

Aus der Neurologischen Universitätsklinik Abteilung Neurologie und
Neurophysiologie der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau

**Auswirkung von Ganzkörpervibrationstraining auf
Kniegelenkstabilität und spinale Reflexe**

INAUGURALDISSERTATION

zur

Erlangung des Medizinischen Doktorgrades

der Albert-Ludwigs-Universität

Freiburg im Breisgau

vorgelegt 2009 von

Bettina Kofler

geboren in Bozen, Italien

Dekan:	Prof. Dr. Christoph Peters
1. Gutachter:	Prof. Dr. Michael Faist
2. Gutachter:	Prof. Dr. Albert Gollhofer
Jahr der Promotion:	2009

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	- 1 -
1.1	Anatomie des Kniegelenkes	- 2 -
1.2	Mechanorezeptoren im Kniegelenk	- 2 -
1.3	Die Muskelspindel	- 3 -
1.4	Reflexe	- 4 -
1.4.1	Muskeigenreflex	- 4 -
1.4.2	SLR und MLR	- 4 -
1.4.3	H-Reflex	- 4 -
1.5	Ganzkörpervibration	- 5 -
1.5.1	Vibrationsplatte (Power Plate®)	- 5 -
1.5.2	Wirkung von Vibration	- 6 -
1.6	Ziele der Studie	- 6 -
2	Methodik	- 7 -
2.1	Studiendesign	- 7 -
2.2	Probandenkollektiv	- 7 -
2.3	Untersuchung der funktionellen Kniestabilität	- 8 -
2.3.1	Allgemeines	- 8 -
2.3.2	Versuchsaufbau am Kniearthrometer	- 8 -
2.3.3	Präparation der Dehnungsreflexmessung	- 9 -
2.3.4	Messsystem	- 10 -
2.3.5	Datenanalyse	- 11 -
2.4	H- Reflex	- 12 -
2.4.1	Prinzip der Methode	- 12 -
2.4.2	Allgemeines zur Messung der H-Reflexe	- 13 -
2.4.3	Präparation	- 14 -
2.4.4	Positionierung der Reizelektroden	- 14 -
2.4.5	Messtechnik	- 15 -
2.5	Die Power Plate	- 16 -
2.5.1	Funktionsweise der PowerPlate ®	- 16 -
2.6	Statistik	- 17 -
3	Ergebnisse	- 18 -
3.1	Ergebnisse der Kniegelenksarthrometrie	- 18 -

3.1.1	Ergebnisse der Translationsmessung	- 18 -
3.1.2	Auswertung der Dehnungsreflexe	- 19 -
3.2	Auswertung der Reflexmessung	- 23 -
3.2.1	Die Ergebnisse der Reflexmessung am M. soleus	- 23 -
3.2.2	Die Ergebnisse am M. quadriceps	- 25 -
3.2.3	Die Ergebnisse der Messung nach einer Minute Vibration	- 25 -
4	Diskussion	- 28 -
4.1	Kurzfristige Effekte des Ganzkörpervibrationstrainings	- 28 -
4.2	Die Ursachen der langfristigen Stabilisierung der Kniegelenke	- 32 -
4.3	Zentrale Regulation der Gamma-Motoneuronen	- 34 -
4.4	Abschluss und Ausblick	- 35 -
5	Zusammenfassung	- 36 -
6	Literaturverzeichnis	- 37 -

1 Einleitung

Kniegelenksverletzungen, darunter vor allem Verletzungen des vorderen Kreuzbandes, zählen zu den häufigsten Verletzungen im Breiten- und Profisport. Allein in den USA werden jährlich ca. 75.000 Verletzungen des vorderen Kreuzbandes gemeldet (Petersen et al. 2005). Auch nach optimaler Versorgung kommt es bei Verletzungen des komplex aufgebauten Kniegelenkes oft zu einer residuellen funktionellen Instabilität. Daraus können Folgeschäden wie Knorpel- und Meniskusläsionen und degenerative Veränderungen resultieren. Aus diesen und aus daraus folgenden gesundheitsökonomischen Überlegungen ist der Schluss zu ziehen, dass auf die Prävention von Kniegelenksverletzungen ein besonderes Augenmerk gerichtet werden soll.

Dienlich zur Verhinderung einer Schädigung des Kniegelenks sind die Stärkung der periartikulären Muskulatur und die Verbesserung der neuromuskulären Kontrolle. Unter „neuromuskulärer Kontrolle“ versteht man die unwillkürliche Aktivierung dynamischer Stabilisatoren eines Gelenkes auf mechanische Stimuli (Petersen et al. 2005). Dabei involviert sind neben der ausführenden Muskulatur auch intra- und periartikuläre Rezeptoren und neuronale Reflexmechanismen.

Eine relativ neue Möglichkeit für das Training der das Kniegelenk umgebenden Muskeln ist die Ganzkörpervibration. Dabei werden mechanisch erzeugte Schwingungen von einer Plattform auf den sich darauf befindlichen Menschen übertragen. Diese für Astronauten entwickelte Trainingsform hält zunehmend Einzug in den Fitness- und Rehabilitationsbereich. Laut Hersteller soll es, neben positiven Auswirkungen auf Balance, Durchblutung und Knochendichte, eine Zunahme der Muskelkraft und eine Verbesserung der Reflexe zur Folge haben (<http://de.powerplate.com/DE/benefits/fitness/fitness.aspx> ; <http://www.wolfsgym.ch/powerplate.html>).

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist, die Wirkung eines vierwöchigen Ganzkörpervibrationstrainings auf die Kniegelenkstabilität zu untersuchen und eine Differenzierung des Wirkortes vorzunehmen.

1.1 Anatomie des Kniegelenkes

Im Kniegelenk artikulieren Femur, Patella und Tibia miteinander, wobei zwischen Femur und Tibia die Menisken die kraftaufnehmende Fläche vergrößern und den Druck verteilen. Das Femoropatellargelenk dient hauptsächlich zur Verstärkung des Hebelarmes des M. quadriceps femoris. Flexions- und Extensions- sowie Rotationsbewegungen sind im Kniegelenk möglich. Gesichert werden die Bewegungen sowohl ligamentär als auch muskulär. Das extendierte Gelenk wird durch die Seitenbänder und den M. quadriceps gesichert, während bei Flexion zunehmend die Kreuzbänder die Stabilisierung übernehmen, im Zusammenspiel mit der ischiokruralen Muskulatur. Zu dieser, auch Hamstrings genannten, Muskelgruppe zählen unter anderen der M. semitendinosus, der M. semimembranosus und der M. biceps femoris (Benninghoff und Drenckhahn, 2003; Petersen et al. 2005).

1.2 Mechanorezeptoren im Kniegelenk

Informationen über die Stellung und - eventuell gefährdende - Bewegungen des Gelenkes liefern Mechanorezeptoren, die am Knie sowohl peri- als auch intraartikulär vorkommen. Allein im vorderen Kreuzband (VKB) wurden 17 Mechanorezeptoren nachgewiesen (Krauspe et al. 1995). Am häufigsten wurden dabei Ruffini-Körperchen gefunden. Diese nach ihrem Erstbeschreiber benannten Dehnungssensoren zählen laut der Einteilung von Freeman und Wyke (Freeman und Wyke 1967) zum Typ I der Mechanorezeptoren. Daneben fanden sich, zusätzlich zu den hauptsächlich als Schmerzsensoren fungierenden freien Nervenendigungen (Typ IV nach Freeman und Wyke), auch Vater-Pacini-Lamellenkörperchen. Sie entsprechen dem Typ II nach Freeman und Wyke und gelten als Sensoren für Vibration (Hogervorst und Brand 1998).

Von diesen Rezeptoren ziehen Gruppe II (A β -) Afferenzen zum Rückenmark (Schmidt und Thews 1997; Hogervorst und Brand 1998; Hees und Sinowatz 2000). Dort bilden sie synaptische Verbindungen zu Inter- und Motoneuronen, die sich über zwei bis drei Ebenen des Rückenmarkes erstrecken, sodass alle Muskeln, die um das Knie liegen, erreicht werden (Solomonow und Krogsgaard 2001). Afferent

verbunden sind die Mechanorezeptoren ebenfalls mit dem gamma-Motoneuronen-System, das die Muskulatur über die Muskelspindeln beeinflusst.

1.3 Die Muskelspindel

Die Muskelspindel ist ein parallel zur Muskulatur geschalteter Sensor für Dehnung, der auch auf Vibration reagiert. Sehr feine, so genannte „intrafusale“, Muskelfasern sind sowohl afferent als auch efferent mit dem Rückenmark verbunden. Bei diesen Muskelfasern kann man zwei Typen unterscheiden: die statisch reagierenden Kernkettenfasern und die eher dynamisch reagierenden Kernsackfasern. Um den mittleren Teil beider Muskelfasertypen schlingen sich die Endigungen der Ia-Afferenzen, die primären Muskelspindelafferenzen. Die sekundären Muskelspindelafferenzen, die II-Fasern, hingegen stehen nur mit den Kernkettenfasern in Kontakt. An den Polen der Muskelfasern befindet sich die efferente gamma-Innervation, die die Empfindlichkeit der Muskelspindel reguliert (Schmidt und Thews 1997).

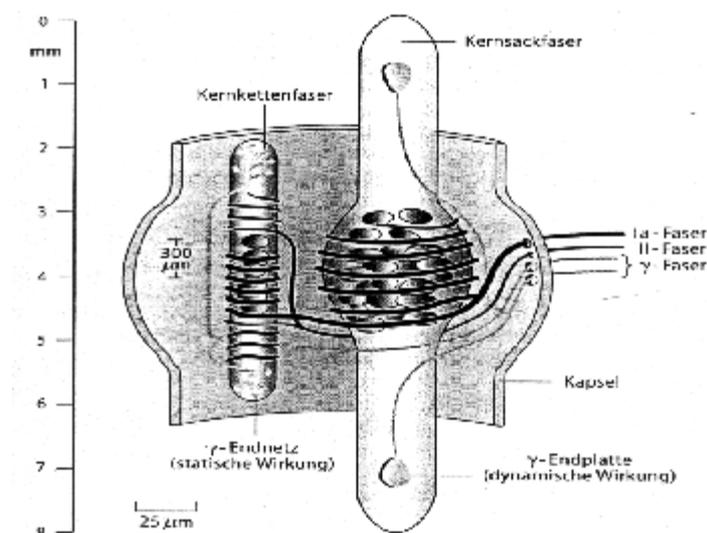


Abbildung 1-1: Schematischer Aufbau einer Muskelspindel: zu den Polen der intrakapsulären Kernsack- und Kernkettenfasern ziehen efferente gamma- Fasern, die an diesen kontraktile Teile der Muskelspindeln deren Empfindlichkeit regulieren. Vom zentralen, nicht- kontraktile, Teil der Fasern gehen Ia- bzw. II- Afferenzen weg, wobei die II- Fasern ausschließlich mit den Kernkettenfasern in Kontakt stehen. (modifiziert nach Schmidt und Thews 1997, Seite 99)

1.4 Reflexe

1.4.1 Muskeleigenreflex

Die Muskelspindel ist der Sensor für den Dehnungsreflex. Eine Dehnung des Muskels führt zu einer Depolarisation der Ia-Afferenzen, die die Erregung zum Rückenmark leiten und dort monosynaptisch auf die alpha-Motoneuronen des entsprechenden Muskels übertragen, der sich in der Folge kontrahiert. Diesen Ablauf bezeichnet man als Muskeleigenreflex. Seine Funktion besteht hauptsächlich in der Regulation der Muskellänge. Parallel zur reflektorischen Kontraktion des Muskels kommt es zu einer über inhibitorische Ia-Interneurone vermittelten Entspannung von dessen Antagonisten. Um die Funktion des Reflexes unabhängig von der jeweiligen Muskellänge zu gewährleisten, wird die Empfindlichkeit der Muskelspindel von zentral über die γ - (gamma) Motoneuronen reguliert. (Schmidt und Thews 1997)

1.4.2 SLR und MLR

Beim Muskeldehnungsreflex kann man eine schnellere von einer langsameren Reflexkomponente unterscheiden. Erstere wird als short latency response (SLR) bezeichnet und wird mit größter Wahrscheinlichkeit durch die primären Muskelspindeln generiert und über Ia-Fasern vermittelt. Die langsamere medium latency response (MLR) wird wahrscheinlich über Typ-II-Afferenzen vermittelt und entstammt der sekundären Muskelspindel (Schieppati und Nardone 1997; Grey et al. 2001). Einige Studien beschäftigten sich mit einem möglichen direkten Reflexbogen zwischen dem vorderen Kreuzband und der Muskulatur des Oberschenkels, die neben der Integration der propriozeptiven Afferenzen im Zusammenhang mit den gamma-Motoneuronen und den Muskelspindeln zur Stabilisierung des Kniegelenkes beitragen (Friemert et al. 2005, Johansson et al. 1991).

1.4.3 H-Reflex

Zur Quantifizierung der Funktion des alpha-Motoneurons kann eine reflektorische Muskelkontraktion, wie beim Dehnungsreflex, auch durch elektrische Stimulation des entsprechenden Nerven verursacht werden. Dabei wird die Muskelspindel umgangen. Als Folge der direkten Aktivierung von motorischen Fasern kommt es dabei zu einer Reizantwort mit kurzer Latenz (ca. 5 ms), die als direkte

Muskelantwort M-Antwort genannt wird. Zum zweiten kommt es durch die elektrische Stimulation der Ia-Fasern zu einer Reflexaktivierung. Diese eigentliche Reflexantwort hat eine niedrigere Reizschwelle als die motorischen Fasern, sodass sie auch unabhängig von ihr erzeugt werden kann. Nach dem Erstbeschreiber der Eigenreflexe wurde sie Hoffmann- oder H- Reflex genannt. (Magladery und Mc 1950). Der Quotient aus der maximalen Amplitude des H-Reflexes und jener der M-Antwort wird als H/M-Ratio bezeichnet. Dieses Verhältnis beschreibt die Anzahl der gesamten Motoneuronen (M-Antwort) gegenüber denen, die sich über die Ia-Afferenzen erregen lassen, und dient somit als Maß für die Erregbarkeit des Motoneuronenpools.

1.5 Ganzkörpervibration

Zur Erzeugung der Ganzkörpervibration dienen Vibrationsplatten, die mechanische periodische Schwingungen generieren und auf den menschlichen Körper übertragen. Die Frequenz bezeichnet dabei die Wiederholungsrate der Schwingungen, während die Amplitude das Ausmaß der Schwingung zwischen den maximalen Auslenkpunkten bezeichnet. Die Vibrationsplatten arbeiten mit Amplituden zwischen 1 und 10 mm und Frequenzen zwischen 15 und 60 Hz (Cardinale und Wakeling 2005).

1.5.1 Vibrationsplatte (Power Plate®)

Die Power Plate® (Hersteller: Power Plate International Limited) ist ein Fitnessgerät, das im Jahre 2001 in Deutschland eingeführt wurde und sowohl von Freizeit- und Profisportlern als auch von Patienten mit neurologischen oder orthopädischen Erkrankungen genutzt wird. Laut Hersteller soll die Wirkung durch das Erzeugen von reflexiven Muskelkontraktionen sowie die Beschleunigung der Körpermasse erzielt werden (http://de.powerplate.com/DE/technology/how_does_it_work.aspx; <http://www.wolfsgym.ch/powerplate.html>).

1.5.2 Wirkung von Vibration

Die Wirkung von Vibration wurde bereits in vielerlei Hinsicht und in vielen Studien untersucht. Neben arbeitsmedizinischen Untersuchungen, die durch mechanische Schwingungen verursachte Schädigungen im Auge haben, wurden vor sportmedizinischem, neurologischem und physiologischem Hintergrund die Auswirkungen auf Muskulatur und Nervensystem erforscht. In Bezug auf eine Verbesserung der Kniegelenkstabilität ist zu erwähnen, dass gezeigt wurde, dass Ganzkörpervibration positive Wirkung auf die Kniestreckermuskulatur hat (Torvinen et al. 2002b, 2002a; Delecluse et al. 2003; Russo et al. 2003; Verschueren et al. 2003; Abercromby et al. 2007 und Hazell et al. 2007). Hinweise auf eine verbesserte neuromuskuläre Kontrolle ergeben sich durch Untersuchungen an Schlaganfallpatienten, die durch Ganzkörpervibrationstraining ihre propriozeptive Haltungskontrolle verbesserten (van Nes et al. 2004). An Parkinson erkrankte Personen konnten ihre Standstabilität erhöhen (Turbanski et al. 2005; Rees et al. 2008b).

1.6 Ziele der Studie

In dieser Studie wurde an gesunden Probanden untersucht, welche Auswirkungen ein vierwöchiges Ganzkörpervibrationstraining auf die Kniegelenkstabilität und die Muskeleigenreflexe hat. Dies geschah zum einen durch die Messung der postero-anterioren Verschieblichkeit der Tibia und zum anderen mittels Messung der Dehnungs- und H-Reflexe.

Fragen hierbei waren:

1. Erhöht ein Vibrationstraining die Kniegelenksstabilität?
2. Kommt es hierbei zu Veränderungen der neuronalen Kontrolle?
3. Wenn ja, liegen die Veränderungen auf spinaler Ebene oder peripher in der Muskelspindel?

2 Methodik

2.1 Studiendesign

In einer prospektiven longitudinalen Studie untersuchten wir an 13 Probanden den Effekt eines vierwöchigen Trainings mit einer PowerPlate® - Vibrationsplatte.

Als Untersuchungsparameter wurden die H/M-Ratio am M. soleus und am M. quadriceps femoris als Maß für die Erregbarkeit der alpha-Motoneuronen und die posterior-anteriore Verschieblichkeit der Tibia, die Tibiatranslation, als Maß für die Kniegelenkssatibilität verwendet. Diese Werte wurden vor Beginn des Vibrationstrainings, nach zwei und nach vier Wochen Training erhoben. Der akute Effekt eines einzelnen Vibrationsreizes wurde direkt nach einer einminütigen Trainingseinheit gemessen. Für das Training stellten sich die Probanden dreimal pro Woche in 30 Grad Knieflexion auf die Vibrationsplatte und vibrierten bei 30 Hertz 3 mal 1 Minute lang, mit je einer Minute Pause dazwischen.

Alle Probanden gaben ihr schriftliches Einverständnis für die Studienteilnahme und die Messungen. Die Untersuchungen waren von der örtlichen Ethikkommission genehmigt worden.

2.2 Probandenkollektiv

Alle Probanden waren gesund und hatten insbesondere keine neurologischen oder orthopädischen Erkrankungen in der Vergangenheit. Die Probanden hatten einen Altersdurchschnitt von 25 Jahren ($\pm 2,1$ Jahre; Spanne von 20 bis 29 Jahre), eine durchschnittliche Größe von 176,1 cm ($\pm 8,8$ cm) und ein Durchschnittsgewicht von 69,5 kg ($\pm 9,3$ kg). Der Trainingszustand der Probanden war zwar heterogen, aber während der Studie konstant, da alle ihre üblichen sportlichen Aktivitäten während der Studie beibehielten. Von den anfangs 14 Probanden schied nach der ersten Woche einer wegen Unverträglichkeit von elektrischen Stromreizen aus, sodass wir 13 Personen über die ganzen vier Wochen verfolgen konnten. Davon waren 6 männlich und 7 weiblich.

Probandenkollektiv n=13 (7 w, 6 m)	Minimum- Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Alter (Jahre)	20 – 29	25	2,1
Größe (cm)	162 – 191	176,1	8,8
Körpergewicht (kg)	57 – 87	69,5	9,3

Tabelle 2-1: Anthropometrische Daten des Probandenkollektivs

2.3 Untersuchung der funktionellen Kniestabilität

Zur Untersuchung der funktionellen Kniegelenksstabilität lösten wir eine posterior-anteriore Tibiatranslation im Kniearthrometer aus. Gleichzeitig registrierten wir die Aktivität der Oberschenkelmuskulatur mittels Elektromyographie.

2.3.1 Allgemeines

Die Messung wurde immer am rechten Bein des Probanden durchgeführt. Dabei stellten sich die Probanden mit etwas über hüftbreit geöffneten Beinen in einer Kniebeuge von ca. 30° auf. Das Körpergewicht sollte gleichmäßig auf beide Beine verteilt sein. Die Arme wurden in die Hüften gestützt. Dies entsprach der Trainingsposition auf der Vibrationsplatte.

2.3.2 Versuchsaufbau am Kniearthrometer

Das Kniearthrometer besteht aus einer ca. 1,90 m hohen pfeilerartigen Konstruktion aus Aluminium, dem so genannten Fallturm, und aus einer Messapparatur, die am Unterschenkel des Probanden angebracht wurde.

Zuerst befestigten wir mithilfe eines Trägergestells zwei Linearpotentiometer (Messgenauigkeit <0,001 mm, Linearität $\pm 0,7\%$, Typ CLR 13-50, Megatron, Putzbrunn, Deutschland) dergestalt am Unterschenkel des Probanden, dass bei 30° Knieflexion der untere Potentiometer der Tuberositas tibiae auflag und der obere dem distalen Teil der Patella. Durch Federn war ein kontinuierlicher Anpressdruck gewährleistet. Da die Patella schon bei leichter Knieflexion dem Femur anliegt, kann

mittels des oberen Potentiometers eine eventuelle Translation des Femurs festgestellt werden. Der untere Potentiometer hingegen registriert den von der Tibia sagittal zurückgelegten Weg, relativ zum Trägergestell. Die tatsächlich von der Tibia zurückgelegte Wegstrecke berechnet sich durch die elektronische Subtraktion der Femurstrecke und der Tibiastrecke und ist somit nicht abhängig von der exakten Position des Kraftaufnehmers. Das ist von Vorteil, da durch den Zug am Kraftaufnehmer dieser sich auch bewegen kann. Der Kraftaufnehmer (Messbereich 0 – 5000 N, Sensitivität 3,42 – 3,36 pC/N, Linearität $\pm 0,2 - 0,3$ %; Kistler, Winterthur, Schweiz) wurde in einer durch das Trägergestell definierten Höhe mit breitem, nicht elastischem Klettband straff um den Unterschenkel und das Trägergestell befestigt. Er registrierte Dauer und Stärke der Kraft, die über das an ihm befestigte Zugseil auf den Unterschenkel übertragen wurde.

Das Zugseil war über verschiedene Rollensysteme umgelenkt, sodass das nicht am Kraftaufnehmer befestigte Ende des Seils frei in der Mitte des Fallturmes hing. An diesem befand sich ein scheibenförmiges Gewicht (2, 5 kg). Dieses konnte frei auf eine zuvor bestimmte Fallhöhe (0, 5 m) angehoben werden, und so beim Fall eine definierte und konstante Kraft erzeugen. Die bei unseren Untersuchungen verwendete Kraft betrug 325 N (± 25 N).

Zum Schutz gegen Abrieb und zur Markierung der Fallhöhe befand sich über dem letzten Meter des Seiles ein Aluminiumrohr, auf dem die Fallhöhe in Zentimetern aufgezeichnet war.

2.3.3 Präparation der Dehnungsreflexmessung

Die Ableitung des Elektromyogramms erfolgte an fünf Muskeln des Oberschenkels, am M.vastus lateralis, M. rectus femoris, M. vastus medialis, M. semitendinosus und am M. biceps femoris. Die Haut über den Muskelbäuchen der in Frage kommenden Muskeln und über der Patella wurde rasiert, mit Sandpapier leicht aufgeraut und mit Desinfektionsalkohol gereinigt. Anschließend wurden über jedem Muskel jeweils zwei selbstklebende bipolare Ableitelektroden (Interelektrodenabstand 2 cm, Blue Sensor, Medicotest A/s, Olstykke, Dänemark) in vertikaler Ausrichtung angebracht. Zusätzlich wurde eine Referenzelektrode über der medialen Patellakante aufgeklebt, die das Nullpotential definierte. Alle Elektroden waren mit Kontaktgel versehen, um einen möglichst geringen Widerstand zu erreichen.

2.3.4 Messsystem

Die Signale der Muskelaktivität wurden von den Ableitelektroden über einen Adapter, der mit einem Gurt um die Taille der Probanden befestigt war, an einen EISA Verstärker mit 16 Kanälen (Heinz Ressel, IfSS Freiburg, Eigenbau) geleitet. In diese Verstärkeranlage mündeten ebenfalls die Signale eines Subtrahierers, der die Tibiawegstrecke lieferte, und eines Ladungsverstärkers, der dem Kraftaufnehmer nachgeschaltet war. Von der Verstärkeranlage wurden alle Daten über eine A/D-Wandlerkarte (National Instruments®, Typ DAQ 700) an den Rechner übermittelt, wo sie mit dem Labview®-Programm IMAGO® mit einer Frequenz von 2000 Hz online aufgezeichnet und gespeichert wurden.

Zur Auswertung wurden sie in das Microsoft Programm EXCEL® überführt.

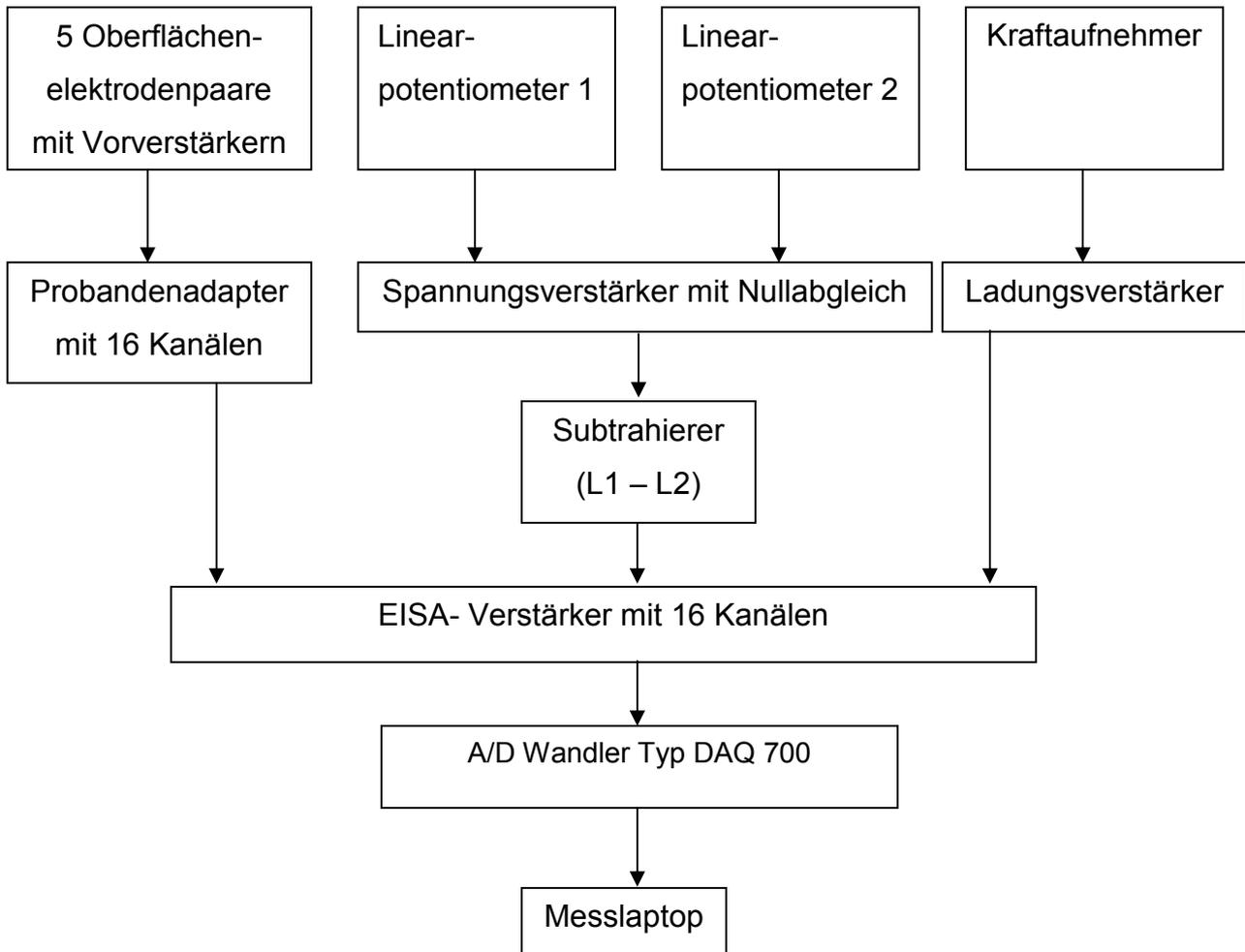


Abbildung 2-1: Übersicht über die Messanordnung; die Signale der Muskelaktivität wird von den Oberflächenelektroden zu einem Adapter geleitet, von dort zum EISA- Verstärker. In diesen münden auch die Signale der Linearpotentiometer, nachdem sie den Spannungsverstärker und den Subtrahierer durchlaufen haben, sowie der Input des Kraftaufnehmers, der zuvor jedoch den Ladungsverstärker passieren muss. Vom EISA- Verstärker aus werden alle Daten über eine A/D-Wandlerkarte an den Messrechner übermittelt.

2.3.5 Datenanalyse

Aus den aufgenommen Kurven bestimmten wir den Grundtonus des M. semitendinosus/ semimembranosus und des M. vastus lateralis in einem Zeitfenster von 50 ms vor Beginn der Tibiatranslation und die maximale Tibiatranslation aus deren Verlaufskurve. Anschließend wurden mittels zwei Kursorn auf dem Bildschirm das integrierte EMG (iEMG) und die Latenzen der Muskelantwort ermittelt. Das iEMG, definiert als Fläche unterhalb der EMG-Kurve, wurde im gleichgerichteten Signal bestimmt. Für eine interindividuelle Vergleichbarkeit wurde das iEMG nach dem Vibrationsprotokoll prozentual auf das iEMG der Kontrollbedingung genormt.

Die Latenz der ersten Reflexantwort wurde aus dem Zeitfenster zwischen dem Beginn der Tibiatranslation und der ersten signifikanten Muskelaktivität (5fache \pm SD des Ruhe-EMGs 100 ms vor dem Reiz) bestimmt. Aufgrund ihrer Latenz wurde sie als monosynaptische Antwort (short latency response, SLR, Grey et al. 2001) bewertet (Friemert et al 2005b). Nach dem Auswertalgorithmus von Friemert et al. (2005b) wurde die zweite Reflexantwort als polysynaptische Antwort (medium latency response, MLR, Grey et al. 2001) gedeutet. Mittels dieses Algorithmus kann man auch bei einer Überlagerung von SLR und MLR diese beiden verlässlich differenzieren. Dazu wurde die Zeit zwischen dem Beginn der ersten signifikanten Muskelaktivität und der ersten Amplitudenspitze bestimmt und mit dem von Friemert et al. (2005b) errechneten Faktor 3.28 multipliziert. Dies ergibt das Ende der SLR, das gleichbedeutend ist mit dem Beginn der MLR. Die Auswertfenster der zweiten Reflexantwort wurden aufgrund der zu erwartenden interindividuellen Unterschiede bezüglich ihrer Länge bei jedem Probanden auf 30 ms normiert.

2.4 H- Reflex

2.4.1 Prinzip der Methode

Um quantifizierbare Angaben über die Erregbarkeit der alpha-MN zu erhalten, verwendeten wir den nach Paul Hoffmann benannten H-Reflex. Dieser entspricht dem Muskelsehnenreflex, allerdings wird die Muskelspindel umgangen. Durch transdermal auf einen Nerv applizierten Reizstrom werden zuerst, bei geringer Reizintensität, selektiv die Ia-Spindelafferenzen erregt, da diese eine niedrigere Schwelle als die α - Motoneuronen besitzen. Die Amplitude des H-Reflexes wird als Funktion der Reizstärke anfangs stetig größer, bis sie ihr Maximum (Hmax) erreicht. Dann nimmt sie, auch bei zunehmender Reizintensität, wieder ab (siehe Abbildung 2-2).

Als Resultat der direkten Reizung des motorischen Nerven erscheint die sogenannte M-Welle. Die Amplitude der M-Welle wird mit zunehmender Reizintensität kontinuierlich größer, bis zu ihrem Sättigungswert (Mmax). Ab einer gewissen Reizstärke bleibt sie also konstant.

Die Latenz des H-Reflexes ergibt sich aus der Nervenleitgeschwindigkeit und der

Entfernung, die zurückgelegt werden muss und beträgt am Unterschenkel ca. 30 ms und am Oberschenkel ca. 15 ms (Palmieri et al. 2004).

Schematische Abbildung der Amplituden der H- und M- Antworten bei zunehmender Reizstärke

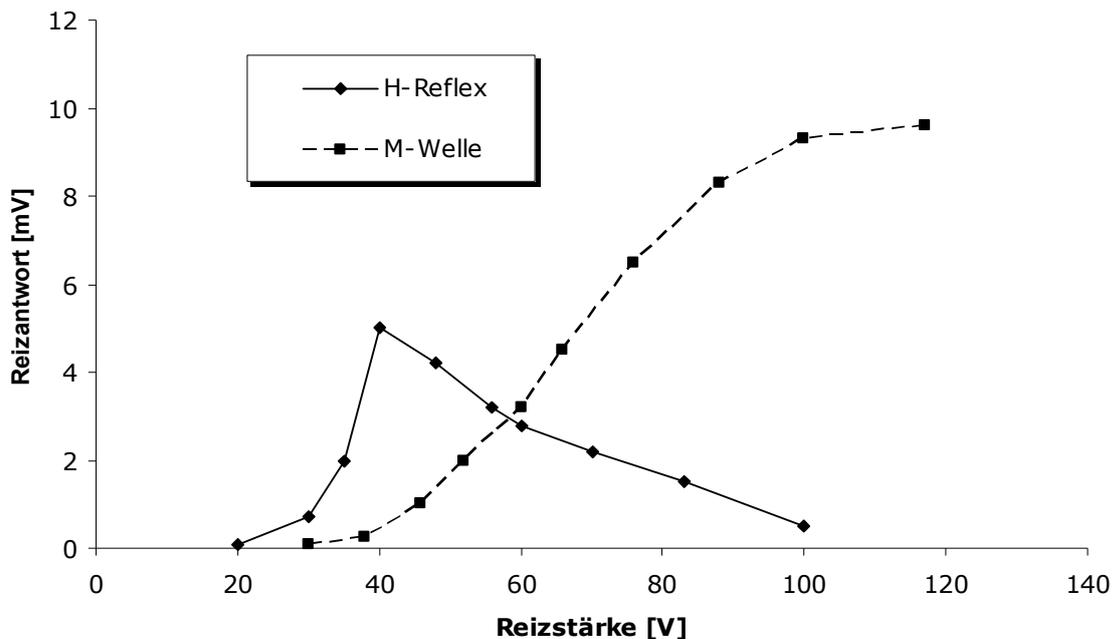


Abbildung 2-2: Schematische Abbildung der Amplituden der H- und M- Antworten bei zunehmender Reizstärke. Die Amplitude des H-Reflexes wird als Funktion der Reizstärke anfangs stetig größer, bis zur Erreichung ihres Maximums (Hmax). Dann nimmt sie, auch bei zunehmender Reizintensität, wieder ab. Die M- Welle ist das Ergebnis der direkten Reizung des motorischen Nerven. Ihre Amplitude wird mit zunehmender Reizintensität kontinuierlich größer, bis sie den Sättigungswert (Mmax) erreicht, ab dem die M- Welle konstant bleibt.

2.4.2 Allgemeines zur Messung der H-Reflexe

Die Messung der H-Reflexe erfolgte am M. soleus und am M. quadriceps des rechten Beins im Liegen und im Stehen. Nach dem Aufkleben der Ableitelektroden, das im Stehen erfolgte, wurde mit den Messungen im Liegen begonnen, wobei die Probanden in entspannter Rückenlage auf einer Untersuchungs-liege Platz nahmen. Anschließend folgte die Messung im Stehen, wobei sich die Probanden wieder mit etwas über hüftbreit geöffneten Beinen in einer Kniebeuge von ca. 30° aufstellten. Begonnen wurde sowohl im Liegen als auch im Stehen mit den Messungen am

Unterschenkel.

Von uns gesucht und festgehalten wurden die Reizschwelle für den H-Reflex (H-Schwelle) und die M-Antwort (M-Schwelle) und die Reizstärke, bei der die Amplitude des H-Reflexes ihr Maximum erreichte (Hmax). Die größte Amplitude der M-Welle wurde durch einen einmaligen supramaximalen Reiz bestimmt (Mmax).

2.4.3 Präparation

Vor dem Aufkleben der Ableitelektroden wurde die Haut an den entsprechenden Stellen rasiert, mit feinem Sandpapier leicht aufgeraut und mit Desinfektionsalkohol gereinigt, um den Hautwiderstand zu verringern. Auf die Elektroden wurde zur Verbesserung des Kontaktes Elektrodencreme aufgetragen. Es wurden Silber-Silberchlorid-Oberflächenelektroden mit einem Durchmesser von 0,9 cm verwendet und mit selbsthaftenden Kleberingen auf der Haut der Probanden angebracht. Eine Erdungselektrode wurde zirkulär am proximalen Unterschenkel angebracht, ca. 3 cm distal des Tibiaplateaus. Bei der anschließenden Impedanzmessung wurden möglichst Werte unter 20 k Ω angestrebt und Werte unter 50 k Ω als ausreichend akzeptiert.

Zwei Ableitelektroden wurden über dem M. soleus im Abstand von ca. 2 cm im distalen Drittel des Unterschenkels aufgeklebt. Die distale Elektrode befand sich durchschnittlich 18 cm oberhalb des Tuber calcanei. Am Oberschenkel wurden die Ableitelektroden über dem Muskelbauch des M. quadriceps aufgeklebt. Die distale durchschnittlich 18 cm oberhalb des proximalen Patellarandes, die zweite im Abstand von ca. 2 cm dazu.

2.4.4 Positionierung der Reizelektroden

Die monopolare Reizkathode für den M. soleus wurde über dem N. tibialis in der Kniekehle platziert. Ein darüber angebrachtes Druckpolster sorgte für kontinuierlichen Hautkontakt. Es wurde ebenso wie die Reizkathode mit Pflasterstreifen an der Haut des Probanden befestigt. Über der Patella wurde eine ca. 5 cm x 10 cm große Silberblechanode in einer gut durchfeuchteten Schwammtasche ebenfalls mit Pflasterstreifen angeklebt. So war der Stromfluss transversal durch den Nerv gerichtet

Die Reizkathode am Oberschenkel wurde über dem N. femoralis direkt distal des Leistenbandes positioniert und zusammen mit einem Druckpolster mit Pflasterstreifen befestigt. Eine ca. 8 cm x 15 cm große Anode in einer gut durchfeuchteten Schwammtasche wurde in der distalen Hälfte des M. gluteus angeklebt.

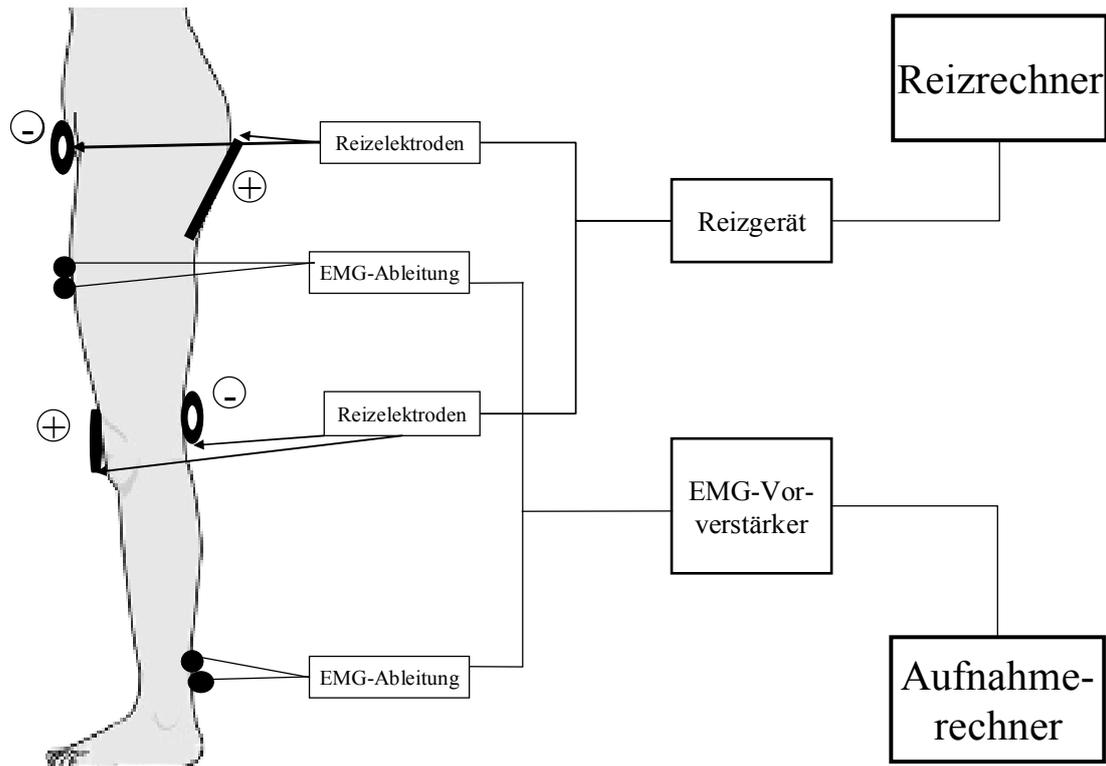


Abbildung 2-3: Schematischer Aufbau der H-Reflexmessung; das Reizgerät gibt, nach Auslösung durch den Reizrechner, elektrische Impulse an die Reizelektroden weiter (Kathoden sind durch elliptische Ringe dargestellt, die Anoden durch Balken), die durch Ableitelektroden (durch Kreise symbolisiert) aufgenommenen Myogramme werden im EMG- Vorverstärker verstärkt und im Aufnahmegerät aufgezeichnet.

2.4.5 Messtechnik

Der Reizstrom entsprach einem Rechteckimpuls von 1 ms Dauer. Generiert wurde er von einem Laborreizgerät (Digitimer Stimulator Modell DS 7®), ausgelöst durch ein Reizsteuerungsprogramm.

Bei den abgeleiteten Myogrammen wurde der Bereich zwischen 3 Hz und 1 kHz herausgefiltert und durch einen Vorverstärker der Firma MADAUS um den Faktor

1000 vorverstärkt.

Die Muskelaktionspotentiale wurden in Sequenzen á 100 ms nach Triggersetzung mit einer Abtastfrequenz von 2000 Hz in einem laboreigen programmierten Programm (IMAGO-Aufnahmeprogramm; LabView®) aufgezeichnet. Dazu wurden die EMG-Daten vorab verstärkt (Bioamp®, Programm zur Steuerung von Verstärkerkanälen für bioelektrische Ableitungen, Zeitkonstante 100 ms, Breitbandfilter 3- 1000 Hz). Die Empfindlichkeitseinstellung des Bioamp® war standardmäßig auf 1 mV festgelegt, wurde aber auf 10 mV umgestellt, wenn die Reizantwort 80% der Standard-Voreinstellung überschritt.

Nach der Aufnahme wurden die EMG-Daten für die Weiterbearbeitung im Programm Microsoft EXCEL® gespeichert. Aussortiert wurden dabei jene Signale, deren Latenzzeit außerhalb des Normbereiches (30-45 ms am Unterschenkel bzw. 15 – 30 ms am Oberschenkel) lagen.

2.5 Die Power Plate

2.5.1 Funktionsweise der PowerPlate ®

Die PowerPlate ® (Power Plate Next Generation®, Power Plate International, Frankfurt, Germany) besteht aus einer 50 x 80 x 15 cm großen Vibrationsplatte, die durch einen darin enthaltenen Antriebsmechanismus zum Vibrieren gebracht wird.

Die Vibration ist dreidimensional (seitlich, sagittal und - hauptsächlich - vertikal) und gleichmäßig über die Plattform verteilt. Die Schwingungsamplitude beträgt ca. 2 mm.

An der zur Plattform gehörenden Konsole befindet sich eine Haltevorrichtung und ein Display, mit dem man Frequenz und Dauer der Vibration einstellen kann.

Wählbar sind dabei die Frequenzen 30, 35, 40 und 50 Hertz, sowie die Dauer von 30, 45 oder 60 Sekunden. Nach Ablauf der gewählten Vibrationsdauer, stoppt die Platte automatisch (Keldermann,2001; http://de.powerplate.com/DE/technology/how_does_it_work.aspx#).



Abbildung 2-4: Power Plate® (bearbeitet nach Keldermann, 2001)

2.6 Statistik

Bei allen Werten wurden der Mittelwert und der Standardfehler (Standard Error of Mean, SEM) bestimmt. Die Mittelwerte der Daten aus der Reflex-Untersuchung wurden gegeneinander mit dem gepaarten Student's t-test (EXCEL® zweiseitiger t-test) und mit der einseitigen ANOVA getestet. Das Signifikanzniveau wurde auf $p=0,05$ festgesetzt.

3 Ergebnisse

3.1 Ergebnisse der Kniegelenksarthrometrie

Zur Beurteilung der Auswirkungen des Ganzkörpervibrationstrainings wurden über ein Oberflächenelektromyogramm an 5 Oberschenkelmuskeln (M. semitendinosus und M. biceps femoris als Hamstring, sowie M. vastus medialis, M. rectus femoris und M. vastus lateralis) die Latenz sowie die Amplitude der short latency response (SLR) und der medium latency response (MLR) aufgenommen. Ferner wurde die postero-anteriore Translation der Tibia in mm gemessen. Die Messungen fanden direkt nach einer Minute Vibration statt, sowie nach 2 und nach 4 Wochen Vibrationstraining.

3.1.1 Ergebnisse der Translationsmessung

Die postero-anteriore Auslenkung der Tibia nahm bei den Probanden im Verlauf ab. Vor Vibration betrug sie durchschnittlich 4,23 (\pm 1,23) mm, bereits nach nur einer Minute Vibration nur noch 3,46 (\pm 1,09) mm. Nach 2 Wochen Vibrationstraining wurde die Tibia noch um rund 3,19 (\pm 0,81) mm verschoben, nach 4 Wochen dann nur noch um 3,01 (\pm 0,64) mm.

Tibiatranslation nach Einzelreiz und im Langzeitverlauf

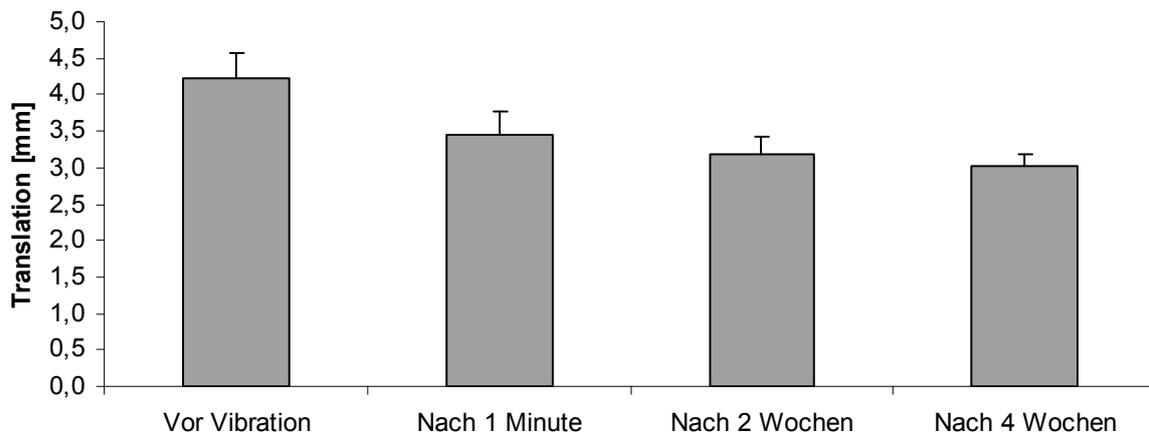


Abbildung 3-1: Die postero-anteriore Tibiatranslation in mm vor Vibration, nach einer Minute Vibration, nach 2 und nach 4 Wochen WBV-Training. Die Abnahme der Auslenkung ist signifikant. Der p-Wert der Änderung nach nur einer Minute Vibration ist 0,03. Vergleicht man die Werte vor Vibration mit denen nach 2 Wochen, so ist $p=0,02$ und nach 4 Wochen $p=0,01$.

3.1.2 Auswertung der Dehnungsreflexe

3.1.2.1 Latenzen

Die Latenzen der SLR und der MLR der abgeleiteten Oberschenkelmuskulatur zeigten nach einer Minute Vibration keine Veränderungen. Bei der Kontrolle nach 2 Wochen gab es bei einzelnen Muskeln eine signifikante Verkürzung der Latenz. (siehe Tabelle 3-1 und 3-2). Die Messung nach 4 Wochen ergab allerdings keine bedeutenden Veränderungen zu den Ausgangswerten.

	Vor Vibration	Nach 1 Minute	Nach 2 Wochen	Nach 4 Wochen
M. biceps femoris	23,62	23,15	22,69	22,53
M. semitendinosus	23,46	23,69	22,76	23,00
M. vastus medialis	30,54	30,39	29,85 +	30,39
M. rectus femoris	30,31	30,15	29,23 *	30,00
M. vastus lateralis	30,62	30,54	30,54	31,23

Tabelle 3-1: Änderungen der Latenzen der SLR an 5 Oberschenkelmuskeln; + signifikante Abnahme im Vergleich zu vor Vibration $p=0,03$; * signifikante Abnahme im Vergleich zu vor Vibration, $p=0,04$

	Vor Vibration	Nach 1 Minute	Nach 2 Wochen	Nach 4 Wochen
M. biceps femoris	37,77	38,39	36,69 +	37,69
M. semitendinosus	38,39	38,23	37,31 *	38,69
M. vastus medialis	41,15	41,62	41,62	41,31
M. rectus femoris	41,15	41,31	41,00	41,23
M. vastus lateralis	40,69	41,00	41,69	41,85

Tabelle 3-2: Änderungen der Latenzen der MLR an 5 Oberschenkelmuskeln; + signifikante Abnahme im Vergleich zu vor Vibration $p=0,03$; * signifikante Abnahme im Vergleich zu vor Vibration, $p=0,04$

3.1.2.2 Die Größe von SLR und MLR

Zur besseren interindividuellen Vergleichbarkeit wurden die Messwerte nach Vibration als Prozent der Ausgangswerte angegeben.

3.1.2.2.1 Auswirkungen einer einzelnen Minute Vibration

Betrachtet man die SLR nach dem Einzelreiz, so kann man bei allen untersuchten Muskeln eine Zunahme der Amplitude beobachten, die für die Hamstrings und den M. vastus lateralis signifikant ist. Am M. semitendinosus zeigt sich nach einer Minute Ganzkörpervibration eine Zunahme der SLR um 35,6 ($\pm 15,72$) % bezogen auf den

Ausgangswert ($p=0,04$), am M. biceps femoris gar um $46,1 (\pm 16,77) \%$ ($p=0,04$). Bei den ventralen Muskeln zeigt sich die größte Zunahme der SLR beim M. vastus lateralis mit $56,9 (\pm 17,84) \%$ ($p=0,01$), während die Steigerung am M. vastus medialis (um $6 (\pm 15,9) \%$) und am M. rectus femoris (um $32,9 (\pm 18,11) \%$) unterhalb des Signifikanzniveaus bleiben.

Änderung der SLR nach einer Minute Vibration

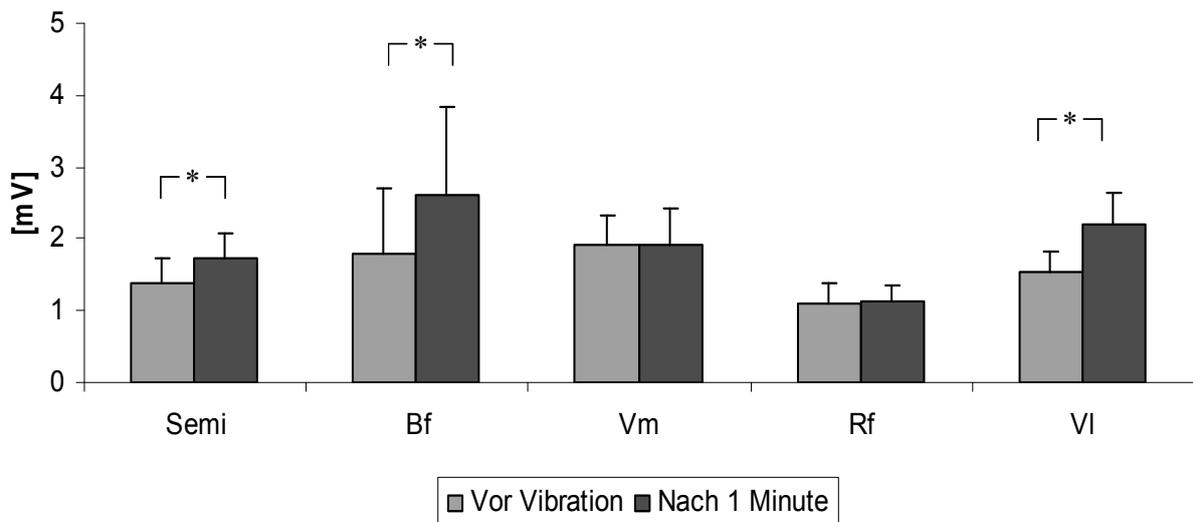


Abbildung 3-2: Änderung der SLR nach einer Minute Vibration, Angaben in Millivolt (mV), $n=13$. Die Zunahme der SLR am M. semitendinosus (Semi) ist signifikant (*) ($p=0,04$), ebenso wie am M. biceps femoris (Bf) ($p=0,04$). Bei der ventralen Oberschenkelmuskulatur ändert sich nur die SLR am M. vastus lateralis (VI) signifikant ($p=0,01$), während die Steigerungen am M. vastus medialis (Vm) und am M. rectus femoris (Rf) nicht signifikant sind.

Die Größe der MLR verändert sich im Gegensatz zur SLR durch eine Minute Vibration nicht wesentlich. Nur beim M. vastus lateralis findet man eine deutliche Abnahme auf $76,7 (\pm 7,25) \%$ des Ausgangswertes ($p=0,03$)

Änderung MLR nach einer Minute Vibration

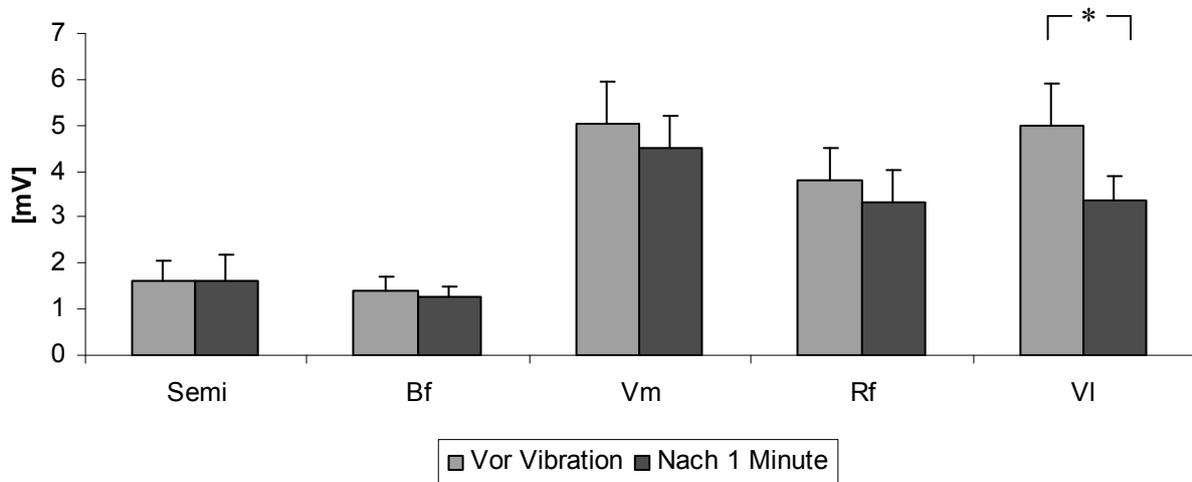


Abbildung 3-3: Änderung der MLR nach einer Minute Vibration, Angaben in millivolt [mV], n=13; nur die Abnahme der MLR am M. vastus lateralis (VI) ist signifikant (*) (p=0,03), alle übrigen Änderungen sind nicht signifikant. Semi = M. semitendinosus, Bf = M. biceps femoris, Vm = M. vastus medialis, Rf = M. rectus femoris.

3.1.2.2.2 Langzeitergebnisse

Bewirkte eine Minute Vibration eine Zunahme der SLR, so kann man nach 2 Wochen Ganzkörpervibrationstrainings eine Abnahme derselben beobachten. Auch nach 4 Wochen WBV liegen die Werte unterhalb des Ausgangsniveaus.

Die Abnahme der Größe der SLR ist bei allen Muskeln signifikant, bis auf den M. biceps femoris.

	Nach 2 Wochen	Signifikanzniveau	Nach 4 Wochen	Signifikanzniveau
M.semitendinosus	61,1 (± 6,9)	0,01	75,2 (± 8,6)	0,05
M. biceps femoris	76,16 (± 11,32)	0,19	64,64 (± 7,09)	0,37
M. vastus medialis	74,42 (± 9,24)	0,02	71,95 (± 12,69)	0,03
M. rectus femoris	83,28 (± 14,45)	0,06	65,44 (± 8,03)	0,02
M. vastus lateralis	64,15 (± 12,5)	0,01	26,27 (± 3,61)	0,001

Tabelle 3-3: Größe der SLR nach 2 respektive 4 Wochen, angegeben in Prozent des Ausgangswertes (± SEM), mit den jeweiligen p-Werten.

Die MLR nimmt ebenfalls nach 2 Wochen Vibrationstrainings an allen untersuchten Muskeln signifikant ab und liegt auch bei der Messung nach 4 Wochen deutlich unter den anfänglich bestimmten Werten.

	Nach 2 Wochen	Signifikanzniveau	Nach 4 Wochen	Signifikanzniveau
M.semitendinosus	63,56 (\pm 8,15)	0,03	60,91 (\pm 10,06)	0,05
M. biceps femoris	56,62 (\pm 6,10)	0,01	57,86 (\pm 5,84)	0,001
M. vastus medialis	39,75 (\pm 5,29)	0,001	40,30 (\pm 6,65)	0,001
M. rectus femoris	45,24 (\pm 8,86)	0,004	68,25 (\pm 8,27)	0,01
M. vastus lateralis	64,78 (\pm 10,91)	0,01	64,43 (\pm 9,22)	0,01

Tabelle 3-4: Größe der MLR nach 2 respektive 4 Wochen, angegeben in Prozent des Ausgangswertes (\pm SEM), mit den jeweiligen p-Werten.

3.2 Auswertung der Reflexmessung

Es wurden bei allen Probanden die maximalen H- und M- Antworten bestimmt. Aus diesen wurde ein Quotient, die sogenannte H/M-Ratio, gebildet, die die prozentuale Größe der maximalen H-Antwort in Bezug auf die maximale M-Antwort ausdrückt. Diese Parameter wurden jeweils vor Beginn des Vibrationstrainings, nach zwei Wochen bei einer Zwischenmessung und nach vier Wochen gemessen. Eine weitere Messung fand direkt nach einer Minute Vibration statt.

3.2.1 Die Ergebnisse der Reflexmessung am M. soleus

Die H/M-Ratio am M. soleus im Liegen änderte sich im wesentlichen nicht. Sie betrug zu Beginn 62,8 (\pm 4,2) %, nach den ersten beiden Wochen 56,9 (\pm 6,3) % und abschließend 57,1 (\pm 5,5) %.

H/M- Ratio am M. soleus im Liegen im Langzeitverlauf

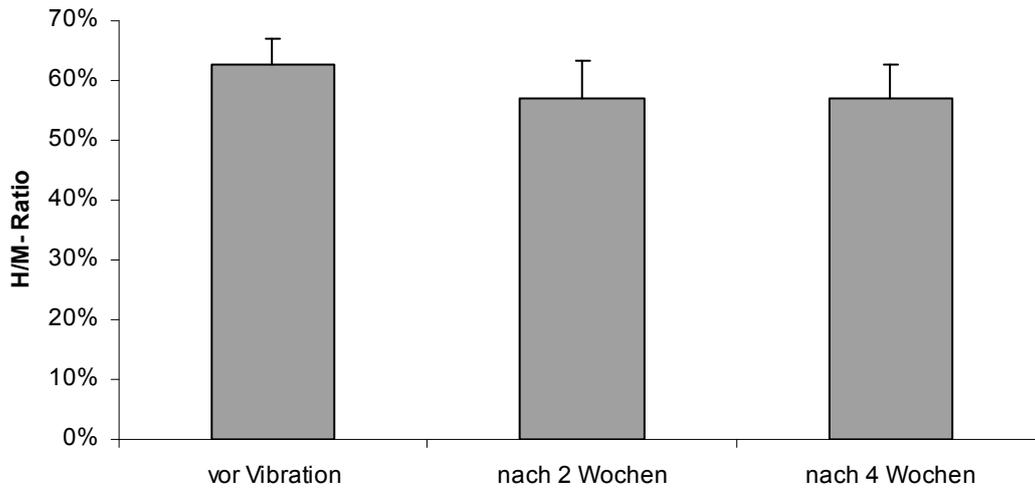


Abbildung 3-4: Die H/M-Ratio am M. soleus im Liegen über alle Messzeitpunkte, in Prozent, n=13, SEM mittels Fehlerindikator angegeben.

Die H/M-Ratio am M. soleus im Stehen erfährt mit den Werten 54,2 (\pm 4,6) % zu Beginn, 52,6 (\pm 5,3) % zur Messung nach zwei Wochen und 57,8 (\pm 5,8) % bei der abschließenden Messung keine signifikanten Veränderungen.

H/M- Ratio am M. soleus im Stehen im Langzeitverlauf

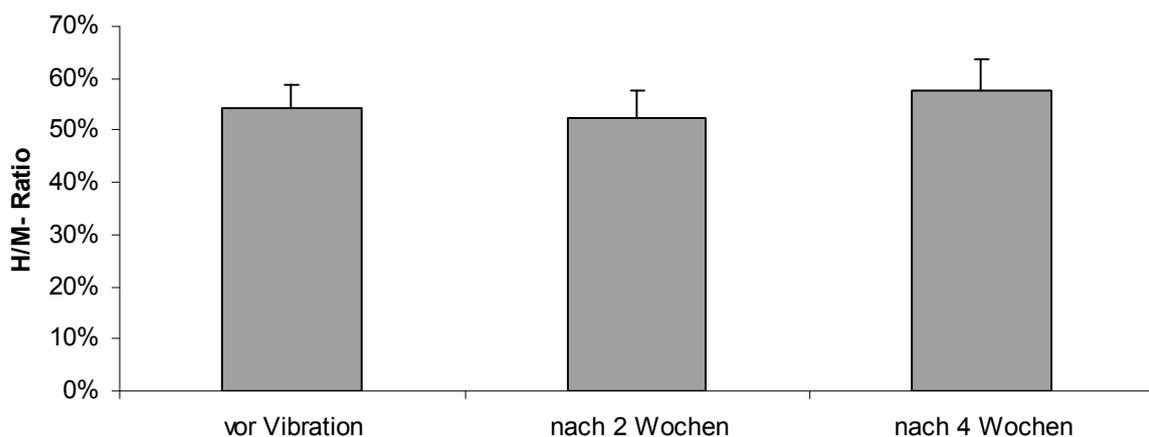


Abbildung 3-5: H/M- Ratio am M. soleus im Stehen über alle Messzeitpunkte, in Prozent, n=13; SEM mittels Fehlerindikator angegeben.

3.2.2 Die Ergebnisse am M. quadriceps

Die H/M-Ratio am M. quadriceps im Liegen unterliegt keinen Veränderungen (vor Vibration 17,4 (\pm 4,1) %; nach zwei Wochen 15,9 (\pm 3,1) %; nach vier Wochen 16,6 (\pm 4,2) %). Auch am stehenden Probanden bleibt die H/M-Ratio am M. quadriceps über die 4 Wochen im Wesentlichen unverändert. Sie zeigt zu Beginn einen Wert von 25,3 (\pm 5,2), beträgt nach zwei Wochen 22,4 (\pm 2,7) % und nach dem Trainingsabschluss 21,6 (\pm 3,2) %.

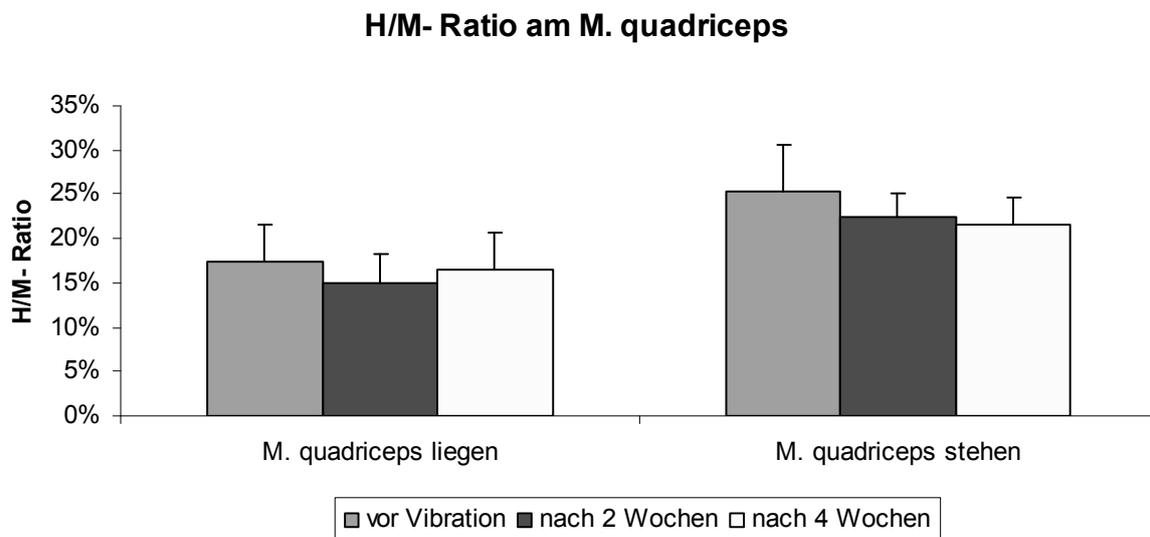


Abbildung 3-6: H/M-Ratio am M. quadriceps im Liegen und im Stehen vor Vibration, nach zwei Wochen Ganzkörpervibrationstraining und nach vier Wochen, in Prozent, n=13.

3.2.3 Die Ergebnisse der Messung nach einer Minute Vibration

Die Messung nach einer Minute Vibration zur Untersuchung des akuten Effektes erfolgte direkt nach der Messung, die das vierwöchige Training auf der Vibrationsplatte abschloss. Der zeitliche Abstand zur letzten Ganzkörpervibrationseinheit betrug dabei für alle Probanden mindestens 24 Stunden.

Somit sind die Werte der Messungen „nach 4 Wochen“ gut vergleichbar mit den Werten der Messung „nach 1 Minute“.

Am M. soleus findet sich hier eine signifikante Änderung der H/M-Ratio. Die im Liegen durchgeführten Messungen ergaben 57,1 (\pm 5,5) % im 4-Wochen-Effekt und

51,6 (\pm 5,1) % nach einer Minute Vibration ($p= 0,03$).

Die H/M-Ratio aus den im Stehen ermittelten Werten blieb jedoch nahezu unverändert (vor Vibration 57,8 (\pm 5,8) % nach einer Minute Vibration 54,0 (\pm 4,2) %).

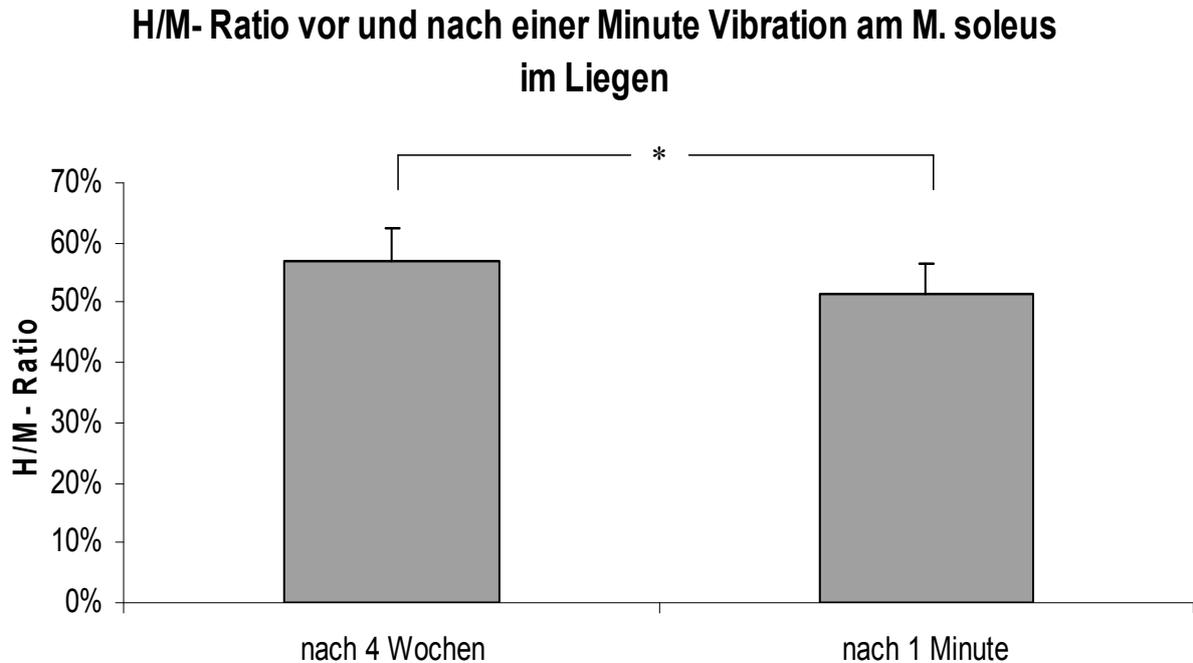


Abbildung 3-7: die H/M-Ratio vor und nach einer Minute Vibration am M. soleus im Liegen; $n= 13$; die Abnahme der H/M- Ratio ist signifikant (*) ($p= 0,03$).

Am M. quadriceps im Liegen hat die H/M-Ratio nach vier Wochen Vibrationstraining den Wert 16,5 (\pm 4,2) % und nach einer Minute Vibration 15,6 (\pm 3,3) %. Ebenso geringfügig verändert sich die H/M-Ratio am M. quadriceps im Stehen, die vor der einzelnen Vibrationsminute 21,6 (\pm 3,2)% und nach dieser 20,4 (\pm 3,0) % ausmacht.

H/M-Ratio vor und nach einer Minute Vibration an beiden Muskeln

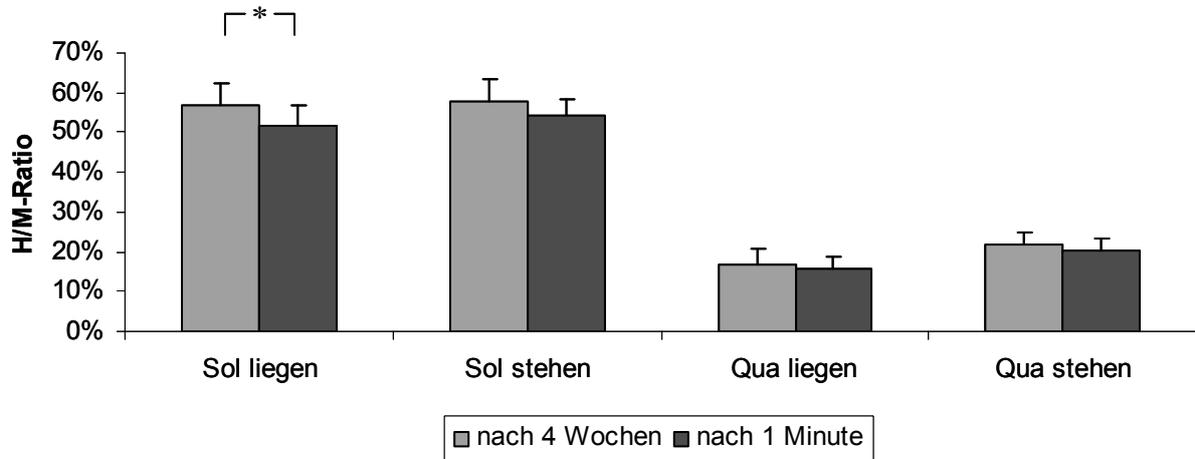


Abbildung 3-8: H/M-Ratio im direkten Vergleich nach 4 Wochen Ganzkörpervibrationstraining versus nach einer Minute Vibration, Sol liegen= M. soleus im Liegen, Sol stehen= M. soleus im Stehen; Qua liegen= M. quadriceps im Liegen, Qua stehen= M. quadriceps im Stehen; die Änderung der H/M-Ratio am M. soleus im Liegen ist signifikant ($p=0,03$). Angaben in Prozent, $n=13$.

4 Diskussion

Hauptergebnis dieser Untersuchung war, dass die Tibiatranslation sowohl akut nach einem einminütigem Ganzkörpervibrationstraining als auch als Langzeiteffekt nach vierwöchigem Training signifikant abnimmt. Unsere Ergebnisse zeigen, dass vierwöchiges Ganzkörpervibrationstraining keine langfristige Wirkung auf die H-Reflexe am M. soleus und am M. quadriceps hat. Allerdings nahm direkt nach einem Vibrationstraining die H/M- Ratio am M. soleus im Liegen signifikant ab.

Der kurzfristige Effekt des singulären Vibrationsreizes bei der Untersuchung der Dehnungsreflexe besteht in einer Zunahme der Amplitude des SLR, signifikant an drei Muskeln, sowie einer signifikanten Abnahme der MLR am M. vastus lateralis. Nach zwei und nach vier Wochen Vibrationstraining nahmen die Amplituden der SLR und der MLR signifikant ab. Die Latenzen der SLR sowie der MLR nach postero-anteriorer Auslenkung der Tibia verändern sich insgesamt nicht.

Als Ursache für die Abnahme der Translation kann man im akuten Fall die vergrößerte SLR unter Beteiligung einer spinalen Reflexmodulation sehen, während man für den langfristigen Effekt andere Mechanismen postulieren muss.

4.1 Kurzfristige Effekte des Ganzkörpervibrationstrainings

Bereits nach einer Minute Ganzkörpervibration nahm die anteriore Auslenkung der Tibia bei der Translationsmessung signifikant ab. Als eine weitere Veränderung nach diesem ersten Vibrationsreiz ist eine Zunahme der SLR an der ischiokruralen Muskulatur sowie am M. vastus lateralis festzustellen. Die MLR nahm am M. vastus lateralis ab. Die Latenzen der SLR und der MLR wurden durch die Vibration nicht beeinflusst. Aus diesen Ergebnissen lässt sich ableiten, dass eine Aktivierung der SLR einen bedeutenden Einfluss auf die Stabilisierung des Kniegelenkes hat. Die MLR und die Latenzen der SLR und der MLR scheinen keine Rolle zu spielen.

Das bestätigt frühere Studien, die eine anteriore Stabilisierung des Knies sowie eine schützende Funktion durch Reflexaktivierung aufzeigten. Hinweise auf einen direkten Reflexbogen zwischen dem vorderen Kreuzband und der Muskulatur des

Oberschenkels fanden Solomonow et al. bereits 1998 in Tierversuchen. Fremerey et al. (2006) zeigten an Schafen, dass Reize auf Strukturen am Kniegelenk zu Reflexen führen können, die eine Rolle bei der Stabilisierung des Gelenkes besitzen. Auch am Menschen wurde dieser Reflexweg untersucht. Grüber et al. (1986) konnten eine Reaktion der ischiokruralen Muskulatur nach Zug am vorderen Kreuzband eines narkotisierten Patienten beobachten, wohingegen diese muskuläre Antwort von Krogsgaard et al. (2002) durch elektrische Reizung des vorderen Kreuzbandes provoziert wurde. Beard et al. (1994) zeigten eine Aktivierung der dorsalen Oberschenkelmuskulatur nach Tibiatranslation. Die Arbeiten von Shultz et al. (2004) zeigten einen direkten Zusammenhang zwischen Reflexaktivierung und Kniestabilität. Auch Friemert et al. (2005) wiesen auf die Bedeutung eines Reflexweges zwischen dem vorderen Kreuzband und der ischiokruralen Muskulatur für die Kniegelenkstabilität beim Menschen hin.

Die Tatsache, dass sich die Amplitude der SLR vergrößert, die der MLR jedoch verkleinert, weist darauf hin, dass Vibration exzitatorische Wirkung nur auf die Ia-Fasern bzw. die primären Muskelspindeln hat, die die SLR vermitteln (Faist et al. 1999; Bove et al. 2003). Die Gruppe-II-Fasern hingegen, die Informationen der auf statische Reize reagierenden sekundären Muskelspindeln übermitteln und die wahrscheinlich für die Übermittlung der MLR zuständig sind (Grey et al. 2001; Bove et al. 2003), werden durch Vibration anscheinend gehemmt.

Eine Zunahme der SLR bis zu 20 Minuten nach Vibration fanden auch Shinohara et al. (2005) an einem Handmuskel. Er weist auf den so genannten „tonic vibration reflex“ hin, bei dem durch Vibration eines Muskels vermehrt Muskelkontraktionen entstehen. Er kann akut zu einer vermehrten Entladung der Muskelspindeln führen und dadurch auch das efferente Signal verstärken (Hagbarth et al. 1966; Matthews 1966). Ob Vibration dabei eher auf zentraler Ebene wirkt oder durch Beeinflussung der Rezeptoren kann allein durch die Prüfung der funktionellen Kniegelenkstabilität nicht entschieden werden. Hilfreich dabei ist allerdings die Messung der H-Reflexe, da sie über eine eventuelle veränderte zentrale Ansteuerung der alpha-Motoneuronen Aufschluss geben kann.

Einen positiven Einfluss von Vibration auf die Reflexbahnen postulierten de Ruyter et

al. (2003a) und Russo et al. (2003). Ihnen zufolge könnte man eine verbesserte Aktivierung des Reflexbogens zwischen dem vorderen Kreuzband und den Hamstrings (Friemert et al. 2005, Kroogsgard et al. 2002) als Ursache für die erhöhte Kniegelenkstabilität nach Vibration ansehen. Eine vergrößerte Reflexamplitude des Patellarsehnenreflexes wurde von Rittweger et al. (2003) beobachtet. Nach Shinohara et al. (2005) verbessert kurze Vibration den exzitatorischen Input der Ia-Fasern, wodurch sich eine Vergrößerung der SLR-Amplitude erklären ließe.

Bei Untersuchungen mit Ganzkörpervibration zeigten Cochrane und Stannard (2005) auf, dass durch Vibration akut eine neuronale Potenzierung der Dehnungsreflexschleife erfolgt, wodurch die Muskelperformance verbessert würde. Nishihira et al. (2002) sowie Rittweger et al. (2003) postulieren für Ganzkörpervibration eine Zunahme der neuromuskulären Erregbarkeit bzw. der Erregbarkeit des Motoneuronenpools.

Dem widersprechen unsere Ergebnisse, bei denen die H/M-Ratio am M. soleus im Liegen direkt nach dem Einzelreiz signifikant abnimmt. Von einer akuten Verbesserung der neuromuskulären Erregbarkeit durch die Vibration kann also nicht ausgegangen werden. Zu einem ähnlichen Ergebnis kommen Armstrong et al. (2008), bei denen der H-Reflex am M. soleus nach Ganzkörpervibrationstraining ebenfalls abnimmt.

Die unterschiedlichen Ergebnisse in den einzelnen Studien lassen sich zu einem Teil durch unterschiedliche Vibrationsprotokolle zum anderen durch den unterschiedlichen Wirkort der Vibration erklären. Es finden sich in den verschiedenen Studien unterschiedliche Frequenzen und Amplituden, und viele Arbeiten fokussierten sich auf die Wirkung von Vibration lokal an Muskel oder Sehne. Bei den Untersuchungen, die wie wir die akuten Effekte der Ganzkörpervibration im Auge hatten und die eine Zunahme der Reflexe beobachteten, wurden zwar ähnliche Frequenzen wie in unserer Anordnung verwendet (25 bzw. 26 Hz), aber ein anderer Vibrationstyp. Bei den oben erwähnten Studien wurde die Vibration durch das Galileo® Vibrationssystem (Novotec Medical GmbH) erzeugt, das im Gegensatz zur bei uns verwendeten vertikal schwingenden PowerPlate® eine wippende, seitenalternierende Schwingung erzeugt. Es gibt Hinweise darauf, dass vertikale und wippende bzw. rotierende Vibration unterschiedliche Auswirkungen haben können (Abercromby et al. 2007) .

Eine Reflexinhibition durch direkte Vibration an Muskel oder Sehne wurde bereits durch Iles und Roberts (1987) beobachtet. Auch Martin et al. (1984, 1986) und Abbruzzese et al. (2001) wiesen eine Abnahme der Reflexantworten nach direkter Vibration nach. Martin et al. (1986) gingen von einer Änderung der spinalen Erregbarkeit durch summative Interaktion der prä- und postsynaptischen Inhibition als Ursache aus, während Abbruzzese et al. (2001) eine Reduktion der Transmitterfreisetzung in präsynaptischen Fasern als Folge der verlängerten postvibrationalen Entladung der Ia-Afferenzen als ursächlich für die Reflexabnahme erachteten. Beide Arbeitsgruppen verweisen somit auf zentrale Wirkungen der Vibration. Roll et al. (1980) hingegen erklärten die akute Unterdrückung der H- und Sehnenreflexe während und nach Vibration durch eine dämpfende Wirkung an proprio- und exterozeptiven Rezeptoren.

Bemerkenswert ist, dass sich der H-Reflex am M. soleus durch die einminütige Ganzkörpervibration signifikant ändert, am M. quadriceps hingegen nicht. Eine Erklärung für die Veränderung des H-Reflexes am M. soleus bei gleich bleibendem Reflex am M. quadriceps bietet sich in den durch den Versuchsaufbau bedingten unterschiedlichen Intervallen zwischen Reiz und Messung an den verschiedenen Muskeln. Es ist denkbar, dass die Messung am M. soleus in das Zeitintervall der deutlichsten Suppression des H-Reflexes fiel, während die Messungen am M. quadriceps in einem Zeitintervall stattfanden, in dem sich die Vibrationswirkung noch nicht ganz entfaltet hatte. Ein Indiz hierfür ist auch die tendenzielle Abnahme der H/M-Ratio am M. quadriceps. Auf die Bedeutung des zeitlichen Abstandes zwischen Vibrationsreiz und Messung des Effektes weisen mehrere Studien hin (Burke et al. 1976, Roll et al. 1980, Torvinen et al. 2002a, Armstrong et al. 2008).

Eine weitere Erklärung könnte sein, dass der M. soleus aufgrund der größeren Nähe zur Quelle des Vibrationsreizes stärker beeinflusst wird. So wird auch in der Studie von Rees et al. (2008) eine Alteration der Plantarflexoren gezeigt, während andere Muskelgruppen der unteren Extremität durch das Vibrationstraining nicht beeinflusst wurden.

Als Ursache für die Abnahme der H/M-Ratio kann man im Hinblick auf vorhergegangene Untersuchungen (Humphries et al. 2004, Martin et al. 1986) die präsynaptische Hemmung erwägen, als Folge der verstärkten Afferenz aus der

Muskelspindel. Eine Reduktion der Transmitterfreisetzung von präsynaptischen Ia-Fasern (Abbruzzese et al. 2001) kommt ebenfalls in Betracht. Des Weiteren ist ein „Gating“-Phänomen über deszendierende Bahnen nicht auszuschließen. Die Feststellung, dass H-Reflexe leichter präsynaptisch inhibiert werden als Muskeldehnungsreflexe (Enriquez-Denton et al. 2002) ist kongruent zu unseren Ergebnissen der Inhibition des H-Reflexes bei Zunahme der short-latency-Komponente des Dehnungsreflexes.

Ganzkörpervibration führt akut also zu einer vermehrten afferenten Aktivität der Muskelspindel, was über eine Zunahme der SLR - und Abnahme der H/M-Ratio - zu einer Verbesserung der funktionellen Kniegelenkstabilität führt.

4.2 Die Ursachen der langfristigen Stabilisierung der Kniegelenke

Angesichts der sich über die Studiendauer von vier Wochen gleich bleibenden H-Reflexe ist von einer Adaptation der Reflexbahn an den Vibrationsreiz auszugehen. Eine ähnliche Annahme gilt für die Latenzen der SLR und MLR, die sich zwar initial verändern, dann aber wieder ihre Ausgangswerte erreichen und deswegen auch nicht ursächlich stabilisierend auf die Kniegelenke wirken können. Als Ursache für die anhaltende Stabilisierung der Kniegelenke ist eine periphere Veränderung wahrscheinlich.

Die Abnahme der Tibiatranslation in Zusammenschau mit einer Abnahme der SLR und MLR legt die Möglichkeit nahe, dass sich durch das Ganzkörpervibrationstraining die Stiffness des Muskels erhöht. Unter Stiffness versteht man den Quotient aus Änderung der Kraft eines Muskels durch Änderung seiner Länge. Die Stiffness könnte sich somit über eine Zunahme der Muskelkraft erhöhen, oder sie wird durch Veränderungen an der Muskelspindel beeinflusst.

Eine eventuelle Kraftzunahme wurde von uns nicht untersucht. Allerdings gibt es bereits zahlreiche Studien zur Wirkung von Vibration auf den Muskel. Bei direkter Vibration am sich kontrahierenden Muskel konnte in der Untersuchung von Humphries et al. (2004) keine Änderung an der isometrischen Kraftentwicklung oder der Muskelaktivierung gezeigt werden. Bei Kouzaki et al. (2000) nahm die EMG-

Amplitude des zuvor den Vibrationen ausgesetzten Muskels ab, während die benachbarten Muskeln unverändert blieben. Über eine Abnahme der Maximalkraft berichtet auch Shinohara (2005). Er erklärt die Abnahme der Muskelkraft über neurale Mechanismen: kurze Vibrationsreize (10-20 ms) sollen die exzitatorische Aktivität der Ia-Afferenzen gegenüber der alpha-Motoneuronen verstärken, während länger andauernde Vibrationen zu einer Abnahme dieser exzitatorischen Aktivität und dadurch zu einer Abnahme der Willkürkraft führen.

Die Wirkung von Ganzkörpervibration wurde am besten an den Kniestreckern untersucht. Eine Kraftzunahme wurde von Torvinen et al. (2002b, 2002a), Delecluse et al. (2003) und Fagnani et al. (2006) beobachtet. Auch Russo et al (2003) fanden eine Zunahme der Muskelkraft und erklärten dies durch reflektorische Muskelkontraktionen, die durch die Vibration verursacht würden und die Muskeln trainierten. Eine Zunahme der EMG-Aktivität berichteten Verschueren et al. (2003), Abercromby et al. (2007) und Hazell et al. (2007). Hingegen nimmt die Kraft laut den Untersuchungen von Nardone et al. (2005) ab. Andere Studien konnten gar keine Wirkung feststellen (de Ruitter et al. (2003b), Delecluse et al. (2005), Kvorning et al. (2006)). Die Studie von Rees et al. (2008) zeigte eine Zunahme der Kraft bei den Plantarflexoren. Hier blieben die anderen Muskelgruppen der unteren Extremität unbeeinflusst. Diese unterschiedlichen Ergebnisse können zum einen in unterschiedlichen Vibrationsprotokollen (Frequenz, Amplitude, Dauer und Häufigkeit der Vibration) zum anderen in unterschiedlichen Studienteilnehmern (Profisportlern, Freizeitsportlern oder untrainierten Probanden) begründet liegen.

Veränderungen an der Muskelspindel können sich ebenfalls auf die Stiffness auswirken. Die Muskelspindeln werden durch das Fusimotorsystem hinsichtlich ihrer Empfindlichkeit reguliert, um ihre Funktion als statische und dynamische Sensoren der Muskellänge unabhängig von der aktuellen Muskellänge erfüllen zu können. Das Fusimotorsystem wiederum wird afferent von Mechanorezeptoren aus Haut, Muskeln und Gelenken versorgt. Es konnte von Sojka et al. (1989; 1991) für Katzen nachgewiesen werden, dass sowohl die Rezeptoren der Seitenbänder des Kniegelenks als auch die des Kreuzbandes über eine Regulierung der Aktivität des Gamma-Moto-Muskelspindelnsystem die Muskelstiffness und somit die Stabilität des Kniegelenks mit beeinflussen. Johansson et al. (1990) zeigten den Einfluss der

Afferenzen aus dem vorderen Kreuzband auf die Muskelstiffness und damit die Gelenkstabilität am Menschen. Der Reiz, den die Ganzkörpervibration für die Mechanorezeptoren unter anderem im Kniegelenk darstellt, kann somit durch die Vermittlung des Gamma-Motoneuronensystems zu einer Abnahme der Empfindlichkeit der Muskelspindeln führen. Eine Änderung der Aktivierung von Sensoren als Folge von körperlichem Training wurde bereits in einigen Studien gezeigt (Hakkinen und Komi 1983; Hutton und Atwater 1992), und Hagbarth et al. (1998) beschrieben die Muskelspindel als Rezeptor dessen Sensitivität und Entladungsrate durch vorangegangene Bewegungen moduliert wird. Das sind deutliche Hinweise auf die Plastizität des sensomotorischen Systems, das durch äußere Reize, also auch durch Vibration verändert wird.

Eine andere Möglichkeit der Veränderung der Muskelspindelaktivität ist die unmittelbare Wirkung von Vibration. Burke et al. (1980) zeigten, dass lokale Vibration direkt die Aktivität der Muskelspindeln ändert. Es ist also denkbar, dass durch das Ganzkörpervibrationstraining direkt die Empfindlichkeit der Muskelspindeln herabgesetzt wird. Der genaue Mechanismus ist allerdings noch unbekannt und könnte Ausgangspunkt weiterer Forschung sein.

Die mechanischen Schwingungen können sich – direkt oder indirekt über das Fusimotorsystem – hemmend auf die Sensitivität der Muskelspindeln auswirken. Eine verminderte Muskelspindelempfindlichkeit kann zu einer Zunahme der Stiffness und damit zu einer Stabilisierung des Gelenkes führen. Damit erklärt sich die Abnahme der SLR und MLR, die natürlich bei einem weniger empfindlichen Rezeptor weniger stark ausfallen. Und da die Veränderung auf Ebene der Muskelspindel liegt, wird sie durch die Messung der H-Reflexe, die genau diese Struktur umgeht, nicht erfasst.

4.3 Zentrale Regulation der Gamma-Motoneuronen

Nicht ausschließen lässt sich mit unseren Untersuchungen eine Beeinflussung der Gamma-Motoneuronen über zentrale, deszendierende Bahnen. Die Wahrnehmung von Vibration endet nicht auf spinaler Ebene, sondern findet auch kortikal statt. Dies wurde nicht nur in Tierversuchen (Minasyan und Baklavadzhyan 1987) sondern auch

für Menschen aufgezeigt (Snyder 1992, Staines et al. 2001, Haas et al. 2004; Turbanski et al. 2005). Vibration, die kortikal wahrgenommen wird, könnte über deszendierende Bahnen und das gamma-Motoneuronensystem Einfluss auf die Muskelspindeln nehmen. Angesichts der Tatsache, dass kurzfristig hauptsächlich die dynamischen primären Muskelspindeln durch Vibration verändert werden, langfristig aber auch die sekundären Muskelspindeln ihren Aktivitätsgrad verändern (erkenntlich an der Abnahme der MLR) kann man zusätzlich oder eventuell sogar anstatt der peripheren Modulation des Fusimotorsystems eine Beeinflussung über deszendierende Bahnen proklamieren. Inwieweit dieser mögliche zentrale Regulationsvorgang die peripheren Veränderungen an den Muskelspindeln ergänzt oder moduliert, kann hier nur vermutet werden.

4.4 Abschluss und Ausblick

Es wurde gezeigt, dass Ganzkörpervibration die funktionelle Kniegelenkstabilität positiv beeinflusst - und das bereits nach kurzer Trainingszeit. Dabei beeinflusst die Vibration neben der Muskelspindel auch die spinale Reflexmodulation. Ob die Vibrationswirkung auf die Muskelspindel eher direkt oder eher indirekt erfolgt, und inwiefern sich hier der Einfluss deszendierender Bahnen auf das Fusimotorsystem bemerkbar macht, sollte Gegenstand weiterer Forschung sein. Zum besseren Verständnis der neurophysiologischen Veränderungen infolge Ganzkörpervibration könnte die Untersuchung der reziproken und der präsynaptischen Hemmung vor und nach Vibration hilfreich sein.

Auch wäre es interessant, die Unterschiede der diversen Ganzkörpervibrationssysteme im Hinblick auf mögliche spezifische Einsatzmöglichkeiten zu untersuchen und so das Potenzial des Ganzkörpervibrationstrainings bestmöglich zu nutzen.

5 Zusammenfassung

In dieser Studie wurden prospektiv an 13 Probanden die Auswirkungen einer einmaligen Anwendung von Ganzkörpervibration sowie die eines vierwöchigen Ganzkörpervibrationstrainings auf die Kniegelenkstabilität untersucht. Gleichzeitig sollte festgestellt werden, ob es dabei zu Veränderungen in der neuronalen Kontrolle kommt und ob diese etwaigen Veränderungen zentral oder peripher liegen.

Die funktionelle Kniegelenkstabilität wurde mittels Kniegelenksarthrometrie getestet, wobei neben der postero-anterioren Tibiaauslenkung die Muskeldehnungsreflexe der ischiokruralen Muskulatur in deren Komponenten SLR (short-latency-response) und MLR (medium-latency-response) bestimmt wurden. Die Messung der H-Reflexe am M. soleus und am M. quadriceps trug zur Differenzierung des Wirkortes der Vibration bei.

Die Ergebnisse zeigten nach vibratorischem Einzelreiz und nach vierwöchigem Training eine signifikant verbesserte Kniegelenkstabilität. Die Amplitude der SLR war nach dem Einzelreiz erhöht, während sich im weiteren Verlauf eine Abnahme der Amplituden der SLR und der MLR zeigte. Die H-Reflexe am M. soleus änderten sich nur für kurze Zeit. Die Reflexe am M. quadriceps sowie die Latenzen der SLR und MLR änderten sich durch das Ganzkörpervibrationstraining hingegen nicht.

Die funktionelle Kniegelenkstabilität wurde also durch Ganzkörpervibration positiv beeinflusst. Für die Erklärung der akuten Wirkung nach einmaliger Vibration bietet sich ein Zusammenspiel aus vermehrter Entladung der Muskelspindel und spinaler Reflexmodulation an. Eine vermehrte Entladung der Muskelspindel nach dem vibratorischen Einzelreiz wird durch die erhöhte SLR nahe gelegt, während die Abnahme der H/M-Ratio am M. soleus auf eine Zunahme präsynaptischer Hemmung und möglicherweise auch auf eine Beeinflussung durch deszendierende Bahnen hinweist.

Für die Erklärung der Langzeitergebnisse muss man in Anbetracht der verringerten SLR und MLR annehmen, dass es zu einer Abnahme der Muskelspindelempfindlichkeit kommt. Dies hat eine Erhöhung der Muskelstiffness und damit eine Gelenkstabilisierung zur Folge.

6 Literaturverzeichnis

- Abbruzzese M., Minatel C., Reni L. und Favale E. (2001). "Postvibration depression of the H-reflex as a result of a dual mechanism: an experimental study in humans." *J Clin Neurophysiol* 18(5): 460-70.
- Abercromby A. F., Amonette W. E., Layne C. S., McFarlin B. K., Hinman M. R. und Paloski W. H. (2007). "Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise." *Med Sci Sports Exerc* 39(9): 1642-50.
- Armstrong, W. J., Nestle, H. N., Grinnell, D. C., Cole, L. D., Van Gilder, E. L., Warren, G. S. und Capizzi, E. A. (2008). "The acute effect of whole-body vibration on the hoffmann reflex." *J Strength Cond Res* 22(2): 471-6.
- Beard D. J., Kyberd P. J., O'Connor J. J., Fergusson C. M. und Dodd C. A. (1994). "Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency." *J Orthop Res* 12(2): 219-28.
- Benninghoff, A. und Drenckhahn, D. (2003). *Anatomie - Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie, Band 1*, Urban & Fischer.
- Bove M., Nardone A. und Schieppati M. (2003). "Effects of leg muscle tendon vibration on group Ia and group II reflex responses to stance perturbation in humans." *J Physiol* 550(Pt 2): 617-30.
- Burke, D., Hagbarth, K. E., Lofstedt, L. und Wallin, B. G. (1976). "The responses of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles." *J Physiol* 261(3): 673-93.
- Burke, D., McKeon, B. und Westerman, R. A. (1980). "Induced changes in the thresholds for voluntary activation of human spindle endings." *J Physiol* 302: 171-81.
- Cardinale M. und Wakeling J. (2005). "Whole body vibration exercise: are vibrations good for you?" *Br J Sports Med* 39(9): 585-9; discussion 589.
- Cochrane D. J. und 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(11): 860-5.
- Delecluse, C., Roelants, M. und Verschueren, S. (2003). "Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training." *Med Sci Sports Exerc* 35(6): 1033-41.
- Delecluse, C. und Roelants, M. (2005). "Effects of whole body vibration training on muscle strength and sprint performance in sprint-trained athletes." *Int J sports Med* 26(8): 662-8.
- de Ruyter, C. J., van der Linden, R. M., van der Zijden, M. J., Hollander, A. P. und de Haan, A. (2003a). "Short-term effects of whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise." *Eur J Appl Physiol* 88(4-5): 472-5.
- de Ruyter, C. J., Van Raak, S. M., Schilperoort, J. V., Hollander, A. P. und de Haan, A. (2003b). "The effects of 11 weeks whole body vibration training on jump height, contractile properties and activation of human knee extensors." *Eur J Appl Physiol* 90(5-6): 595-600.
- Enriquez-Denton, M., Morita, H., Christensen, L. O., Petersen, N., Sinkjaer, T. und Nielsen, J. B. (2002). "Interaction between peripheral afferent activity and presynaptic inhibition of Ia afferents in the cat." *J Neurophysiol* 88(4): 1664-74.
- Fagnani, F., Giombini, A., Di Cesare, A., Pigozzi, F. und Di Salvo, V. (2006). "The effects of a whole-body vibration program on muscle performance and flexibility in female athletes." *Am J Phys Med Rehabil* 85(12): 956-62.

- Faist M., Blahak C., Duysens J. und Berger W. (1999). "Modulation of the biceps femoris tendon jerk reflex during human locomotion." *Exp Brain Res* 125(3): 265-70.
- Freeman M. A. und Wyke B. (1967). "The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat." *J Anat* 101(Pt 3): 505-32.
- Fremerey R., Freitag N., Wippermann B., Stalp M. und Fu F. H. (2006). "[Sensorimotor potential of the intact and injured anterior and posterior cruciate ligaments--a neurophysiological study in an animal model]." *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 144(2): 158-63.
- Friemert B., Faist M., Spengler C., Gerngross H., Claes L. und Melnyk M. (2005). "Intraoperative direct mechanical stimulation of the anterior cruciate ligament elicits short- and medium-latency hamstring reflexes." *J Neurophysiol* 94(6): 3996-4001.
- Friemert, B., Bumann-Melnyk, M., Faist, M., Schwarz, W., Gerngross, H. und Claes, L. (2005b). "Differentiation of hamstring short latency versus medium latency responses after tibia translation." *Exp Brain Res* 160(1): 1-9.
- Grey M. J., Ladouceur M., Andersen J. B., Nielsen J. B. und Sinkjaer T. (2001). "Group II muscle afferents probably contribute to the medium latency soleus stretch reflex during walking in humans." *J Physiol* 534(Pt 3): 925-33.
- Grüber J., Wolter D. und Lierse W. (1986). "Der vordere Kreuzbandreflex (LCA-Reflex)." *Unfallchirurg* 89: 551-554.
- Haas, C. T., Turbanski, S., Kaiser, D. und Schmidtbleicher, D. (2004). "Biomechanische und physiologische Effekte mechanischer Schwingungsreize beim Menschen." *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin Jahrgang* 55(2): 34-45.
- Hagbarth K. E. und Eklund G. (1966). "Tonic vibration reflexes (TVR) in spasticity." *Brain Res* 2(2): 201-3.
- Hagbarth, K. E. und Nordin, M. (1998). "Postural after-contractions in man attributed to muscle spindle thixotropy." *J Physiol* 506 (Pt 3): 875-83.
- Hakkinen, K. und Komi, P. V. (1983). "Changes in neuromuscular performance in voluntary and reflex contraction during strength training in man." *Int J Sports Med* 4(4): 282-8.
- Hazell, T. J., Jakobi, J. M. und Kenno, K. A. (2007). "The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions." *Appl Physiol Nutr Metab* 32(6): 1156-63.
- Hees H. und Sinowatz F. (2000). *Histologie. Kurzlehrbuch der Zytologie und mikroskopischen Anatomie*, Deutscher Ärzte-Verlag. Seite 77-79.
- Hogervorst T. und Brand R. A. (1998). "Mechanoreceptors in joint function." *J Bone Joint Surg Am* 80(9): 1365-78.
- <http://de.powerplate.com/DE/benefits/fitness/fitness.aspx> , zugegriffen am 18. Februar 2008
- http://de.powerplate.com/DE/technology/how_does_it_work.aspx, zugegriffen am 18. Februar 2008
- <http://www.wolfsgym.ch/powerplate.html>, zugegriffen am 03. Oktober 2008
- Humphries B., Warman G., Purton J., Doyle T. L. A. und Dugan E. (2004). "The influence of vibration on muscle activation and rate of force development during maximal isometric condition." *J Sports Science Medicine*.
- Hutton, R. S. und Atwater, S. W. (1992). "Acute and chronic adaptations of muscle proprioceptors in response to increased use." *Sports Med* 14(6): 406-21.
- Iles, J. F. und Roberts, R. C. (1987). "Inhibition of monosynaptic reflexes in the human lower limb." *J Physiol* 385: 69-87.

- Johansson, H., Sjolander, P. und Sojka, P. (1990). "Activity in receptor afferents from the anterior cruciate ligament evokes reflex effects on fusimotor neurones." *Neurosci Res* 8(1): 54-9.
- Johansson H., Sjolander P. und Sojka P. (1991). "Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint." *Crit Rev Biomed Eng* 18(5): 341-68.
- Keldermann, J. (2001). "Die PowerPlate." Diplomarbeit an der Hochschule HvG, Fakultät Gamma, Groningen.
- Kouzaki M., Shinohara M. und Fukunaga T. (2000). "Decrease in maximal voluntary contraction by tonic vibration applied to a single synergist muscle in humans." *J Appl Physiol* 89(4): 1420-4.
- Krauspe R., Schmitz F., Zoller G. und Drenckhahn D. (1995). "Distribution of neurofilament-positive nerve fibres and sensory endings in the human anterior cruciate ligament." *Arch Orthop Trauma Surg* 114(4): 194-8.
- Krogsgaard M. R., Dyhre-Poulsen P. und Fischer-Rasmussen T. (2002). "Cruciate ligament reflexes." *J Electromyogr Kinesiol* 12(3): 177-82.
- Kvorning, T., Bagger, M., Caserotti, P. und Madsen, K. (2006). "Effects of vibration and resistance training on neuromuscular and hormonal measures." *Eur J Appl Phys* 96(5): 615-25.
- Magladery J. W. und Mc D. D., Jr. (1950). "Electrophysiological studies of nerve and reflex activity in normal man. I. Identification of certain reflexes in the electromyogram and the conduction velocity of peripheral nerve fibers." *Bull Johns Hopkins Hosp* 86(5): 265-90.
- Martin, B. J., Roll, J. P. und Gauthier, G. M. (1984). "Spinal reflex alterations as a function of intensity and frequency of vibration applied to the feet of seated subjects." *Aviat Space Environ Med* 55(1): 8-12.
- Martin B. J., Roll J. P. und Gauthier G. M. (1986). "Inhibitory effects of combined agonist and antagonist muscle vibration on H-reflex in man." *Aviat Space Environ Med* 57(7): 681-7.
- Matthews P. B. (1966). "The reflex excitation of the soleus muscle of the decerebrate cat caused by vibration applied to its tendon." *J Physiol* 184(2): 450-72.
- Minasyan S. M. und Baklavadzhyan O. G. (1987). "Electrophysiological study of reticulo-limbic interrelationships during prolonged action of vibration." *Neurosci Behav Physiol* 17(6): 531-8.
- Nardone, A. und Schieppati, M. (2005). "Reflex contribution of spindle group Ia and II afferent input to leg muscle spasticity as revealed by tendon vibration in hemiparesis." *Clin Neurophysiol* 116(6): 1370-81.
- Nishihira Y., Iwasaki T. und Hatta A. (2002). "Effect of whole body vibration stimulus and voluntary contraction on motoneuron pool." *Advances in exercise and sports physiology*.
- Palmieri R. M., Ingersoll C. D. und Hoffman M. A. (2004). "The Hoffmann Reflex: Methodologic Considerations and Applications for Use in Sports Medicine and Athletic Training Research." *J Athl Train* 39(3): 268-277.
- Petersen W., Rosenbaum D. und Raschke M. (2005). "Rupturen des vorderen Kreuzbandes bei Athleten. Teil 1: Epidemiologie, Verletzungsmechanismen und Ursachen." *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin Jahrgang* 56(6): 150 - 156.
- Rees, S. S., Murphy, A. J. und Watsford, M. L. (2008). "Effects of whole-body vibration exercise on lower-extremity muscle strength and power in an older population: a randomized clinical trial." *Phys Ther* 88(4): 462-70.
- Rees, S. S., Murphy, A. J. und Watsford, M. L. (2008b). "Effects of whole body

- vibration on postural steadiness in an older population." *J Sci Med Sport*.
- Rittweger J., Mutschelknauss M. und Felsenberg D. (2003). "Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise." *Clin Physiol Funct Imaging* 23(2): 81-6.
- Roll J. P., Martin B., Gauthier G. M. und Mussa Ivaldi F. (1980). "Effects of whole-body vibration on spinal reflexes in man." *Aviat Space Environ Med* 51(11): 1227-33.
- Russo C. R., Lauretani F., Bandinelli S., Bartali B., Cavazzini C., Guralnik J. M. und Ferrucci L. (2003). "High-frequency vibration training increases muscle power in postmenopausal women." *Arch Phys Med Rehabil* 84(12): 1854-7.
- Schieppati M. und Nardone A. (1997). "Medium-latency stretch reflexes of foot and leg muscles analysed by cooling the lower limb in standing humans." *J Physiol* 503 (Pt 3): 691-8.
- Schmidt R. F. und Thews G. (1997). *Physiologie des Menschen*. Berlin Heidelberg, Springer-Verlag. Seite 97-99.
- Schuhfried O., Mittermaier C., Jovanovic T., Pieber K. und Paternostro-Sluga T. (2005). "Effects of whole-body vibration in patients with multiple sclerosis: a pilot study." *Clin Rehabil* 19(8): 834-42.
- Shinohara M. (2005). "Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance." *Med Sci Sports Exerc* 37(12): 2120-5.
- Shinohara M., Moritz C. T., Pascoe M. A. und Enoka R. M. (2005). "Prolonged muscle vibration increases stretch reflex amplitude, motor unit discharge rate, and force fluctuations in a hand muscle." *J Appl Physiol* 99(5): 1835-42.
- Shultz, S. J., Carcia, C. R. und Perrin, D. H. (2004). "Knee joint laxity affects muscle activation patterns in the healthy knee." *J Electromyogr Kinesiol* 14(4): 475-83.
- Snyder A. Z. (1992). "Steady-state vibration evoked potentials: descriptions of technique and characterization of responses." *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 84(3): 257-68.
- Sojka, P., Johansson, H., Sjolander, P., Lorentzon, R. und Djupsjobacka, M. (1989). "Fusimotor neurones can be reflexly influenced by activity in receptor afferents from the posterior cruciate ligament." *Brain Res* 483(1): 177-83.
- Sojka, P., Sjolander, P., Johansson, H. und Djupsjobacka, M. (1991). "Influence from stretch-sensitive receptors in the collateral ligaments of the knee joint on the gamma-muscle-spindle systems of flexor and extensor muscles." *Neurosci Res* 11(1): 55-62.
- Solomonow M. und Krogsgaard M. (2001). "Sensorimotor control of knee stability. A review." *Scand J Med Sci Sports* 11(2): 64-80.
- Solomonow M., Zhou B. H., Harris M., Lu Y. und Baratta R. V. (1998). "The ligamento-muscular stabilizing system of the spine." *Spine* 23(23): 2552-62.
- Staines W. R., McIlroy W. E. und Brooke J. D. (2001). "Cortical representation of whole-body movement is modulated by proprioceptive discharge in humans." *Exp Brain Res* 138(2): 235-42.
- Torvinen, S., Kannu, P., Sievanen, H., Jarvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S., Jarvinen, T. L., Jarvinen, M., Oja, P. und Vuori, I. (2002a). "Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study." *Clin Physiol Funct Imaging* 22(2): 145-52.
- Torvinen, S., Kannus, P., Sievanen, H., Jarvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S., Jarvinen, T. L., Jarvinen, M., Oja, P. und Vuori, I. (2002b). "Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance." *Med Sci Sports Exerc* 34(9): 1523-8.

- Turbanski S., Haas C. T., Schmidtbleicher D., Friedrich A. und Duisberg P. (2005). "Effects of random whole-body vibration on postural control in Parkinson's disease." *Res Sports Med* 13(3): 243-56.
- van Nes I. J., Geurts A. C., Hendricks H. T. und Duysens J. (2004). "Short-term effects of whole-body vibration on postural control in unilateral chronic stroke patients: preliminary evidence." *Am J Phys Med Rehabil* 83(11): 867-73.
- Verschueren, S. M., Swinnen, S. P., Desloovere, K. und Duysens, J. (2003). "Vibration-induced changes in EMG during human locomotion." *J Neurophysiol* 89(3): 1299-307.

Danksagung

Bei Herrn Prof. Dr. Michael Faist bedanke ich mich herzlich für die Möglichkeit zur Promotion, die engagierte Unterstützung und die konstruktive Kritik.

An Herrn Prof. Gollhofer geht mein Dank für die Übernahme des Zweitgutachtens.

Ein ganz besonderes Dankeschön geht an Frau Dr. Maiko Hodapp für die exzellente Betreuung sowohl während des praktischen als auch des theoretischen Teils der Arbeit.

Herrn Dr. Mark Melnyk ein Dankeschön für die Einarbeitung in die Kniegelenksarthrometrie und die Betreuung der Versuche.

Unmöglich gewesen wäre diese Arbeit ohne die Probandinnen und Probanden, deren zuverlässige Mitarbeit ich gar nicht genug rühmen kann: vielen Dank!

Meinen Eltern, die mich während des Studiums stets so wunderbar unterstützten, gilt mein letzter Dank: Ein herzliches Vergelt's Gott!

Curriculum vitae

Persönliche Angaben

Geburtsdatum	23.06.1981
Geburtsort	Bozen (Südtirol, Italien)
Staatsangehörigkeit	italienisch
Familienstand	ledig

Ausbildung

Studium der Humanmedizin

November 2007	Abschluss des Medizinstudiums mit der Gesamtnote „gut“ (1,83) Drittes Staatsexamen, bestanden mit „sehr gut“
September 2006	Zweites Staatsexamen, bestanden mit „gut“
Oktober 2004 – Februar 2005	Studium an der Università Cattolica del Sacro Cuore in Rom im Rahmen des Erasmus- Programmes
August 2003	Erstes Staatsexamen, bestanden mit „befriedigend“
August 2002	Ärztliche Vorprüfung, bestanden mit „gut“
Oktober 2000	Beginn des Studiums der Humanmedizin in Freiburg im Breisgau

Schule

1995 - 2000	Besuch des deutschsprachigen Humanistischen Gymnasiums „Walther von der Vogelweide“ in Bozen; Staatliche Abschlussprüfung an Oberschulen (entspricht dem Abitur), Note: 98 / 100 Punkte
-------------	---

Praktische Ausbildung

Oktober 2006 bis September 2007	Praktisches Jahr in Karlsruhe (Hals-Nasen-Ohrenheilkunde), Concepción, Chile (Chirurgie) und Bern, Schweiz (Rheumatologische Klinik des Inselspitals)
August 2005	Famulatur in der Anästhesie im Bezirksspital Zofingen, Schweiz
August 2004	Famulatur in einer Internistisch-Hausärztlichen Praxis in Freiburg
September 2003	Famulatur in einer Allgemeinmedizinischen Praxis in Bozen, Italien
April 2003	Famulatur in der chirurgischen Abteilung der Nordseeklinik auf Sylt

Berufstätigkeit

Seit August 2008	Assistenzärztin in der Asklepios Klinik Lindau im Bodensee
------------------	--