalten und dadurch die Aktivität der Motoneuronen beeinflussen (DELECLUSE et al. 2003). Der aus der Schwingungsapplikation resultierende Reiz wird primär mit Ia-Afferenzen in Zusammenhang gebracht (BURKE et al. 1976).

CARDINALE u. BOSCO (2003) gehen davon aus, dass die akute Leistungsverbesserung des neuromuskulären Systems auf eine zunehmende Sensitivität der Dehnungsreflexbahnen zurückzuführen ist. Zudem hemmen Schwingungsreize die Aktivierung antagonistisch wirkender Muskeln durch Ia-hemmende Neuronen. Dadurch wird die intramuskuläre Koordination verändert, was zu einer abnehmenden Brechkraft im Bereich der Gelenke führt. Es wurde nachgewiesen, dass eine gesteigerte Erregbarkeit der Motoneuronen durch eine effizientere Nutzung der Reflexleitungsbahnen erzielt wird, wodurch reflexartige Muskelkontraktionen ausgelöst werden (DELECLUSE et al. 2003, DELECLUSE et al. 2005). Durch eine

gesteigerte neuromuskuläre Aktivierung während GKS, wird eine vermehrte Stellungsregulation hervorgerufen (ABERCROMBY 2006).

2.4.3.2 Tonic-Vibration-Reflex (TVR)

Grundsätzlich wird nach GKS-Training von einer effizienteren neuromuskulären Koordination und einer größeren Anzahl rekrutierter motorischer Einheiten ausgegangen. Als Ursache dieser Modifikation wird das Auftreten des Tonic-Vibration-Reflex und die damit verbundene Erhöhung efferenter Signale diskutiert (HAAS et al. 2004). Der Tonic-Vibration-Reflex wurde erstmals 1960 entdeckt (MESTER et al. 2006) und ursprünglich als vorübergehende Steigerung der Muskelaktivierung, hervorgerufen durch kurze hochfrequente Stimulation dargestellt (EKLUND u. HAGBARTH 1966).

Vibrationsstimuli erzeugen schnelle und kurze Längenveränderungen der Muskelsehnenkomplexe. Diese Reize werden über sensorische Rezeptoren aufgenommen, welche die Muskelsteifheit durch reflexartige Muskelaktivierung anpassen, um die Vibrationswellen abzuschwächen. Dieser neuromuskuläre Reaktionsmechanismus wird als Tonic-Vibrations-Reflex bezeichnet. Er wird durch mono- und polysynaptische Leitungsbahnen gesteuert. Die Ia-Afferenzen der Muskelspindeln werden für diese, durch Vibrationsstimuli hervorgerufenen, neuromuskuläre Aktivierung verantwortlich gemacht (CARDINAL u. POPE 2003, DELECLUSE et al. 2005, YASUDA et al. 2006). HAAS et al. (2001) definiert den TVR in der Form, dass die durch Vibration hervorgerufene Dehnung der Spindel, eine reflektorische Kontraktion der Muskulatur über Ia und II Afferenzen bewirkt. Nach funktionalen Gesichtspunkten entspricht das muskuläre Aktivierungsmuster der Schwingungsregulation somit eher einem Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) als einem Tonic-Vibration-Reflex.

Bisher ist allerdings noch nicht bekannt, ob dieser Effekt mit einer Vibrationsfrequenz von 1 bis 30 Hz hervorgerufen werden kann (TORVINEN et al. 2002, CARDINAL u.

POPE 2003, DELECLUSE et al. 2005). POPPELE u. QUICK (1981) stellten grundsätzlich in Frage, ob durch GKS ein Tonic-Vibration-Reflex ausgelöst wird.

2.4.3.3 Kinästhetische Illusionen

In neurophysiologisch orientierten Studien wurde gezeigt, dass mechanische Schwingungsreize die Ausführung von Zielbewegungen und die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts massiv beeinflussen können. Dieses Phänomen wird allgemein als kinästhetische Illusion bezeichnet. Physiologischer Hintergrund des Phänomens der kinästhetische Illusion, sind die an den Muskelspindeln generierten Reizsituationen, die sich unter nicht artifiziellen Bedingungen in Gelenkwinkelpositionen ergeben, die von der aktuellen vorliegenden Position abweichen und somit falsche Informationen und Korrekturbewegungen an den unteren Extremitäten erzeugen (HAAS et al. 2004). Diese Effekte konnten bis 2 min nach Vibration nachgewiesen werden, waren jedoch eine Stunde später nahezu nicht mehr nachweisbar (TORVINEN et al. 2002).

2.4.3.4 Einfluss auf das vestibuläre System und das Gangmuster

Von zentraler Bedeutung ist die Optimierung bzw. Aufrechterhaltung der Gang- und Gleichgewichtsregulation nach GKS (HAAS et al. 2006). Bei geringer Amplitude wird der GKS zudem ein Effekt hinsichtlich des vestibulären Systems zugesprochen. Dabei spielt vor allem die Halt- und Stellungsmuskulatur eine entscheidende Rolle, welche den Körper während Vibration stabilisiert (CARDINAL u. POPE 2003). Während IVANENKO et al. (1999) davon ausgehen, dass die Vibrationseffekte vor allem während der Schwungphase zu einer Gangbildmodifikation führen, stellen VERSCHUEREN et al. (2003) Veränderungen des EMG-Musters primär während der Stützphase fest.

2.4.3.5 Einfluss auf die Knochen

RUBIN et al. (2001) zeigten in einer einjährigen Studie an Schafen, dass die Knochendichte im proximalen Femur um 34% gesteigert werden konnte. In weiteren Studien konnte gezeigt werden, dass bereits mit niedrigen Reizstimuli effizientere Zunahmen in der Knochenmasse und eine Verbesserung der Knochenmorphologie erreicht werden konnte, als bei Anwendung hoher Frequenzen (TORVINEN et al. 2003). Anhand ovariektomierter Ratten konnte gezeigt werden, dass durch Anwendung von Vibrationsstimuli der Demineralisierung des Knochens entgegengewirkt werden konnte (FLIEGER et al. 1998, RITTWEGGER et al. 2000, TORVINEN et al. 2003). Bei anhaltender Vibrationstimulation kann ein Großteil der einfallenden Vibrationsenergie nicht mehr vom Muskelgewebe absorbiert werden und wird folglich vom Knochengewebe umgesetzt (TORVINEN et al. 2002). Diese mechanischen Reize verursachen im Knochengewebe Mikroläsionen, welche durch osteoblastische Aktivität repariert werden. Dabei müssen die mechanischen Signale einen hohen Reizpeak aufweisen um die Knochenmorphologie beeinflussen zu können (TORVINEN et al. 2003).

2.4.3.6 Einfluss auf den Blutfluss und die Blutparameter

YAMADA et al. (2005) untersuchten die Auswirkungen auf das kardiovaskuläre System. Dabei stieg die Herzfrequenz nach 30-sekündigem Vibrationstraining stärker an als ohne Vibrationstraining. KERSCHAN-SCHINDL et al. (2001) konnten dagegen bei erhöhter Muskelbeanspruchung, während Vibrationstraining weder eine Veränderung der Herzschlagrate noch des Blutdrucks beobachten.

Während Vibrationstraining wirken durch den externen Druck, Kräfte auf die Blutgefäßwände, die keinen isotropischen Charakter haben. Folglich kommt es zur Deformation der Blutgefäße. Im Querschnitt erscheinen die Blutgefäße nicht mehr rund, sondern zeigen eine mehr oder weniger elliptische Form. Dabei verhalten sich die elliptischen Veränderungen proportional zu der angelegten Frequenz der GKS (MESTER et al. 2006).

KERSCHAN-SCHINDL et al. (2001) untersuchten die Blutzirkulation nach GKS und kamen zu dem Schluss, dass nach Applikation von Vibration (26 Hz, 3 mm-Amplitude, 9 min Trainingszeit) sowohl im Unterschenkel als auch in der Oberschenkelmuskulatur keine signifikante Steigerung der muskulären Blutzirkulation messbar war. Dennoch wird durch Vibrationsapplikation eine Veränderung der peripheren Zirkulation hervorgerufen. Die steigende Anzahl der zu visualisierenden Blutgefäße mit einem Durchmesser von mindestens 2 mm bestätigt die trainingsinduzierte Weitung der kleinen Gefäße. Bei vibrierenden Handwerkzeugen konnte im Anschluss an Vibration ein kaum zu berücksichtigender, vasokonstriktiver Effekt nachgewiesen werden. Die Auswirkungen auf die digitale Blutzirkulation nach Vibrationsapplikation sind von der Wahl der Amplitude und der Vibrationsfrequenz abhängig (KERSCHAN-SCHINDL et al. 2001). Es besteht jedoch die Möglichkeit, dass durch ein kurzes Vibrationstraining die Muskelperfusion gesteigert, dagegen die Muskeldesaturation verzögert wird (CARDINALE et al. 2007). Die Blutflussgeschwindigkeit steigt in den Blutgefäßen an, was dadurch erklärt werden kann, dass die Weitstellung der kleinen Blutgefäße in der Muskulatur den peripheren Widerstand reduziert (COCHRANE u. STANNARD 2005). MESTER et al. (2006) untersuchte die Effekte der Körpervibration hinsichtlich der in den Blutgefäßen wirkenden Scherkräfte. Dabei wirken auf die großen Blutgefäße bei hoher Frequenz deutlich stärkere Scherkräfte als bei niedriger Frequenz auf die kleinen Blutgefäße. Durch die stärker wirkenden Scherkräfte steigt auch das Risiko der endothelialen Zellschädigung.

Messungen der durchschnittlichen Sauerstoffsättigung zeigten keine signifikanten Unterschiede weder mit noch ohne Vibrationstraining (YAMADA et al. 2005). Mittels Near-Infrared-spectroscopy (NIRS) wurden sowohl die kleinen Blutgefäße (Kapillaren, Arteriolen und Venolen) als auch die Sauerstoffsättigung im Gewebe und Konzentrationsveränderungen von Oxyhaemoglobin untersucht. Dabei reagierten sowohl Blutfluss als auch der oxidative Metabolismus in der Skelettmuskulatur auf Belastung, durch einen steigenden Sauerstoffbedarf (CARDINALE et al. 2007).

Total Hb/Mb waren 90 s bis 540 s nach Kniebeugen während Vibrationstraining signifikant höher als bei den Probanden ohne Vibrationstraining (YAMADA et al.

2005). MESTER et al. (2006) stellten in einem Fallbericht dar, dass der Blutdruck bei zwei Personen während GKS-Training anstieg.

In anderen Studien wurde der Einfluss des GKS-Trainings auf die Hormone untersucht und es zeigte sich, dass durch Vibrationstraining mit kurzen Trainingseinheiten sowohl die Testosteronwerte als auch die Wachstumshormonwerte ansteigen (CARDINAL u. POPE 2003).

2.4.4 Nebenwirkungen und Kontraindikationen der GKS-Anwendung

Der Sicherheitsaspekt stellt beim Vibrationstraining einen entscheidenden Aspekt dar. Der Grund dafür liegt darin, dass zu starke Vibrationsreize eine Vielzahl von Schädigungen im Körper hervorrufen können (MESTER et al. 2006). Resonanzfrequenzbereiche und hohe Übertragungsfaktoren auf den Kopf sollten vermieden werden. Das Risiko der „Vibrationsschäden“ verursacht durch niederfrequente GKS wird sehr kritisch diskutiert. Dabei werden Erkrankungen des Nervensystems, des Kreislaufsystems und des Verdauungstraktes nicht in erster Linie mit GKS-spezifischen Erkrankungen in Zusammenhang gebracht. Langzeitanwendung von GKS kann vor allem zu pathogenetischen Erkrankungen im weiblichen Reproduktionssystem sowie zu Abort oder Frühgeburt führen. Im Tierversuche konnten schädliche Effekte bezüglich des Fetus nachgewiesen werden. (SEIDEL 1993)

Länger anhaltenden Applikation von Vibrationsstimuli können schädliche Effekt auf das Weichteilgewebe ausüben, so kann dies zu einer Reduktion der Feuerungsrate der motorischen Einheiten und zu einer Reduktion der Muskelkontraktionskraft führen. Zudem kann sowohl die nervale Leitungsgeschwindigkeit abnehmen als auch die periphere Zirkulation eingeschränkt und die sensorische Wahrnehmung beeinträchtigt werden (WAKELING u. NIGG 2001, CARDINAL u. POPE 2003). Wird eine hypertone, kontrakte Muskulatur über den Dehnungsschmerz hinaus gestreckt, besteht die Gefahr einer mechanischen, irreversiblen Schädigung der Mikrostrukturen (RANDOLL u. FUNK 2004).

Es wird nach einer Anwendungsdauer von mindestens einer Woche von chronisch auftretenden Nebeneffekten gesprochen (NORDLUND u. THORSTENSSON 2007).

Chronische Anwendung von GKS kann die Schädigung normaler physiologischer Abläufe, die Schädigung von Rückenstrukturen und des Reproduktionssystems nach sich ziehen. Zudem wurde im Bereich der Humanmedizin darauf hingewiesen, dass Vibrationsschwingungen, die über die Wirbelsäule in den Kopf übertragen werden, zum Hörverlust, visuellen Einschränkungen und Schädigung des Vestibularorgans führen. Sehr hohe Vibrationsschwingungen können sogar Gehirnblutungen hervorrufen (ABERCROMBY et al. 2007 b). Hochfrequente Vibrationsstimuli führen zu negativen Nebeneffekten bezüglich Blutfluss und der muskulären Leistungsfähigkeit. Studien ergaben, dass die Anwendung verschiedener Amplituden ($22\text{-}87\text{ ms}^{-2}$) und Frequenzen (31,5 und 125 Hz) die digitale Durchblutung in erheblicherem Maß beeinträchtigen können (KERSCHAN-SCHINDL et al. 2001). GKS hemmt das embryonale Wachstum und deformierte die cephalen Strukturen in Mäuseembryonen (SEIDEL 1993).

Bereits 1985 fand eine Klassifizierung vibrationsinduzierter Veränderungen statt:

Grad I:

Initiale Manifestation mit neurovaskulären Einschränkungen, Einschränkungen des Gleichgewichtssystems und sensorische Neuropathie der distalen Gliedmaßen

Grad II:

gemäßigte Manifestation mit zentroperipheren, neurovaskulären Einschränkungen, sensorische Polyneuropathie in Verbindung mit Polyradiculopathie und funktionale Erkrankungen des nervalen Systems

Grad III:

massive Manifestation mit sensorischer Motorpolyneuropathie und zentraler Polyneuropathie

Anhand dieser Klassifizierung wird deutlich, dass das Nervensystem die am meisten verletzbarste Struktur nach GKS-Anwendung darstellt (SEIDEL 1993).

Die Anwendung von GKS-Training ist u.a. kontraindiziert bei vorberichtlich aufgetretenen Knochenfrakturen oder anderen Knochenläsionen, bei erhöhtem Thrombembolierisiko, bei Herz oder Lungenerkrankungen, bei kürzlich aufgetretenen Traumata, bei infektiösen Erkrankungen und bei Hypertension (MONTELEONE 2007).

3 MATERIAL UND METHODE

3.1 BEURTEILUNG DER AUSWIRKUNGEN DER VIBRATIONSSTIMULATION UNTER ULTRASCHALLKONTROLLE

3.1.1 Vorversuche

Um herauszufinden, ob sich die Darstellung des M. longissimus dorsi als Methode der Untersuchung eignet, wurden im Zuge von Voruntersuchungen an drei Pferden (ein Warmblut, ein Arabisches Vollblut und ein Kleinpferd) Ultraschallprobemessungen gemacht. Zur Ermittlung der optimalen Schallkopfpositionen wurden an den drei vorgesehenen Messstellen im Bereich des M. longissimus dorsi Ultraschallaufnahmen aus verschiedenen Winkeln in longitudinaler Richtung angefertigt. Dabei wurden an den Messstellen mehrere Messungen hintereinander durchgeführt um eine gute Reproduzierbarkeit und Standardisierbarkeit zu erproben.

Zur Untersuchung des Einfluss des Vibrationstrainings auf die muskelspezifischen Blutparameter (Laktat, Hämatokrit, Gesamteiweiß, Aspartataminotransferase - AST, Creatinkinase - CK, Laktatdehydrogenase - LDH) wurden Vorversuche an sechs Pferden durchgeführt. Dabei wurde der Versuchszeitpunkt zeitlich so angelegt, dass die Punktion der Vena jugularis mit anstehenden klinischen Maßnahmen (z.B. Sedation, klinische-routine Blutentnahme) verbunden wurden.

Laktat, Hämatokrit, Gesamteiweiß: An drei Pferden wurden im Rahmen eines Vorversuchs Blutproben vor und direkt nach Vibrationsstimulation untersucht. Die Punktion der Vena jugularis externa erfolgte durch die betreuenden Assistenzärzte während der Routinebehandlung. Das gewonnene Blut wurde direkt nach Entnahme in das klinikeigene Labor verbracht und dort verarbeitet. Zur weiteren Verwertung des Blutes wurden EDTA- und Serum-Röhrchen (der Firma SARSTEDT) befüllt, sowie natives Blut direkt aus der Spritze verwendet. Zur Bestimmung der Blutlaktatwerte fanden der Testkit LAC 142 und das Photometer Mini 8/8 plus, LP 20 (Dr. Bruno Lange GmbH, Berlin) Anwendung.

Zur manuellen Untersuchung des Hämatokritwertes wurde die Zentrifuge „Haematokrit 24“, Fa. HETTICH, verwendet. Die Ablesung erfolgte manuell mit Hilfe einer Auswertskala. Für die Bestimmung des Gesamteiweißgehaltes stand ein handgehaltenes Refraktometer (Fa. EICKEMEYER) zur Verfügung.

Aspartataminotransferase (AST), Creatinkinase (CK), Laktatdehydrogenase (LDH): Bei weiteren drei Pferden wurden im Rahmen eines Vorversuchs Blutproben direkt vor Vibrationsstimulation und vier Stunden nach Vibrationstraining gezogen. Die AST-, LDH- und CK-Messungen fanden im Labor der I. Medizinischen Tierklinik der LMU statt.

3.1.2 Untersuchungsgut

Von August 2007 bis Mai 2008 wurden in der Klinik für Pferde der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München, 20 Pferde der Anwendung mittels biomechanischer Schwingungen unterzogen. Die Untersuchungen wurden an Pferden durchgeführt, die in dem Zeitraum der Studie zufällig in die Klinik eingeliefert wurden. Dabei wurden Pferde, mit verschiedenen Routineoperationen und konservativ behandelte Pferde nach Einverständniserklärung der Patientenbesitzer miteinbezogen. Es wurde darauf geachtet, eine möglichst gerechte Geschlechter- und Altersverteilung zu erreichen. Zudem wurde besonderes Augenmerk darauf gelegt, dass die Pferde bis zum Einlieferungstermin regelmäßig geritten wurden. Es wurden 20 Pferde (neun Stuten, zehn Wallache und ein Hengst) im Alter zwischen vier und 19 Jahren untersucht (Tabelle 3.1). Die Tiere der Kontrollgruppe waren ebenfalls Patienten der Klinik für Pferde der LMU. Auch hier wurden Tiere ausgewählt, die für einen stationären Aufenthalt für mindestens acht Tage angeliefert wurden. Auch bei diesen Patienten wurde ein aufklärendes Besitzergespräch im Hinblick auf die Untersuchung der Rückenmuskulatur mittels Rückenultraschall durchgeführt. Auch bei diesen Pferden wurde auf regelmäßigen Beritt bis zum Tag der Anlieferung geachtet. Es wurden zehn Pferde (fünf Stuten und fünf Wallache) im Alter zwischen drei und 26 Jahren untersucht (Tabelle 3.2).

Tabelle 3.1: Geschlecht, Rasse, Alter der Versuchsgruppe

Pferd	Geschlecht	Rasse	Alter (Jahre)
1	Stute	Deutsches Reitpferd	18
2	Wallach	Oldenburger Warmblut	8
3	Hengst	Friese	13
4	Stute	Andalusier	4
5	Stute	Hessisches Warmblut	7
6	Wallach	Quarter Horse	15
7	Stute	Bayerisches Warmblut	12
8	Stute	Quarter Horse	19
9	Stute	Dt. Reitpony	11
10	Wallach	Bayerisches Warmblut	14
11	Wallach	Russisches Warmblut	17
12	Wallach	Lettisches Warmblut	6
13	Stute	Deutsches Reitpferd	11
14	Wallach	Holländisches Warmblut	12
15	Wallach	Hannoveraner	16
16	Wallach	Bayerisches Warmblut	11
17	Stute	Holsteiner	10
18	Wallach	Württembergischer	9
19	Wallach	Deutsches Reitpony	9
20	Stute	Sächsisches Warmblut	4

Die Tiere waren während ihres Klinikaufenthalts in den Klinikboxen der LMU, die eine Größe von mindestens neun Quadratmetern aufwiesen, aufgestellt. Die Pferde wurden durch das Pflegepersonal der Klinik für Pferde versorgt, das einen professionellen Umgang mit Pferden hat. Während des Klinikaufenthalts wurde den Tieren zweimal täglich Heu gegeben, so dass eine ausreichende Menge an Raufutter aufgenommen werden konnte. Zudem erhielten die Patienten jeden Abend eine Portion Mash. Wasser wurde ad libitum über ein Selbsttränkesystem angeboten.

Tabelle 3.2: Geschlecht, Rasse, Alter der Kontrollgruppe

Pferd	Geschlecht	Rasse	Alter (Jahre)
1	Wallach	Oldenburger Warmblut	3
2	Stute	Hannoveraner Warmblut	21
3	Wallach	Hannoveraner Warmblut	9
4	Stute	Hannoveraner Warmblut	10
5	Stute	Arabisches Vollblut	8
6	Wallach	Traber	11
7	Wallach	Deutsches Reitpferd	26
8	Stute	Haflinger	19
9	Wallach	Quarter Horse	4
10	Stute	Welsh Cob	6

Die Pferde waren bei der Ankunft in der Klinik in unterschiedlichem Gesundheitszustand. Ausschlusskriterium bei der Auswahl der Patienten für diese Studie waren Erkrankungen oder Entzündungen der unteren und oberen Extremitäten, Lahmheiten jeglicher Art, Knochentumore, Frakturen oder Fissuren, infektiöse Erkrankungen und Nieren- oder Blasensteine. Zudem wurde bei der Auswahl der Pferde darauf geachtet, dass diese mindestens vier Jahre alt sind.

3.1.3 Eingesetzte Geräte

3.1.3.1 Vibrationsgerät zur biomechanischen Stimulation nach marquis®

Für diese Studie wurde das Vibrationsgerät der Firma marquis® Tiermedizintechnik verwendet (Abb. 3.1). Das Stahlgerüst des marquis®-Trainings- und Untersuchungsstandes besteht aus verzinkten Rohren. Vorne wie hinten sind zur Seite aufschwingende Türen angebracht, so dass das Pferd mühelos hinein und heraus geführt werden kann (Abb. 3.2). Die Wände sind komplett ausgepolstert und mit Kunstleder überzogen.

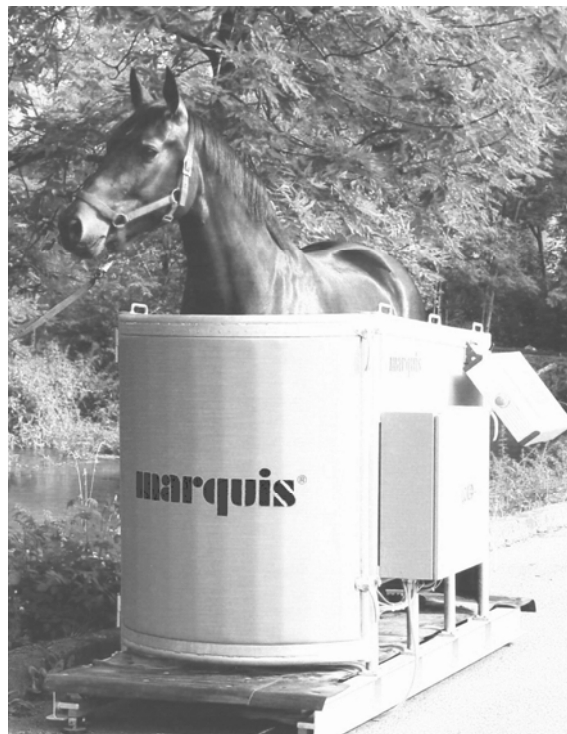


Abb. 3.1: Vibrationsgerät für Pferde - Firma marquis® Tiermedizintechnik

Mit Hilfe von vier Plattformen werden Schwingungen über das Pferdebein, in einer horizontalen und vertikalen Achse auf den gesamten Körper übertragen (Abb. 3.3). Dabei kann mittels Computersoftware mit variierenden Vibrationen (Frequenz: 0-50 Hz; horizontale Amplitude: 10 mm; vertikale Amplitude: 5 mm) gearbeitet werden. Jede der vier Plattformen (Länge 93 cm, Breite 39 cm) ist einzeln ansteuerbar (Abb. 3.4) und wird mittels eines Unwuchtmotors (Elektromotor) in Schwingung versetzt (Abb. 3.3).

Technische Daten

Länge	3,00 m
Breite	1,20 m
Höhe	1,45 m
Gewicht	415 Kg
Strom	220 V Anschluss, ohne Fehlerstromschutzschalter (FI) Vorschaltung!

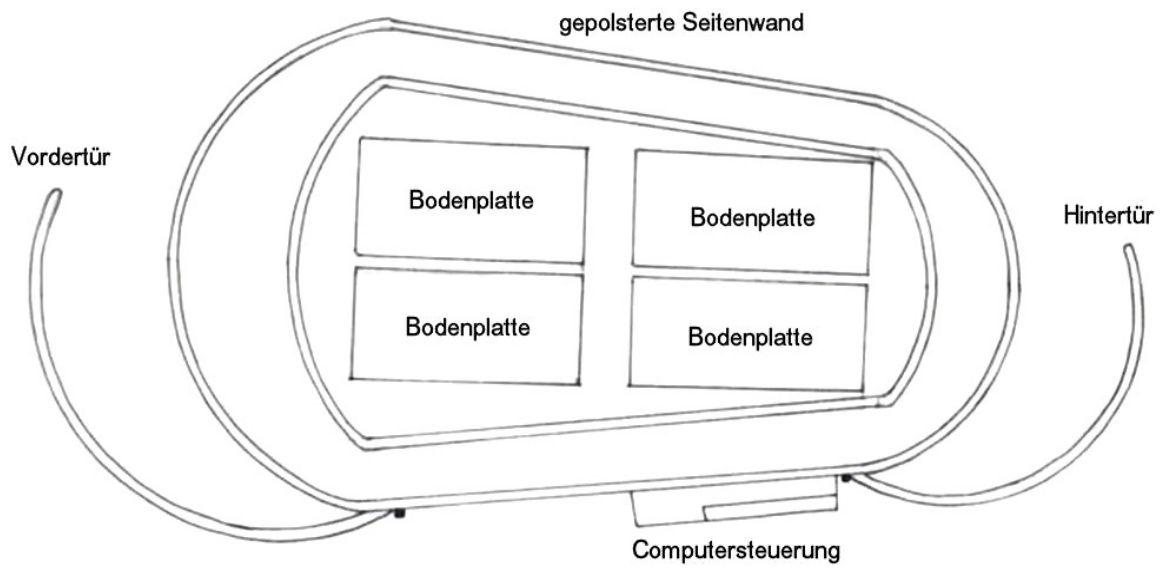


Abb. 3.2: marquis®-Trainings- und Untersuchungsstand (Ansicht von oben)

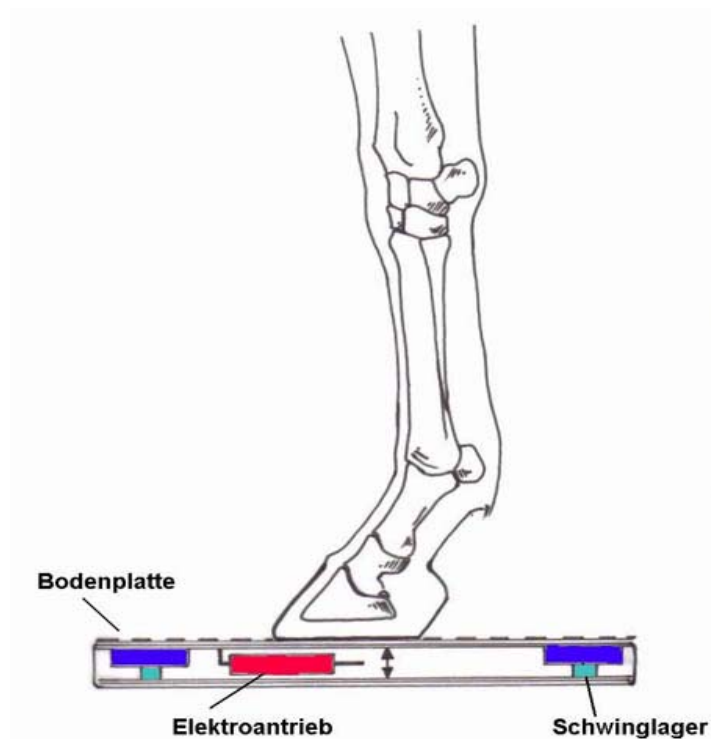


Abb. 3.3: Schematische Darstellung der Vibrationsübertragung von der Plattform auf das Pferdebein

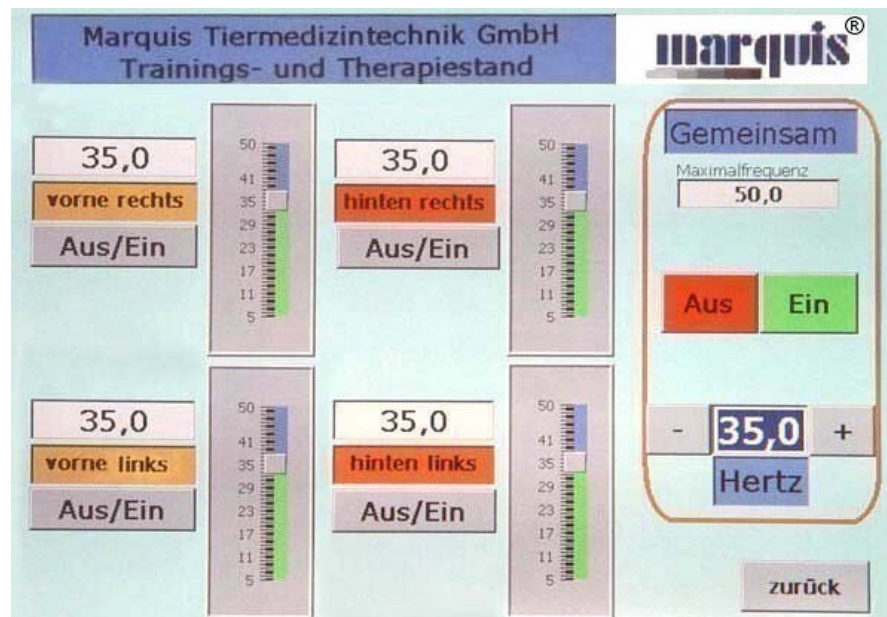


Abb. 3.4: Bedienungsterminal zur Einstellung der Frequenzen

In dieser Studie wurde bei allen Pferden der Versuchsgruppe dasselbe Trainingsprogramm verwendet. Das achtstufige Trainingsprogramm (Dauer: eine Minute) wurde von der Firma marquis[®] empfohlen und bei jeder Anwendung zehnmal hintereinander (insgesamt: 10 min) wiederholt (Tabelle 3.3).

Tabelle 3.3: Achtstufige Trainingsprogramm nach Firma marquis[®] Tiermedizintechnik

Stufe	Zeit in Sekunden	Vorne links (Frequenz in Hz)	Vorne rechts (Frequenz in Hz)	Hinten links (Frequenz in Hz)	Hinten rechts (Frequenz in Hz)
1	10	17	17	17	17
2	10	19	19	19	19
3	5	20	0	0	20
4	5	0	20	20	0
5	10	21	21	20	20
6	5	0	22	22	0
7	5	22	0	0	22
8	10	20	20	21	21

3.1.3.2 Ultraschallgerät

Die Patienten wurden mit der Ultraschallplattform SONOLINE® Omnia der Firma Siemens untersucht (Softwareversion 2.1) (Abb. 3.5). Bei dieser handelt es sich um ein flexibles, softwaregesteuertes und digitales Ultraschallsystem, welches für verschiedene Gebiete einsetzbar ist. Die im Realtime-Modus volldigital erstellten Bilder werden auf einem hochauflösenden Farbmonitor mit einer Bildschirm-diagonalen von 30 cm (13 Zoll) in 256 Graustufen wiedergegeben. Die Auflösung beträgt 512 x 512 Bildpunkte. Das Gerät verfügt über eine sogenannte CINE-Funktion. In diesem Bildspeicher werden je nach Betriebsart entweder 127 Graustufenbilder oder 63 Farbbilder gespeichert. Diese Bilder sind in einer Art Video verfügbar, sobald das Gerät in den „Freeze“-Modus („Pause“) geschaltet wird.



Abb. 3.5: Ultraschallplattform SONOLINE® Omnia der Firma Siemens

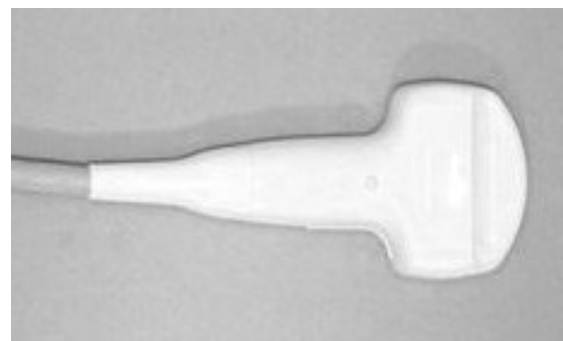


Abb. 3.6: 5,0-MHz-Konvexschallkopf

Zusätzlich kann mittels eines Vergrößerungs- oder „Zoom“-Modus ein einzelner Bildausschnitt auf das bis zu fünffache der Ausgangsgröße vergrößert werden. Außerdem lassen sich Distanzmessungen bis zu einer minimalen Entfernung von 0,1 mm durchführen. Bei den Bildeinstellungen konnten des Weiteren noch die Eindringtiefe (je nach Frequenz des Schallkopfes von 2-8 cm), Fokusposition (bis 4 Sendefokuszonen), Dynamikbereich (35-66 dB) und die Bildbreite eingestellt werden. Die sonographische Untersuchung des M. longissimus dorsi wurde an allen Pferden mit einem 5,0-MHz-Konvexschallkopf vorgenommen (Abb. 3.6). Auf den Einsatz einer Vorlaufstrecke wurde verzichtet.

Das Ultraschallsystem SONOLINE® Omnia entspricht hinsichtlich der Sicherheit und der abgegebenen Schalleistung den Normen des American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM) und der National Electrical Manufacturer`s Association (NEMA) sowie den Richtlinien der International Electrotechnical Commission (IEC).

3.1.4 Methode der Messtechnik zur Beurteilung der Auswirkungen der Vibrationsstimulation mittels Ultraschallkontrolle

Da die Rasur einer beträchtlichen Fläche des Haarkleides im Bereich der Messstellen vom Patientenbesitzer als erheblicher Nachteil empfunden werden konnte, wurde in dieser Studie eine Alternative zur Rasur benutzt. Als Kontaktmedium wurde Sonnenblumenöl eingesetzt.

3.1.4.1 Ermittlung der Messstellen

Bei allen Pferden wurde zur Festlegung der drei Messstellen jeweils links (L1 bis L3) und rechts (R1 bis R3) der Wirbelsäule standardisiert vorgegangen (Abb. 3.7). Im Bereich der Messstelle L1/R1 ließen sich die Alae vertebrae und deren Schallschatten mit einem Schallkopfwinkel von 45° besonders gut darstellen. Dadurch war eine Reproduzierbarkeit, mit nur geringer Abweichung der Messergebnisse gegeben (Abb. 3.8-A).

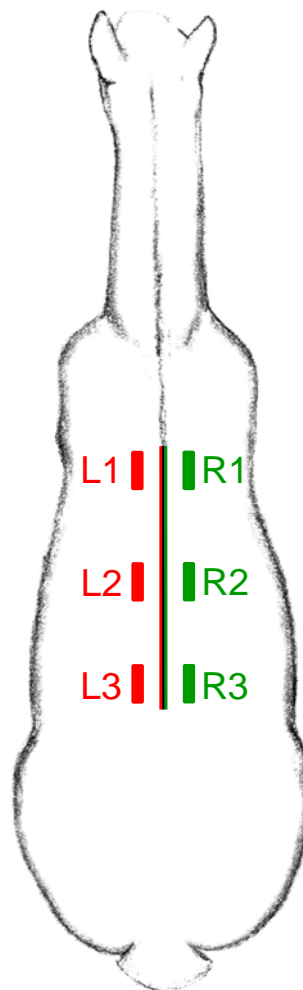
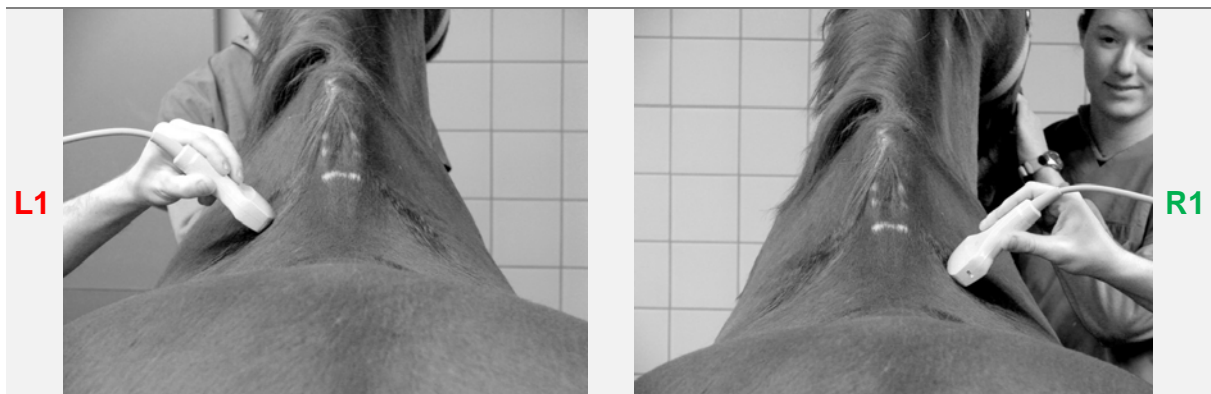


Abb. 3.7: Graphische Darstellung der Messstellen in einer Ansicht von oben. Dabei stellen L1 bis L3, die auf der linken Seite paramedian gemessenen Messbereiche und R1 bis R3, die auf der rechten Seite paramedian gemessenen Messbereiche dar.

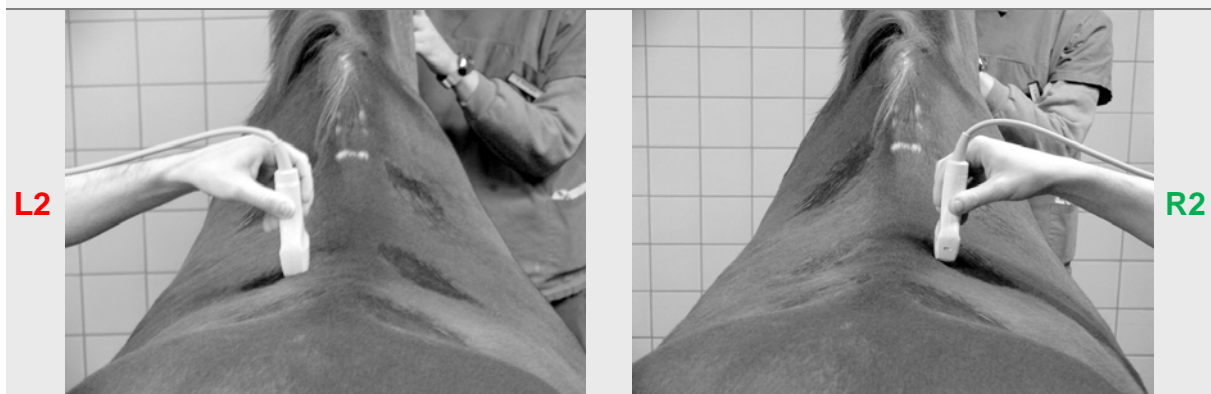
Die knöchernen Strukturen konnten im Bereich der Messstelle L2/R2 als Grenzstruktur in senkrechter Projektion sehr gut dargestellt werden und ließen somit eine gute Darstellbarkeit und Reproduzierbarkeit in der sonographischen Darstellung des M. longissimus dorsi zu (Abb. 3.8-B).

Im Messbereich der Lendenwirbelsäule (L3/R3) ermöglichte ebenfalls eine senkrechte Schallkopfposition eine gute Darstellbarkeit und Reproduzierbarkeit, dadurch dass die Alae vertebrae gut zu erkennen waren und somit als nützlicher Anhaltspunkt zum Vermessen der Muskeldicke verwendet werden konnten (Abb. 3.8-C).



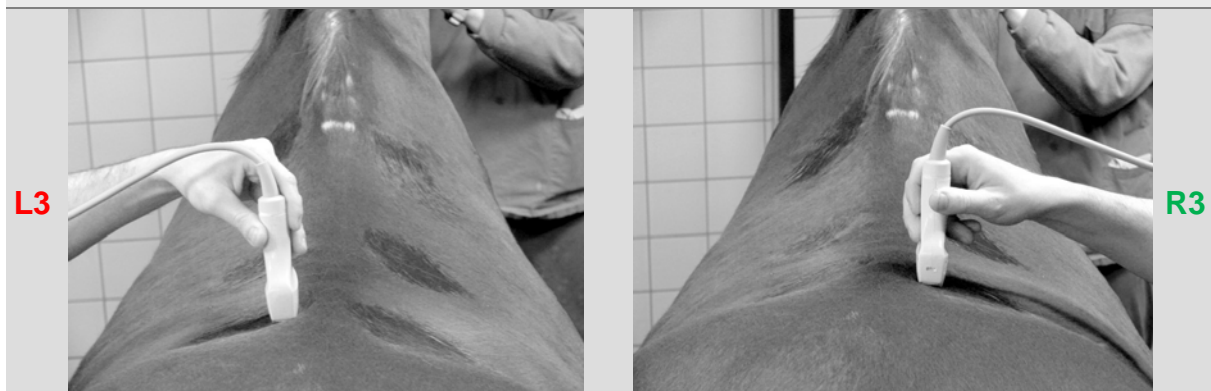
A – Messstelle L1 und R1

Zur Orientierung und Festlegung des kranialen Messbereichs dienten die palpierbaren Dornfortsätze der 10.–11. Brustwirbel.



B – Messstelle L2 und R2

Auf Höhe des 14. Intercostalraums wurde der Messpunkt paramedian des Processus spinosus festgelegt.



C – Messstelle L3 und R3

Der Messpunkt wurde paramedian des Processus spinosus kaudal des letzten Rippenbogens festgelegt.

Abb. 3.8: Schallkopfpositionen an den Messstellen

3.1.4.2 Durchführung

In dieser Studie wurden die Pferde am Tag der Einlieferung vor Beginn des Vibrationstrainings mittels Ultraschall untersucht. Im Anschluss wurden bei allen Pferden mit dem Trainingsprogramm (Tabelle 3.3) begonnen. Im Laufe des Klinikaufenthalts wurden die Tiere an acht aufeinanderfolgenden Tagen dem Vibrationstraining unterzogen. Die Ultraschalluntersuchungen erfolgten jeweils am vierten und am achten Tag im Anschluss an das Vibrationstraining in einem Untersuchungsstand. Dabei wurde auf eine gerade Kopf-Hals-Haltung und eine gleichmäßige Belastung aller vier Gliedmaßen geachtet.

Zur Vorbereitung der Ultraschallmessung wurde der Rückenbereich gesäubert und anschließend die vorher gekennzeichneten Messbereiche mit reichlich Sonnenblumenöl eingerieben. Im Anschluss wurde auf diese Stellen Ultraschallkontaktgel aufgetragen.

Die Ultraschalluntersuchung erfolgte paramedian-unilateral in longitudinaler Abbildungsrichtung. Dabei wurden pro Messstelle jeweils zehn Messungen durchgeführt. Auf die Verwendung einer Vorlaufstrecke wurde auf Grund einer besseren Bildqualität in dieser Studie verzichtet.

3.2 BEURTEILUNG DER AUSWIRKUNG DER VIBRATIONSSTUMLATION DURCH GANGANALYSE

3.2.1 Vorversuche der Ganganalysen

Im Vorversuch wurde an drei Pferden das Bewegungsmuster vor und direkt nach Vibrationstraining vermessen. Die Bewegungsanalyse fand auf einem Laufband statt, damit die Versuche bei allen Pferden mit einer konstanten Geschwindigkeit (1,8 m/s) durchgeführt werden konnten. Als Trainingsprogramm wurde ein Programm gewählt, bei dem die diagonalen Extremitäten vielfach synchron belastet werden. Die Dauer der GKS-Anwendung betrug jeweils 10 min.

3.2.2 Untersuchungsgut

Im Februar 2008 wurden im Forschungszentrum für Medizintechnik und Biotechnologie e.V. (fzmb) Bad Langensalza Pferde der Anwendung mittels biomechanischer Schwingungen unterzogen. Es wurden zehn Warmblutpferde (fünf Stuten, vier Wallache und ein Hengst) im Alter zwischen drei und elf Jahren untersucht (Tabelle 3.4). Dabei unterschieden sich diese hinsichtlich ihres Exterieurs und ihres Ausbildungsstandes.

Tabelle 3.4: Geschlecht, Rasse, Alter der mittels Ganganalyse untersuchten Pferde

Pferd	Geschlecht	Rasse	Alter (Jahre)
1	Stute	Deutsches Reitpferd	9
2	Wallach	Deutsches Reitpferd	4
3	Wallach	Deutsches Reitpferd	5
4	Wallach	Deutsches Reitpferd	4
5	Stute	Deutsches Reitpferd	11
6	Stute	Deutsches Reitpferd	5
7	Wallach	Deutsches Reitpferd	5
8	Stute	Deutsches Reitpferd	6
9	Hengst	Deutsches Reitpferd	4
10	Stute	Deutsches Reitpferd	4

3.2.3 Eingesetzte Geräte

3.2.3.1 Vibrationsgerät zur biomechanischen Stimulation nach marquis®

In diesem Versuchsaufbau wurde das in Kapitel 3.1.3.1 beschriebene Vibrationsgerät der Firma marquis® Tiermedizintechnik GmbH mit den in Tabelle 3.3 dargestellten Einstellungen eingesetzt.

3.2.3.2 Das Laufband

Die Messungen erfolgten in Kooperation mit dem Forschungszentrum für Medizintechnik und Biotechnologie e.V. (fzmb) in Bad Langensalza. Dadurch konnte ein Hochgeschwindigkeitslaufband der Marke Mustang 2200 (Länge: 4,2 m, Breite: 1,2 m) mit welchem Geschwindigkeiten bis zu 14 m/s erreicht werden können, genutzt werden.



Abb. 3.9: Versuchsaufbau zur Beurteilung der Auswirkung der Vibrationsstimulation mittels Ganganalyse

3.2.3.3 Das Ganganalysesystem nach marquis®

Dieses von der Firma marquis® Tiermedizintechnik entwickelte Verfahren ist eine Methode zur objektiven Lokomotionsanalyse bei Pferden. Mit Hilfe von Accelerometern werden die axial zu den Metapodien auftretenden Beschleunigungen, d.h. die Beschleunigungen, welche mit und entgegen der Gravitation gerichtet sind, zeitgleich an den Extremitäten gemessen. Die Beschleunigungsmesser wurden mit Hilfe von Bandagen lateral an den Metapodien jeder Extremität befestigt. In den Sendern sind Mikroprozessoren mit Analog-/Digitalwandlern eingebaut, welche die Messsignale für die digitale Funkübertragung aufbereiten. Die hier verwendeten Messeinheiten besitzen ein Gewicht von 150g und ein Größe von 90 x 60 x 35 mm.

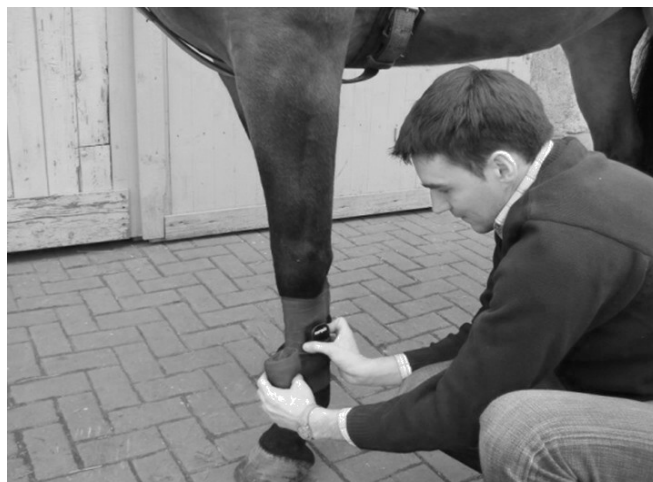


Abb. 3.10: Befestigung der Beschleunigungsmesser mit Hilfe von Wickelbandagen lateral an den Metapodien

Die gemessenen Beschleunigungen werden per Funk simultan an einen Rechner mit der entsprechenden Software (DASYLab) der Firma DATALOG GmbH, Mönchengladbach, übermittelt dort verrechnet und synchronisiert. Auf diese Weise erhält man synchrone Computerkinematogramme (CKGs), die den Beschleunigungsverlauf über der Zeit darstellen. Diese charakteristischen Bewegungskurven zeigen ein wiederkehrendes Muster von Aufsetzen, Stemmphase, Abheben und Vorschwingphase.

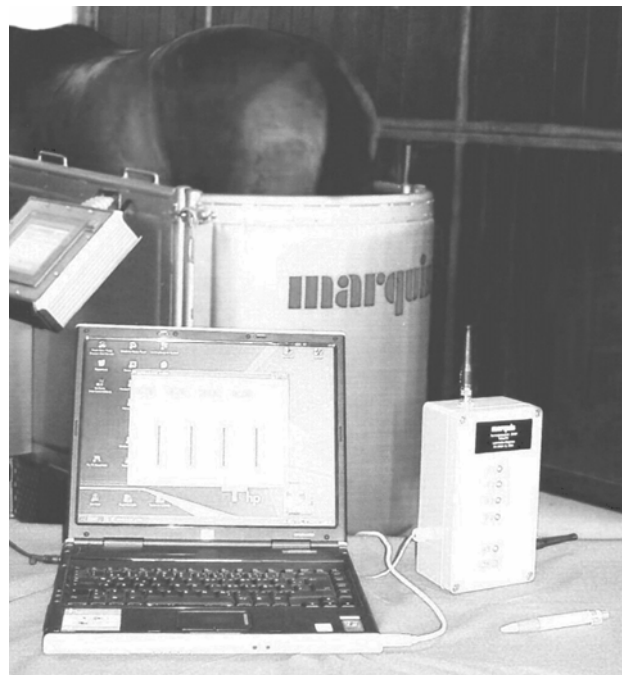


Abb. 3.11: Ganganalysesystem der Firma marquis® Tiermedizintechnik GmbH

Für jede Fußung und jede Gliedmaße wird ein Kraft-Zeit-Diagramm erstellt (Abb. 3.12). Zudem wird für jede Kurve das Integral, also die Gesamtfläche unter der Kurve, berechnet. Messungen erfolgen nur bei gleichförmiger Bewegung (vgl. Kapitel 2.3.3).

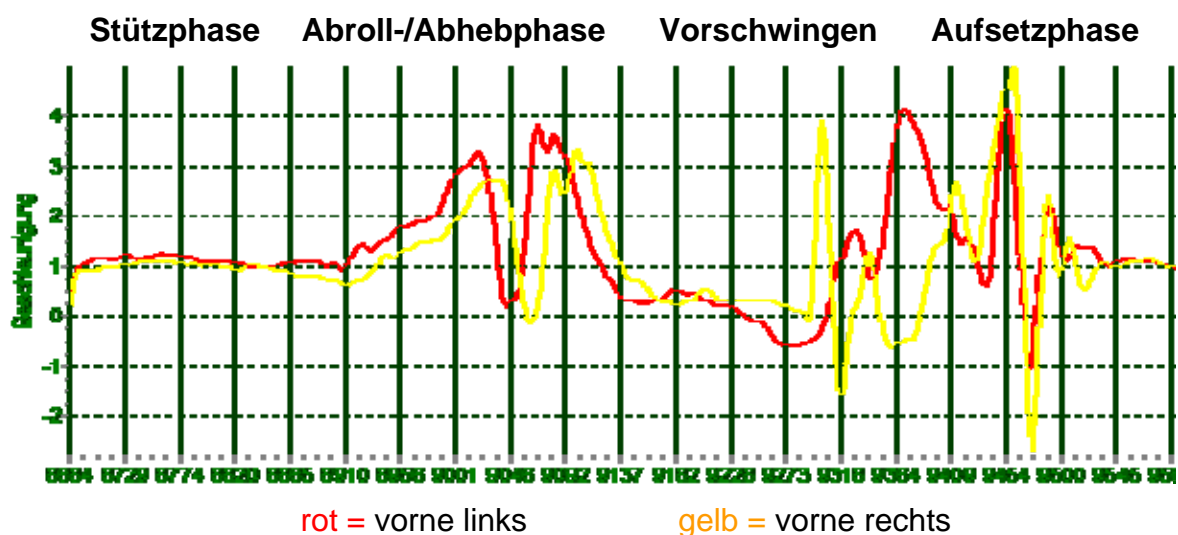


Abb. 3.12: Cinematogramme der Vordergliedmaßen im Schritt dargestellt. Die Kurven sind zur besseren Veranschaulichung übereinandergelagert

3.2.4 Versuchsablauf

Da sich der Großteil der Pferde bis zu den Untersuchungen noch nie auf einem Laufband bewegt hatte, wurden alle Tiere vor den eigentlichen Aufnahmen im Schritt und Trab an das Laufband gewöhnt, um ein gleichmäßiges Gangbild zu erreichen.

Die Bewegungssensoren wurden mittels elastischer Bandagen in der Mitte der MT III lateral fixiert. Zu Beginn der Messung musste das System kalibriert werden. Dabei erfolgte eine Messung, während der das Pferd gleichmäßig und ruhig auf allen vier Beinen stehen sollte. Diese unter Ruhebedingungen ermittelten Werte wurden als Nullpunkte definiert. Somit sind alle anderen gemessenen Beschleunigungen als Abweichung vom Ruhewert zu verstehen. Der Beginn der Messungen erfolgt nach Betätigung eines Handtasters mit drei Sekunden Verzögerung.

Die Ganganalysemuster auf dem Laufband wurden mit einer Geschwindigkeit von 1,8 m/s erstellt. Direkt nach Erhebung des Gangbildes wurden die Pferde auf das Ganzkörperschwingungsgerät nach marquis[®] verbracht und dort, dem in Tabelle 3.3 Vibrationstraining ausgesetzt. Innerhalb von 60 s nach Beendigung des Trainings wurde ein weiteres Ganganalysemuster erstellt. Dieser Versuchsaufbau wurde in identischer Abfolge nach 24 Stunden wiederholt.

3.3 STATISTISCHE AUSWERTUNG ZUR BEURTEILUNG DER AUSWIRKUNGEN DER VIBRATIONSSTIMULATION

3.3.1 Statistische Auswertung zur Beurteilung der Auswirkungen der Vibrationsstimulation unter Ultraschallkontrolle

Die statistische Auswertung wurde mit Hilfe des Programms Microsoft[™] Excel 2007 und Software "R" in der Version 2.4.1 durchgeführt.

Zum Nachweis ob eine Normalverteilung der Gruppen gegeben ist wurde der Kolmogorow-Smirnow-Test angewandt. Dabei handelt es sich um einen nicht parametrischen statistischen Test, womit überprüft werden kann ob eine zuvor angenommene Wahrscheinlichkeitsverteilung vorliegt.

Für die deskriptive Auswertung der Muskeldurchmesser wurde die Spannweite, als Wert der Messdatenstreuung innerhalb eines Messbereichs, der Mittelwert und die Standardabweichung herangezogen. Für die Vergleiche der Mittelwerte und zur Berechnung der Signifikanzen wurden bei normalverteilten Werten einseitig gepaarte und zweiseitig gepaarte und ungepaarte T-Tests durchgeführt. Bei gegebener Normalverteilung wurde eine Varianzanalyse (ANOVA - Analysis of Variance) angewendet. Mittels einer 2-Way Repeated Measures (zweifache ANOVA mit Messwiederholung) wird die Abhängigkeit des Muskeldurchmessers für jede der sechs Messstellen (L1-3, R1-3) sowohl vom Tag als auch von der Versuchsgruppenzugehörigkeit untersucht. Dabei soll die Signifikanz der Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen (Kontrollgruppe, behandelte Gruppe) und die Signifikanz der Unterschiede zwischen den Tagen (Tag 1, Tag 4 und Tag 8) untersucht werden.

Das Signifikanzniveau wurde wie folgt festgelegt:

$p > 0,05$	nicht signifikant
$p < 0,05$	signifikant

Zum Nachweis bestehender Asymmetrien am Tag der Einlieferung hinsichtlich der langen Rückenmuskulatur wurden zur statistischen Beurteilung Z-Scores angewendet. Damit wird basierend auf dem Mittelwert die Standardabweichung der Messergebnisse überprüft, d.h. jedes Messergebnis wird in Standardabweichungen vom Mittelwert ausgedrückt. Dadurch werden die individuellen Messergebnisse untereinander vergleichbar. Es wird abermals eine Normalverteilung der Daten angenommen.

3.3.2 Statistische Auswertung zur Beurteilung der Auswirkung der Vibrationsstimulation mittels Ganganalysesystem

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe des Programms Microsoft™ Excel 2007 und SPSS 16.0 für Windows XP. Dazu wurde der Mittelwert und die Standardabweichung ermittelt. Zur Berechnung der Signifikanzen wurde ein zweiseitig, gepaarter T-Tests durchgeführt.

4 ERGEBNISSE

4.1 ERGEBNISSE DER VIBRATIONSSTIMULATION UNTER ULTRASCHALLKONTROLLE

4.1.1 Vorversuche

4.1.1.1 Voruntersuchungen zu den Untersuchungen mittels transkutanem Ultraschall

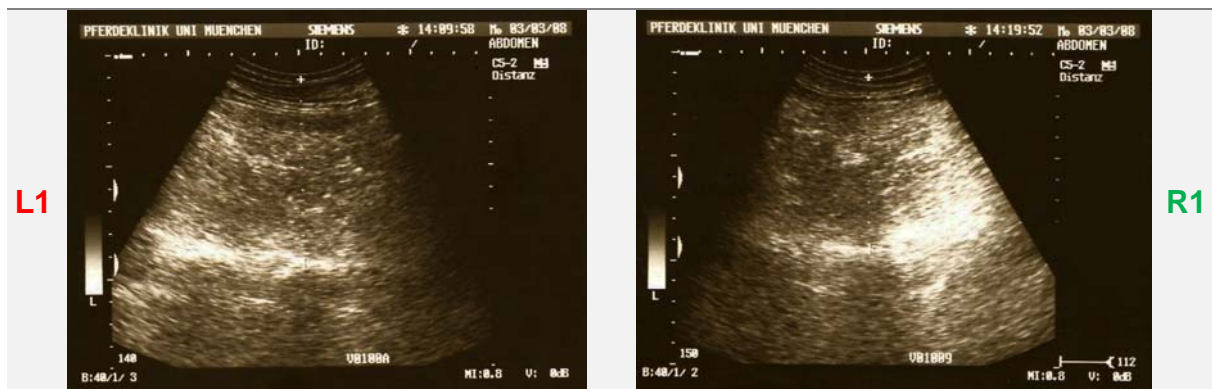
Im Vorversuch wurden die optimalen Schallkopfpositionen zur Messung des Muskeldurchmessers ermittelt. Die lange Rückenmuskulatur stellte sich im Ultraschallbild als eine wenig echogene, fleckige bis gepunktete Struktur dar. Die Muskelgruppen wurden dabei durch echogene Faszienschichten voneinander abgegrenzt. Der M. longissimus dorsi konnte als ca. 7 bis 8 cm dicke Muskelschicht dargestellt werden.

Messstelle L1/R1

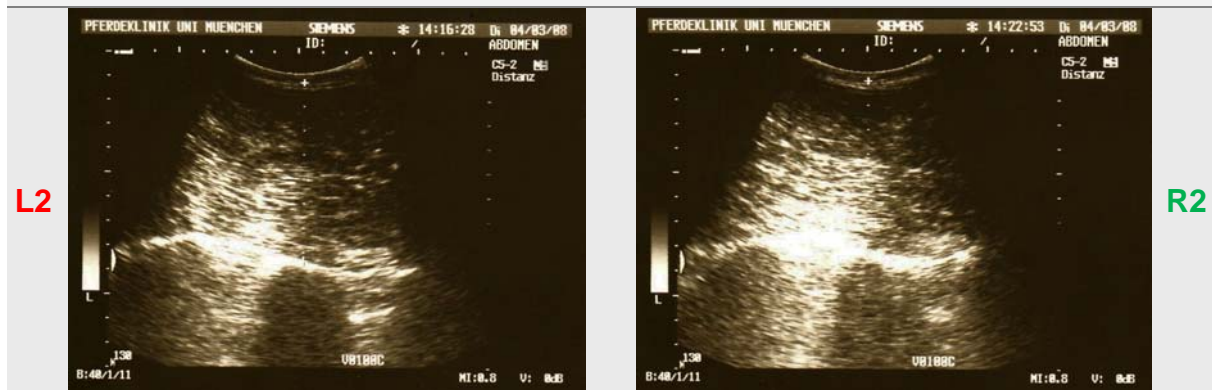
Mit einem Schallkopfwinkel von 45° ließen sich die Alae vertebrae und deren Schallschatten besonders gut darstellen. Eine Reproduzierbarkeit, mit nur geringer Abweichung der Messergebnisse war mit dieser Schallkopfpositionierung gegeben. In anderen Schallkopfwinkelungen konnten auf Grund der anatomischen Verhältnisse nur unzureichend, auswertbare Ultraschallbilder erstellt werden, was dazu führte, dass die Messergebnisse doch stark voneinander abwichen (Abb. 4.1-A).

Messstelle L2/R2

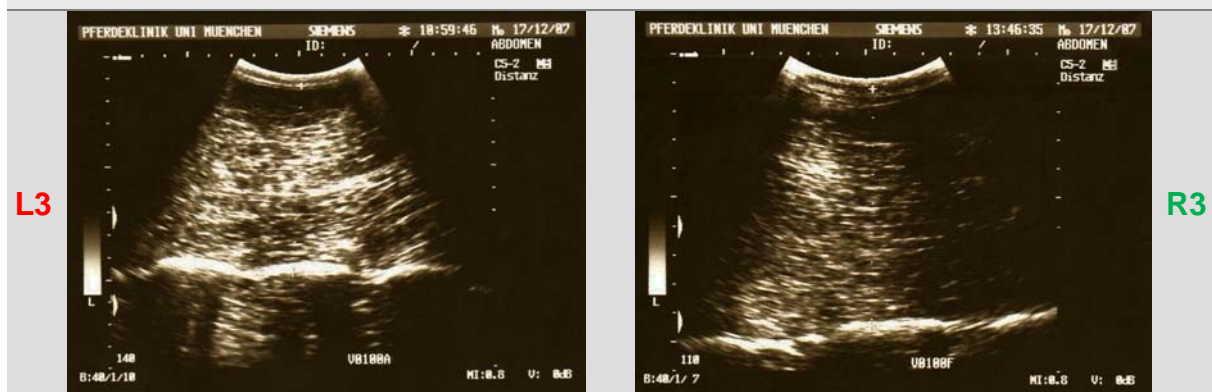
Die knöchernen Strukturen konnten als Grenzstruktur in senkrechter Projektion sehr gut dargestellt werden und ließen somit eine gute Darstellbarkeit und Reproduzierbarkeit in der sonographischen Darstellung des M. longissimus dorsi zu. In gewinkelten Schallkopfpositionen konnten nur mäßig gute Bilder erstellt werden (Abb. 4.1-B).



A – Messstelle L1 und R1



B – Messstelle L2 und R2



C – Messstelle L3 und R3

Abb. 4.1: Ultraschallaufnahmen an den Messstellen

Messstelle L3/R3

Diese senkrechte Schallkopfposition ermöglichte eine gute Darstellbarkeit und Reproduzierbarkeit, dadurch dass die Alae vertebrae gut zu erkennen waren und somit als nützlicher Anhaltspunkt zum Vermessen der Muskeldicke im Bereich der Messstelle 3 verwendet werden konnten. In anderen Schallkopfpositionen konnte auf Grund der anatomischen Verhältnisse und der suboptimalen Kontaktfläche des Schallkopfes mit dem Pferd weniger gut auswertbare Bilder erhalten werden, die zu einer weiteren Auswertung nicht herangezogen werden konnten (Abb. 4.1-C).

Geringe Bewegungen der Pferde und damit in Zusammenhang stehende Kontraktionen der Muskulatur führten, selbst während geringer Bewegung des Pferdes im Untersuchungsstand, zu einer veränderten Echogenität. Eine Biegung des Halses nach links oder rechts und auch eine Vorwärts-Abwärts-Haltung des Kopfes zog eine deutliche Verringerung der Muskeldicke nach sich. Im Rahmen der Untersuchungen wurde bei allen Pferden auf eine einheitliche Kopf-Hals-Position geachtet.

4.1.1.2 Voruntersuchungen zum Einfluss der Vibrationstherapie auf Blutparameter

Untersuchung des Laktatwertes

Aus den Messungen des Laktatwertes direkt vor Vibrationstraining konnten im Vergleich mit den Messungen des Laktatwertes direkt nach Vibrationstraining keine Veränderungen nachgewiesen werden (Tabelle 4.1). Der Referenzbereich wird in der I. Medizinischen Tierklinik mit bis zu 0,9 mmol/l angegeben.

Tabelle 4.1: Laktatwerte gemessen direkt vor und nach Vibrationsstimulation

<u>Laktat</u>	Pferd 1	Pferd 2	Pferd 3
Wert vor GKS	0,669	0,92	0,7
Wert nach GKS	0,798	0,94	0,6

Untersuchung des Hämatokrit

Der physiologische Bereich für Pferde liegt nach Angaben von KRAFT u. DÜRR (1999) bei 0,28 bis 0,38 l/l (bzw. 28 bis 38 Prozent). Messungen der Hämatokritwerte direkt vor und nach Vibrationsstimulation zeigten keine differenten Ergebnisse (Tabelle 4.2). Auch bei den Vorversuchstieren der zweiten Gruppe konnten bei späteren Probeentnahmen keine Abweichungen der Hämatokritwerte gemessen werden (Tabelle 4.3).

Tabelle 4.2: Bestimmung der Hämatokritwerte direkt vor und nach Vibrationstraining

<u>Hämatokrit</u>	Pferd 1	Pferd 2	Pferd 3
Wert vor GKS	42	47	44
Wert nach GKS	40	46	42

Tabelle 4.3: Bestimmung der Hämatokritwerte direkt vor und vier Stunden nach Vibrationstraining

<u>Hämatokrit</u>	Pferd 4	Pferd 5	Pferd 6
Wert vor GKS	40	36	39
Wert nach GKS	39	37	38

Untersuchung des Gesamteiweiß

ROBINSON (2003) gab an, dass der Referenzbereich bei 55- 75 g/l (bzw. 5,5- 7,5 g/dl) liegt. Die Bestimmung des Gesamteiweiß direkt nach Vibrationstraining ergaben ebenfalls keine deutlichen Abweichungen zu den Werten vor Vibrationstraining (Tabelle 4.4).

Tabelle 4.4: Bestimmung des Gesamteiweiß direkt vor und nach Vibrationstraining

<u>Gesamteiweiß</u>	Pferd 1	Pferd 2	Pferd 3
Wert vor GKS	7,2	7,2	7,0
Wert nach GKS	7,0	7,5	7,0

Untersuchung des AST

Bei zwei Pferden konnte ein etwas niedriger Vier-Stunden-Wert im Vergleich zum Nullwert gemessen werden (Tabelle 4.5). Der Referenzbereich wird in der I. Medizinischen Tierklinik mit bis zu 350 U/l angegeben.

Tabelle 4.5: Bestimmung des AST direkt vor und vier Stunden nach Vibrationstraining

<u>AST</u>	Pferd 4	Pferd 5	Pferd 6
Wert vor GKS	320	261	275
Wert nach GKS	325	247	267

Untersuchung der CK

Ebenso konnten nur geringe Abweichungen des CK-Wertes im vier-Stunden-Vergleich gemessen werden (Tabelle 4.6). Der Referenzbereich wird in der I. Medizinischen Tierklinik mit bis zu 130 U/l angegeben.

Tabelle 4.6: Bestimmung der CK direkt vor und vier Stunden nach Vibrationstraining

<u>CK</u>	Pferd 4	Pferd 5	Pferd 6
Wert vor GKS	227	295	207
Wert nach GKS	203	290	200

Untersuchung der LDH

Die Bestimmung der LDH nach GKS ergaben nur geringe Abweichung im Vergleich zu den Ausgangswerten (Tabelle 4.7). Der Referenzbereich wird in der I. Medizinischen Tierklinik mit bis zu 500 U/l angegeben.

Tabelle 4.7: Bestimmung des LDH direkt vor und vier Stunden nach Vibrationstraining

<u>LDH</u>	Pferd 4	Pferd 5	Pferd 6
Wert vor GKS	571	725	382
Wert nach GKS	575	734	380

4.1.2 Hauptversuch Ultraschallkontrolle

4.1.2.1 Durchmesser des M. longissimus dorsi an den festgelegten Messstellen

Die Daten (Tabelle 9.1) wurden mittels Kolmogorow-Smirnow Test auf Normalverteilung geprüft. In allen sechs Messbereichen lag der Wert, sowohl für die Versuchsgruppe (Tabellenwert $n_{20}=0,294$) als auch für die Kontrollgruppe (Tabellenwert $n_{10}=0,409$) unter dem Tabellenwert. Somit kann von einer Normalverteilung der Daten ausgegangen werden.

Messungen am Tag 1

In dieser Studie konnte nach der ersten Untersuchung ein Unterschied hinsichtlich des Durchmessers an den Messstellen 1 (L1/R1) und 2 (L2/R2) im Vergleich zu Messstelle 3 (L3/R3) festgestellt werden (Tabelle 4.8). Dabei ergaben die Ultraschallmessungen, dass der M. longissimus dorsi im Bereich L1 im Durchschnitt einen Wert von 71,24 mm und im Bereich der Messstelle L2 einen Wert von 69,69 mm aufweist. Im Vergleich zu Messstelle L1 und L2 unterschieden sich die Messergebnisse im Bereich der Messstelle L3 (88,51 mm). An dieser Messstelle konnten die größten Durchmesser gemessen werden. Im Vergleich zu Messstelle L1 konnte an der Messstelle L3 ein um 24 % größerer Wert festgestellt werden.

Im Bereich R1 konnten im Durchschnitt ein Mittelwert von 70,41 mm und im Bereich der Messstelle R2 ein Wert von 68,2 mm ermittelt werden. Dagegen konnten im Messbereich R3 im Mittel Muskeldurchmesser von 89,91 mm gemessen werden. Im Vergleich zu Messstelle R1 konnte an der Messstelle R3 ein um 28 % größerer Wert festgestellt werden. Im Bereich der Messstelle 3 (L3/R3) traten aber auch die größten Unterschiede zwischen einzelnen Pferden auf, mit maximalen Standardabweichung von $s_{L3} = 8,9$ und $s_{R3} = 10,6$.

Die Messungen der Kontrollgruppe verhielten sich dahingehend ähnlich, dass im Bereich der Messstellen 1 (L1/R1) und 2 (L2/R2) im Mittel annähernd gleiche Werte gemessen werden konnten und sich das Verhältnis von Messstelle 1 (L1/R1) zu Messstelle 3 (L3/R3) ebenfalls darstellen ließ (Tabelle 4.8: Tag 1, Kontrollgruppe).

Zur Überprüfung der Symmetrie aller Pferde der Versuchs- und Kontrollgruppe, wurde an den drei Messstellen für den Messtag 1 statistische Seitenvergleiche (Z-Scores) erstellt. Lediglich bei Pferd Nr. 1 und bei Pferd Nr. 15 der Versuchsgruppe, konnte im Bereich der Messstelle 3 (L3 im Vergleich zu R3) bei Einlieferung eine signifikante Asymmetrie der Muskeldurchmesser mit einem Signifikanzwert von $p < 0,005$ (Z-Scores Pferd Nr.1 = 3,01, Z-Scores Pferd Nr.15 = -2,38) nachgewiesen werden (Tabelle 9.1).

Messungen am Tag 4

Im Bereich der Messstelle 1 konnten Werte von 70,34 mm auf der linken Seite (L1) und 70,21 mm auf der rechten Seite (R1) gemessen werden. Die Werte an der Messstelle 3 wiesen auf der linken Seite (L3) um 24 % und auf der rechten Seite (R3) um 28 % größere Werte auf (Tabelle 4.8: Tag 4, Versuchsgruppe). Entsprechendes konnte am Messtag 4 in der Kontrollgruppe nachgewiesen werden.

Messungen am Tag 8

M. longissimus dorsi wies im Messbereich von L1 im Durchschnitt einen Wert von 70,3 mm und im Bereich der Messstelle L2 einen Wert von 68,77 mm auf. Im Vergleich zu Messstelle L1 und L2 unterschieden sich die Messergebnisse im Bereich der Messstelle L3 (87,99 mm). Wie an Tag 1 und Tag 4 konnten im Vergleich zu Messstelle L1, an der Messstelle L3 um durchschnittlich 25 % größerer Werte gemessen werden. Im Bereich R1 konnten im Durchschnitt ein Mittelwert von 70,31 mm und im Bereich der Messstelle R2 ein Wert von 68,29 mm ermittelt werden. Dagegen konnten im Messbereich R3 im Mittel Muskeldurchmesser von 89,88 mm gemessen werden.

Im Vergleich zu Messstelle R1 konnte an der Messstelle R3 ein um 28 % größerer Wert ermittelt werden, was ebenfalls den Messergebnissen von Tag 1 und Tag 4 entspricht (Tabelle 4.8: Tag 8, Versuchsgruppe). Die Ergebnisse der Kontrollgruppe verhielten sich analog.

Die signifikante Abweichung der Symmetrie, die am Tag 1 bei Pferd Nr. 1 und Pferd Nr. 15 festgestellt wurden, konnte am Tag 8 (Z-Score Pferd Nr. 1 von -1,08; Z-Score Pferd Nr. 15 von -0,25) nicht mehr nachgewiesen werden ($p > 0,005$) (Tabelle 9.1).

Tabelle 4.8: Spannweite, Median und Standardabweichung

			Spannweite (mm)	Mittelwert	Standardabweichung		Spannweite (mm)	Mittelwert	Standardabweichung
TAG 1	Versuchsgruppe (n=20)	L1	57,18 - 82,24	71,24	6,4	R1	56,05 - 82,62	70,41	6,9
		L2	54,62 - 85,87	69,69	6,4	R2	53,09 - 85,26	68,2	7,4
		L3	70,44 - 107,03	88,51	8,9	R3	64,53 - 110,5	89,91	10,6
	Kontrollgruppe (n=10)	L1	60,14 - 84,3	70,2	6,8	R1	54,33 - 80,84	68,6	7,8
		L2	56,1 - 74,64	69,0	5,7	R2	58,71 - 75,24	70,8	5,6
		L3	80,08 - 105,15	94,6	8,7	R3	78,68 - 107,82	94,5	9,6
TAG 4	Versuchsgruppe (n=20)	L1	60,61 - 80,78	70,34	5,7	R1	55,99 - 83,58	70,21	7,3
		L2	58,56 - 83,16	68,65	5,7	R2	52,78 - 85,55	68,48	8,0
		L3	72,58 - 104,1	87,04	8,83	R3	77,46 - 106,8	90,05	8,4
	Kontrollgruppe (n=10)	L1	60,74 - 84,04	69,8	6,5	R1	54,16 - 80,11	68,4	7,0
		L2	57,18 - 75,59	69,1	5,5	R2	59,97 - 77,61	70,6	5,3
		L3	84,93 - 105,1	94,6	7,9	R3	81,03 - 107,4	94,6	8,3
TAG 8	Versuchsgruppe (n=20)	L1	60,17 - 80,42	70,3	5,1	R1	57,26 - 78,05	70,31	6,3
		L2	60,96 - 80,09	68,77	4,6	R2	52,98 - 83,26	68,29	6,9
		L3	71,53 - 105,55	87,99	9,5	R3	75,64 - 103,88	89,88	8,5
	Kontrollgruppe (n=10)	L1	59,76 - 83,67	69,0	6,8	R1	56,01 - 78,86	68,2	6,2
		L2	56,81 - 75,27	69,2	5,5	R2	59,77 - 73,89	69,6	4,4
		L3	79,52 - 103,9	93,9	7,5	R3	80,57 - 106,3	94,8	7,8

4.1.2.2 Auswertung mittels T-Test

Messstelle L1

An der Messstelle L1 zeigten die Ergebnisse nach dem ersten Messtag, im Vergleich zum achten Trainingstag sowohl innerhalb der Versuchsgruppe mit einem Wert von 0,220 als auch innerhalb der Kontrollgruppe mit einem Wert von 0,102 keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Veränderungen der Muskeldicke ($p > 0,05$). Im Gruppenvergleich konnten an der Messstelle L1 am Messtag acht keine signifikanten ($p > 0,05$) Unterschiede zwischen der Versuchsgruppe und der Kontrollgruppe (0,549) nachgewiesen werden.

Messstelle L2

Im Bereich der Messstelle L2 konnten sowohl für die Versuchsgruppe, mit einem Wert von 0,200 als auch für die Kontrollgruppe, mit einem Wert von 0,396 im Vergleich der ersten Messung zur letzten Messung keine signifikanten Ergebnisse ($p > 0,05$) nachgewiesen werden. Im Gruppenvergleich konnten an der Messstelle L2 am dritten Messtag keine signifikanten ($p > 0,05$) Unterschiede zwischen der Versuchsgruppe und der Kontrollgruppe (0,835) nachgewiesen werden.

Messstelle L3

An der Messstelle L3 zeigten die Ergebnisse nach dem ersten Messtag im Vergleich zum achten Trainingstag sowohl innerhalb der Versuchsgruppe mit einem Wert von 0,628 als auch innerhalb der Kontrollgruppe mit einem Wert von 0,132 keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Veränderungen der Muskeldicke ($p > 0,05$). Im Gruppenvergleich konnten an der Messstelle L3 am Messtag acht keine signifikanten ($p > 0,05$) Unterschiede zwischen der Versuchsgruppe und der Kontrollgruppe mit einem Wert von 0,102 nachgewiesen werden.

Messstelle R1

An der Messstelle R1 zeigten die Ergebnisse nach dem ersten Messtag im Vergleich zum achten Trainingstag sowohl innerhalb der Versuchsgruppe mit einem Wert von 0,866 als auch innerhalb der Kontrollgruppe mit einem Wert von 0,325 keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Veränderungen der Muskeldicke ($p > 0,05$). Im Gruppenvergleich konnten an der Messstelle R1 am Messtag acht keine signifikanten ($p > 0,05$) Unterschiede zwischen der Versuchsgruppe und der Kontrollgruppe mit einem Wert von 0,399 nachgewiesen werden.

Messstelle R2

An der Messstelle R2 zeigten die Ergebnisse nach dem ersten Messtag im Vergleich zum achten Trainingstag sowohl innerhalb der Versuchsgruppe mit einem Wert von 0,901 als auch innerhalb der Kontrollgruppe mit einem Wert von 0,155 keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Veränderungen der Muskeldicke ($p > 0,05$). Im Gruppenvergleich konnten an der Messstelle R2 am achten Messtag keine signifikanten ($p > 0,05$) Unterschiede zwischen der Versuchsgruppe und der Kontrollgruppe mit einem Wert von 0,583 nachgewiesen werden.

Messstelle R3

An der Messstelle R3 zeigten die Ergebnisse nach dem ersten Messtag im Vergleich zum achten Trainingstag sowohl innerhalb der Versuchsgruppe mit einem Wert von 0,970 als auch innerhalb der Kontrollgruppe mit einem Wert von 0,406 keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Veränderungen der Muskeldicke ($p > 0,05$). Im Gruppenvergleich konnten an der Messstelle R3 am achten Messtag keine signifikanten ($p > 0,05$) Unterschiede zwischen der Versuchsgruppe und der Kontrollgruppe mit einem Wert von 0,142 nachgewiesen werden.

4.1.2.3 Auswertung mittels ANOVA

Die ermittelten Werte von Durchmesser (Tabelle 9.1) wurden mittels einer Varianzanalyse (ANOVA-Tabelle 4.9) ausgewertet. Sowohl die Versuchsgruppe als auch Kontrollgruppe stellten sich inhomogen dar. Die ermittelten Messwerte wurden mittels Kolmogorow-Smirnow-Test auf Normalverteilung geprüft.

Messstelle L1

Der Unterschied im Muskeldurchmesser gemessen mittels ANOVA stellte sich mit einem p-Value von 0.02495, als signifikant dar ($p < 0,05$). Es konnten aber keine signifikanten Unterschiede zwischen den Tagen mit einem p-Value von 0,95908 gefunden werden. Zwischen den Messtagen (1, 4 ,8) besteht kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$). Mit einem p-Value von 0,88352 ergibt sich kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt (Tag) der Messung und dem Muskeldurchmesser in den Versuchsgruppen ($p > 0,05$). Da kein signifikanter Unterschied des Muskeldurchmessers zwischen den Tagen oder Versuchsgruppen festgestellt werden konnte, folgt, dass die Behandlung an der Messstelle L1 keinerlei messbaren Effekt hatte (Abb. 4.2).

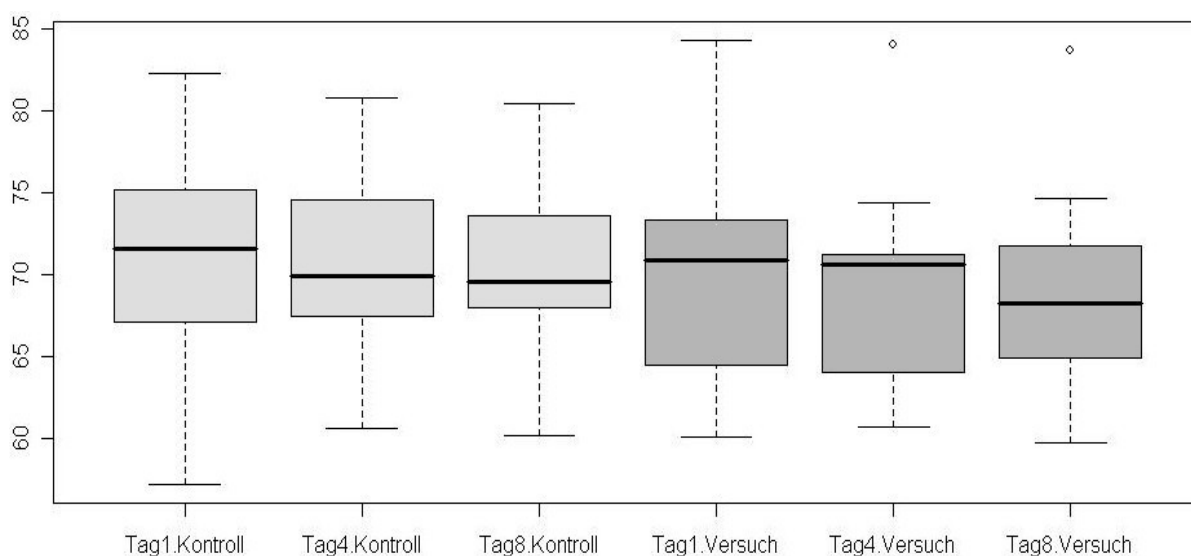


Abb. 4.2: Vergleich der Muskeldurchmesser (in Millimeter) der Versuchstiere mit den Kontrolltieren über den Versuchszeitraum an der Messstelle L1

Messstelle L2

Der Unterschied im Muskeldurchmesser zwischen beiden Gruppen stellte sich mit einem p-Value 0,7682 als nicht signifikant ($p > 0,05$) dar. Zwischen den Messtagen (1, 4, 8) besteht mit einem p-Value von 0,9152 kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$).

Mit einem p-Value von 0,865 ergibt sich kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt (Tag) der Messung und dem Muskeldurchmesser in den Versuchsgruppen ($p > 0,05$). Da kein signifikanter Unterschied des Muskeldurchmessers zwischen den Tagen oder Versuchsgruppen festgestellt werden konnte, folgt, dass die Behandlung an der Messstelle L2 keinerlei messbaren Effekt hatte (Abb. 4.3).

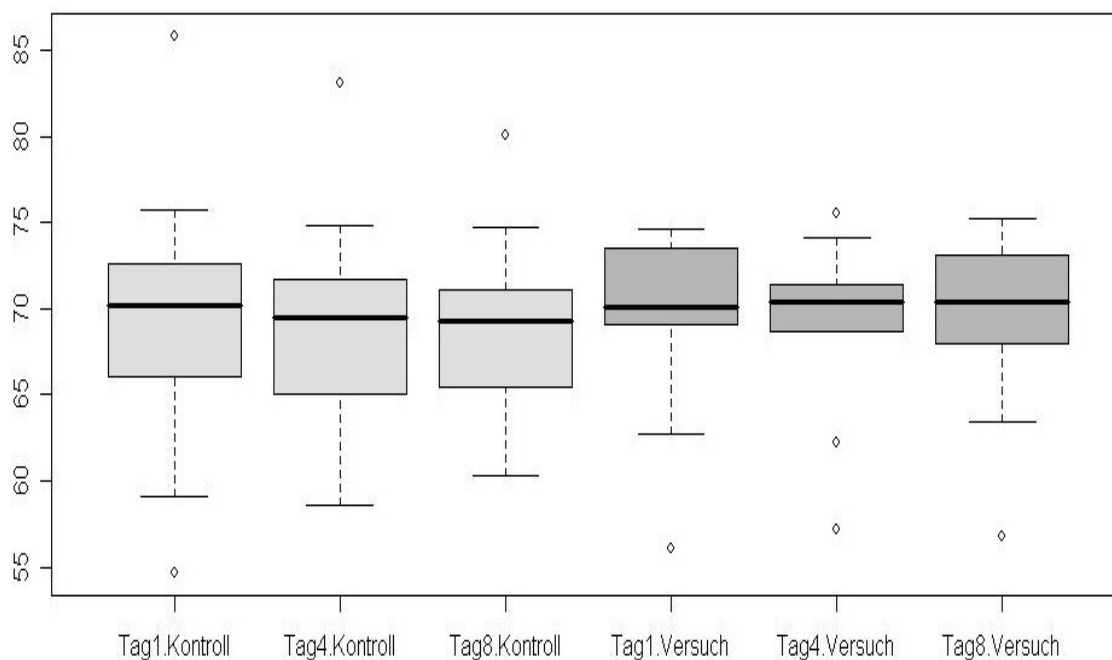


Abb. 4.3: Vergleich der Muskeldurchmesser (in Millimeter) der Versuchstiere mit den Kontrolltieren über den Versuchszeitraum an der Messstelle L2

Messstelle L3

Der Unterschied im Muskeldurchmesser zwischen beiden Gruppen zeigt mit einem p-Value von 0,01197 signifikante ($p < 0,05$) Unterschiede auf. Es gibt jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den Tagen (p-Value 0,95314).

Zwischen den Tagen (1, 4, 8) besteht kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$). Mit einem p-Value von 0,93571 ergibt sich kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt (Tag) der Messung und dem Muskeldurchmesser in den Versuchsgruppen ($p > 0,05$). Da kein signifikanter Unterschied des Muskeldurchmessers zwischen den Tagen oder Versuchsgruppen festgestellt werden konnte, folgt, dass die Behandlung an der Messstelle L3 keinerlei messbaren Effekt hatte (Abb. 4.4).

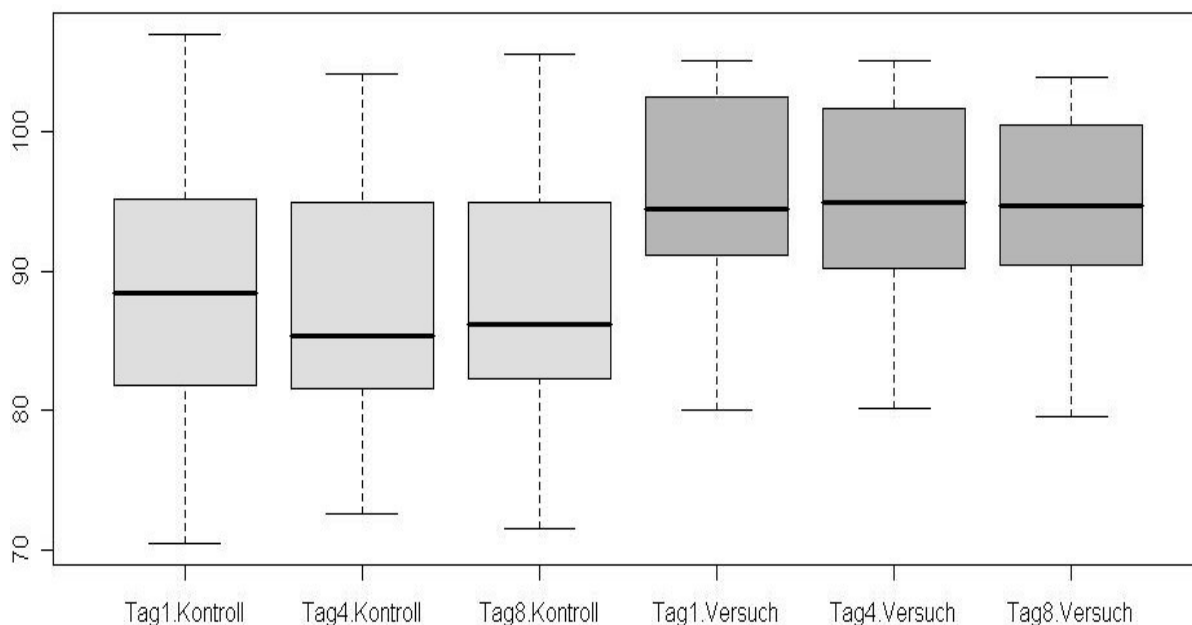


Abb. 4.4: Vergleich der Muskeldurchmesser (in Millimeter) der Versuchstiere mit den Kontrolltieren über den Versuchszeitraum an der Messstelle L3

Messstelle R1

Der Unterschied im Muskeldurchmesser zwischen beiden Gruppen ist mit einem p-Value von 0,1486 nicht signifikant ($p > 0,05$). Zwischen den Messtagen (1, 4, 8) besteht mit einem p-Value von 0,9492 kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$).

Es gibt mit einem p-Value von 0,9201 keinen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt (Tag) der Messung und dem Muskeldurchmesser in den Versuchsgruppen ($p > 0,05$). Da kein signifikanter Unterschied des Muskeldurchmessers zwischen den Tagen oder Versuchsgruppen festgestellt werden konnte, folgt, dass die Behandlung an der Messstelle R1 keinerlei messbaren Effekt hatte (Abb. 4.5).

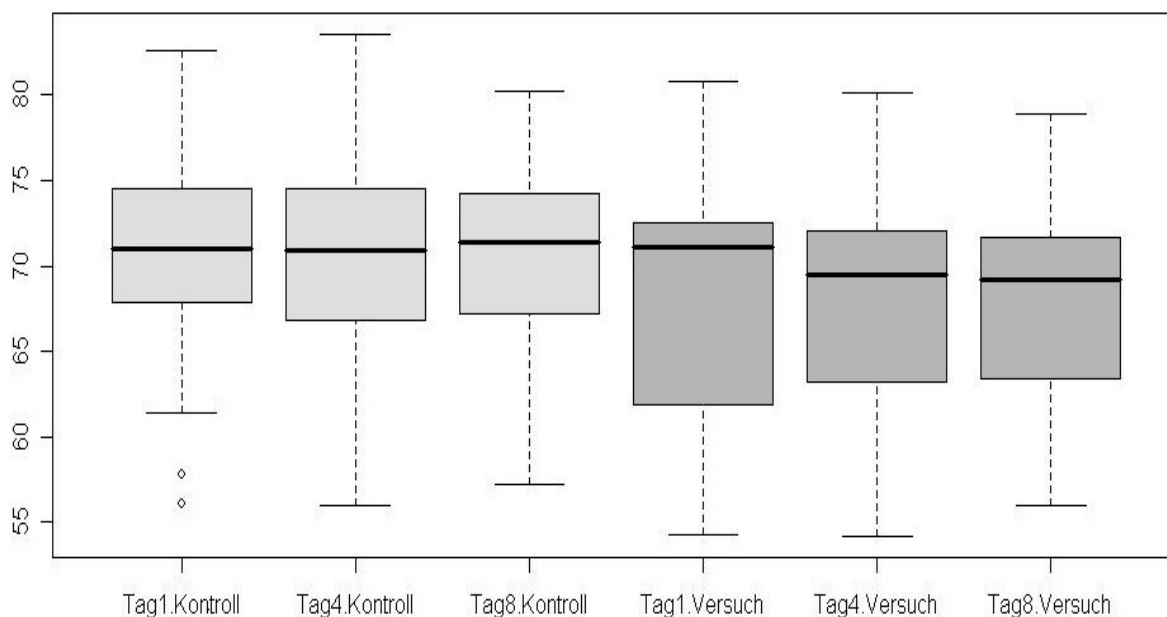


Abb. 4.5: Vergleich der Muskeldurchmesser (in Millimeter) der Versuchstiere mit den Kontrolltieren über den Versuchszeitraum an der Messstelle R1

Messstelle R2

Der Unterschied im Muskeldurchmesser zwischen beiden Versuchsgruppen ist mit einem p-Value von 0,4859 nicht signifikant ($p > 0,05$).

Zwischen den Tagen (1, 4, 8) besteht mit einem p-Value von 0,8638 kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$). Es gibt mit einem p-Value von 0,9313 keinen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt (Tag) der Messung und dem Muskeldurchmesser in den Versuchsgruppen ($p > 0,05$). Da kein signifikanter Unterschied des Muskeldurchmessers zwischen den Tagen oder Versuchsgruppen festgestellt werden konnte, folgt, dass die Behandlung an der Messstelle R2 keinerlei messbaren Effekt hatte (Abb. 4.6).

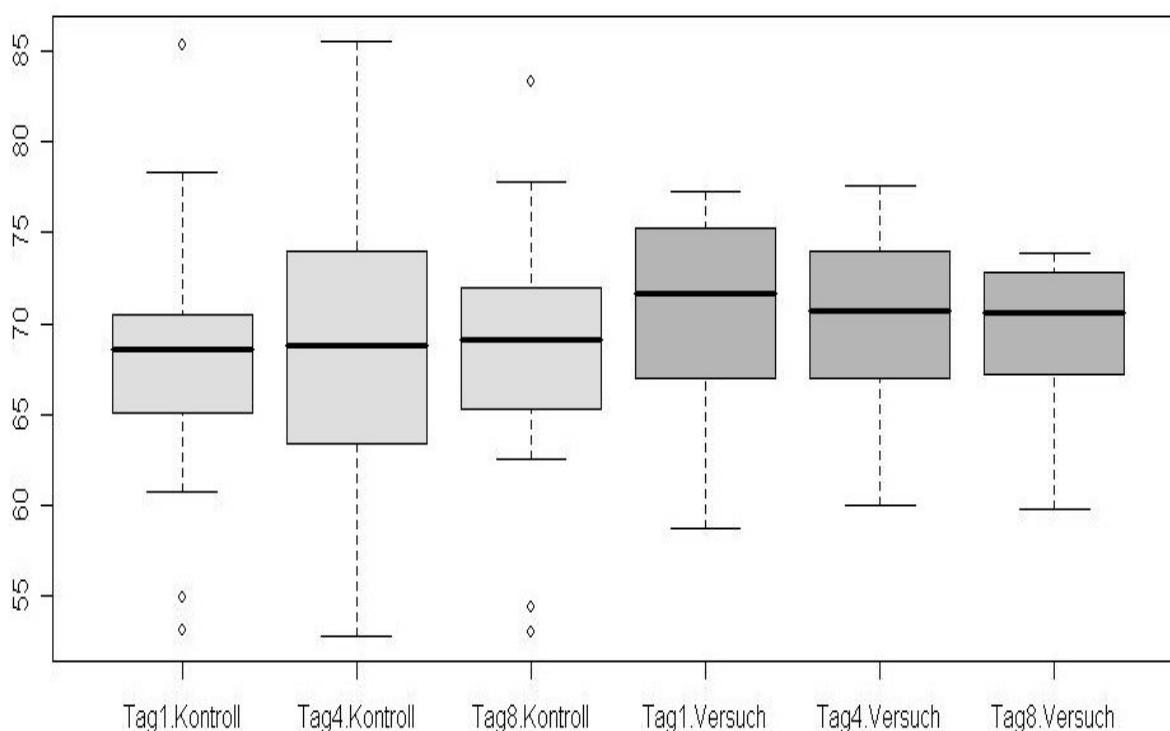


Abb. 4.6: Vergleich der Muskeldurchmesser (in Millimeter) der Versuchstiere mit den Kontrolltieren über den Versuchszeitraum an der Messstelle R2

Messstelle R3

Der Unterschied im Muskeldurchmesser zwischen beiden Gruppen ist mit einem p-Value von 0,0955 nicht signifikant ($p < 0,05$).

Zwischen den Tagen (1, 4, 8) besteht mit einem p-Value von 0,8524 kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$). Es gibt mit einem p-Value von 0,9732 keinen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt (Tag) der Messung und dem Muskeldurchmesser in den Versuchsgruppen ($p > 0,05$). Da kein signifikanter Unterschied des Muskeldurchmessers zwischen den Tagen oder Versuchsgruppen festgestellt werden konnte, folgt, dass die Behandlung an der Messstelle R3 keinerlei messbaren Effekt hatte (Abb. 4.7).

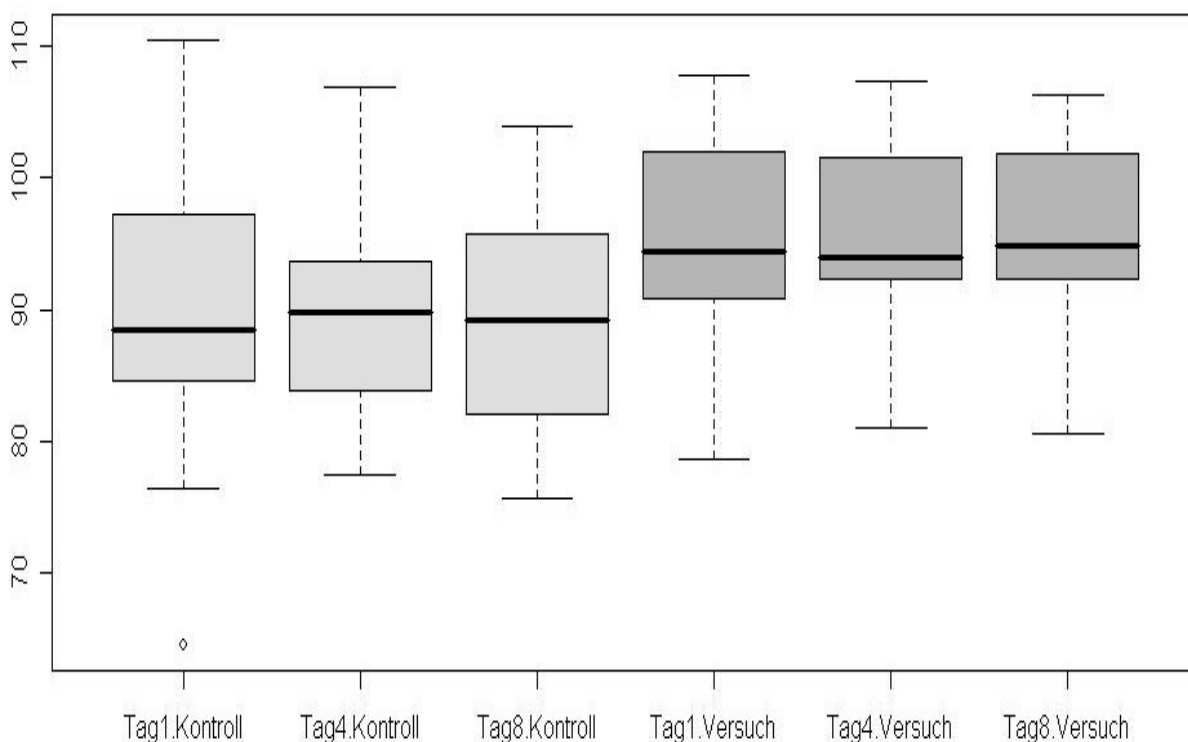


Abb. 4.7: Vergleich der Muskeldurchmesser (in Millimeter) der Versuchstiere mit den Kontrolltieren über den Versuchszeitraum an der Messstelle R3

Tabelle 4.9: Unterschied der Muskeldurchmesser durch ANOVA

		DF	Sum Sq	Mean Sq	F-value	Pr (>F)
Messstelle L1	Tag	2	2,99	1,5	0,0418	0,95908
	Gruppe	1	187,09	187,09	5,2273	0,02495
	Tag:Gruppe	2	8,88	4,44	0,124	0,88352
	Residuals	78	2791,77	35,79		
Messstelle L2	Tag	2	5,74	2,87	0,0887	0,9152
	Gruppe	1	2,83	2,83	0,0875	0,7682
	Tag:Gruppe	2	9,41	4,7	0,1453	0,865
	Residuals	78	2523,81	32,36		
Messstelle L3	Tag	2	7,2	3,6	0,048	0,95314
	Gruppe	1	495,6	495,6	6,6226	0,01197
	Tag:Gruppe	2	10	5	0,0665	0,93571
	Residuals	78	5837,4	74,8		
Messstelle R1	Tag	2	5,4	2,7	0,0521	0,9492
	Gruppe	1	110,9	110,9	2,1335	0,1486
	Tag:Gruppe	2	8,7	4,3	0,0834	0,9201
	Residuals	69	3586,4	52		
Messstelle R2	Tag	2	13,8	6,9	0,1466	0,8638
	Gruppe	1	23,1	23,1	0,4901	0,4859
	Tag:Gruppe	2	6,7	3,4	0,0713	0,9313
	Residuals	78	3677,9	47,2		
Messstelle R3	Tag	2	25,8	12,9	0,16	0,8524
	Gruppe	1	229,6	229,6	2,8476	0,0955
	Tag:Gruppe	2	4,4	2,2	0,0271	0,9732
	Residuals	78	6288	80,6		

DF "degrees of freedom" Freiheitsgrade, **Sum Sq** "Sum of Squares", **Mean Sq** "Mean Squares"
F-value "F Wert" F-Statistik, **Pr(>F)** "p Value" P-Wert

4.2 ERGEBNISSE DER VIBRATIONSTIMULATION NACH GANGANALYSE

Als Ergebnis der accelerometrischen Messungen erhält man Computerkinematogramme, die den Beschleunigungsverlauf über der Zeit darstellen. Zur besseren Auswertung wurden die Rohdaten einer Glättungsprozedur unterworfen. Dadurch erhält man standardisierte Computerkinematogramme, die ein wiederkehrendes Muster von Aufsetzen, Stemmphase, Abheben und Vorschwingphase zeigen.

Mittels der speziellen Software Data Viewer[®] können die Daten nun einer automatischen Routine unterzogen werden. Dabei sucht das Programm innerhalb der entsprechenden Messreihe die zwei regelmäßigsten Schrittzyklen heraus und berechnet von diesen folgende Parameter:

4.2.1 Voruntersuchungen

Schon vom optischen Eindruck her war zu erkennen, dass sich die Pferde nach dem Training freier bewegten. Alle drei Pferde zeigten nach GKS-Training eine Steigerung der Schrittlängen. Bei den Pferden Nr. 1 und Nr. 2 konnte ein Zuwachs der zwischen 3,6 und 6,7 cm, bei Pferd Nr. 3 eine Steigerung um 12,4 cm gemessen werden. Durch das Training kam es zu einer deutlichen Erweiterung der Schrittlänge. Bei vorgegebener konstanter Geschwindigkeit traten die Pferd im Schnitt 7,6 cm weiter bei gleichzeitig reduzierter Bewegungsfrequenz (ruhigere Bewegung) (Abb. 4.8).

Desweiteren wurde die Gleichmäßigkeit der Bewegungszyklen untersucht. Die getesteten Pferde zeigten bereits vor der Behandlung eine sehr gleichmäßige Bewegung. Die zeitlichen Abweichungen aufeinander folgender Zyklen waren schon vor der Behandlung klein, nach der Behandlung verringerten sie sich unmerklich.

Die Abweichungen die Auftrittsstärke (Beschleunigungen beim Auftritt) waren bei der ersten Messung gering. Die Gleichmäßigkeit wurde hier über Schwankungen der Beschleunigung beim Aufsetzen der Vorder- und Hinterbeine (Auftrittsstärke) gemessen. Bei zwei Pferden wurde die Bewegung merklich gleichmäßiger, Vorder- und Hinterbeine schwankten in ihrer Auftrittsstärke zum Teil sogar deutlich weniger. Bei einem Pferd (Pferd 3) war nur ein geringer Effekt zu sehen. Die Schwankungen der Vorderbeine nahm geringfügig zu, die der Hinterbeine nahm ab. Es handelte sich um das Pferd, das die Trittweite am stärksten steigerte.

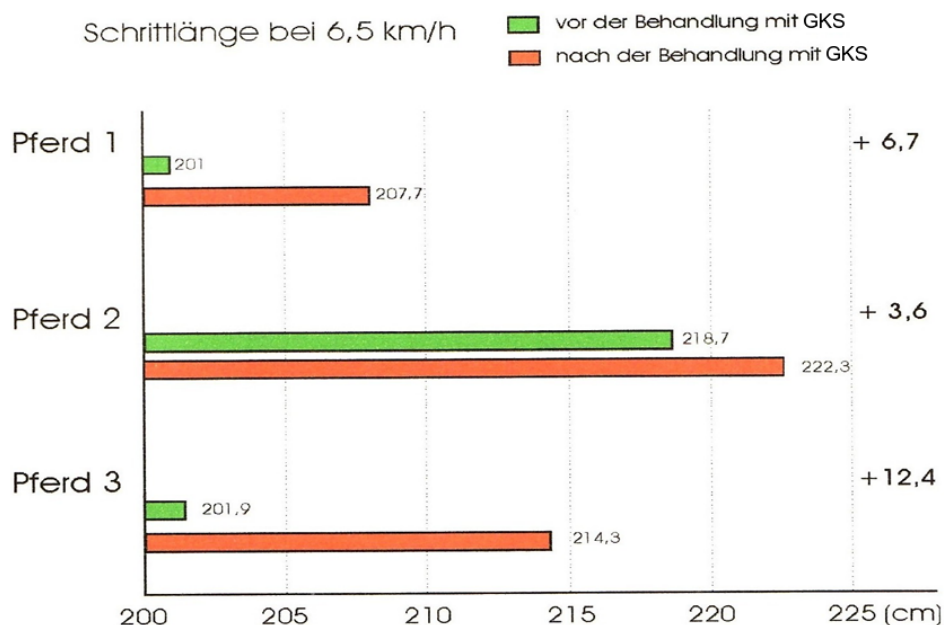


Abb 4.8: Schrittlänge der Pferde vor und nach GKS

Bei Pferd Nr. 1 und Nr. 2 wurde dieses Gleichmaß sowohl für die Vorder- als auch für die Hinterbeine noch einmal deutlich verbessert. Beim dritten Pferd war kein prägnanter Effekt zu sehen. Die Auftrittstärke selbst blieb von der GKS-Behandlung weitgehend unberührt. Nur bei Pferd 3 nahm sie für die Hinterbeine ab (Abb. 4.9).

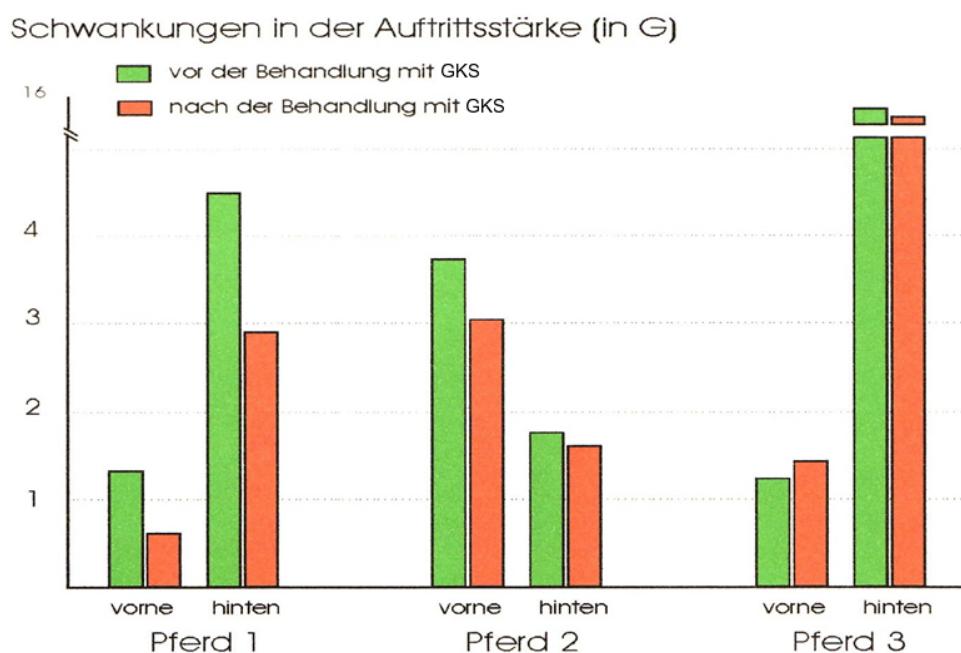


Abb. 4.9: Gleichmäßigkeit der Bewegung vor und nach GKS

4.2.2 Hauptuntersuchungen

4.2.2.1 Ergebnisse der Schrittweitenmessung

Vergleich der Ergebnisse direkt vor und direkt nach GKS-Training am Tag 1

Die 10 Tiere der Versuchsgruppe „Ganganalysen“ zeigten am ersten Tag vor Vibrationstraining im Mittel eine Schrittweite von 1,968 m \pm 0,09 (Laufbandgeschwindigkeit: 1,8m/s). Direkt im Anschluss an das Vibrationstraining zeigten die Tiere mit einem p-Value von 0,0138 signifikante Veränderungen der Trittlängen ($p < 0,05$) (Abb. 4.10). Direkt nach Vibrationstraining konnte eine mittlere Schrittgrößenzunahme von 0,4 cm nachgewiesen werden (Abb. 4.12).

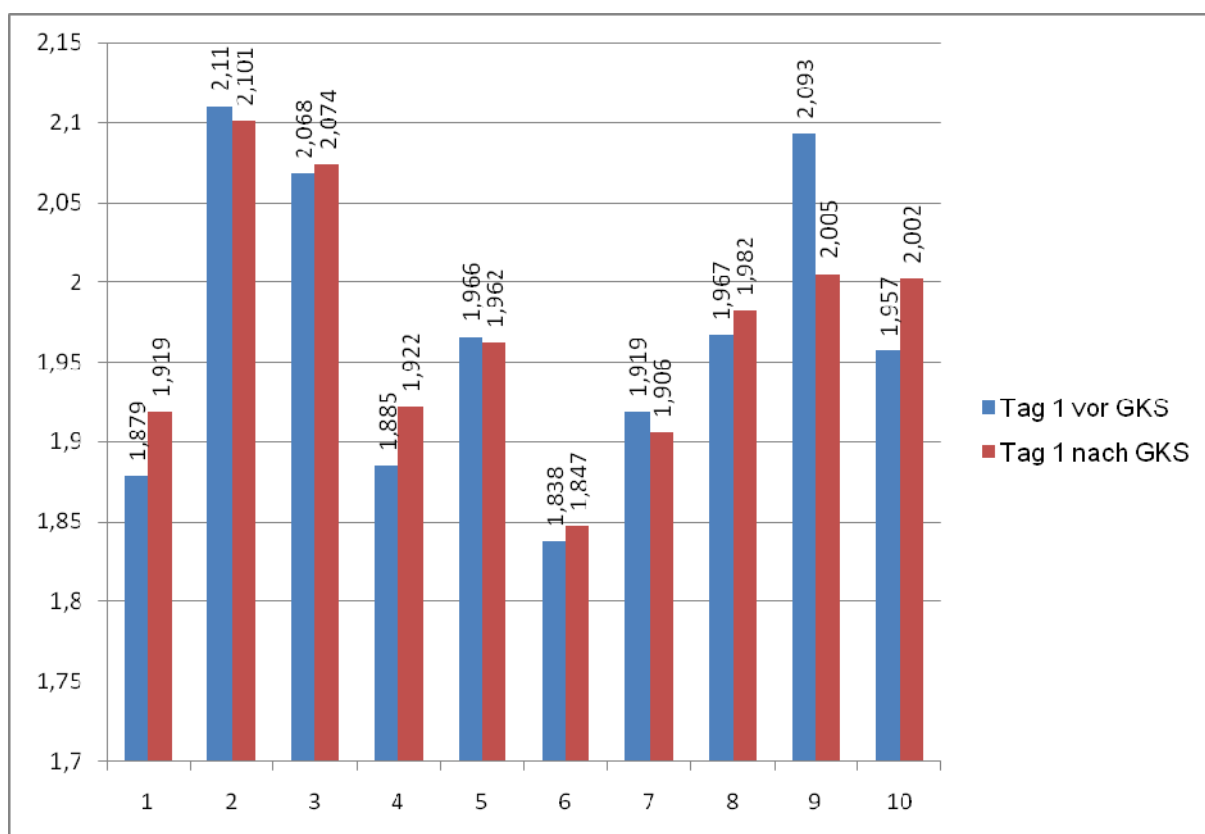


Abb. 4.10: Schrittlänge der Pferde vor und nach GKS am Messtag 1

Vergleich der Ergebnisse direkt vor und direkt nach GKS-Training am Tag 2

Auch am zweiten Tag konnten direkt nach GKS-Training mit einem p-Value von 0,032 signifikante Zunahmen ($p < 0,05$) (Abb. 4.11) der Schrittweiten gemessen werden. Die Tiere zeigten bei derselben Laufbandgeschwindigkeit vor Vibrations-training eine Schrittlänge von $1,957 \text{ m} \pm 0,08$ und nach Vibrationstraining eine Schrittlänge von $1,968 \pm 0,09$. Somit konnte direkt nach Vibrationstraining am zweiten Messtag eine Schrittlängenzunahme um 1,1 cm nachgewiesen werden.

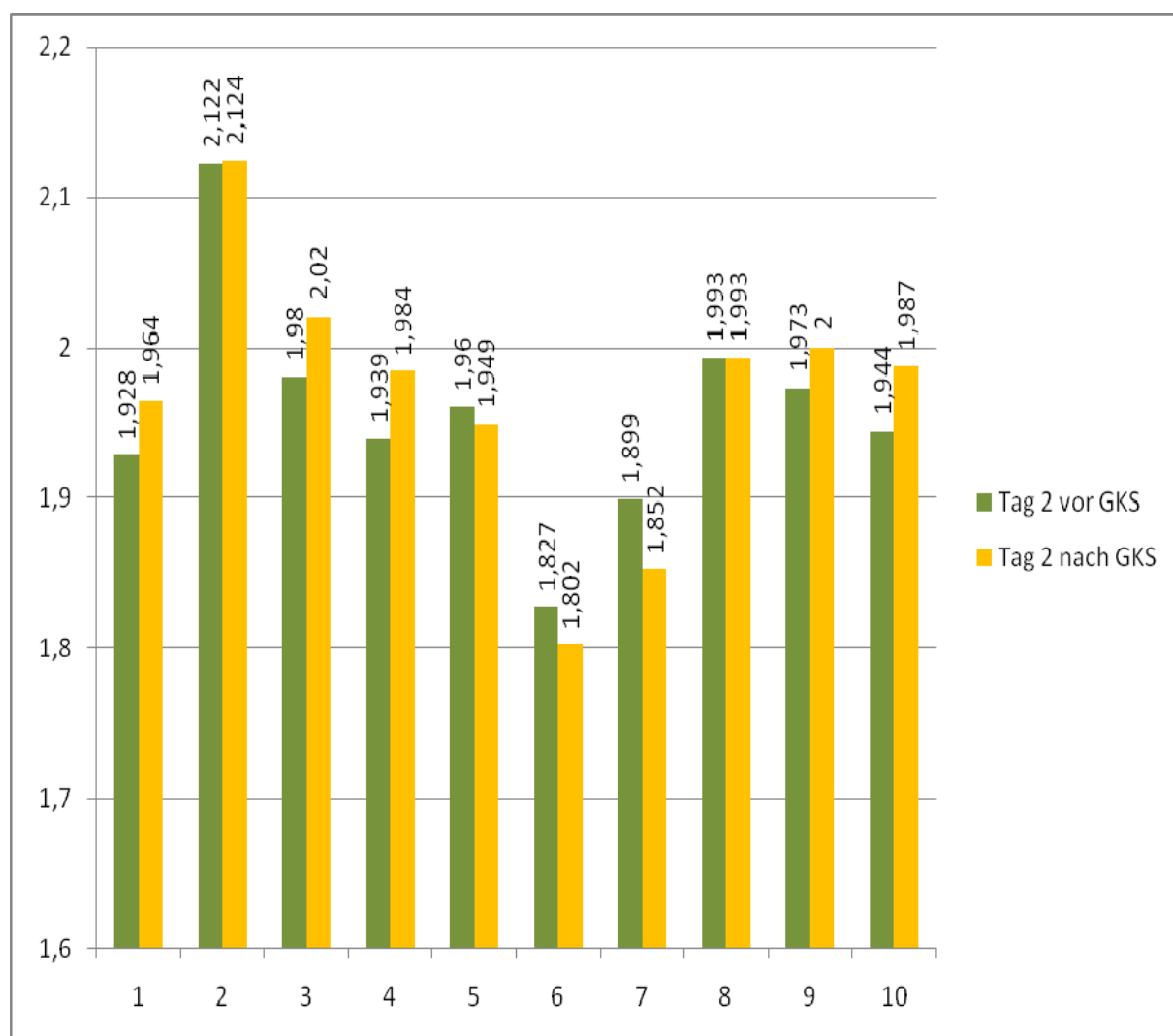


Abb. 4.11: Schrittlänge der Pferde vor und nach GKS am Messtag 2

Zwischen den Messungen von Tag 1 und den Messungen von Tag 2 konnten mit einem p-Value von 0,364 keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden ($p > 0,05$) (Abb.4.12).

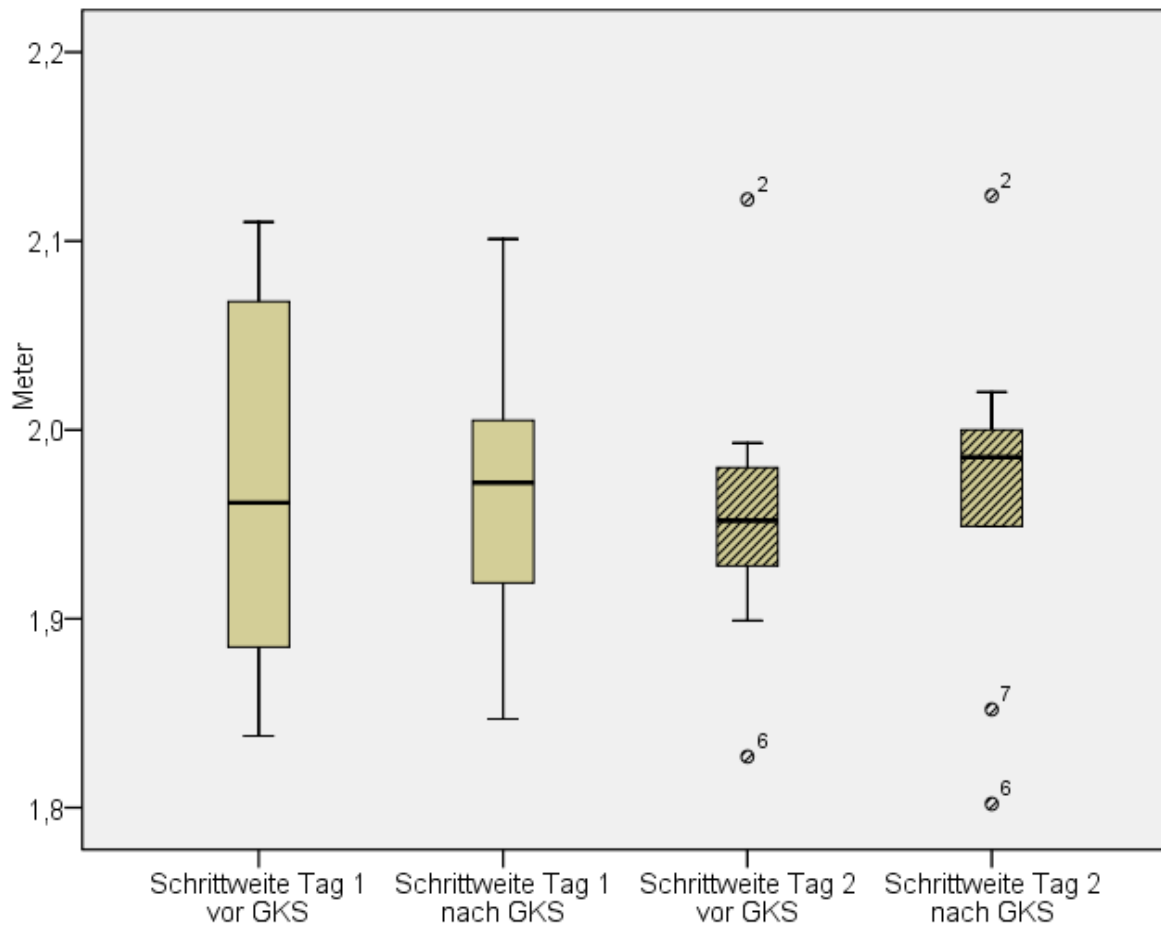


Abb. 4.12: Vergleich der Schrittlängenveränderungen von Messtag 1 und 2

4.2.2.2 Ergebnisse der Auftrittsstärkenmessung

Am Tag eins der Ganganalyseuntersuchung konnte direkt nach Vibrationsstimulation mit einem p-Value von 0,007 eine signifikante Abnahme ($p < 0,05$) der Auftrittsstärke nachgewiesen werden (Abb. 4.13).

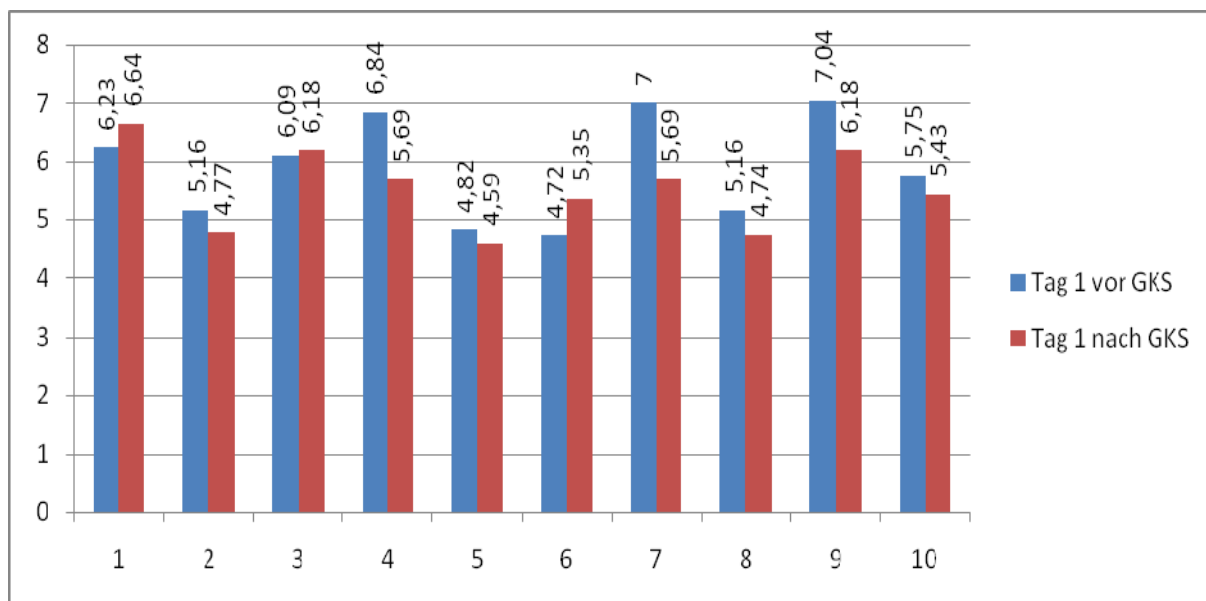


Abb. 4.13: Gleichmäßigkeit der Bewegung vor und nach GKS am Tag 1

Am Tag zwei der Messungen konnten direkt nach Vibrationstraining mit einem p-Value von 0,005 signifikante Abnahmen ($p < 0,05$) der Auftrittstärke nachgewiesen werden (Abb. 4.14).

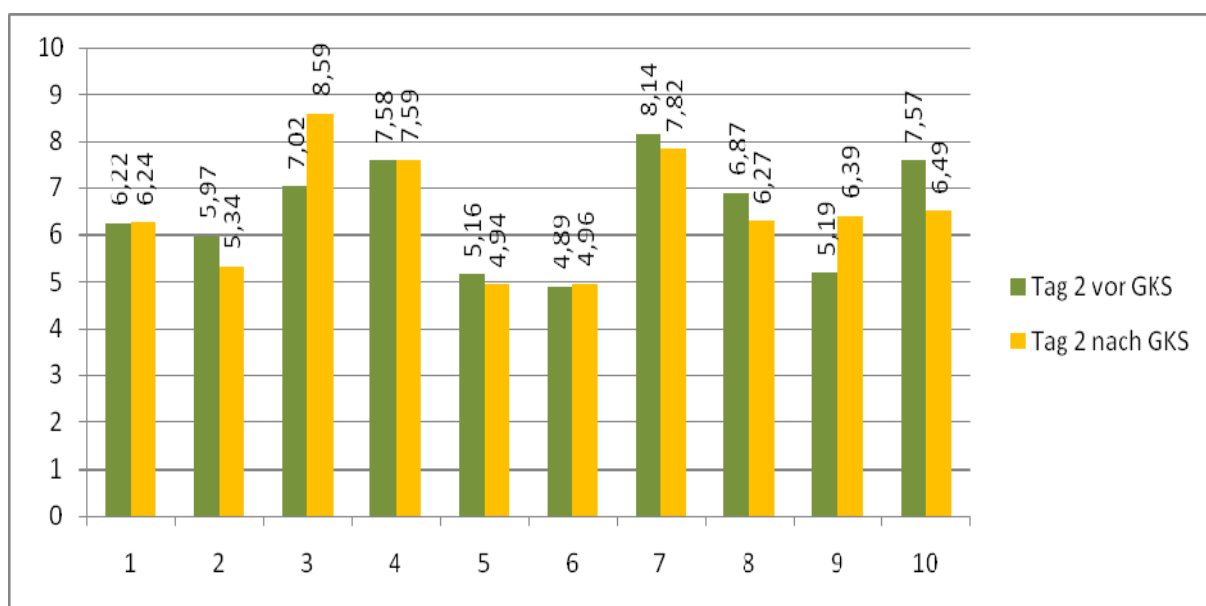


Abb. 4.14: Gleichmäßigkeit der Bewegung vor und nach GKS am Tag 2

Im Vergleich der beiden Messtage waren die Auftrittsstärken am Tag zwei der Messungen mit einem p-Value von 0,005 signifikant niedriger als am Messtag eins ($p < 0,05$) (Abb. 4.15).

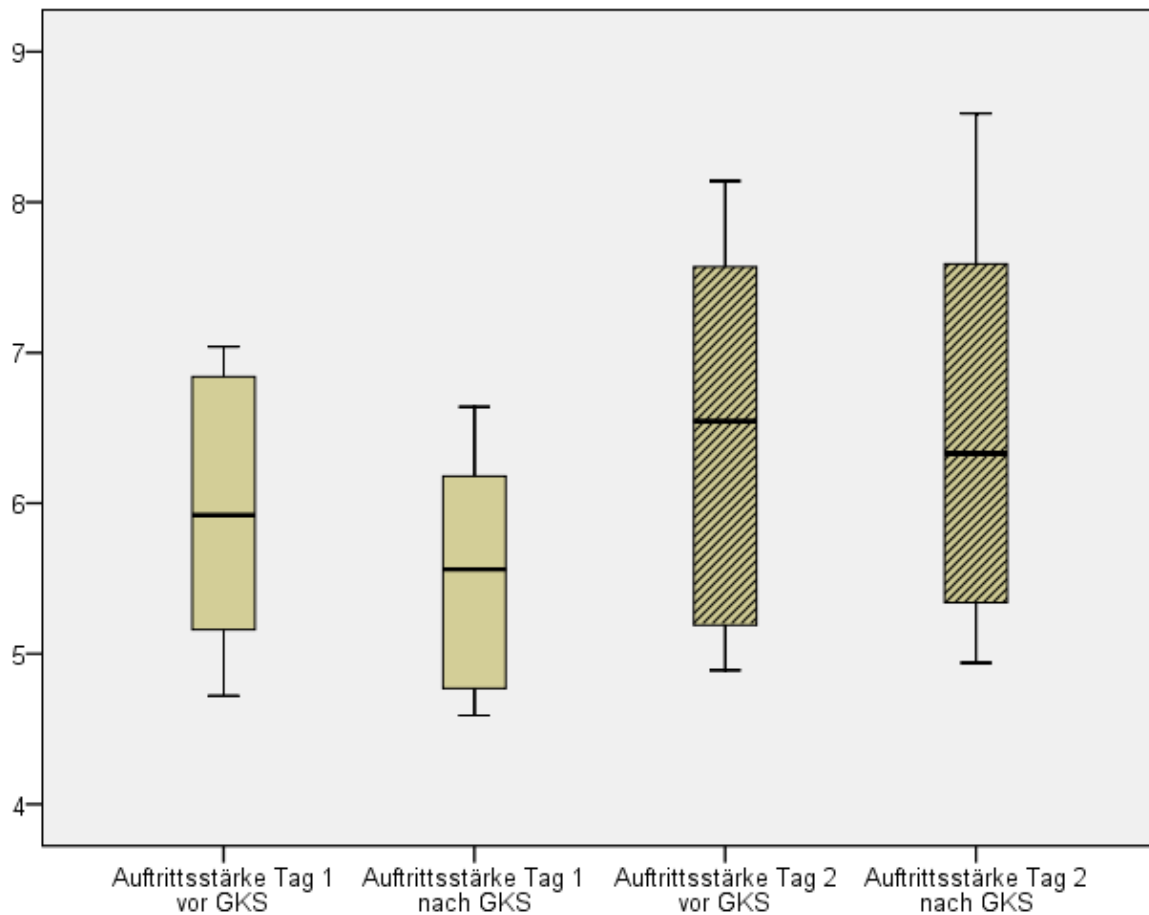


Abb. 4.15: Gleichmäßigkeit der Bewegung vor und nach GKS

5 DISKUSSION

Um neue Erkenntnisse bezüglich der Auswirkung von Ganzkörperschwingungen beim Pferd zu erlangen, wurden in Verlaufskontrollen über acht Tage anhand von 20 Pferden Abweichungen des M. longissimus dorsi mit Hilfe von Ultraschalltechnik untersucht. Außerdem wurde mit weiteren 10 Pferden die akute Wirkung von Ganzkörperschwingung an Hand von Ganganalysen untersucht.

5.1 DISKUSSION DER METHODE

Bei der Wahl der Pferde, die für die Untersuchung herangezogen wurden, war wichtig, dass anamnestisch Lahmheiten bedingt durch Knochenläsionen oder andere Ursachen, infektiöse Krankheiten, Erkrankungen des Herzens und der Lunge ausgeschlossen wurden (MONTELEONE 2007). Zudem wurden wegen der in der Humanmedizin berichteten bestehenden Gefahr der Schädigung des Reproduktiven Systems, des Fetus und des Aborts, keine tragenden Stuten in die Studie miteinbezogen (SEIDEL 1993). Da die Auswirkungen auf die juvenile Knochenentwicklung ebenfalls nicht bekannt sind, wurden nur Pferde älter als vier Jahre für diese Studie verwendet (MESTER et al. 2006).

Testparameter

Um die möglichen Auswirkungen des GKS-Trainings auf die Blutparameter zu untersuchen wurden in den Vorversuchen an jeweils drei Pferden der Laktat, Hämatokrit und Gesamteiweiß direkt im Anschluss an das GKS-Training untersucht und bei weiteren drei Pferden wurden AST, CK, LDH, Hämatokrit und Gesamteiweiß vier Stunden nach GKS-Training bestimmt. Da bei den untersuchten Pferden keinerlei Veränderungen hinsichtlich eines akuten Effekts des GKS-Trainings festgestellt werden konnten, wurde von einer vermehrten Blutentnahme, auch über Venenverweilkatheter auf Grund einer bestehenden Gefahr der Thrombophlebitis abgesehen (GERHARDS 2004).

Ultraschalluntersuchung

Der M. longissimus dorsi übernimmt die Stabilisationsfunktion der Wirbelsäule und nimmt als ein ausschließlich der Bewegung dienender Muskel, im Bezug auf die Biomechanik des Pferdes und als Bindeglied zwischen Pferd und Reiter eine besondere Stellung ein. Auf Grund des zunehmenden Interesses hinsichtlich des Pferderückens und auch der zunehmenden Fälle von Auffälligkeiten im Rückenbereich, bedingt durch vermehrte hyperkontrahierte Rückenmuskulatur, fehlende Losgelassenheit und Mobilisierung der Rückenpartie (RANNER 1997, HEUSCHMANN 2008, STODULKA 2008), erschien es naheliegend den Rücken als Bewertungsgrundlage für die Ganzkörperschwingungstherapie zu wählen. Um ein möglichst detailliertes Befundergebnis zu erlangen wurden deshalb zwei Messstellen im Bereich der Sattellage und eine Messstelle im Bereich des Iliosakralgelenks gewählt.

Für die Erhebung der Messungen wurde das Ultraschallgerät SONOLINE® Omnia (Fa. Siemens) mit einem 5,0-MHz-Konvexschallkopf angewendet. Auf den Einsatz einer Vorlaufstrecke zur sonographischen Darstellung des M. longissimus dorsi wurde, nach durchgeführten Vorversuchen, in denen keine deutlichen Verbesserungen der Bildqualität erzielt wurden, verzichtet.

Desweiteren konnte in dieser Studie entgegen vorangegangener Arbeiten auf eine Rasur im Bereich der Messstellen der Klinikpatienten verzichtet werden (GUNDEL et al. 1998, ROTZ et al. 2002). Durch die Anwendung ölicher Substanzen wie z.B. Sonnenblumenöl konnten hinsichtlich der Darstellbarkeit der dorsalen Rückenmuskulatur sehr gute Ergebnisse erzielt werden. Wie auch schon in anderen Studien, so stellte sich auch hier die Rückenmuskulatur als eine im Vergleich zu den umgebenden Faszien und Septen, geringer echogene Struktur dar (DENOIX 1999, REISINGER u. STANKE 2005). Der Grund dafür, dass die Pferde in einem Untersuchungsstand untersucht wurden, liegt darin dass eine seitliche Biegung des Halses und auch eine Vorwärts-Abwärts-Haltung des Kopfes eine deutliche Verringerung der Muskeldicke nach sich zog (ROTZ von et al. 2002) und somit die Pferde in einer natürlichen Hals-Ansatz-Position untersucht werden konnten. Zusätzlich konnte dadurch, Veränderungen des Muskeldurchmessers bedingt durch Bewegung der Pferde, vorgebeugt und eine gleichmäßige Belastung aller vier Gliedmaßen gewährleistet werden.

Ganzkörperschwingungsgerät nach marquis®

In dieser Studie wurde erstmals ein Ganzkörperschwingungsgerät der Firma marquis® Tiermedizintechnik GmbH aus Herbrechtingen-Bolheim verwendet. Die Pferde stehen mit jedem Bein auf einer isoliert, computergesteuerten Vibrationsplatte. Die Vibrationsplatten werden mittels eines Unwuchtmotors in Schwingung versetzt. Dabei findet eine Schwingung in horizontaler und vertikaler Richtung statt. Durch die singuläre Stimulation der Vibrationsplatten wird eine asymmetrische Reizung der Beine ermöglicht, wodurch beide Körperhälften des Pferdes asynchron und asymmetrisch bewegt werden. Durch die Anwendung dieser asynchronen, sinusoidalen Schwingungen wird einem, durch gleichförmige, sich wiederholendem Vibrationsreize hervorgerufenem Gewöhnungseffekt und damit einem verringertem Reaktionsmuster der Muskulatur entgegengewirkt. Im Bezug auf die von HAAS et al. (2006) beschriebenen stochastischen Resonanzen, müsste man bei diesem Gerät von einer modifizierten Version der stochastischen Resonanzen sprechen. GRIFFIN (1996) beschrieb die stochastischen Resonanzen als ständig neue, nicht vorhersehbare Reizzustände, welche ständige Stiffnessadaptationsprozesse auslösen, um an das jeweilige Reizmuster angepasste muskuläre Aktivierungszustände zu erzeugen. Durch die Anwendung stochastischer Anteile erfolgt eine bessere Kalibrierung der Sensorsysteme und es werden somit überflüssige Informationsanteile welche durch Sinusstimulation hervorgerufen werden reduziert (HAAS et al. 2006). Bei dem GKS-Trainingsgerät nach marquis® werden zwar sinusoidale Schwingungen angelegt, jedoch werden die Pferde durch die abwechselnde Ansteuerung der Vibrationsplatten, differierenden Vibrationsstimuli ausgesetzt. Somit wird vermutlich einer Reduktion der Feuerungsrate der motorischen Einheiten und damit einer Reduktion der Muskelkontraktionskraft, ausgelöst durch sinusoidale Schwingungen entgegengewirkt.

Über einen Touchscreen kann dabei in individueller Weise ein spezielles Trainingsprogramm erstellt werden, wobei lediglich der Frequenzbereich und die Zeit, nicht aber die Amplitude gewählt werden kann. Jedoch kann ein optimaler

Trainingsreiz nur durch eine kombinierte Ansteuerung der Vibrationsplatten mittels Frequenz, Amplitude (CARDINALE et al. 2003), Beschleunigung und Trainingszeit ausgelöst werden. Demnach kann die Intensität des Vibrationstrainings nur mäßig beeinflusst werden. RITTWEGER et al. (2000) zeigten, dass sowohl die Schwingungsfrequenz als auch die Amplitude zu einer verbesserten Sauerstoffversorgung als auch zu einer verbesserten Muskelaktivität führen. Niedrige Vibrationsamplituden rufen keinen Trainingseffekt hervor (TORVINEN et al. 2002).

Wahl des Trainingsfrequenzbereichs und der Trainingszeit

DIETRICH und SIMEON (2007) untersuchten in ihrer Arbeit anhand der Mikroskalierung die Eigenschwingung lebendiger Körperzellen. Demnach schwingen Zellen des gesunden Skelettmuskelgewebes mit einer Frequenz von 8 bis 12 Hz, um den Transport der Stoffwechselprodukte im Muskel aufrecht zu erhalten. Somit ist es offensichtlich, dass die Zelle und somit der Körper ein permanent schwingendes System mit variierenden Frequenzbereichen darstellt und nicht an feste Frequenzspektren gebunden ist. MESTER et al. (2006) gaben die Empfehlung Frequenzen unter 20 Hz zu vermeiden, da der Resonanzfrequenzbereich zwischen 5 bis 10 Hz liegt. Dagegen zeigte HAAS et al. (2001) dass im Humanbereich zwischen 7 und 9 Hz (α -Bereich) sowohl im Hinblick auf die Intensität der muskulären Aktivierung als auch auf die mechanische Effizienz markante und statistisch weitgehend signifikante Veränderungen in der Schwingungsregulation zu verzeichnen sind. CARDINALE et al. (2007) empfehlen für GKS-Training Frequenzen im Bereich von 15 bis 44 Hz (β -Bereich). Da für GKS-Training weder im Humanbereich noch im Tiermedizinischen Bereich ein einheitliches Trainingsprotokoll existiert, wurde in dieser Studie auf Empfehlung des Herstellers ein tägliches 10-minütiges Trainingsprogramm zwischen 17 Hz und 22 Hz angewandt. BOSCO et al. (1999) konnten mit einem ähnlichen Trainingskonzept im Humanbereich signifikante Verbesserungen der Maximalkraft und der Bewegungsschnelligkeit der Beinstrecker, unmittelbar im Anschluss an GKS-Anwendung nachweisen.

Die Untersuchungsdauer in dieser Studie wurde auf acht GKS-Trainingstage festgelegt. Dabei handelt es sich um eine Untersuchung unter Klinikbedingungen. Gerade wegen der durchschnittlich, üblichen Aufenthaltszeit von acht Tagen der Patienten in der Pferdeklinik der LMU München und um den Effekt von GKS-Training während eines durchschnittlichen Klinikaufenthalts zu untersuchen, wurde das Trainingsprogramm für diesen Zeitraum von acht Tagen erstellt. CARDINAL u. POPE (2003) zeigten, dass bereits die zehntägige Anwendung von GKS-Training für eine neuromuskuläre Leistungsverbesserung ausreichend sei.

In den verschiedenen GKS-Trainingsstudien variierten die Trainingskonzepte deutlich, hinsichtlich der Trainingszeit pro Tag, der Trainingstage und der, in manchen Fällen gewährleisteten Regenerationstage, d.h. Aussetzen des Trainings. Da die Trainingsdauer in dieser Studie ohnehin auf acht Tage festgelegt war, wurde auf die zusätzliche Gewährung eines Regenerationstages verzichtet. Die daraus resultierenden kurzen Erholungsphasen zwischen den Trainingstagen, waren der Grund dafür, dass die Trainingszeit auf maximal 10 min beschränkt wurde.

Methode der accelerometrische Ganganalysen

Bei einigen Pferden, die in der Tierklinik der LMU München dem Vibrationstraining unterzogen wurden, konnten im Laufe der Anwendung subjektiv Veränderungen hinsichtlich des Bewegungsbildes festgestellt werden. Um diese subjektiv empfundenen Befunde zu objektivieren, wurde mit 10 Pferden Ganganalysen auf einem Hochgeschwindigkeitslaufband vor und nach GKS-Training mittels Computersoftware durchgeführt. Messungen auf dem Laufband sind vorteilhaft, da man dadurch eine ausreichende Anzahl von Schritten unter gleichbleibenden Versuchsbedingungen aufnehmen kann. Dabei wurden mittels hochsensibler Sensoren die Gangbildmuster der Pferde erfasst und mit den Ergebnissen direkt nach GKS-Training verglichen. Aufgrund des geringen Gewichtes und der bewegungsfreien Befestigung wird die Lokomotion des Pferdes nicht beeinflusst.

Der Vorteil des accelerometrischen Systems liegt in der schnellen Aufbereitung der Daten. Beschleunigungskurven werden synchron zur Bewegung erstellt und es können somit bereits erste Einschätzungen des Gangbildes vorgenommen werden. Zudem kann es überall schnell eingesetzt werden und ist nicht an bestimmte Umgebungsbedingungen gebunden. Es ist allerdings zu beachten, dass die Anatomie und Struktur der distalen Gliedmaßen des Pferdes sich von denen des Menschen unterscheiden und somit auch die Reaktion auf die mechanische Stimulation und Vibration abweichen können. Der harte und feste Huf der Pferde absorbiert die applizierten Vibrationsstimuli nur mäßig. Die mechanischen Vibrationswellen werden direkt auf den Huf und nur in gering abgeschwächter Form auf die distalen Gliedmaßen übertragen (TROVINEN et al. 2003). Somit wirken auch stärkere Stimuli auf die neuromuskulären Enden, die Gelenke, die Haut und die Sekundären, was sich in einem veränderten Gangbild äußern kann.

Als ein Problem dieses Versuchsaufbaus erwies sich die Pferdeausswahl. Obwohl alle Pferde der Rasse des Deutschen Reitpferdes zugeordnet wurden, zeigten sich die Tiere sehr differenziert bezüglich ihres Exterieurs und ihres Ausbildungsstandes. Auf Grund der Ergebnisse aus den Bewegungsanalysen wurde daher auf eine Kontrollgruppe verzichtet.

5.2 DISKUSSION DER ERGEBNISSE

Ergebnisse der Ultraschallmessungen

Im Zuge der Ultraschalleingangsuntersuchungen wurden die Pferde am ersten Messtag vor Beginn des Vibrationstrainings in den drei Messbereichen sowohl links als auch rechts vermessen. Nach ROTZ von, et al. (2002) stellt sich der M. longissimus dorsi durchschnittlich als ein sich im Querschnitt 10 cm messbarer Muskelstrang dar. Wenn man aber die in dieser Arbeit festgestellten Messergebnisse überprüft, so kann bei einem durchschnittlich gemessenen Durchmesser von 7 cm diese Angabe nicht bestätigt werden. Der Grund hierfür könnte darin liegen, dass in den beiden Studien Tiere mit jeweils unterschiedlichem Körperbau, Ausbildungs- und Trainingszustand untersucht wurden.

Nach statistischer Bewertung, zeigten sich bei 28 Pferden (Versuchsgruppe und Kontrollgruppe am ersten Messtag) keine signifikanten Abweichungen im Seitenvergleich. Lediglich bei zwei Pferden konnte im Seitenvergleich, im Bereich der Messstelle 3 signifikante Abweichungen ($p < 0,005$) der Muskeldurchmesser gemessen werden. Obwohl die Messergebnisse des Muskeldurchmessers die Vermutung hinsichtlich einer vorliegenden Körpersymmetrie des Pferdes zulassen, muss diese dennoch im Bezug auf eine bestehende natürliche Schiefe des Pferdes in Frage gestellt werden (KARL 2006, STODULKA 2008), da lediglich die Muskeldicke nicht jedoch in Verbindung die Muskellänge gemessen wurde.

BOSCO et al. (1998) schreibt dem GKS-Training eine Zunahme der Muskelkraft und Muskelleitung durch neuromuskuläre Adaptationsprozesse, ähnlich denen nach Krafttraining zu. Demnach würde man eine Zunahme der Muskelmasse erwarten. Allerdings konnte innerhalb des Trainingszeitraums der Versuchsgruppe keine signifikanten Veränderungen des Muskeldurchmessers gemessen werden. Andererseits passt sich nach BOOTH u. CRISWELL (1997) die Muskulatur einer reduzierten Aktivierung durch Reduktion der Proteinbiosynthese und durch Atrophie an. Jedoch ergaben die Messungen der Kontrollgruppe innerhalb des Untersuchungszeitraums von acht Tagen an keiner der sechs Messstellen signifikant messbare Veränderungen des Muskeldurchmessers, bedingt durch Muskelabnahme. Aus diesem Grund ist es schwer zu sagen, dass der achttägige Einsatz des GKS-Gerätes einer Muskelabnahme, bedingt durch Inaktivierung der Muskulatur während des Klinikaufenthalts entgegenwirkt, da innerhalb der Kontrollgruppe derartige Reduktionen nicht nachgewiesen werden konnten.

Ergebnisse der accelerometrische Ganganalysen

Im Rahmen dieser Studie konnten sowohl am Messtag 1 als auch am Messtag 2 signifikante Schrittlängenzunahmen direkt nach GKS-Training gemessen werden. Allerdings waren die Unterschiede der Schrittweitzunahmen zwischen den beiden Messtagen nicht signifikant. COCHRANE u. STANNARD (2005) stellten fest, dass

durch die Vibrationsreizung der Ia-Bahnen und der propriozeptiven Neuronschleifen ein Aufwärmeeffekt erzielt wird, welcher sich durch eine gesteigerte Muskelelastizität darstellt. Muskulatur, Sehnen, bandhaften Einrichtungen und Blutzirkulation werden somit durch die Vibrationsapplikation auf eine bevorstehende Beanspruchung vorbereitet. Zudem führt die Anwendung von Vibration zu einer Verbesserung der Dehnungsreflexbahnen, indem die Primären der Muskelspindeln aktiviert werden, welche die Kontraktion der Agonisten beeinflussen, während gleichzeitig die Antagonisten gehemmt werden (COCHRANE u. STANNARD 2005). Auf Grund der gesteigerten Muskelelastizität und der antagonistischen Hemmung wird folglich ein optimiertes Bewegungsmuster hervorgerufen. Demzufolge könnten die in dieser Studie gemessenen Schrittlängenzunahmen auf den von COCHRANE und STANNARD beschriebenen Aufwärmeeffekt und antagonistische Hemmung zurückgeführt werden.

HAAS et al. (2004) zeigten, dass in verschiedenen neurophysiologisch orientierten Studien aufgezeigt wurde, dass mechanische Schwingungsreize die Ausführung von Zielbewegungen bzw. die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts, massiv beeinflussen können. Auf Grund der an den Muskelspindeln durch Vibration generierten Reizsituationen werden falsche Informationen, hinsichtlich der Gelenkwinkelpositionen weitergeleitet und Korrekturbewegungen an den unteren Extremitäten erzeugt (kinästhetische Illusionen). TORVINEN et al (2002) zeigten, dass kinästhetische Illusionen bis zwei Minuten nach Vibrationstraining anhalten können. Da in dieser Studie die Messungen innerhalb von 60 s nach Vibrationstraining erstellt wurden, kann nicht ausgeschlossen werden, dass die signifikanten Schrittweitzunahmen vom Auftreten kinästhetischer Illusionen resultieren.

Neben den signifikanten Ergebnissen der Schrittweiten, konnten im Zuge der Bewegungsanalysen ebenfalls signifikante Veränderungen der Auftrittsgeschwindigkeiten sowohl am Tag 1 als auch am Tag 2 als auch zwischen den Tagen nachgewiesen werden. An beiden Tagen konnte nach GKS-Training und auch im Vergleich von Tag 1 zu Tag 2 Abnahmen der Auftrittsgeschwindigkeiten verzeichnet werden. CARDINALE u. BOSCO (2003) schrieben, dass Muskelvibration zu einer

steigenden Muskelfeuerungsrate und einer steigenden Kraft führen. Inwiefern nun diese Abnahmen der Auftrittsgeschwindigkeit mit dem GKS-Training oder aber mit einer über die beiden Messtage verbesserten Gewöhnung der Pferde an das Laufband, in Zusammenhang gebracht werden kann, lässt sich in dieser Studie auf Grund des kurzen Untersuchungszeitraums und der geringen Anzahl der Pferde nicht klären. Auf Grund der, über den Huf, nur in mäßig abgeschwächter Form applizierten Vibrationsreize, bedarf es weiterer Untersuchungen inwiefern kinästhetische Illusionen oder ein Trainingseffekt der schnellkontrahierenden Muskelfasern durch GKS-Training eine Verbesserung des Gangbildes hervorrufen.

Da bisher beim Pferd außerdem noch keine Untersuchungen hinsichtlich der Langzeitauswirkung des GKS-Trainings auf das Gangmuster erstellt wurden und aus dem Humanbereich bekannt ist, dass die Leistungsverbesserungen nach 60 min verschwunden waren (CARDINALE u. BOSCO 2003) müssten zur Untersuchung des Langzeittrainingseffektes weitere Studien durchgeführt werden.

Epilog

Auf Grund der in dieser Studie erhobenen Daten zeigt sich nun, dass das Ganzkörpervibrationstraining im Pferdebereich noch am Anfang steht. Zum einen ließ sich in dieser Studie darstellen, dass mittels Ultraschallmessungen keine Veränderungen hinsichtlich einer achttägigen Anwendung des GKS-Trainings nachgewiesen werden konnten. Dennoch ist im veterinärmedizinischen Bereich, entgegen der Humanmedizin, wo bereits nachgewiesen wurde, dass Vibrationsanwendung von weniger als zehn Tagen keine messbaren Effekte hervorruft (CARDINALE u. BOSCO 2003), noch nicht bekannt, inwiefern ein messbarer Effekt abhängig ist, von einer längeren Anwendungsdauer, einem verändertem Frequenzbereich oder gar von beidem. Für die Zukunft lässt das Ganzkörpervibrationstraining beim Pferd noch viele Felder offen, die es zu erforschen gilt, so z.B. die Auswirkung des Vibrationstrainings auf den Blutfluss und die Blutflussgeschwindigkeit mittels Dopplerultraschallmessungen.

Im Bereich des Sportpferdetrainings, stellt der von COCHRANE und STANNARD (2005) und MESTER et al. (2006) beschriebene Aufwärmeeffekt, aus sportphysiologischer Sicht einen besonders interessanten Aspekt dar, den es in weiteren Studien zu untersuchen gilt. Zudem erscheint in Anbetracht der gesteigerten Muskelelastizität die Untersuchung des Einsatzes des GKS-Trainingsgeräts im klinischen Alltag z.B. für eine Verbesserung der risikobehafteten Aufstehphase nach chirurgischen Eingriffen durchaus erwägenswert.

TURNER u. ROBLING (2004) zeigten tierexperimentell, dass sich Vibrationsreize eignen, um die Wachstumsprozesse der Knochen zu fördern. Demzufolge wäre zu überlegen, ob und in welchem Maß Vibrationstraining in der Pferdemedizin und im speziellen Fall hinsichtlich der Rekonvaleszenz bei Knochen- und Knochenhauterkrankungen und deren Heilungsprozessen eingesetzt werden kann.

Da in biologischen Systemen keine Festfrequenzen, sondern nur Frequenzbereiche existieren, wäre zu überlegen ob in der Zukunft GKS-Trainingsgeräte gebaut werden müssten, bei denen sowohl die Frequenz, die Amplitude als auch die Trainingszeit individuell gesteuert werden können. Somit könnte die GKS-Trainingsidee noch weiter optimiert und möglichen Störungen des biologischen Systems, bei langanhaltender Anwendung, entgegen gewirkt werden. Folglich wäre der „Trainierende Pferd“ auf dem Gerät nicht mehr nur passiver Beifahrer, sondern könnte die einwirkenden Stimuli aktiv steuern.

Im Bezug auf die Trainingsidee können allerdings noch ganz andere Überlegungen angestellt werden. Bisher wurde Training meist mit Kontraktion gleichgesetzt, wobei Kontraktion stets mit dem β -Frequenzbereich (Bereich der Anspannung) in Verbindung gebracht werden muss. Neuesten wissenschaftlichen Studien, bezüglich der Muskelzellbiologie (Mikroskalierung) zufolge, liegt der physiologische, gesunde Bereich der Muskelzellen im α -Bereich (Bereich der Entspannung). Diese Situation sollte uns zum Nachdenken bringen: Sollte man in der Zukunft Vibrationstrainingsgeräte erbauen, die ausschließlich auf Kontraktionstraining ausgelegt sind oder wäre es besser Trainingskonzepte für Pferde zu entwickeln, in denen das physiologische Zusammenspiel von Kontraktion und Relaxation berücksichtigt wird!

**Ganz-Körper-Vibrationen bei Pferden:
Bewertung eines neuartigen
Bewegungs- und Untersuchungsstandes für Pferde**

Armin Kirchdorfer

Ziel: Im Zuge dieser Studie soll, in einer der ersten Arbeiten im veterinärmedizinischen Bereich, die Auswirkung der Vibrationsanwendung am Pferd, anhand eines speziell dafür konzipierten Ganzkörperschwingungsgerätes untersucht werden. Das Ziel dieser Arbeit liegt darin, neue Informationen über den akuten Effekt des Vibrationstrainings auf die Muskulatur und das Bewegungsmuster des Pferdes zu erhalten.

Methode: 20 Pferde wurden während des Klinikaufenthalts einem achttägigen Ganzkörperschwingungstraining unterzogen, wobei dessen Effekt auf die Muskulatur durch Ultraschallmessungen des M. longissimus dorsi untersucht wurde. Zu diesem Zweck wurden an drei Messtagen beidseits der langen Rückenmuskulatur longitudinale Schnitte zur Muskeldickenmessung an sechs Messstellen angefertigt. An zehn weiteren Pferden wurden zum Nachweis des akuten Effekts nach Ganzkörperschwingungstraining, Ganganalysen mit Hilfe eines speziellen Computerganganalyseprogramms an zwei aufeinanderfolgenden Tagen jeweils direkt vor und direkt nach Vibrationstraining durchgeführt.

Ergebnisse: Die Ultraschallmessungen ergaben, dass der M. longissimus dorsi im Bereich L1 im Durchschnitt einen Wert von 71,24 mm \pm 6,4 und im Bereich der Messstelle L2 einen Wert von 69,69 mm \pm 6,4 aufweist. Im Vergleich zu Messstelle L1 konnte an der Messstelle L3 ein um 24 % größerer Wert (88,51 \pm 8,9 mm) festgestellt werden. Im Bereich R1 konnten im Durchschnitt ein Mittelwert von 70,41 mm \pm 6,9 und im Bereich der Messstelle R2 ein Wert von 68,2 mm \pm 7,4 ermittelt werden. Dagegen konnten im Messbereich R3 um 28 % größerer Wert (89,91 mm \pm 10,6) gemessen werden. Dabei konnte an den sechs Messstellen im Verlauf der Messungen keine signifikanten ($p > 0,05$) Veränderungen der Muskeldurchmesser

nachgewiesen werden. Zudem ergab sich an den sechs Messstellen kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt (Tag) der Messung und dem Muskeldurchmesser in den Versuchsgruppen ($p > 0,05$).

Die 10 Tiere der Versuchsgruppe „Ganganalysen“ zeigten am ersten Tag vor Vibrationstraining im Mittel eine Schrittweite von $1,968 \text{ m} \pm 0,09$. Direkt nach Vibrationstraining konnten signifikante Schrittlängenzunahme von $0,4 \text{ cm}$ nachgewiesen werden. Am zweiten Messtag konnte direkt nach Vibrationstraining signifikante Schrittlängenzunahme um $1,1 \text{ cm}$ gemessen werden. Zwischen den Messungen von Tag 1 und den Messungen von Tag 2 konnten keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden ($p > 0,05$). Am Tag eins der Ganganalyseuntersuchung konnte direkt nach Vibrationsstimulation signifikante Abnahme ($p < 0,05$) der Auftrittsstärke und somit gleichmäßigere Bewegungsabläufe nachgewiesen werden. Zwischen den beiden Messtagen konnten allerdings keine signifikanten Veränderungen gemessen werden.

Schlussfolgerungen: Es ließ sich in dieser Studie darstellen, dass mittels Ultraschallmessungen keine Veränderungen hinsichtlich einer achttägigen Anwendung des GKS-Trainings nachgewiesen werden konnten. Im Zuge der Bewegungsanalysen zeigten sich direkt nach Vibrationstraining Schrittweitzunahmen und auch Verbesserungen der Auftrittsgeschwindigkeiten.

Im veterinärmedizinischen Bereich ist noch nicht bekannt, inwiefern ein messbarer Effekt abhängig ist, von einer längeren Anwendungsdauer, einem veränderten Frequenzbereich oder gar von beidem. Da in biologischen Systemen keine Festfrequenzen, sondern nur Frequenzbereiche existieren, ist zu prüfen, ob in der Zukunft GKS-Trainingsgeräte entwickelt werden müssten, bei denen die Frequenz und die Amplitude individuell durch den Trainierenden (Pferd) gesteuert werden könnten. Die GKS-Trainingsidee könnte damit noch weiter optimiert und möglichen Störungen des biologischen Systems, bei langanhaltender Anwendung, entgegen gewirkt werden.

**Whole-body-vibrations in equine medicine:
Investigation of a specially developed device for horses**

Armin Kirchdorfer

Goal: With this study, as one of the first of its kind in the field of veterinary medicine, the impact of applying vibrations to horses using a specially developed device for whole-body-vibrations was to be investigated. The aim of this study was to acquire new information about the acute effect of vibration training on a horse's muscles and its pattern of movement.

Method: 20 horses underwent an eight-day whole-body-vibration training program during their stay at a veterinary clinic. The effect of the training on the muscles of the horses was measured using ultrasonic measurements of the M. longissimus dorsi. In order to measure the thickness of the muscles, longitudinal sections were made on both sides of the back in six different places. The measurements were taken on three different days.

On an additional 10 horses a "computer-gait-analysis-program" was used to investigate the acute effect of whole-body-vibration training. The tests were conducted twice a day on two successive days once before and once directly after vibration-training.

Results: The ultrasonic measurements showed an average diameter of the M. longissimus dorsi of $71,24 \pm 6,5$ mm in the region of L1 and $69,69 \pm 6,4$ mm in the L2-region. The measurement of the L3-region showed in comparison to the L1-region a 24% larger value ($88,51 \pm 8,9$ mm). The R1-region showed an average measurement of $70,42 \pm 6,9$ mm and the R2-region an average measurement of $68,2 \pm 7,4$ mm. An increase of 28% ($89,91 \pm 10,6$ mm) could be found in the R3-region.

Throughout the measurements there was no significant change ($p < 0,05$) in the diameter of the muscle at any of the six different points of measurement. Additionally, there was no significant correlation between the time of measurement and the diameter of the muscle in either of the groups ($p > 0,05$).

The 10 horses in the “gait-analysis-group” showed an average length of stride of $1,968 \pm 0,09$ m on the day before the first vibration training. Directly after the vibration training there was a significant increase in the length of stride of 0,4 cm. On the second measuring day a significant increase in the stride length of 1,1 cm was measured after vibration training. There were no significant differences ($p>0,05$) between the measurements of day 1 and day 2. On day 1 of the stride analysis the step pressure decreased significantly after vibration training, therefore leading to a more rhythmical pattern of movement. Between the measurements of day 1 and day 2, however, there were no significant differences.

Conclusions: This study showed that an eight-day whole-body-vibration training program had no significant effect on the diameter of the M. longissimus dorsi. The stride analysis part of this study showed that whole-body-vibration led to an increase in stride length and an improvement of step speed.

In the field of veterinary medicine it is not yet known to what extent a measurable effect can be influenced by the length of training, frequency range or both. Since biological systems do not have set frequencies, but rather frequency ranges, future tests should be conducted to evaluate if a new device should be developed which allows the frequency to be adjusted individually by the one to be trained (horse). Thereby, the whole-body-vibration training idea could be further optimized and work against the possible disturbance of the biological system during prolonged application.

8 LITERATURVERZEICHNIS

ABERCROMBY, A. F. J. (2006):

Neuromuscular and biodynamic responses to whole- body vibration training.

Doctoral Dissertation, Dept. of Health and Human Performance, University of Houston

ABERCROMBY, A. F. J., AMONETTE, W. E., LAYNE, C. S., McFARLIN, B. K.,
HINMAN, M. R., PALOSKI, W. H. (2007 a):

Variation in neuromuscular responses during acute whole- body- vibration exercise.

Medicine & Science in Sports & Exercise, 1642-1650

ABERCROMBY, A. F. J., AMONETTE, W. E., LAYNE, C. S., McFARLIN, B. K.,
HINMAN, M. R., PALOSKI, W. H. (2007 b):

Vibration exposure and Biodynamic responses during whole - body Vibration training.

Medicine & Science in Sports & Exercise, 1794-1800

ALBRECHT, H. (1993):

Heilkunde versus Medizin? – Gesundheit und Krankheit aus der Sicht der Wissenschaften.

Hippokrates Verlag, Stuttgart

ALEXANDER, R. M. (1988):

Elastic Mechanisms in Animal movement. 1.

1. Cambridge University Press, Cambridge

ALEXANDER, R. M. (1999):

Energy for Animal Life. 1.

1. Oxford University Press, Oxford

BEAR, M. F., CONNORS, B. W., PARADISO, M. A. (2001):

Neuroscience- Exploring the Brain.

Lippincott Williams & Wilkens, Baltimore

BOOTH, F. W., CRISWELL, D. S. (1997):

Molecular events underlying Skeletal muscle atrophy and the development of effective countermeasures.

Int. J. Sports Med. 18, Suppl. 4, 265- 269

BOSCO, C., CARDINALE, M., COLLI, R., TIHANYI, J., von DUVILLARD, S. P., VIRU, A. (1998):

The influence of whole body vibration on jumping ability.

Biol. Sport, 15 (3), 157- 164

BURKE, D., HAGBARTH, K.E., LÖFSTEDT, L., WALLIN B.G. (1976):

The response of human spindle endings to vibration of non contracting muscles.

J. Physiol. 261, 673- 693

CAMPBELL, N. A. (1998):

Biologie.

Spektrum Akademischer Verlag, Heidelberg, Berlin, Oxford

CARDINALE, M., BOSCO, C. (2003):

The use of vibration as an exercise intervention.

Exerc. Sport Sci. Rev. 31, No. 1, 3- 7

CARDINALE, M., POPE, M. H. (2003):

The effects of whole body vibration on humans: Dangerous or advantageous?

Acta Physiologica Hungarica, 90 (3), 195-206

CARDINALE, M., FERRARI, M., QUARESIMA, V. (2007):

Gastrocnemius medialis and vastus lateralis oxygenation during whole-body vibration exercise.

Medicine & Science in Sports & Exercise, 39, No. 4, 694-700

CARL, K. (2004):

Analyse der Kinematik von Rücken und Extremitäten bei gesunden und bei lahmen Pferden.
Diplomarbeit, Biologisch- Pharmazeutische Fakultät, Friedrich- Schiller- Universität Jena

CHEN, H. H., TOURTELLOTTE, W. G., FRANK, E. (2002):

Muscle Spindle- Derived Neurotrophin 3 Regulates Synaptic Connectivity between
Muscle Sensory and Motor Neurons.

The journal of Neuroscience, 22(9), 3512-3519

COCHRANE, D. J., STANNARD, S. R. (2005):

Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in
elite female field hockey players.

Br. J. sports Med. 39, 860-865

COHEN, A. D., TILLERSON, J. L., SMITH, A. D., SCHALERT, T., ZIGMOND, M. J. (2003):

Neuroprotective effects of prior limb use in 6- Hydroxydopamin- treated rats: possible
role of GDNF.

J. Neurochemistry 85, 299-305

CRONE, C., NIELSEN, J. (1994):

Central control of disynaptic reciprocal inhibition in humans.

Acta Physiol Scand 152, 351-363

DELECLUSE, C. ROELANTS, M., VERSCHUEREN, S. (2003):

Strength increase after whole- body vibration compared with resistance training.

Med. & Sci. in Sports & Exercise 35, No. 6, 1033-1041

DELECLUSE, C., ROELANTS, M., DIELS, R., KONINCKX, E., VERSCHUEREN, S. (2005):

Effects of whole body vibration training on muscle strength and sprint performance in
sprint- trained athletes.

Int. J. Sports Med. 26, 662-668

DE MARÉES, H. (2002):

Sportphysiologie.

Verlag Sport und Buch Strauß, Köln, 25

DENOIX, J. M. (1999):

Ultrasonographic evaluation of back lesions.

Vet. Clin. North Am. Equine Pract. 15, 131-159

DICKREITER, B. (2004):

Rückenschmerzen – eine bedeutsame Volkskrankheit- Neue Sichtweisen in der Prävention und der Therapie von muskuloskelettalen Beschwerden.

Erfahrungsheilkunde 53, 687-693

DIETRICH, F., SIMEON, B. (2007):

Ein Zwei- Skalen- Modell zur Simulation von Vibrationstherapien für die Skelettmuskulatur.

Diplomarbeit, TU München

DIEKMANN, D. (1958):

Mechanische Modelle für den vertikal schwingenden Körper.

Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie, 17, 67-82

DUPONT- VERSTEEGDEN, E. E., HOULE, J. D., GURLEY, C. M., PETERSON, C. A. (1998):

Early changes in muscle fiber size and gene expression in response to spinal cord transection an exercise.

Am. J. Physiol. Cell Physiol. 275, C1124- C1133

EDMUNDS, N., LELAND, J. R. (1988):

Cellular and Molecular Bases of Biological Clocks.

Springer Verlag, New York

EKLUND, G., HAGBARTH, K. E. (1966):

Normaly variability of tonic vibration reflexes in man.

Exp. Neurol. 16, 80- 92

ENGELHARDT von, W., BREVES, G. (2005):

Physiologie der Haustiere.

Enke Verlag, Stuttgart

FABER, M. J., JOHNSTON, C., SCHAMHARDT, H., WEEREN VAN, P. R.,

ROEPSTORFF, L., BARNEVELD, A. (2001):

Basic three-dimensional kinematics of the vertebral column of horses trotting on a treadmill.

AJVR 62, No. 5, 757- 764

FALATURI, P. H. (1998):

Kenngößen und Regeln der vierbeinigen Fortbewegung am Beispiel des Pferdes.

Dissertation, Georg- August- Universität Göttingen

FALLON, J. B., CARR, R. W., MORGAN, D. L. (2004):

Stochastic Resonance in Muscle Receptors.

Journal of Neurophysiology 91, 6, 2429- 2436

FLECKENSTEIN, J. L., CRUES, J. V., REIMERS, C.D. (1996):

Muscle Ultrasound, In: Muscle Imaging in Health and Disease.

Springer Verlag Berlin, 13- 20

FLIEGER, J. KARACHALIOS, T., KHALID, L., RAPTOU P., LYRITIS, G. (1998):

Mechanical stimulation in the form of vibration prevents postmenopausal bone loss in ovariectomized rats.

Calcif Tissue Int. 63, 510-514

GALLASCH, E. (1996):

Instrumentation for Assessment of Tremor, Skin Vibration, and Cardiovascular Variables in MIR Space Missions.

Institute of Electrical and Electronics IEEE Transactions on Biomedical Engineering 43 328-332

GAMMAITONI, L., HÄNGGI, P., JUNG, P., MARCHESONI, F. (1998):

Stochastic Resonance.

Rev. Mod. Physics 1, 224- 287

GERHARDS, H. (2004):

Komplikationen intravenöser Injektionen und Infusionen beim Pferd.

Praktischer Tierarzt 85, 5, 336-343

GÓMEZ- PINILLA, F., YING, Z., ROY, R. R., MOLTENI, R., EDGERTON, V. R. (2002):

Voluntary Exercise Inuces a BDNF- Mediated Mechanism that promots Neuroplasticity.

J. Neurophysiol. 88, 2187-2195

GRAY, P. (1997):

Die Lahmheiten des Pferdes.

Kosmos- Verlag, Stuttgart

GRIFFIN, M. J. (1996):

Handbook of human vibration.

Academic Press, San Diego

GUNDEL, M, SCHMUCKER,N, BUDDE, K, ROTZ von, A, SCHATZMANN, U, MEIER, H., P. (1998):

Die sonographische Untersuchung am Rücken des Pferdes: Grundlagen und Untersuchungstechniken an ausgewählten Strukturen des Pferderückens.

Pferdheilkunde 14, 322-332

- HAAS, C., KAISER, I., MARKWITZ, S., KABOTH, H., SCHMIDTBLEICHER, D. (2001):
Strukturanalyse rhythmischer Bewegungsabläufe des alpinen Skilaufs.
Bewegung, Bewusstsein, Lernen, Beiträge der dvs Sektionssitzung Sportmotorik vom
25. – 27.1.2001, Gießen
- HAAS, C. T., TURBANSKI, S., KAISER, I., SCHMIDTBLEICHER, D. (2004):
Biomechanische und physiologische Effekte mechanischer Schwingungsreize beim
Menschen.
Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, Jahrgang 55, 2, 34-61
- HAAS, C. T., HOCHSPRUNG, A., TURBANSKI, S., SANTAROSSA, C.,
SCHMIDTBLEICHER, D. (2005 a):
Neurohabilitation via mechanischer Schwingungsreize.
Publikation Nr. XI zum DMGP Kongress 2005
- HAAS, C. T., TURBANSKI, S., SCHWED, M., SCHMIDTBLEICHER, D. (2005 b):
Neuronale Korrelate apparativ gestützter Trainingsformen.
Sporttechnologie zwischen Theorie und Praxis, Witte, K., Edelman- Nusser, J., Sabo,
A., Moritz, E.F. (Hrsg.):. Aachen: Shaker; 37- 48
- HAAS, C. T., TURBANSKI, S., MARKITZ, S., KAISER; I., SCHMIDTBLEICHER (2006):
Stochastische Resonanz in der Therapie von Bewegungsstörungen.
Bewegungstherapie und Gesundheitssport 22, 58- 61
- HERBERT, M. E., ROY, R. R., EDGERTON, V. R. (1988):
Influence of one- week hindlimb suspension and intermittent high load exercise on rat muscles.
Exp. Neurol. 102, 190- 198
- HEUSCHMANN, G. (2008):
Finger in der Wunde.
Wu Wie Verlag, Schondorf, 2. Auflage

HILDEBRAND, M., GOSLOW, G. E. (2004):

Vergleichende und funktionelle Anatomie der Wirbeltiere.

Springer Verlag

HOPER, J., FUNK, R. H. W. (1994):

A Combination of Microendoscopy and Spectrophotometry Allowing Real-Time Analysis of Microcirculatory Parameters During in Vivo Observations.

Physiol. Meas. 15, 333-337

IVANENKO, Y. P., TALIS, V. L., KAZENNIKOV, O. V. (1999)

Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans.

Eur. J. Neurose. 11, 2, 647- 654

JÄGER, A., (2005):

Qualitätssicherung in der Kur- und Rehamedizin bei muskuloskelettalen Beschwerden des Rückens Vergleichende Studie über die tiefenwirksame, rhythmische Mikroextensionstechnik (Matrix-Rhythmus-Therapie).

Dissertation, Institut für Sportwissenschaft, Universität Hannover

JEFFCOTT, L. B. (1995):

The approach to the back of the horse.

In Orthopädie bei Huf- und Klautieren.

Stuttgart, Schattauer Verlagsgesellschaft mbH, 316-326

KARL, P. (2007):

Irrwege der modernen Dressur.

Cadmos-Verlag GmbH, Brunsbek

KERSCHAN- SCHINDL, K., GRAMPP, S., HENK, C., RESCH, H., PREISINGER, E.,
FIALKA- MOSER, V., IMHOF, H. (2001):

Whole- body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume.

Clin. Physiol. 21, 377- 382

KINSER, A. M., RAMSEY, M. W., O`BRYANT, H., AYRES, C. A., SANDS, W. A.,
STONE, M. H. (2008):

Vibration and stretching effects on flexibility and explosive strength in young gymnasts.
Med. & Science in Sports & Exercise 40, No. 1, 133-140

KRAFT, W., DÜRR, U. M. (1999):

Klinische Labordiagnostik in der Tiermedizin.
Verlag Schattauer, Stuttgart, New York

MARKWORTH, P. (2000):

Sportmedizin – Physiologische Grundlagen.
Rowohlt Verlag, Hamburg

MARQUIS, H. (1999)

Messvorrichtung zur Lahmheitsdiagnostik und Bewegungsanalyse bei Pferden.
Dissertation, Tierärztliche Fakultät, München

MESTER, J., KLEINÖDER, H., YUE, Z. (2006):

Vibration training: benefits and risks.
Journal of Biomechanics 39, 1056- 1065

MONTELEONE, G.; DE LORENZO, A.; SGROI, M.; DE ANGELIS, S.; DI RENZO, L.
(2007):

Contraindications for whole body vibration training: a case of nephrolithiasis.
The Journal of sports medicine and physical fitness, 47, (4), 443-445

MORAN, K., McNAMARA, B., LUO, J. (2007):

Effect of vibration training in maximal effort (70% 1 RM) dynamic biceps curls.
Med. Sci. Sports Exerc. 39, No. 3, 526-533

NORDLUND, M.M., THORSTENSSON, A. (2007):

Strength training effects of whole- body vibration.

Scand. J Med Sci Sports 17, 12-17

OTIS, J. S., ROY, R. R., EDGERTON, V. R., TALMADGE, R. J. (2004):

Adaptations in metabolic capacity of rat soleus after paralysis.

J. Appl Physiol. 96; 584- 596

PAERISCH, M. (2003):

Ecce caro musculorum - Die Steuerung und Regelung des Betriebs der Skelettmuskeln.

Schkeuditzer Buchverlag, Schkeuditz

PENZLIN, H. (2005):

Lehrbuch der Tierphysiologie.

7. Elsevier GmbH, Spektrum Akademischer Verlag, München

PETENYI, A. (2001):

Oszillation der quergestreiften Skelettmuskulatur während isometrischer Kontraktion - Abhängigkeit der Oszillationsqualität von der Größe der Kraftentwicklung, Alter, Krankheit, Trainingszustand und weiteren Individualfaktoren.

Dissertation an der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

POPPELE, R. E., QUICK, D. C. (1981):

Stretch- induced contraction of intrafusal muscle in cat muscle spindle.

J. Neurosci. 1, 1069- 1074

R DEVELOPMENT CORE TEAM (2006):

A language and environment for statistical computing.

R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0, URL

<http://www.R-project.org>

- RANDOLL, U. G., ZÄNKER, K. S., OGILVIE, A., DEHMLOW, R., OLBRICH, K. (1992):
Ultrastrukturelle zelluläre Membranprozesse on-line im Vitalmikroskop.
Deutsche Zeitschrift für Onkologie 24, 120–126
- RANDOLL, U. G., DEHMLOW, R., REGLING, G., OLBRICH, K. (1994):
Ultrastruktur-tomographische Darstellung lebender Zellen und ihre Beeinflussung durch
nicht-thermische physikalische Felder.
Deutsche Zeitschrift für Onkologie 26, 7-11
- RANDOLL, U.G. (2001):
Zurück zur Eigenfrequenz.
Zeitschrift für Umweltmedizin, Heft 2, 111
- RANDOLL, U. G., FUNK, R. H .W. (2004):
Rückenschmerz aus dem Blickwinkel neuer Physik und Zellbiologie sowie Behandlung
mit der Matrix–Rhythmus-Therapie.
Die Säule 2, 62–67
- RANDOLL, U. G., HENNIG, F. F. (2004):
Kohärente Rhythmen und ihre Anwendung bei Sportverletzungen – Aktuelle
therapeutische Grundlagen aus neuer Physik und Zellbiologie.
Co'med – Das Fachmagazin für Complementär-Medizin 1, 46–50
- RANDOLL, U. G., HENNIG, F. F. (2005):
Matrix-Rhythmus-Therapie für Zeitstruktur und Prozesse.
GZM Praxis und Wissenschaft 1, 20–25
- RANDOLL, U. G., McCUTCHEON, R., HENNIG, F. F. (2006)
Matrix-Rhythmus-Therapie und der osteopathische Ansatz.
Osteopathische Medizin, Heft 1, 28- 34

RANNER, W. (1997):

Das "Rückenproblem" beim Pferd. Eigene Untersuchungen und kritische Betrachtungen.
Tiermedizinische Dissertation, LMU München

RANNER, W., GERHARDS, H. (2001):

Diagnostik bei Verdacht auf Rückenerkrankungen beim Pferd.
Pferdeheilkunde 17, 225-232

REEF, V. B. (1998):

Musculoskeletal ultrasonography, The back.
Equine Diagnostic Ultrasound. Reef V.B. Verlag W.B. Saunders, Philadelphia,
Pennsylvania

REISINGER, R., STANEK, C. (2005):

Sonographische Darstellbarkeit der Intervertebralgelenke an der Brust- und
Lendenwirbelsäule des Pferdes.
Pferdeheilkunde 21, 219-224

RIBOT- CISCAR, E. ROSSI-DURAND, C., ROLL, J. P. (1998):

Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man.
Neuroscience Letters 258, 147-150

RITTWEGER, J., BELLER, G. FELSENBURG, D. (2000):

Acute physiological effects of exhaustive whole- body vibration exercise in man.
Clinical Physiology 20, 2, 134- 142

ROELANTS, M., DELECLUSE, C., GORIS, M., VERSCHUEREN, S. (2004):

Effects of 24 Weeks of Whole Body Vibration Training on Body Composition and Muscle
Strength in Untrained Females.

Int. J. Sports Med. 25, 1-5, Georg Thieme Verlag, Stuttgart

ROHRACHER, H., INANGA, K. (1969):

Die Mikrovibration – Ihre biologische Funktion und ihre klinisch-diagnostische Bedeutung.

Verlag Hans Huber, Bern, 1969

ROTZ, von, A., FREY, R., FRIESS, A. E., SCHATZMANN, U., MEIER, H. (2002):

Die sonographische Untersuchung des Pferderückens.

Pferdeheilkunde 18, 155-161

ROY, R. R., BALDWIN, K. M., EDGERTON, V. R. (1991):

The plasticity of skeletal muscle: effects of neuromuscular activity.

Exerc. Sport Sci. Rev. 19; 269-312

RUBIN, C., TURNER, A.S., BAIN, S., MALLINCKRODT, C., McLEOD, K. (2001):

Anabolism: Low mechanical signals strengthen long bones.

Nature 412, 603-604

SCHMIDT, R., THEWS, G., LANG, F. (2000)

Physiologie des Menschen.

Springer Verlag, Berlin

SCHMIDTBLEICHER, D., HAAS, C. T., TURBANSKI, S. (2005):

Vibration Training in Rehabilitation.

Proceedings of the International Symposium on Biomechanics in Sports, 71- 79

SEIDEL, H. (1993):

Selected health risks caused by long- term whole body vibration.

American Journal of Industrial Medicine 23, 589- 604

SHINOHARA, M. (2005):

Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance.

Med. Sci. Sports Exerc. 37, No 12, 2120-2125

SILBERNAGL, S., DESPOPOULUS, A. (2001):

Taschenatlas der Physiologie, 5. Auflage.

Georg-Thieme-Verlag, Stuttgart, 58

STODULKA, R. (2006):

Medizinische Reitlehre, Trainingsbedingte Probleme verstehen, vermeiden, beheben.

Parey MVS Medizinverlage, Stuttgart

STODULKA, R. (2008):

Vom Reiten zur Reitkunst, Die klassische Reitlehre und die Biomechanik des Pferdes.

Parey MVS Medizinverlage, Stuttgart

STÜRM, R., NIGG, B., KOLLER E.A. (1980)

The impact of cardiac activity on triaxially recorded endogenous microvibrations of the body.

Eur. J. Appl. Physiol. 44, 83- 96

TAILLANDIER, D. AUROSSEAU, E. MEYNIAL- DENIS, D., BECHET, D., FERRARA, H.-P., ATTAIX, D. (1996):

Coordinate activation of lysosomal Ca²⁺- activated and ATP- ubiquitin- dependent proteinases in the unweighted rat soleus muscle.

Biochem. J. 316, 65-72

THOMASON D. B., BOOTH F. W. (1990):

Atrophy of the soleus muscle by hindlimb unweighting.

Jour. Appl. Physiol. 68, 1-12

TORVINEN, S., KANNUS, P., SIEVÄNEN, H., JÄRVINEN, T. A. H., PASANEN, M., KONTULAINEN, S., JÄRVINEN, T. L. N., JÄRVINEN, M., OJA, P., VUORI, I. (2002):

Effect of four- month vertical whole body vibration on performance and balance.

Med. Sci. Sports Exerc. , Vol. 34, No. 9, 1523- 1528

TORVINEN, S. KANNUS, P., SIEVÄNEN, H., JÄRVINEN, T. A. H., PASANEN, M., KONTULAINEN, S., NENONEN, A., JÄRVINEN, T. L. N., PAAKKALA, T., JÄRVINEN, M., VUORI, I. (2003):

Effect of 8- month vertical whole- body vibration on bone, muscle, performance and body balance: A randomized controlled study.

Journal of Bone and Mineral Research 18, No. 5, 876-884

TOUGAARD, J. (2002):

Signal detection theory, detectability and stochastic resonance effects.

Biol. Cybern. 87: 79-90

TURNER, C. H., ROBLING, A. G. (2004)

Exercise as an anabolic stimulus for bone.

Current Pharmaceutical Design 10: 2629-2641

VERSCHUEREN, S. M. P., SWINNEN, S. P., DESLOOVERE, K., DUYSSENS. J. (2003)

Vibration- induced changes in EMG during Human locomotion.

J. Neurophysiol. 89, 1299- 1307

WAKELING, J. M., NIGG, B. M. (2001):

Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity.

J. Appl. Physiol. 90, 412-420

WARD, L. W., NEIMAN, A., MOSS, F. (2002):

Stochastic resonance in psychophysics and in animal behavior.

Biol. Cybern. 87, 91- 101

WISSDORF, H., GERHARDS, H., HUSKAMP, B., DEEGEN, E. (2002):

Praxisorientierte Anatomie und Propädeutik des Pferdes. 2. Auflage.

Verlag M. & H. Schaper Alfeld, Hannover, 400

YAMADA, E., KUSAKA, T., MIYAMOTO, K., TANAKA, S., MORITA, S., TANAKA, S., SHINTAROU, T., MORI, S., NORIMATSU, H., ITOH, S. (2005):

Vastus lateralis oxygenation and blood volume measured by near- infrared spectroscopy during whole body vibration.

Clin. Physiol. Funct. Imaging 25, 203- 205

YASUDA, T., IZUMIZAKI, M., ISHIHARA, Y., SEKIHARA, C. , ATSUMI, T., HOMMA, I. (2006):

Effect of quadriceps contraction on upper limb position sense errors in humans.

Eurp. Journal Appl. Physiol. 96, 511- 516

YUE, Z., MESTER, J. A. (2002):

A model analysis of internal loads, energetics and effects of wobbling mass during the whole- body vibration.

J. Biomech 35, 639-647

Internetreferenz

Anonym Internet 2009 - Wikipedia Die freie Enzyklopädie,

<http://de.wikipedia.org/wiki/Chronobiologie>

Anonym Internet 2008, modifiziert nach Wikipedia - aus Grays Anatomie,

<http://de.wikipedia.org/wiki/Golgi-Sehnenorgan>

Tabelle 9.1: Ultraschallmessungen der Versuchs- und Kontrollgruppe

Pferd		Versuchsgruppe																							
		L1				L2				L3				R1				R2				R3			
		Tag 1	Tag 4	Tag 8	Tag 1	Tag 1	Tag 4	Tag 8	Tag 1	Tag 1	Tag 4	Tag 8	Tag 1	Tag 1	Tag 4	Tag 8	Tag 1	Tag 1	Tag 4	Tag 8	Tag 1	Tag 1	Tag 4	Tag 8	Tag 1
1	64,35	62,47	65,38	69,7	68,6	68,8	79,44	72,58	73,87	67,62	67,33	72,28	68	68,5	68,3	64,53	64,53	77,95	78,42						
2	57,18	60,61	65,85	65,99	63,01	65,95	70,44	77,9	76,29	62,81	59,56	66,13	67,4	60,63	65,99	76,52	79,59	80,65	82,89						
3	71,17	69,99	73,57	72,41	72,82	70,32	81,5	76,95	82,69	74,12	72,83	75,36	70,09	75,87	69,3	84,45	84,86	82,89	93,21						
4	63,97	63,28	60,17	72,9	72,69	68,31	95,49	85,33	87,07	57,78	58,29	58,95	70,92	69,18	67,06	93,75	92,21	93,21	88,84						
5	76,72	69,7	69,7	73,28	63,96	68,26	85,38	81,32	89,07	68,9	69,28	69,61	65,24	63,63	63,96	88,4	88,88	88,84	103,9						
6	82,24	76,89	78,43	85,87	83,16	80,09	107	104,1	103,1	78,96	78,58	76,88	85,26	85,55	83,26	110,5	106	103,9	87,33						
7	67,22	68,87	68,05	64,89	65,02	67,39	87,93	85,48	85,26	71,45	69,98	68,22	66,76	67,43	67,27	90,24	90,43	87,33	89,03						
8	74,25	73,97	73,63	69,06	67,34	64,96	84,62	83,88	84,87	70,55	70,93	70,21	69,18	70,48	69,65	90,21	92,59	89,03	81,16						
9	74,91	69,74	68,62	54,62	58,56	60,96	82,53	82,83	80,67	68,11	66,32	62,58	54,96	53,09	54,35	88,66	82,79	81,16	84,15						
10	62,36	61,14	61,71	66,2	65,59	64,5	82,1	81,77	82,32	56,05	55,99	57,26	67,21	62,14	62,57	84,35	81,47	84,15	93,73						
11	73,99	73,77	71,31	71,85	70,69	70,52	93,32	94,47	93,3	69,18	74,16	73,33	64,99	67,35	68,96	86,85	94,62	94,25	89,55						
12	71,01	75,15	74,4	71,1	69,92	71,22	96,75	92,14	91,09	76,96	77,72	74,52	74,07	74,53	73,04	96,97	92,86	94,25	89,55						
13	71,94	68,58	69,47	69,81	69,89	69,71	94,8	95,04	90,82	73,93	73,77	73,11	69,4	69,97	71,4	87,48	89,16	89,55	92,55						
14	68,07	69,44	69,48	75,76	69,18	69,89	79,78	81,76	82,2	69,68	68,46	69,92	70	68,14	70,15	87,56	89,88	92,55	102,4						
15	75,43	76,07	72,6	72,15	74,4	70,97	93,18	95,53	100,1	74,98	72,64	73,9	76,75	78,31	77,83	106,6	100,8	102,4	97,16						
16	81,18	80,78	80,42	70,58	69,82	72,59	98,2	96,84	99,03	82,62	83,58	80,2	78,33	73,49	72,45	98,89	89,76	97,16	103,8						
17	72,88	70,92	71,26	73,49	74,88	74,7	96,58	97,07	105,6	72,93	74,92	73,97	69,53	75,33	73,01	101,9	106,9	103,8	98,09						
18	78,86	78,92	75,85	69,89	69,72	71,91	94,5	94,93	96,64	77,68	77,97	78,05	60,77	70,13	69,64	97,62	97,89	98,09	75,64						
19	67,05	66,4	67,83	59,1	58,7	60,27	77,74	73,01	71,53	61,44	61,01	61,23	53,09	52,78	52,98	78,05	77,46	75,64	80,89						
20	69,94	70,13	68,24	65,16	65,1	64,02	88,89	87,9	84,36	72,4	70,83	70,53	61,99	63,08	64,58	84,66	85,04	80,89							

Pferd		Kontrollgruppe																							
		L1				L2				L3				R1				R2				R3			
		Tag 1	Tag 4	Tag 8	Tag 1	Tag 1	Tag 4	Tag 8	Tag 1	Tag 1	Tag 4	Tag 8	Tag 1	Tag 1	Tag 4	Tag 8	Tag 1	Tag 1	Tag 4	Tag 8	Tag 1	Tag 1	Tag 4	Tag 8	Tag 1
21	67,7	71,19	71,78	69,09	70,52	69,86	94,07	94,44	94,52	64,32	68,74	67,1	71,66	73,25	73,89	90,83	93	93,78							
22	74,65	74,37	74,64	74,64	75,59	75,27	98,56	95,51	94,77	75,22	72,8	72,06	77,02	77,61	72,08	97,92	98,66	97,6							
23	73,33	70,72	68,2	73,55	71,4	71,17	91,1	90,17	90,41	71,23	68,58	68,87	71,56	72,2	71,87	93,76	92,29	92,35							
24	71,83	70,52	68,3	71	71,2	70,86	94,11	96,42	95,3	71,09	72,42	71,8	69,35	69,13	69,27	95,01	94,53	95,9							
25	69,83	67,4	65,37	62,74	62,23	63,43	81,3	84,93	83,88	72,97	69,47	69,2	75,24	68,91	66,55	78,68	82,59	85,01							
26	72,1	71,22	71,03	70,12	69,67	68,93	94,91	93,95	92,86	72	71,64	71,6	73,25	73,94	72,81	93,19	93,31	92,4							
27	64,48	64,05	64,91	70,1	70,2	73,09	105,2	105,1	103,9	61,91	63,34	62,88	66,98	66,92	68,81	102,1	101,6	101,8							
28	60,14	60,74	59,76	56,1	57,18	56,81	80,08	80,14	79,52	54,33	54,16	56,01	58,71	59,97	59,77	80,64	81,03	80,57							
29	84,3	84,04	83,67	73,92	74,13	74,32	103,8	103,5	103,1	80,84	80,11	78,86	77,28	77,17	73,88	107,8	107,4	106,3							
30	63,64	64,03	62,77	69,15	68,71	67,93	102,5	101,7	100,6	61,81	63,14	63,89	66,85	67,02	67,23	105,5	102	101,8							

Tabelle 9.2: Schrittweiten

Tag 1 vor GKS	Tag 1 nach GKS	Tag 2 vor GKS	Tag 2 nach GKS
1,879	1,919	1,928	1,964
2,11	2,101	2,122	2,124
2,068	2,074	1,98	2,02
1,885	1,922	1,939	1,984
1,966	1,962	1,96	1,949
1,838	1,847	1,827	1,802
1,919	1,906	1,899	1,852
1,967	1,982	1,993	1,993
2,093	2,005	1,973	2
1,957	2,002	1,944	1,987
1,968	1,972	1,957	1,968

Tabelle 9.3: Auftrittsgeschwindigkeiten

Tag 1 vor GKS	Tag 1 nach GKS	Tag 2 vor GKS	Tag 2 nach GKS
6,23	6,64	6,22	6,24
5,16	4,77	5,97	5,34
6,09	6,18	7,02	8,59
6,84	5,69	7,58	7,59
4,82	4,59	5,16	4,94
4,72	5,35	4,89	4,96
7	5,69	8,14	7,82
5,16	4,74	6,87	6,27
7,04	6,18	5,19	6,39
5,75	5,43	7,57	6,49

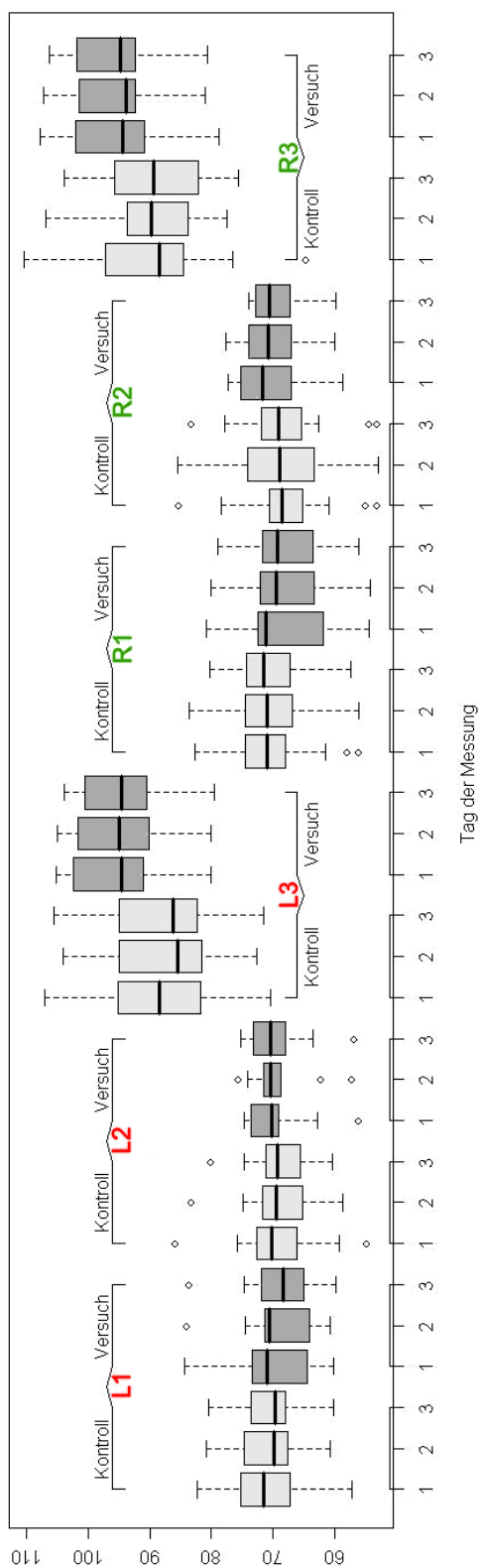


Abb. 9.1: Gesamtdarstellung Muskeldurchmesser (in Millimeter gemessen) der Versuchs- und Kontrollgruppe an den Messtagen (1, 4, 8)

Ein ganz herzlicher Dank geht an meinen Doktorvater Prof. Dr. H. Gerhards für die Überlassung dieses ansprechenden und sehr interessanten Themas sowie für sein Vertrauen und seine komplikationslose, freundliche Unterstützung bei der Entstehung und Korrektur dieser Arbeit und für die Unterstützung bei Entscheidungen meines bisherigen Werdegangs. Auch ein herzlicher Dank für die sehr prägende Lehrzeit während meines Studiums, die ich immer in sehr guter Erinnerung halten werde.

Bei der Firma marquis Tiermedizintechnik bedanke ich mich für die Bereitstellung des Ganzkörperschwingungsgerätes und der Unterstützung in der Durchführung dieser Arbeit. Herzlicher Dank an Herrn Dr. Marquis und Herrn Dr. Falaturi.

Ein außerordentlicher Dank gilt Herrn Dr. Thomas Möllmann und Frau Dr. Franzi Möllmann für deren Verständnis, deren Unterstützung und Motivation, den schriftlichen Teil dieser Dissertation neben der Arbeit als Assistent fertig stellen zu können.

Für seine extreme Einsatzbereitschaft danke ich Konrad Schreiber, der mir hinsichtlich sämtlicher Fragen bezüglich der statistischen Auswertung jederzeit tatkräftig zur Seite stand.

Bedanken möchte ich mich auch ganz herzlich bei den Mitarbeitern der Klinik für Pferde der Ludwig-Maximilians-Universität München für deren Unterstützung und eine wunderschöne Doktorandenzeit.

Ein ganz lieber Dank gilt auch meinen Doktorandenkollegen und Freunden Jane-Caroline Eichel, Sabine Florence Donnadieu, Freya Drießen und Lenka Bartsch für die sehr kollegiale Zusammenarbeit und die wundervolle Zeit mit ihnen.

Ein ganz besonderer Dank gilt meinen Freunden Dr. Semih Ersoy, Dr. Lidia Kowalczyk, Dres. Nina und Patrick Rountree, Dr. Stefanie Schilffarth, Dr. Stefan Gesell, Gerhard Gattenmeyer, Renate Huber und Rita Cornmark.

Sonja, Jonas, meinem Bruder Bernd und meinen Freunden, denen ich während meines Studiums und dieser Arbeit nur sehr wenig Zeit widmen konnte, danke ich für ihr großes Verständnis und ihre immerwährende Unterstützung.

Die Dankesschuld an meine Eltern, Waltraud und Ludwig Kirchdorfer ist hingegen nicht in Worte zu fassen.

Ein ganz besonderer Dank auch meinen Pferden Trixi, Wick, Mathilde, Angie, Moni, Wellington, Rocky, Chevy und Gameboy für die vielen wunderschönen und lehrreichen Stunden.