

Medizinische Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin
Campus Benjamin Franklin
Aus der Radiologischen Klinik und Poliklinik
Direktor: Prof. Dr. med. K.-J. Wolf
Leiter Zentrum für Muskel- und Knochenforschung:
Prof. Dr. med. Dieter Felsenberg

**Auswirkungen von erschöpfendem Ganzkörpervibrationstraining auf
neuromuskuläre Parameter im Vergleich zu erschöpfendem
Kniebeugentraining**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der
medizinischen Doktorwürde
der Charité - Universitätsmedizin Berlin
Campus Benjamin Franklin

Vorgelegt von:
Marcus Mutschelknauß
aus Pforzheim

Referent: Prof. Dr. med. Dieter Felsenberg

Korreferent: Prof. Dr. H.-Chr. Gunga

Gedruckt mit der Genehmigung der Charité – Universitätsmedizin Berlin
Campus Benjamin Franklin

Promoviert am: 17.03.2006

*Meinen Eltern gewidmet.
Vielen Dank für alles.*

Inhaltsverzeichnis

1	<u>Einleitung</u>	1
1.1	Allgemeines	1
1.2	Bedeutung der Osteoporoseprävention	1
1.3	Zusammenhang zwischen Muskulatur und Knochen.....	2
1.4	Modeling, Remodeling und das Prinzip des Mechanostaten in der Skelettphysiologie	3
1.5	Trainingsmethoden zur Osteoporoseprävention	6
1.5.1	Krafttraining	6
1.5.2	Ausdauertraining.....	6
1.5.3	Balancetraining	7
1.5.4	Vibrationstraining	8
1.6	Vibrationstraining und Tonic Vibration Response (TVR).....	11
1.7	Vertikale Strecksprünge und der Stretch-Shortening-Cycle.....	12
1.8	Ziel der Arbeit	13
2	<u>Material und Methoden</u>	14
2.1	Versuchsteilnehmer	14
2.2	Versuchsaufbau und Messparameter	15
2.3	Material	17
2.4	Oberflächen-EMG-Untersuchung während einer isometrischen Extension im Kniegelenk mit 70% der Maximalkraft (MVC)	19
2.5	Untersuchung vertikaler Sprünge auf einer Sprungmatte (JUMP)	20
2.6	Quantitative Analyse des Patellarsehnenreflexes (PSR)	20
2.7	Analyse der Daten	21
2.8	Statistische Methoden.....	22
3	<u>Ergebnisse</u>	24
3.1	Patientenkollektiv	24
3.2	Allgemeine Messparameter	24
3.3	Oberflächen-EMG-Untersuchung während einer isometrischen Extension im Kniegelenk mit 70% der Maximalkraft (MVC)	25
3.4	Untersuchung vertikaler Strecksprünge auf einer Sprungmatte (JUMP)	28
3.5	Quantitative Analyse des Patellarsehnenreflexes (PSR)	28

4	<u>Diskussion</u>	30
4.1	Erschöpfung durch Vibrationstraining	30
4.2	Oberflächen-EMG-Untersuchung während einer isometrischen Extension im Kniegelenk mit 70% der Maximalkraft (MVC)	31
4.3	Untersuchung vertikaler Strecksprünge auf einer Sprungmatte (JUMP)	32
4.4	Quantitative Analyse des Patellarsehnenreflexes (PSR)	33
4.5	Potentieller Einfluss der Tonic-vibration Response (TVR)	33
4.6	Schlussfolgerungen	35
5	<u>Zusammenfassung:</u>	37
6	<u>Quellenverzeichnis</u>	39
6.1	Verzeichnis der verwendeten Literatur.....	39
6.2	Verzeichnis der aus der Literatur entnommenen Abbildungen	47
7	<u>Danksagung</u>	48

1 Einleitung

1.1 Allgemeines

Das Knochensystem des Menschen hat wesentliche Funktionen: Es übernimmt eine mechanische Stütz- und Bewegungsfunktion sowie eine Schutzfunktion für das blutbildende System. Außerdem ist es Ionenreservoir für essentielle Bausteine unseres Körpers, vor allem Calcium, Phosphat und Magnesium. Neben den rein mechanischen Funktionen erfüllt der Knochen zudem also wichtige metabolische Funktionen.

Unser Skelettsystem ist, anders als es vielleicht auf den ersten Blick aussehen mag, ständigen Umbauvorgängen unterworfen, der Knochen lebt.

Wie schon der Berliner Chirurg Julius Wolff in seinem Wolffschen Gesetz der Transformation der Knochen vor über hundert Jahren formuliert hat (Wolff 1892), folgt Knochen seiner Funktion, d.h. der Knochen passt sich dem jeweiligen biomechanischen Belastungsmuster an, um mechanischen Belastungen standzuhalten, ohne zu brechen oder auf Dauer geschädigt zu werden.

Bei der Osteoporose ist diese Funktion des Knochens nicht mehr in vollem Umfang gewährleistet.

1.2 Bedeutung der Osteoporoseprävention

Osteoporose, eine systemische Skeletterkrankung, ist durch eine Verminderung der Knochenmasse, einer Veränderung der Knochenarchitektur, einer Verminderung der Knochenfestigkeit und –damit verbunden– einer erhöhten Knochenbrüchigkeit und einem erhöhtem Frakturrisiko gekennzeichnet.

Grundsätzlich ist die Widerstandsfähigkeit des Knochens von vier verschiedenen physikalischen Faktoren abhängig (Frost 1999):

- Den Materialeigenschaften des Knochens
- Der Knochenmasse
- Der Architektur des Knochens
- Der Anzahl von mikroskopisch sichtbaren winzigen Schäden am Knochen

Da sich die Materialeigenschaften des Knochens kaum ändern, sondern relativ konstant bleiben, sind die Ursachen für die Osteoporose deshalb in den anderen Faktoren zu suchen.

Neben der postmenopausalen, senilen und seltenen juvenilen Osteoporose, der sogenannten *primären* Osteoporose, spielen viele Erkrankungen und andere Faktoren eine bedeutende Rolle bei der Entstehung der *sekundären* Osteoporose. Hier sind vor allem lang andauernde medikamentöse Behandlungen mit Glukocortikoiden oder Antikoagulantien von unmittelbarer Bedeutung.

Das Problem der Osteoporose kann grundsätzlich auf *drei Ebenen* angegangen werden:

- Diagnose
- Prävention
- Behandlung

Hauptkomplikation der Osteoporose sind osteoporotisch bedingte Frakturen. Diese kommen am häufigsten im Oberschenkelknochen (Femur) und der Wirbelsäule vor und nehmen exponentiell im höheren Lebensalter zu. Hierbei ist jedoch anzumerken, dass nicht nur ossäre Faktoren eine Rolle bei der Entstehung der Frakturen spielen, sondern auch extraossäre Faktoren wie z.B. erhöhte Sturzneigung durch ein verschlechtertes Gleichgewichtssystem bei älteren Menschen oder geringere Muskelkraft von Bedeutung sind. Die Sturzprävention nimmt also bei der Prävention von osteoporotisch bedingten Frakturen eine zentrale Rolle ein.

Alleine in Europa und den USA kommen schätzungsweise 2,3 Millionen osteoporotisch bedingte Frakturen pro Jahr vor, die Behandlungskosten hierfür betragen im Jahre 1999 ca. 27 Milliarden US-Dollar (www.who.int, Melton 2003, Melton et al. 2004). Die schon jetzt durch Osteoporose entstehenden Probleme werden in Zeiten, in denen der Bevölkerungsdurchschnitt immer älter sein wird, in ihrer Bedeutung zunehmen und die Gesamtzahl der Frakturen wird weiter eskalieren.

Angesichts der oben angeführten Zahlen wird schnell klar, welche bedeutende Rolle eine adäquate Prävention der Osteoporose spielt.

1.3 Zusammenhang zwischen Muskulatur und Knochen

Bei der Therapie und Prävention von Osteoporose hat sich seit langer Zeit herausgestellt, dass mechanische Belastung des Skeletts einen günstigen Einfluss auf Knochen und Knochenmasse hat. Aus diesem Grund nimmt körperliche Aktivität einen bedeutenden Stellenwert bei der Osteoporoseprävention ein.

Die größten Kräfte, die auf den Knochen einwirken, entstehen –mit Ausnahme von Verletzungen– nicht durch Gewichtskraft, sondern durch Muskelzug der am Knochen

ansetzenden Muskeln. Muskelkraft bringt für den Knochen eine Belastung vom Mehrfachen des Körpergewichtes. Dies liegt unter anderem auch daran, dass die Muskulatur, die sich gegen den Widerstand des Körpergewichtes kontrahiert, gegen ungünstige Hebelverhältnisse im Körper arbeiten muss. So beträgt z.B. am M. triceps surae am Unterschenkel das Hebel-Verhältnis zwischen Hebelarm des M. triceps surae an der Rotationsachse Tibia/Talus und dem Hebelarm des Calcaneus etwa 1:3 zu Ungunsten des M. triceps. Deshalb muss der M. triceps surae z.B. zum einfachen Anheben von 70 kg Körpergewicht mindestens 2100 Newton erzeugen (Gowin, Rittweger 1999).

1.4 Modeling, Remodeling und das Prinzip des Mechanostaten in der Skelettphysiologie

Knochen braucht für Aufrechterhaltung seiner Masse bzw. für die Bildung von neuem Knochen einen Verformungsreiz, den sogenannten „**Strain**“. Die meisten Verformungsreize erhält der Knochen durch die an ihm ansetzende Muskulatur.

Strain bedeutet hierbei die Änderung in Größe und/oder Form, die durch Belastung an einem bestimmten Material –hier also Knochen- hervorgerufen wird. Die Quantifizierung der Stärke der Krafteinwirkung erfolgt normalerweise in Mikrostrains (μE). So führen z.B. 10.000 μE an Kompression zu einer Verkürzung von 1% der Originallänge des Knochens.

Die durch die Strains induzierten Umbauvorgänge im Knochen des Erwachsenen werden im Allgemeinen durch die Begriffe „Modeling“ und „Remodeling“ beschrieben. Das sogenannte „*Remodeling*“ dient der Erneuerung und der Reparatur des Knochens. Es kommt durch das Zusammenspiel zwischen Osteoblasten und Osteoklasten zu einem geregelten An- und Abbau von Knochengewebe, beispielsweise dann, wenn durch extreme mechanische Reize Defekte am Knochen entstanden sind, die dann durch neues Gewebe ersetzt werden.

Von Harold M. Frost (Frost 1987) wurde im Zusammenhang mit Remodeling der Begriff des BMU (= Basic multicellular unit) geprägt. Die BMUs nutzen Osteoblasten und Osteoklasten für Remodeling. Grundsätzlich können die BMUs zwei verschiedene Funktionen wahrnehmen: Zum einen die „Konservierung“ von vorhandenem Knochen, z.B. durch Ersatz bei Defekten. Zum anderen das Entfernen von nicht benötigtem

Knochen. Sobald die Schwelle für die Konservierungsfunktion des Remodelings unterschritten wird, kommt es zum Knochenabbau.

Das „*Modeling*“ hingegen dient der Strukturanpassung des Knochens an die auftretenden Kräfte (Kompression, Biegung und Torsion), es ist also die zelluläre Reaktion auf einen mechanischen Reiz. Durch Modeling kommt es, anders als beim Remodeling, stets zu einer Zunahme der Knochenmasse und –festigkeit.

Ein Hinweis für die Wirkung des Modelings ist der Unterschied der Oberarmknochen zwischen dem Schlagarm und dem Nicht-Schlagarm bei männlichen Tennisspielern (Haapasalo et al. 1998).

Sowohl für das Modeling als auch für das Remodeling werden bestimmte Schwellen für die am Knochen auftretenden Kräfte angenommen, die überschritten werden müssen, damit die Umbauprozesse überhaupt einsetzen. Man nimmt an, dass die Remodeling-Schwelle bei etwa 50-100 μE und die Schwelle für Modeling etwa im Bereich zwischen ca. 800 und 4000 μE liegen. Die Schwelle für die Remodeling-Vorgänge liegt also deutlich unter der Schwelle für Modeling – Prozesse. Ossäre Frakturen entstehen etwa im Bereich von 25.000 μE .

Aufgrund der Schwellenwerte wurde von Harold M. Frost deshalb für den Knochen, ähnlich wie bei einem Thermostaten zur Konstanthaltung der Temperatur, der Begriff des *Mechanostaten* geprägt, welcher durch Anpassung seiner Knochenstruktur bei veränderter einwirkender Kraft die Verformung des Knochens konstant hält (Frost 1987). Wenn man das Bild des Thermostaten auf den Knochen überträgt, bedeutet dies folgendes: Erst wenn die Temperatur (beim Modeling der Verformungsreiz) über die eingestellte Raumtemperatur (die Schwelle) steigt, beginnt die Klimaanlage (der Knochen) mit ihrer Arbeit. Ein Hinweis für die Richtigkeit der Mechanostat-Theorie ist, dass die Knochenmasse bei Gewichthebern deutlich höher ist als z.B. bei Marathonläufern. Dies liegt daran, dass es beim Gewichtheben immer wieder zu kurzen, über der Modelingschwelle liegenden Verformungsreizen kommt, während sich der Knochen des Marathonläufers bereits an die konstanten Verformungsreize gewöhnt hat. Dadurch erreicht der Marathonläufer die Modelingschwelle während normaler Belastungen kaum noch, die Verformungsreize bei normalem Training liegen hier fast immer im Remodeling-Bereich (Frost 1997).

Wenn man bedenkt, dass, wie oben beschrieben, die höchsten Kräfte, die auf den Knochen einwirken, durch Muskelzug entstehen, wird schnell klar, dass die Muskulatur bei den Knochenumbauprozessen im höheren Alter eine entscheidende Rolle spielt. So

erreichen Erwachsene im Alter von ca. 35-40 Jahren ihre Knochenspitzenmasse, die sogenannte „peak bone mass“. Durch die verminderte Muskelkraft wird es für ältere Menschen immer schwerer, die Schwellenwerte für Modeling/Remodeling zu erreichen. In den meisten Fällen führt dies dazu, dass trotz intensivem körperlichem Training allenfalls noch die Remodeling-Schwelle erreicht werden kann.

Durch das Überschreiten der Remodeling-Schwelle kann zwar weiterem Verlust von Knochenmasse vorgebeugt werden, dadurch, dass die Modeling-Schwelle aber nicht erreicht wird, kann kein neuer Knochen mehr aufgebaut werden (Frost 1999).

In Messungen der Muskelstärke der Ellenbogenflexoren zeigten Schiessl et al. eine deutlich positive Korrelation mit den Indizes für die Knochenstärke (BSI) von Radius und Ulna (Schiessl et al. 1998). Die Auswirkungen der Muskulatur auf das Skelettsystem wurden 1995 im Tiermodell durch Ijiri et al. weiter untersucht (Ijiri et al. 1995). Hierbei zeigte sich, dass der Verlust der Muskulatur von Ratten durch Immobilisation nach ca. vier Wochen deutlich höher als der Knochenverlust ist. Der Wiederaufbau der atrophierten Muskulatur erfolgt jedoch deutlich schneller als die Normalisierung der Knochenmasse.

Neben den rein mechanischen Faktoren haben auch hormonelle Veränderungen einen Einfluss auf den Knochenstoffwechsel. So wird diskutiert, dass durch den Einfluss von Östrogen die Remodeling-Schwelle nach unten verschoben wird. Dies hat zur Folge, dass es in der Pubertät durch die hohen Östrogenspiegel bei jungen Mädchen zu einer Zunahme der Knochenmasse kommt, da der Knochenabbau durch Remodeling durch die veränderten Schwellenwerte verhindert wird (Schiessl et al. 1998). Im höheren Lebensalter hingegen kommt es durch das dann verminderte Östrogen zu einer Erhöhung der Remodeling-Schwelle. Hierdurch kommt es zu einem initial vermehrten Knochenabbau, welcher wieder sistiert, sobald durch die Verminderung der Knochenmasse die auf den Knochen einwirkenden Strains höhere Verformungen bewirken, die dann wieder über der Schwelle für Remodeling liegen.

All dies zeigt, dass körperliches Training essentiell für die Aufrechterhaltung bzw. Verbesserung der Knochenmasse und –stärke ist.

1.5 Trainingsmethoden zur Osteoporoseprävention

Die ideale Art des Trainings zur Osteoporoseprävention bzw. –therapie ist in der Vergangenheit kontrovers diskutiert worden. Nachfolgend sind einige Trainingsoptionen aufgeführt:

1.5.1 Krafttraining

Frauen mit Osteoporose bzw. solche, die Osteoporose vermeiden wollen, haben bisher vor allem durch Jogging oder andere Arten von körperlichem Training, bei dem Gewichtskräfte auf den Körper einwirken, Erfolge erzielt. Hierbei zeigte sich in einer Studie mit prämenopausalen Frauen, dass durch sogenannte high-intensity Trainingsprogramme mit hoher Gewichtsbelastung, wie sie z.B. durch Sprungübungen im Rahmen von Aerobicprogrammen oder bei sogenannten Step-Übungen erreicht werden, eine signifikante Verbesserung der Knochendichte (BMD) am Oberschenkelhals erzielt werden konnte (Heinonen et al. 1996).

Der Grund der Verbesserung der Knochendichte ist darin zu sehen, dass durch kurze, hohe Belastungen Verformungsreize auf den Knochen einwirken, die oberhalb der Modeling Schwelle liegen und deshalb Modeling einsetzt.

Interessanterweise konnte im Rahmen einer tierexperimentellen Studie gezeigt werden, dass beim high-intensity-Training bereits eine geringe Anzahl an Trainingszyklen auszureichen scheint, um Modeling auszulösen (Umemura et al. 1997). Bereits durch 5 Sprünge am Tag konnte hier ein ähnlicher Zuwachs an Knochenmasse erreicht werden, wie bei Tieren, die 10, 20 oder 40 Sprünge am Tag absolvierten.

1.5.2 Ausdauertraining

Sogenannte low-intensity Trainingsübungen (z.B. Gehen, Langstreckenlaufen), bei denen vor allem die Ausdauer der Muskeln trainiert wird, sollten bei der Prävention von Osteoporose nicht außer Acht gelassen werden. Puntilla konnte in einer Untersuchung mit 1873 peri- und postmenopausalen Frauen durch regelmäßige sportliche Aktivität eine signifikante Verminderung des Knochenverlustes in den Lendenwirbelkörpern feststellen. Dieser war hierbei am ausgeprägtesten bei den Frauen, die Walking oder Jogging als Hauptsportart betrieben. In Kontrast hierzu zeigten Knochendichte und Mineralgehalt des Oberschenkelhalsknochens jedoch keinen signifikanten Unterschied zwischen den sportlich aktiven und inaktiven Frauen (Puntilla et al. 2001).

Dadurch, dass bei low-intensity Trainingseinheiten meist nur Verformungsreize auf den Knochen einwirken, die unter der Modeling-Schwelle liegen, haben diese Übungen eine geringe Wirkung auf Knochendichte/-mineralgehalt. Anhand der unter 1.3. beschriebenen Mechanismen des Remodelings kann durch Ausdauertraining jedoch zumindest eine Konservierung des vorhandenen Knochens erreicht und dadurch ein weiterer Knochenabbau verhindert werden.

In einer Evaluation der Effekte von normalem Gehtraining und Freizeitsport auf das Risiko für Hüftfrakturen konnte bereits durch normales Gehen für mindestens vier Stunden/Woche eine 41%ige Reduktion der Inzidenz von Hüftfrakturen gegenüber den Personen mit einer Gehzeit von weniger als einer Stunde/Woche erreicht werden (Feskanich et al. 2002). Wahrscheinlich sind bei der Beurteilung der Ergebnisse die unter 1.5.3. beschriebenen Effekte auf die Körperbalance von großer Bedeutung.

1.5.3 Balancetraining

Es hat sich herausgestellt, dass der Effekt von Training auf die Knochendichte bzw. den Mineralgehalt des Knochens nur einen Teil der Vermeidung osteoporotisch bedingter Frakturen ausmacht. Das Ereignis, welches zur osteoporotischen Fraktur führt, ist v.a. bei Hüftfrakturen und Frakturen des distalen Radius fast immer ein Sturz. Der Zusammenhang Sturz-Fraktur konnte z.B. daran veranschaulicht werden, dass durch Verwendung von Hüftprotektoren eine signifikante Reduktion der Hüftfrakturen gegenüber der Kontrollgruppe erreicht werden kann (Lauritzen et al. 1993, Kannus et al. 2000). Ein Problem stellt jedoch nicht nur der initiale Sturz, sondern auch die Angst vor weiteren Stürzen und die daraus resultierende Verringerung der täglichen körperlichen Aktivität dar. Bestimmte Risikofaktoren wie z.B. verschlechterte Balance, Muskelschwäche und eine Veränderung der Gangart werden positiv durch körperliche Aktivität beeinflusst. Die Sturzprävention mit dem Ziel der Verbesserung der Körperbalance hat deshalb in den letzten Jahren an Bedeutung gewonnen. Balancetraining kann z.B. durch Stehen mit visuellem Feedback (Steadman et al. 2003) oder durch das Reagieren auf sensorische Reize während des Stehens auf einer Plattform erreicht werden (Carter et al. 2001).

Uusi-Rasi et al. beobachteten zudem, dass bei postmenopausalen Frauen eine Verbesserung der Balance bereits durch normales Gymnastik-training/Tanztraining erreicht werden kann (Uusi-Rasi et al. 1999).

1.5.4 Vibrationstraining

Vibrationstraining (**VbX**) ist eine relativ neue Form von Training zur Vorbeugung und Behandlung von Osteoporose, die mit der Idee entwickelt wurde, dass Muskeln durch auf spinaler Ebene ausgelöste Reflexe stimuliert werden.

Derzeit werden verschiedene Einsatzgebiete des VbX geprüft, sie reichen vom Training für Leistungssportler (Bosco et al. 1999) über Therapie von chronischen Rückenschmerzen (Rittweger et al. 2002) und Prävention von Immobilisation und Frakturen bei geriatrischen Patienten bis hin zur Therapie der Osteoporose.

So konnten Flieger et al. in tierexperimentellen Studien mit ovariectomierten Ratten nachweisen, dass VbX erfolgreich den Verlust von Knochensubstanz bei Ratten verhindert (Flieger et al. 1998). Im Tiermodell mit Schafen konnte zudem eine gesteigerte Knochenbildung durch niedrig dosierte, hochfrequente oszillierende Vibration nachgewiesen werden (Rubin et al. 2001).

Beim VbX nimmt der Proband eine vorgegebene Position auf der Geräteplatte ein, in der die Extensoren und Flexoren sich jeweils abwechselnd im linken und rechten Bein kontrahieren. Jedes Mal, wenn beispielsweise das rechte Bein passiv nach oben beschleunigt wird, wird das linke nach unten beschleunigt. Das heißt, das rechte Bein wird flektiert, während das linke Bein extendiert wird (vgl. Abb. 1). Dadurch kommt es abwechselnd zu einer Kontraktion und Relaxation der betroffenen Muskeln.

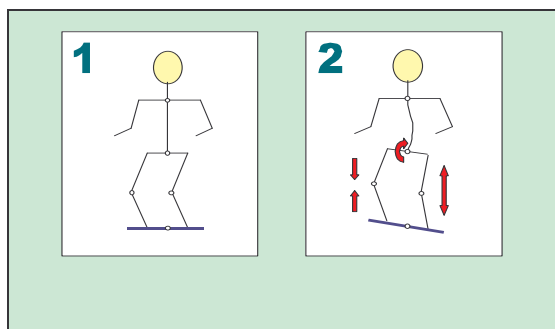


Abb. 1: Änderung der Körperposition während VbX

Durch Vibrationstraining wird also sowohl exzentrische als auch konzentrische Muskularbeit verrichtet.

Außerdem werden durch die oszillierende Schwingung der Platte des Vibrationsgerätes die Muskeln, die der Stabilisierung des Körpergleichgewichtes dienen, stark beansprucht.

Durch die Rezeptoren für den Lage- und Stellungssinn des Körpers, die sich in Gelenken, Muskeln und Sehnen befinden, werden afferente Informationen zum zentralen Nervensystem (ZNS) geleitet, von wo aus Efferenzen zum Bewegungsapparat gesendet werden. Durch die Informationen des ZNS kann das muskuloskeletale System Korrekturen z.B. an veränderten Gelenkpositionen vornehmen. Hierdurch wird reflektorisch die Körperposition beibehalten, während der Körpermittelpunkt nicht direkt vertikal beschleunigt wird.

Neben der Muskelkräftigung und der damit verbundenen Leistungssteigerung wird durch das koordinativ sehr anspruchsvolle Vibrationstraining also auch das posturale System zur Aufrechterhaltung der Körperbalance trainiert.

Eine weitere Idee hinter VbX ist es, Muskelkontraktionen über das Auslösen von Muskeldehnungsreflexen zu erreichen. Während des Vibrationstrainings kommt es zu kleinen Änderungen der Muskellänge. Die Muskeldehnungsreflexe werden in den Muskelspindeln erzeugt, welche als „Längenmesser“ der Arbeitsmuskulatur dienen. Sie setzen im Inneren des Bindegewebes des Muskels an und werden bei einer Verkürzung des Muskels entspannt, wodurch gleichzeitig ihre Impulsrate reduziert wird. Muskelspindeln werden zusätzlich von γ -Motoaxonen innerviert, die an den Außenpolen der Muskelspindeln ansetzen. Bei einer Verkürzung des Muskels durch einen Impuls von α -Motoneuronen kommt es gleichzeitig zu einer Kontraktion der äußeren Anteile der Muskelspindeln durch eine Koaktivierung der γ -Motoneurone. Hierdurch haben die zentralen Anteile der Muskelspindel auch bei verkürztem Muskel eine gewisse Vorspannung, wodurch die Empfindlichkeit der Längenrezeptoren des Muskels auch bei Kontraktion der Skelettmuskulatur erhalten bleibt.

Der oben angeführte Zusammenhang ist in Abb. 2 dargestellt.

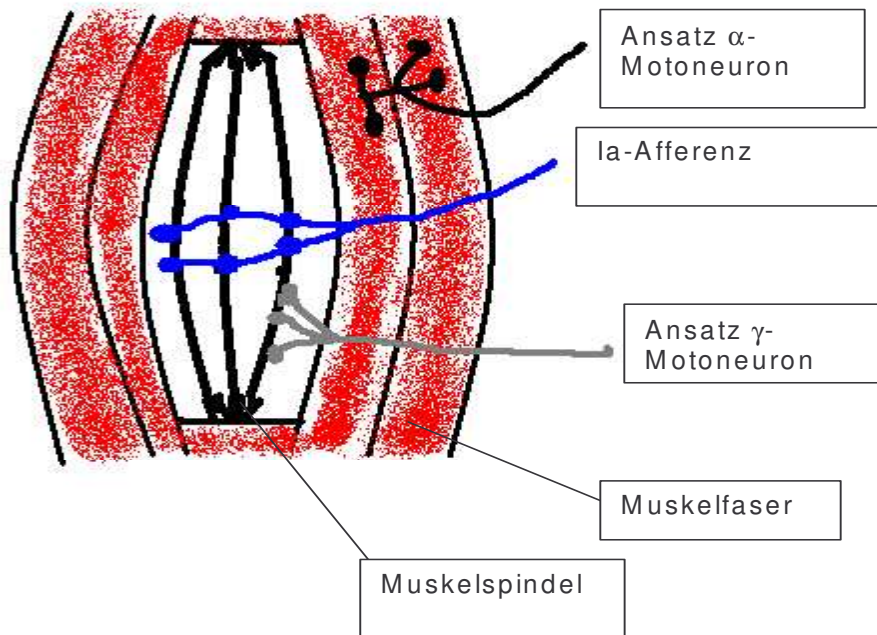


Abb. 2: Anatomie der Muskelspindel. Die γ -Motoneurone setzen an den Aussenpolen der Muskelspindel an, während die Ia-Afferenzen zentral in der Mitte der Muskelspindel enden.

In vorangegangenen Studien zur Untersuchung von Herzfrequenz, Blutdruck, Laktat und maximaler Sauerstoffaufnahme konnte gezeigt werden, dass VbX das kardiovaskuläre System deutlich weniger beansprucht, als beispielsweise erschöpfendes Fahrradergometertraining (Rittweger et al. 2000).

Dadurch ist ein Einsatz von VbX auch mit älteren, körperlich limitierten Patienten möglich. Im Rahmen von mit VbX durchgeführten Studien wurden verschiedene weitere interessante Beobachtungen gemacht: So ist beispielsweise das Auftreten von Erythemen an den beanspruchten Körperpartien beobachtet worden (Rittweger et al. 2000). Überraschenderweise wurde auch eine erhöhte EMG-Frequenz während isometrischer Muskelkontraktionen nach VbX festgestellt. Und dies, obwohl muskuläre Erschöpfung sowohl bei exzentrischer als auch bei konzentrischer Muskelkontraktion normalerweise mit einer verminderten EMG-Frequenz einhergeht (Hakkinen et al. 1983). Die Ursache hierfür liegt darin, dass es zu einer Änderung des Aktivierungsmusters von motorischen Einheiten kommt. Kleinere motorische Einheiten haben hierbei eine geringere Leitungsgeschwindigkeit und dadurch eine geringere EMG-Frequenz. Zudem ist die Amplitude und somit auch die EMG-Kraft bei kleineren motorischen Einheiten niedriger als bei den größeren. Die Analyse von EMG-Mustern

kann deshalb als Indikator für Aktivierungsmuster des zentralen Nervensystems benutzt werden.

1.6 Vibrationstraining und Tonic Vibration Response (TVR)

Hagbarth und Eklund haben schon 1966 festgestellt, dass mechanisch ausgelöste Vibrationen am Muskelbauch oder an den Sehnen eine reflektorische Muskelkontraktion auslösen können (Hagbarth et al. 1966, Burke et al. 1972). Diese Antwort des Muskels auf die applizierte Vibration nennt sich „Tonic vibration response“ (TVR).

Die TVR wird durch mono- und polysynaptische Aktivierung von afferenten Ia-Fasern ausgelöst, die über lange efferente α -Motoneurone Muskelfasern erregen. Hierbei werden vor allem Typ II-Muskelfasern erregt. Typischerweise entwickelt sich der TVR einige Sekunden nach Beginn der Vibration des Muskels und steigert sich dann langsam über eine Periode von 20-60 Sekunden. Die Latenz bis zum Einsetzen des TVR ist jedoch variabel, was möglicherweise damit zusammenhängt, dass die Reflexantwort von bestimmten Personen willkürlich gehemmt werden kann.

Normalerweise wird der TVR so lange aufrechterhalten, wie die Vibrationen am Muskelbauch oder an den Sehnen besteht und endet ca. 0,5 – 2,0 Sekunden, nachdem der Vibrationsstimulus beendet wird. Der TVR kann durch Reflexbahnung, z.B. durch das Jendrassik-Manöver, verstärkt werden. In der Regel kommt es innerhalb von ca. 10 Sekunden nach Einsetzen der Reflexbahnung wieder zu einer Abschwächung des TVR auf normale Reflexamplitudenwerte. Bei einer isometrischen Muskelkontraktion nimmt der TVR mit steigender Muskeldehnung zu. Deshalb ist der TVR typischerweise bei maximaler Muskeldehnung und langsamen passiven sinusoidalen Bewegungen des Rumpfes am größten.

Es konnte gezeigt werden, dass der TVR durch vorangegangenes Muskeltraining verstärkt wird und es bis ca. 10-20 Sekunden nach Ende der Vibration zu einer Verminderung der willkürlichen Muskelkraft in den betroffenen Muskelgruppen kommt.

1.7 Vertikale Strecksprünge und der Stretch-Shortening-Cycle

Während normalen Bewegungen wie z.B. Springen/Hüpfen oder Rennen existieren selten isolierte Unterformen der Muskelkontraktionen (isometrisch, konzentrisch, exzentrisch). Vielmehr sind dies typische Beispiele für Bewegungen des Menschen, bei denen es durch externe Kräfte, in diesem Fall die Gravitation, zu einer Dehnung des Muskels kommt. Während der Dehnungsphase verrichtet der Muskel exzentrische Arbeit, der dann eine konzentrische Aktion (die Muskelverkürzung) folgt.

Die exzentrische Arbeit ist hierbei dadurch definiert, dass der Muskel während der Dehnung aktiviert ist. Für diese Kombination aus exzentrischer und konzentrischer Muskelarbeit hat sich der Begriff Stretch-Shortening-Cycle (SSC) etabliert (Komi 2000). Der Ablauf des SSC ist in Abb. 3 dargestellt.

Ein wichtiger Aspekt des SSC ist die sogenannte Prä-Aktivierung der Muskeln. Beim Springen erfolgt beispielsweise eine Prä-Aktivierung der Extensoren der unteren Extremität, um diese auf das Landen auf dem Boden und die anschließende Dehnung vorzubereiten. Durch den SSC wird die folgende konzentrische Phase effektiver als durch eine normale konzentrische Muskelkontraktion. Dieser Effekt wird auch elastische Potenzierung genannt.

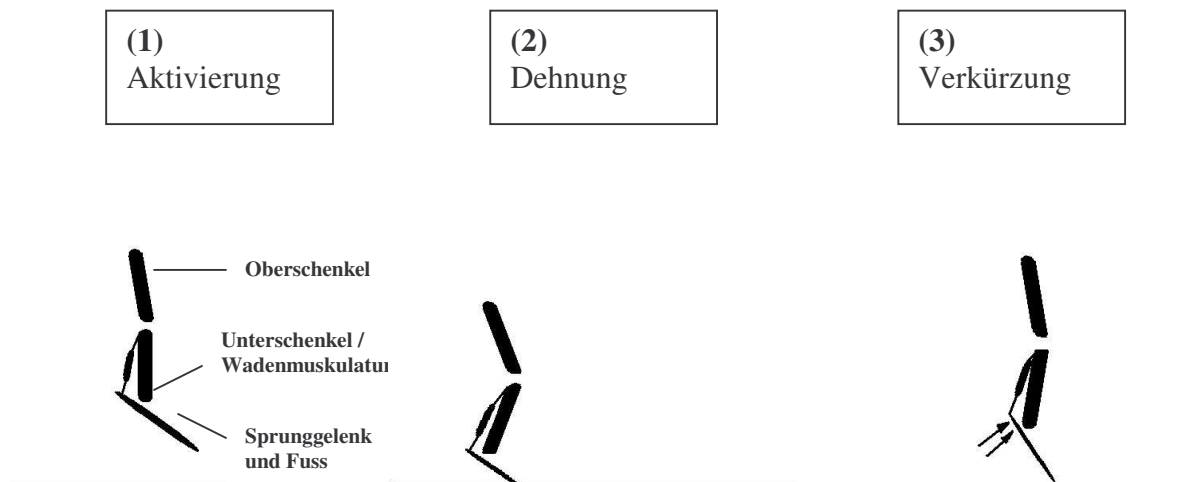


Abb. 3 Ablauf des Stretch-Shortening-Cycle (SSC): Bei normalen Bewegungen, wie z.B. Springen auf der Stelle, entstehen beträchtliche Kräfte beim Bodenkontakt. Die Muskeln der unteren Extremität werden deshalb vor dem Bodenkontakt prä-aktiviert (1), um den einwirkenden Kräften zu widerstehen. Dann kommt es zur eigentlichen Phase des Bremsens (2) und schließlich zur konzentrischen Muskelverkürzung (3).

1.8 Ziel der Arbeit

Ziel der Arbeit war, die Auswirkungen von erschöpfendem Kniebeugentraining in Kombination mit Ganzkörpervibration (VbX+) auf das neuromuskuläre System explorativ zu erforschen und mit normalem Training mit Kniebeugen (VbX-) zu vergleichen.

Aus diesem Grunde wurden der Einfluss von Vibrationstraining auf die neuromuskuläre Leistung sowie die Kraft und die Ausdauer beurteilt. Dies geschah durch die Untersuchung isometrischer Muskelkontraktionen und eine Serie von Strecksprüngen. In einer Vorläuferstudie (Rittweger et al. 2000) konnte gezeigt werden, dass der jeweils erste Strecksprung nach Vibrationstraining deutlich niedriger war als die darauffolgenden bzw. als nach erschöpfendem Training durch Fahrradergometrie. Dieses Phänomen sollte weiter untersucht werden.

Zudem sollte eine Beurteilung der Effekte von VbX+ auf die Aktivierungsmuster des zentralen Nervensystems mittels EMG-Analyse während isometrischer Muskelkontraktionen sowie eine quantitative Analyse der Muskeldehnungsreflexe durchgeführt werden. Die Grundidee war hierbei, zwischen zentralen und peripheren Einflüssen auf die neuromuskuläre Leistung zu differenzieren.

Es ist naheliegend, dass durch ein besseres Verständnis der physiologischen Mechanismen, die mit VbX in Zusammenhang stehen, die möglichen Vorteile dieser Technik genauer untersucht werden können.

2 Material und Methoden

2.1 Versuchsteilnehmer

Die randomisierte Studie wurde von der Ethik-Kommission der Freien Universität Berlin genehmigt.

In die Studie wurden Erwachsene in einem Alter zwischen 20 und 30 Jahren eingeschlossen. Für die Teilnahme an der Studie erhielten die Probanden eine Aufwandsentschädigung.

An der Studie nahmen insgesamt 23 Personen teil, 12 weibliche und 11 männliche. Zwei der männlichen Probanden wurden aufgrund mangelnder Compliance während der laufenden Studie ausgeschlossen, so dass 21 Probanden alle Versuche der Studie beendeten. Bei zwei Probanden waren die Ergebnisse der Versuche nicht verwertbar, so dass die Resultate von insgesamt 19 Studienteilnehmern (Zehn Frauen, neun Männer) in die Auswertung eingeschlossen wurden.

Die Anwerbung der Probanden erfolgte über das Rekrutierungsbüro der Osteoporoseforschungsgruppe der Radiologischen Klinik der Charité Universitätsmedizin Berlin, Campus Benjamin Franklin, durch Ansprechen von Teilnehmern früherer Studien der selben Arbeitsgruppe und über Anwerbung von Studenten der Medizinischen Fakultät der Charité Universitätsmedizin Berlin.

Nach telefonischem Erstkontakt wurden die Probanden in einem Vorgespräch über den genauen Ablauf und Zweck sowie die eventuellen Risiken der Studie aufgeklärt. Außerdem wurde vor Beginn der Studie bei jedem Teilnehmer eine klinische körperliche Untersuchung vorgenommen. Vor Beginn der Versuche wurde bei allen Teilnehmern eine Blutentnahme aus einer peripheren Unterarmvene für ein kleines Blutbild durchgeführt. Die Teilnehmer mussten ihre schriftliche Zustimmung zu den Untersuchungen mittels einer Einverständniserklärung bekunden.

Ausschlusskriterien für die Teilnahme an der Studie waren:

- Bänderverletzungen an Fuß und Beinen
- Frische Frakturen von Beinen, Becken oder Wirbelsäule
- Bekannte Osteoporose/Osteopenie
- Osteogenesis imperfecta
- Herz-/Kreislaufkrankungen
- Schwangerschaft
- Zustand nach frischen Operationen
- Zustand nach Beinvenenthrombosen
- Reduzierter Allgemeinzustand z.B. durch Infektionskrankheiten
- Lungenembolien in der Anamnese
- Gerinnungsstörungen in der Anamnese

2.2 Versuchsaufbau und Messparameter

In der vorliegenden Studie wurden die Auswirkungen von erschöpfendem Kniebeugentraining mit (**VbX+**) und ohne (**VbX-**) Ganzkörpervibrationstraining auf das neuromuskuläre System untersucht. Der Umfang der Studie betrug sechs Trainings Sitzungen, die in zwei Trainingsblöcke à drei Sitzungen eingeteilt wurden.

Im Mittelpunkt jeder Sitzung eines Trainingsblocks stand eine bestimmte Untersuchung, die jeweils vor dem Training (**PRE**), direkt nach dem Training (**POST**) und nach einer Erholungsphase von zehn Minuten nach dem Training (**REC**) durchgeführt wurde. Die Untersuchungen wurden während jeder Einheit für jeweils 30 Sekunden (s) durchgeführt.

Die Untersuchungen sind im Einzelnen:

1. Oberflächen-EMG-Untersuchungen während einer isometrischen Extension im Kniegelenk mit 70% der Maximalkraft (**MVC**)
2. Vertikale Sprünge in Serie auf einer Sprungmatte (**JUMP**)
3. Quantitative Analyse des Patellarsehnenreflexes (**PSR**)

Die Reihenfolge der Trainingssitzungen und der jeweilige Messparameter wurde für jeden Teilnehmer randomisiert.

Der Abstand zwischen den jeweiligen Trainingssitzungen betrug jeweils mindestens drei Tage, dadurch sollte eine mögliche Erschöpfung der Probanden und eine damit

verbundene Beeinträchtigung der Messergebnisse vermieden werden. Vor jeder Trainingssitzung machten die Probanden ein Aufwärmprogramm mit dem Fahrradergometer. Dazu fuhren die Teilnehmer mit 50 Watt über fünf Minuten mit jeweils 60-70 Umdrehungen/min. Während der gesamten Trainingssitzung trugen die Probanden Gymnastikschuhe mit dünner Gummisohle. Hierdurch sollte vor allem die Blasenbildung an den Fußsohlen beim VbX+ vermieden werden.

Bei jedem der sechs Termine erhielten die Probanden 40% ihres Körpergewichtes als zusätzliches Gewicht, welches während des eigentlichen Trainings mit einem Gewichthebergurt an der Hüfte befestigt wurde. Ein Schnellverschluss sorgte dafür, dass das Gewicht unmittelbar nach Ende des Trainings entfernt werden konnte und damit eine Beeinflussung der nachfolgenden Messungen durch das Gewicht ausgeschlossen war.

Die Kniebeugen wurden nach vorheriger Anleitung folgendermaßen durchgeführt:

- Maximale Beugung im Kniegelenk 90 Grad, kein vollständiges Strecken im Kniegelenk.
- Die Länge des Gewichtsgurtes wurde so eingestellt, dass das Gewicht bei einer Flexion $>90^\circ$ den Boden berührte und somit eine weitere Kontrolle der Kniebeugen möglich war
- Mittels eines Metronoms, welches auf eine Frequenz von 1 HZ eingestellt wurde, konnte die Dauer der Kniebeugen bestimmt werden. Die Teilnehmer wurden angewiesen, die Auf- und Abwärtsbewegung während der Kniebeugen in jeweils drei Sekunden durchzuführen. Die Kontrolle der Durchführung der Kniebeugen erfolgte durch den Versuchsleiter

Vor und zwei Minuten nach jeder Trainingssitzung (VbX+ oder VbX-) wurde mit einem Accusport-Gerät (Roche Diagnostics, Mannheim, Germany) die Laktatkonzentration im kapillärem Blut, welches aus dem Finger entnommen wurde, bestimmt.

Während des eigentlichen Trainings wurde die subjektive körperliche Erschöpfung (RPE = Rate of perceived exertion) alle 60 Sekunden mittels der Borg-Skala erfragt.

Das Training wurde so lange durchgeführt, bis der Proband subjektiv körperlich vollkommen erschöpft war. Direkt nach Beendigung des Trainings wurde das Zusatzgewicht durch den Schnellverschluss vom jeweiligen Versuchsteilnehmer entfernt und der Proband in die jeweilige Messposition gebracht.

Die Messungen begannen jeweils genau 10 Sekunden nach Beendigung des Trainings.

2.3 Material

Das Vibrationstraining (VbX) wurde in stehender Position mit einem Prototyp von Galileo 2000 der Novotec Maschinen GmbH, Pforzheim, durchgeführt. Bei Galileo 2000 wird eine an dem Gerät angebrachte Platte in eine oszillierende Schwingung versetzt. Die Schwingungsachse befindet sich in der Mitte der Platte, die Amplitude der Vibration der Platte nimmt von innen nach außen zu (vgl. Abb. 4) und beträgt am äußersten Rand der Platte jeweils 7 mm in jede Richtung (= 14 mm Gesamtamplitude von der Spitze zur Basis).

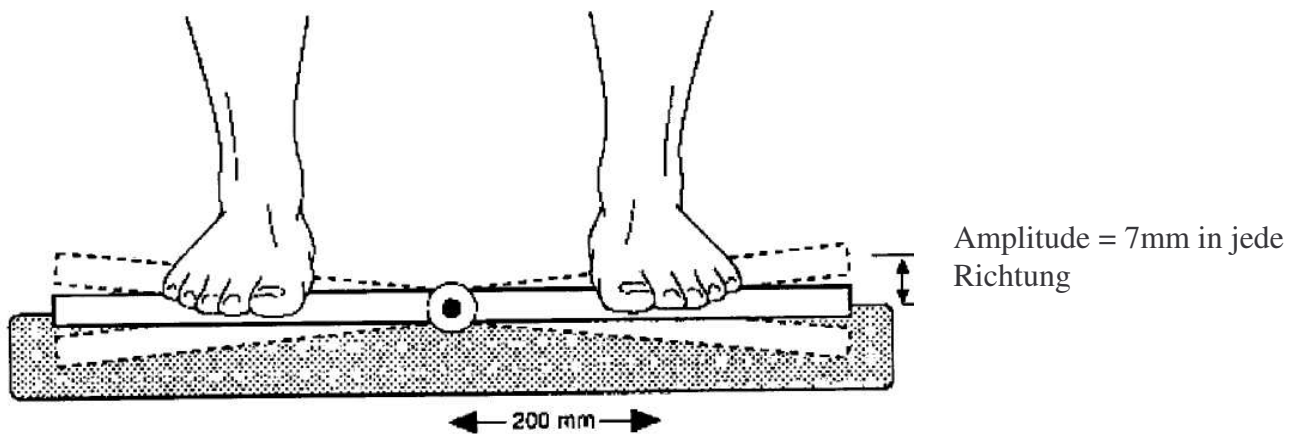


Abb. 4 Position der Probanden auf der Vibrationsplattform

Entnommen aus J. Rittweger, H. Schiessl, and D. Felsenberg. Oxygen uptake during whole-body vibration exercise: comparison with squatting as a slow voluntary movement. *Eur.J.Appl.Physiol* 86 (2):169-173, 2001

Bei der durchgeführten Studie nahmen die Probanden eine vorgegebene Position (vgl. Abb. 4+5) auf dem Vibrationsgerät ein, in der die Amplitude der Vibration 6 mm in jede Richtung, das heißt also 12 mm von ganz unten bis nach ganz oben, betrug. Diese Position behielten sie während der ganzen Trainingsphase bei.



Abb. 5: Durchführung des Trainings mit dem Galileo 2000 Gerät

Beim Galileo 2000 Gerät kann die Frequenz frei zwischen 1 Hertz und 35 Hertz gewählt werden. Die Frequenz während des VbX bei der vorliegenden Untersuchung betrug konstant 26 Hertz, dies entspricht der Frequenz, die bereits in vielen vorangegangenen Studien zum VbX benutzt wurde.

Das Training ohne Vibration (VbX-) fand ebenfalls im Stehen auf dem Fußboden ohne Unterlage statt.

Bei jeder der Trainingssitzungen wurden ein Oberflächen-EMG des Musculus vastus lateralis, die Atemfrequenz und Atemtiefe mit einem über dem Proc. xyphoideus angebrachten Atemgurt sowie ein EKG abgeleitet.

Die Ableitung des EMG erfolgt mit Oberflächenelektroden, die mit Klebestreifen auf der Haut der Probanden befestigt wurden. Die Elektroden für den M. vastus lateralis wurden auf 2/3 Höhe zwischen Spina iliaca anterior superior und Kniegelenksspalt befestigt.

Nach Befestigung der Messelektroden wurde die erste Messung vor dem eigentlichen Training durchgeführt (**PRE**). Nach der PRE-Messung bekamen die Probanden 40% ihres Körpergewichtes als zusätzliches Gewicht aufgeladen und begannen mit dem Training (VbX+ oder VbX-). Der Abbruch des Trainings erfolgte für jeden Teilnehmer nach subjektiver Erschöpfung, die mit der Borg-Skala quantifiziert wurde.

Sofort nach Ende des Trainings wurde das Gewicht entfernt und genau 10 Sekunden nach Beendigung des Trainings die zweite Messung durchgeführt (**POST**).

Nach einer zehnminütigen Ruhepause in sitzender Position fand die dritte Messung statt (**REC**).

2.4 Oberflächen-EMG-Untersuchung während einer isometrischen Extension im Kniegelenk mit 70% der Maximalkraft (MVC)

Bei dieser Untersuchung wurden die Probanden nach dem normalen Aufwärmprogramm auf einen speziell angefertigten Momentmesstuhl der Novotec Maschinen GmbH, Pforzheim, gesetzt (vgl. Abb.6).

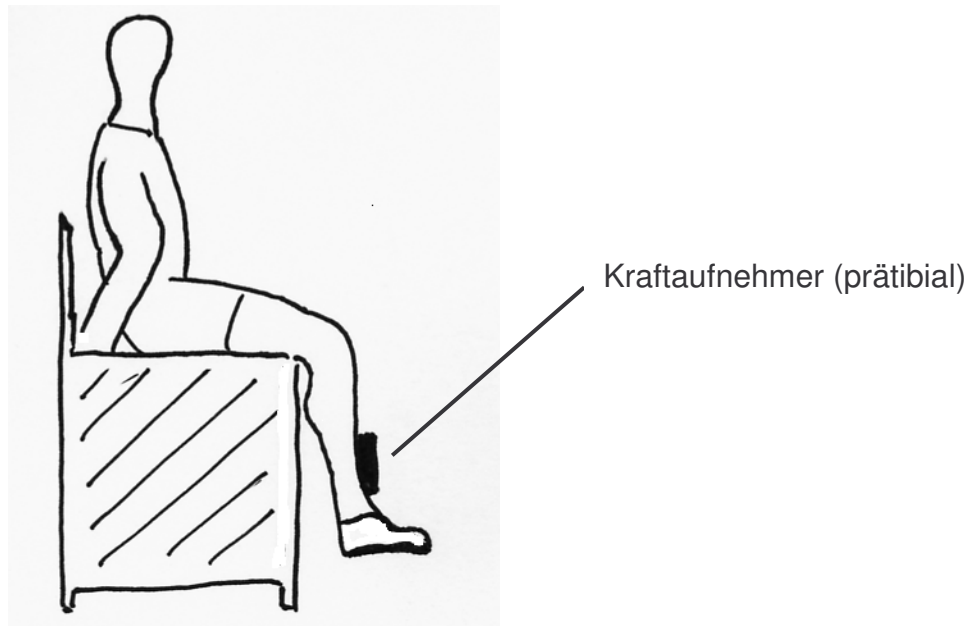


Abb. 6 Position der Probanden während der Messung einer isometrischen Extension im Kniegelenk mit 70% der Maximalkraft (MVC)

Die Untersuchung des Oberflächen-EMGs während der isometrischen Kontraktion wurde am nicht dominanten Bein durchgeführt. Der linke Unterschenkel wurde ca. 10 cm oberhalb des oberen Sprunggelenkes mit einem Velcro-Band am prätibial angebrachten Kraftaufnehmer des Momentmesstuhles fixiert. Der Winkel im Kniegelenk betrug hierbei 80° Flexion (0°=maximale Extension). Die Hände legten die Teilnehmer hinter sich auf die Sitzfläche des Momentmesstuhls. Die Augen sollten von den Versuchsteilnehmern während der Untersuchung geschlossen werden. Auf Kommando des Versuchsleiters vollführten die Probanden drei Extensionensversuche im Kniegelenk mit maximaler Kraft hintereinander, im Abstand von jeweils ca. 2 Sekunden. Durch die Fixierung am prätibialen Kraftaufnehmer wurde eine isometrische Kontraktion erreicht.

Die Teilnehmer sollten dann in den darauffolgenden drei Messungen (PRE, POST und REC) für 30 Sekunden jeweils 70% der maximal gemessenen Kontraktionskraft kontrahieren.

Die Kontrolle des 70%-Wertes erfolgte optisch durch den Versuchsleiter im Aufnahmesystem Chart Version 3.4.6 (ADInstruments, Neuseeland). Auf dem Computerbildschirm wurde hierbei zur besseren optischen Kontrolle der Bereich zwischen 65 und 75 % Prozent der Maximalkraft angezeigt.

2.5 Untersuchung vertikaler Sprünge auf einer Sprungmatte (JUMP)

Bei dieser Untersuchung führten die Probanden in den drei Messungen (PRE, POST und REC) für jeweils 30 Sekunden vertikale Sprünge ohne Pause auf einer Sprungmatte aus.

Die Sprünge sollten mit maximal möglicher Sprunghöhe ohne Anhocken der Beine durchgeführt werden. Die Versuchsteilnehmer wurden angewiesen, die Standzeit zwischen den einzelnen Sprüngen so kurz wie möglich zu halten. Die Teilnehmer hatten die Hände während der Sprunguntersuchung beidseits auf der Hüfte platziert.

Durch einen in der Sprungmatte angebrachten Kontaktstreifen konnten Standzeiten zwischen den Sprüngen sowie die Sprunghöhe errechnet werden („ON-OFF Matte“).

2.6 Quantitative Analyse des Patellarsehnenreflexes (PSR)

Zur Untersuchung des Patellarsehnenreflexes wurden die Probanden in den bereits unter 2.4. beschriebenen Momentmesstuhl der Novotec Maschinen GmbH, Pforzheim gesetzt. Das linke Bein wurde analog dazu ca. 10 cm oberhalb des oberen Sprunggelenkes mit einem Velcro-Band am prätibial angebrachten Kraftaufnehmer des Momentmesstuhls fixiert. Der Winkel im Kniegelenk betrug hierbei ebenfalls 80° Flexion, wodurch eine zusätzliche Entspannung der Beinmuskeln erreicht werden konnte.

Die Auslösung des Reflexes erfolgte über einen Zeitraum von 30 Sekunden im Einsekundentakt mittels eines neurologischen Reflexhammers durch manuell ausgelöste Schläge auf die Patellarsehne der Teilnehmer (vgl. Abb. 7)

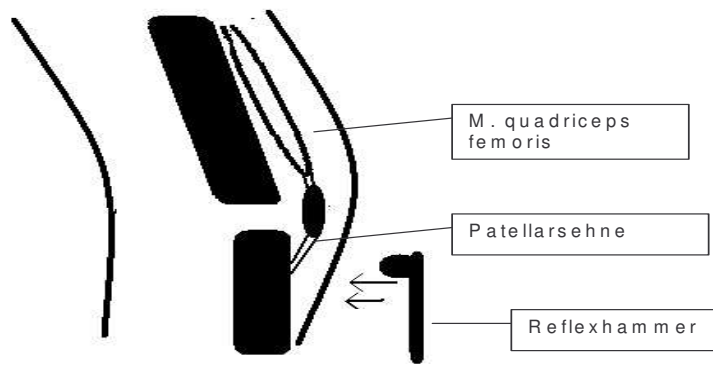


Abb. 7: Auslösen des Patellarsehnenreflexes

Ein Dehnungsmessstreifen im Hammer erlaubte es, den Schlag konstant zu halten. Der Hammerschlag auf die Sehne des M. quadriceps femoris führt dazu, dass sich der Muskel reflektorisch kontrahiert und eine Streckung im Kniegelenk bewirkt. Dadurch bekommt der Unterschenkel des Probanden Kontakt mit dem prätibial angebrachten Kraftaufnehmer am Momentmesstuhl. Die Kontrolle der Hammerschläge erfolgte visuell online am Computerbildschirm mit dem Aufnahmesystem Chart Version 3.4.6 (ADInstruments, Neuseeland).

Bei der Untersuchung des PSR wurden die Reflexlatenz und die Reflexamplitude zwischen VbX+ und VbX- verglichen.

2.7 Analyse der Daten

Die Signale der Sprungplatte, des Dehnungsmessstreifens des Reflexhammers, das EMG des Musculus vastus lateralis und der gemessenen Kraft während der Extension im Kniegelenk wurden verstärkt und mit einer 12-Bit Verschlüsselung und einer Sampling-Rate von 1000 Hertz digitalisiert.

Für die Variablen der jeweiligen Messungen wurde ein Durchschnittswert für eine Epoche von jeweils 10 Sekunden berechnet, so dass für jeden der drei Messzeitpunkte (PRE, POST und REC) die Zeit nach Beginn der Messung in die drei Epochen 10, 20 und 30 Sekunden eingeteilt wurde.

Für die Untersuchung der vertikalen Sprünge auf der Sprungmatte wurde die Zeit in der Luft (t_{air}) und die Standzeit zwischen den einzelnen Sprüngen (t_{ground}) berechnet.

Die Sprunghöhe ergab sich aus folgender Gleichung (Bosco 1985):

$$\text{Sprunghöhe (h jump)} = \frac{9.81}{8} \cdot t_{Air}^2 \left[\frac{m}{s^2} \right].$$

Während der MVC-Untersuchung wurde das durchschnittliche Drehmoment berechnet. Für die Auswertung des EMG des Musculus vastus lateralis während der MVC-Untersuchung erfolgte eine Spektralanalyse mit einem Hanning-Fenster.

Hierbei wurde ein Ausschnitt von 200 ms mit einer Überlappungsperiode von 100 ms gewählt. Aus den Spektralanalysen der EMG-Aufzeichnung während dieser Periode wurde die Medianfrequenz berechnet.

Die Hammerschläge während der Untersuchung des Patellarsehnenreflexes wurden mit Hilfe eines Schwellen-Algorithmus aus den Messungen des Dehnungsmessstreifens im Hammerkopf berechnet. Mit Hilfe der Hammerschläge konnte eine Aussage über die Reflexamplitude getroffen werden. Als Reflexamplitude wurde hierbei die Differenz zwischen der maximalen Amplitude nach dem Hammerschlag und der Amplitude direkt beim Einsetzen des Hammerschlages berechnet.

Die Reflexlatenz ergab sich aus der Zeitdifferenz zwischen Auslösung des Reflexes durch Schlag mit dem neurologischen Hammer und 25% der Reflexamplitude des ausgelösten Patellarsehnenreflexes am prätibial angebrachten Kraftaufnehmer.

Außerdem wurde für jede Messung ein Mittelwert der Latenz und ein Mittelwert der Kontaktzeit des Hammers bestimmt. Messwerte die um > 25% über bzw. unter dieser Mittelwerte lagen wurden bei der Auswertung außer Acht gelassen.

2.8 Statistische Methoden

Die statistische Analyse der Daten erfolgte mit der Software SPSS für Windows® in der Version 10.0.

Für die Untersuchung der Unterschiede in der Trainingszeit und in der subjektiven körperlichen Erschöpfung wurde ein gepaarter t-Test benutzt.

Zur Untersuchung möglicher Differenzen der Laktatkonzentration im kapillärem Blut, sowie in der Reflexlatenz des PSR wurde ein Varianzenanalyse mittels eines ANOVA-Tests (ANOVA = Analys of Variance) für Wiederholungsuntersuchungen bei einer Person benutzt. Dies wurde ebenso für die Beurteilung der Effekte des Trainings (VbX+ und VbX-) sowie der jeweiligen Untersuchungsepoche (10,20,30 s) auf die EMG-

Frequenz und –leistung, die Reflexamplitude des PSR, die maximale Kontraktionskraft, die Sprunghöhe und die Standzeit zwischen den einzelnen Sprüngen angewandt.

Bei einem p-Wert < 0.05 wurde von einem signifikanten Unterschied ausgegangen.

Bei mehreren Vergleichen innerhalb einer Gruppe wurden die Signifikanzniveaus nach der Bonferroni-Korrektur angepasst.

3 Ergebnisse

Die Resultate sind in den Tabellen 1 und 2 sowie Abb. 8 und 9 zusammengefasst.

Die Ergebnisse sind, sofern nicht anders erwähnt, als Mittelwert \pm Standardabweichung dargestellt.

3.1 Patientenkollektiv

Die anthropometrischen Daten der Versuchsteilnehmer sind in Tabelle 1 zusammengefasst

Parameter	Frauen (n=10)	Männer (n=9)
Alter in Jahren	21,8 (\pm 2,7)	24,4 (\pm 2,8)
Größe (cm)	172,6 (\pm 6,1)	181,8 (\pm 5,5)
Gewicht (kg)	63,2 (\pm 3,4)	75,3 (\pm 6,4)
BMI* (kg/m ²)	21,3 (\pm 1,8)	22,7 (\pm 1,2)

Tabelle 1: Anthropometrische Daten der Versuchsteilnehmer
Ausgangsdaten in Mittelwerten, Standardabweichungen in Klammern

$$* \text{ BMI} = \text{Body mass index} \left(\frac{\text{Körpergewicht (kg)}}{\text{Körpergröße}^2 \text{ (m)}} \right)$$

3.2 Allgemeine Messparameter

Die Trainingszeit war bei normalem Kniebeugentraining (VbX-) um 48% länger (515s \pm 338s vs 349s \pm 230s, $p < 0.001$) als beim Training mit Vibration VbX+.

Für die subjektive körperliche Erschöpfung (SPE) in der letzten Trainingsminute bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Modalitäten (VbX+ 18,1 \pm 1,19 vs VbX- 18,6 \pm 1,63).

Das kapillär gemessene Blutlaktat zeigte unter beiden Trainingsmodalitäten einen signifikanten Anstieg nach dem Training (POST) im Verhältnis zum in der PRE-Messung ermittelten Wert (VbX+ 1,80 \pm 0,57 mmol·l⁻¹ PRE vs 5,49 \pm 2,73 mmol·l⁻¹ POST, VbX- 1,92 \pm 0,72 mmol·l⁻¹ PRE vs 5,00 \pm 2,26 mmol·l⁻¹ POST, $p < 0.001$). Dieser zeigte allerdings keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Übungsbedingungen ($p = 0.49$).

Die Ergebnisse sind in nachfolgender Tabelle 2 dargestellt.

Trainingsmodalität	VbX+	VbX-	P-Wert
Trainingszeit (s)	349 (\pm 230)	515 (\pm 338)	<0.001
Subjektive Anstrengung (RPE) letzte Trainingsminute	18.1 (\pm 1.19)	18.6 (\pm 1.63)	0.23
Blutlaktat kapillär PRE ($\text{mmol}\cdot\text{l}^{-1}$)	1.80 (\pm 0.57)	1.92 (\pm 0.72)	0.55
Blutlaktat kapillär POST ($\text{mmol}\cdot\text{l}^{-1}$)	5.49 (\pm 2.73)	5.00 (\pm 2.26)	0.49

Tabelle 2: Beschreibung der allgemeinen Messparameter für die beiden Trainingsmodalitäten (Mittelwert \pm Standardabweichung). RPE (Rate of perceived exertion) entspricht der subjektiven Erschöpfung während der letzten Trainingsminute, welche mit der Borg-Skala ermittelt wurde.

3.3 Oberflächen-EMG-Untersuchung während einer isometrischen Extension im Kniegelenk mit 70% der Maximalkraft (MVC)

PRE-Messung:

In den PRE-Messungen des durchschnittlichen Drehmoments gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Messepochen (10,20 und 30 s) sowie zwischen den beiden Trainingsarten.

Das Drehmoment konnte also während der gesamten PRE-Messung konstant auf einem Niveau von 70 % des maximal möglichen Drehmoments aufrecht erhalten werden. Die EMG-Frequenz des M. vastus lateralis nahm von der ersten bis zur dritten Epoche ab (VbX- $52,7 \pm 7,3$ Hertz erste Epoche, VbX- $47,3 \pm 5,3$ Hertz dritte Epoche; VbX+ $48,6 \pm 11,6$ Hertz erste Epoche, VbX+ $41,9 \pm 12,0$ Hertz dritte Epoche). Die Abnahme der EMG-Frequenz war unabhängig davon, ob Vibration appliziert wurde, oder nicht.

POST-Messung:

Das Drehmoment nahm signifikant von der ersten zur zweiten Messepoche ab. Dies war sowohl mit (111 ± 29 Nm vs 105 ± 28 Nm) als auch ohne Vibration (121 ± 18 Nm vs 116 ± 21 Nm) nachweisbar.

Zwischen den beiden Trainingsmodalitäten bestand im Hinblick auf das Drehmoment nach der Durchführung des Trainings kein signifikanter Unterschied.

12 Probanden konnten die isometrische Kontraktion nach dem Kniebeugentraining ohne Vibration während der dritten Messepoche nicht über die gesamte Messzeit aufrechterhalten. Nach dem Training mit Vibration war dies bei 10 Probanden der Fall. Abbruchkriterium war in allen Fällen starke muskuläre Erschöpfung.

Die EMG-Frequenz des M. vastus lateralis war nach dem Training mit Vibration signifikant höher als nach normalem Kniebeugentraining (VbX+ 55,22 Hz \pm 5,8 Hz, VbX- 42,4 Hz \pm 9,44 Hz, $p < 0.001$).

Zwischen den einzelnen Messepochen (POST10, 20 und 30 Sekunden) war dagegen kein signifikanter Unterschied innerhalb der einzelnen Trainingsmodalitäten nachweisbar.

Die Messwerte für die EMG-Frequenz sind aus Abb. 8 ersichtlich.

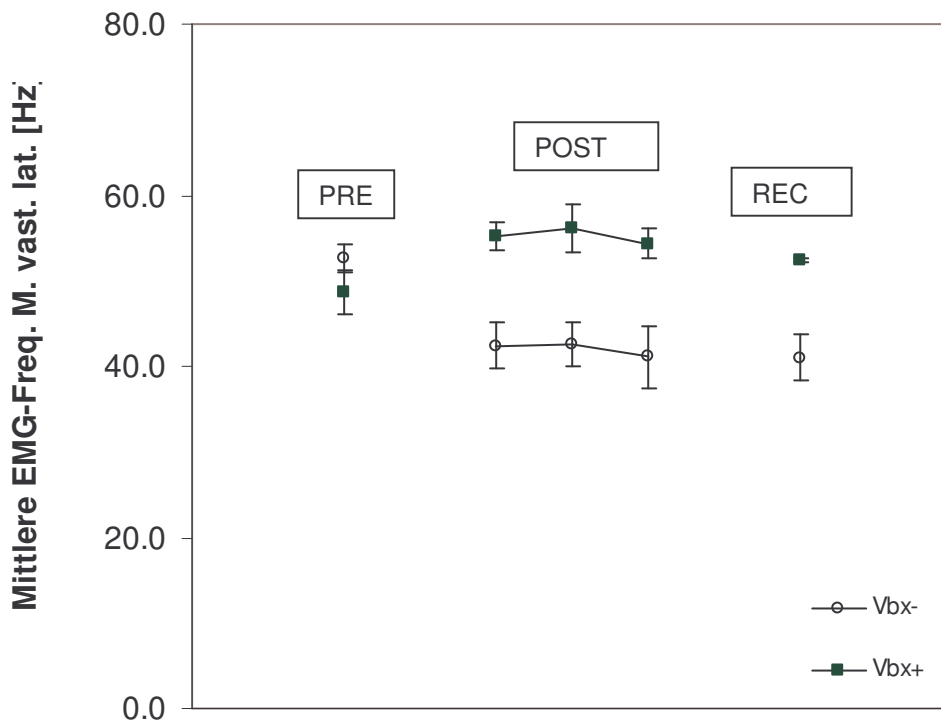


Abb. 8: Mittlere EMG-Frequenz (Hz) des M. vastus lateralis nach Training mit (VbX+) und ohne Vibration (VbX-) für PRE, POST und REC-Messung (Mittelwert \pm Standardabweichung). Die mittlere EMG-Frequenz war signifikant höher nach VbX+ als nach VbX- ($p < 0.001$). Dieser Effekt war auch nach einer 10minütigen Erholungsphase noch nachweisbar.

REC-Messung:

Nach der Erholungsphase war kein signifikanter Unterschied im Drehmoment nachweisbar. Dies galt sowohl für den Vergleich zwischen den beiden Trainingsmethoden als auch zwischen den unterschiedlichen Messepochen. Dies deutet darauf hin, dass nach der Erholungsphase das Drehmoment wieder normal aufrechterhalten werden konnte.

Die mittlere EMG-Frequenz war tendenziell in den VbX+ - Messungen gegenüber den VbX- - Messungen erhöht. Der Unterschied war allerdings nicht signifikant ($p = 0.15$).

3.4 Untersuchung vertikaler Strecksprünge auf einer Sprungmatte (JUMP)

PRE-Messung:

Die Sprunghöhe zeigte eine signifikante Abnahme in der zweiten und dritten 10-Sekundenepoche ($p < 0.001$). Jedoch war die Abnahme der Sprunghöhe unabhängig von der Trainingsmodalität ($p > 0.2$).

Die Standzeit zwischen den einzelnen Sprüngen war gleichermaßen in der zweiten und dritten 10-Sekundenepoche verlängert. Auch hier war die Änderung jedoch unabhängig von der Trainingsmodalität.

POST-Messung:

Nach dem Training waren die Änderungen der Sprunghöhe ($p = 0.15$) und der Standzeit ($p = 0.13$) nicht mehr nachweisbar.

Analog zu den PRE-Messergebnissen war auch hier kein Effekt der jeweiligen Trainingsart auf Sprunghöhe ($p = 0.60$) oder Standzeit zwischen den Sprüngen nachweisbar ($p = 0.30$).

3.5 Quantitative Analyse des Patellarsehnenreflexes (PSR)

Die Reflexlatenz zeigte vergleichbare Werte für die PRE-, POST- und REC-Messungen. Ebenso war kein signifikanter Unterschied der Reflexlatenz zwischen den beiden Trainingsmethoden nachweisbar.

Die Reflexamplitude zeigte in der PRE-Messung keine signifikanten Unterschiede in den einzelnen 10-Sekundenepochen oder zwischen den Trainingsmodalitäten.

In der POST-Messung hingegen war die Amplitude des PSR nach VbX+ signifikant höher als nach normalem Kniebeugentraining (VbX-) ohne Vibration (VbX+ $4,34 \text{ Nm} \pm 3,63 \text{ Nm}$, VbX- $1,68 \text{ Nm} \pm 1,32 \text{ Nm}$, $p < 0.01$).

Im Vergleich zu den Messwerten vor dem Training kam es bei VbX- zu einer signifikanten Reduktion der Amplitude ($p = 0.05$), während es bei VbX+ zu einem nicht signifikanten Anstieg der Reflexamplitude kam ($p = 0.056$).

Die Veränderungen der Reflexamplitude sind in Abb. 9 dargestellt.

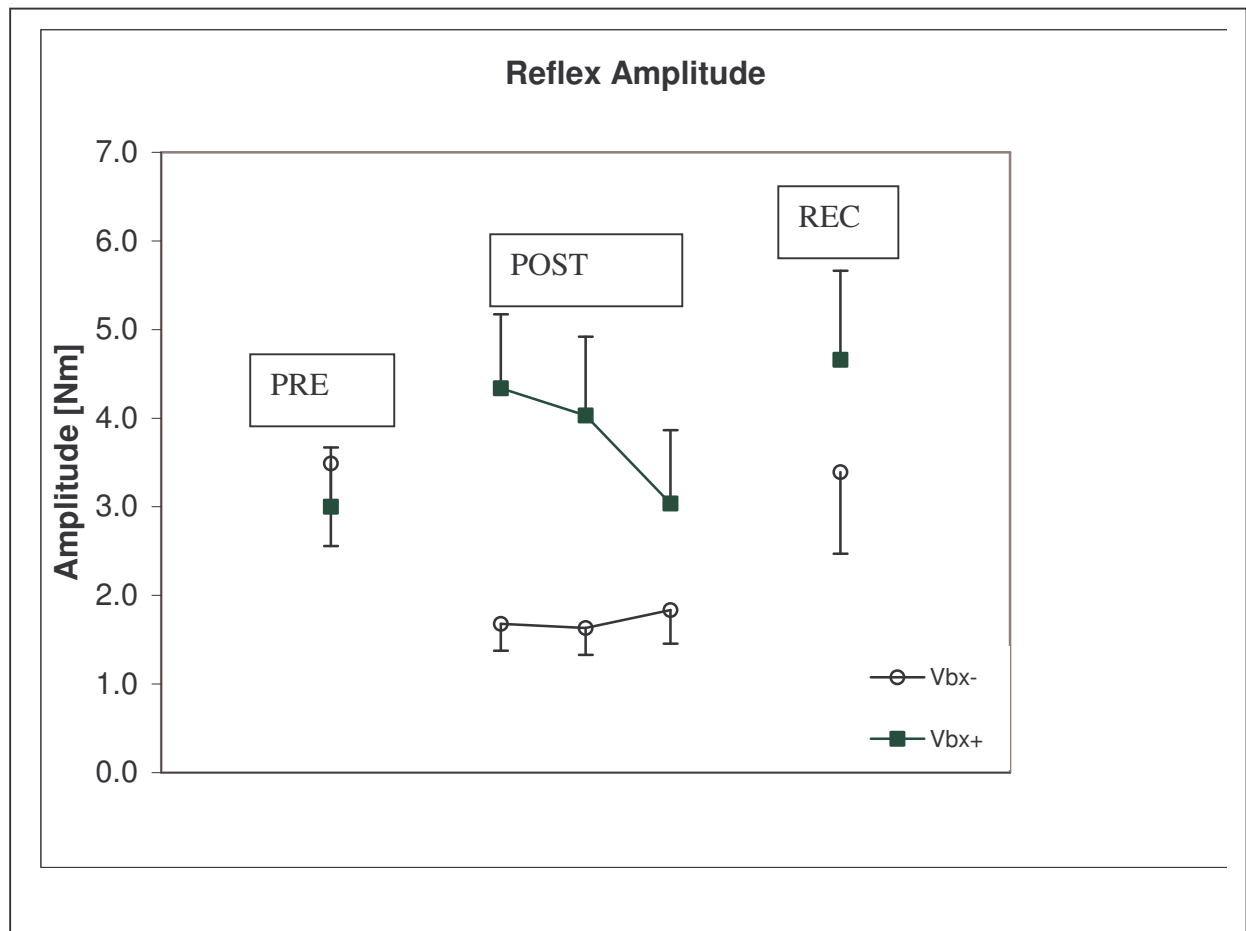


Abb. 9: Amplitude des Patellarsehnenreflexes (PSR) nach dem Training mit (VbX+) und ohne (VbX-) Vibration (Mittelwert \pm Standardabweichung). Die Reflexamplitude wurde in einem speziellen Messstuhl als Drehmoment gemessen

4 Diskussion

4.1 Erschöpfung durch Vibrationstraining

Anhand der oben beschriebenen Messergebnisse (Laktat im Blut, RPE, Trainingszeiten VbX+/Vbx-) lässt sich festhalten, dass ein vergleichbares Niveau von Erschöpfung und muskulärer Ermüdung mit VbX+ signifikant schneller erreicht werden konnte als durch normales Kniebeugentraining (VbX-).

Der Grund für die schnelle Ermüdung bei VbX+ wird schnell klar, wenn man sich die Ergebnisse einer von Rittweger et al. durchgeführten Studie vor Augen führt, welche die spezifische O₂-Aufnahme (sVO₂) während VbX+ mit VbX- verglich (Rittweger et al. 2001). Die Berechnung der O₂-Aufnahme erfolgte hier nach der folgenden Gleichung:

$$sVO2_{\text{Training}} = sVO2_{\text{Total}} - sVO2_{\text{in Ruhe}}$$

Hierbei zeigte sich, dass es durch die zusätzliche Applikation von VbX+ mit den gleichen Einstellungen wie bei der vorliegenden Studie (Frequenz 26 Hertz, Amplitude 6 mm in jede Richtung) zu einer Zunahme des sVO₂ von durchschnittlich

4,5 ml*min⁻¹ kg⁻¹ kam. Darum ist anzunehmen, dass es sich beim VbX um ein aktives Training und nicht um einen passiven Vorgang handelt. Interessanterweise liegt der Energieverbrauch mit 1,6 Watt je kg Körpergewicht im Bereich des Energieverbrauchs beim Gehen mit mittlerer Geschwindigkeit (2,3 ml*min⁻¹ kg⁻¹).

Der Grund für die Verkürzung der Trainingszeit zwischen den beiden Trainingsmodalitäten auf fast 50 % der Trainingszeit für VbX- bleibt aber aktuell noch unklar.

Zwischen den individuellen Trainingszeiten mit und ohne Vibration bestand eine hohe Korrelation, was darauf hindeutet, dass es interindividuelle Unterschiede im Bezug auf die Ermüdbarkeit durch die beiden Trainingsarten gibt.

4.2 Oberflächen-EMG-Untersuchung während einer isometrischen Extension im Kniegelenk mit 70% der Maximalkraft (MVC)

Die neuromuskuläre Fähigkeit, Kraft über eine gewisse Zeit aufrechtzuerhalten, wurde von beiden Trainingsmodalitäten in etwa der gleichen Weise beeinträchtigt. Dies zeigt sich daran, dass unabhängig von der Trainingsmodalität ca. 50 % der Probanden nicht in der Lage waren, 70% des maximalen willkürlichen Drehmoments über einen Zeitraum von 30 Sekunden während einer isometrischen Kontraktion aufrechtzuerhalten. Das Drehmoment nahm in der POST-Epoche bei beiden Trainingsmodalitäten signifikant von der ersten zur zweiten Messepoche ab.

Von Torvinen et al. hingegen war nach Vibrationstraining für vier Minuten hingegen eine signifikante Erhöhung des Drehmoments beobachtet worden (Torvinen et al. 2002). Es sollte jedoch bedacht werden, dass in unserem Fall das Training bis zur Erschöpfung der Probanden durchgeführt wurde, während in der oben angeführten Studie nur für wenige Minuten trainiert wurde. Zudem erfolgte die Messung in der Untersuchung von Torvinen erst zwei Minuten nach Beendigung des Trainings, während bei der vorliegenden Studie wenige Sekunden nach Trainingsende mit den Messungen begonnen wurde.

Die EMG-Frequenz nahm während der isometrischen Kontraktion des M. vastus lateralis gegenüber den Ruhewerten zu. Diese Zunahme der EMG-Frequenz war nach dem Training mit Vibration signifikant gegenüber VbX^- erhöht.

Dies ist auf den ersten Blick zwar überraschend, da normalerweise muskuläre Erschöpfung sowohl bei exzentrischer als auch bei konzentrischer Muskelkontraktion mit einer verminderten EMG-Frequenz einhergeht (Hakkinen et al. 1983).

Die beobachtete Zunahme der EMG-Frequenz stimmt jedoch mit den Ergebnissen überein, die von Rittweger et al. (Rittweger et al. 2000) im Rahmen einer Untersuchung mit jungen, gesunden Probanden gemacht wurden. Die Untersuchung wurde mit den selben Geräteeinstellungen für VbX^- durchgeführt, die auch im Rahmen der vorliegenden Studie verwendet wurden.

Die Ursache für die Zunahme der EMG-Frequenz liegt möglicherweise darin, dass es durch das Vibrationstraining zu einer Änderung des Aktivierungsmusters von motorischen Einheiten kommt und vor allen Dingen große motorische Einheiten aktiviert

werden. Kleinere motorische Einheiten haben eine geringere Leitungsgeschwindigkeit und dadurch eine geringere EMG-Frequenz.

Zudem ist die Amplitude und somit auch die EMG-Kraft bei kleineren motorischen Einheiten niedriger als bei den größeren. Allerdings war in der durchgeführten Studie kein signifikanter Einfluss von VbX auf die EMG-Kraft messbar.

4.3 Untersuchung vertikaler Strecksprünge auf einer Sprungmatte (JUMP)

In der Untersuchung vertikaler Strecksprünge in Serie auf einer Sprungmatte zeigten sich vergleichbare Werte für die Sprunghöhe und die Standzeit zwischen den einzelnen Sprüngen nach der Durchführung der beiden Trainingsmethoden (POST). Die Sprunghöhe und Standzeit zwischen den Sprüngen zeigte in der Messung nach dem Training im Gegensatz zu der PRE-Messung keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Messepochen mehr. Dies deutet darauf hin, dass die Erschöpfung zwischen den beiden Trainingsmethoden ebenfalls vergleichbar ist.

Dieses Ergebnis differiert von den Daten, die von Rittweger et al. in einer Vorläuferstudie (Rittweger et al. 2000) erhoben wurden. Dort war es in einer Serie von drei vertikalen Strecksprüngen innerhalb von jeweils fünf Sekunden zu einer signifikanten Reduktion der Sprunghöhe des ersten und zweiten Sprunges um ca. 10% des Ausgangswertes gekommen, welche beim dritten Sprung nicht mehr nachweisbar war. Jedoch muss angemerkt werden, dass in der aktuellen Untersuchung die Sprünge direkt nacheinander, das heißt ohne Pause, durchgeführt wurden, während sie in der oben beschriebenen Vorgängerstudie innerhalb eines 5-Sekunden-Intervalls durchgeführt werden mussten.

Von Torvinen et al. (Torvinen et al. 2002) wurde nach 4minütigem Vibrationstraining eine signifikante Zunahme der Sprunghöhe um 2.5% gegenüber den Messwerten vor VbX festgestellt, während es in der Kontrollgruppe ohne VbX zu keiner Änderung der Sprunghöhe kam. Allerdings wurde die Sprunghöhe erst zwei Minuten nach Beendigung des jeweiligen Trainings gemessen. Dieses Intervall nach Beendigung des Trainings ist deutlich länger als in der vorliegenden Untersuchung.

Möglicherweise sind auch die Langzeiteffekte von VbX bei der Beurteilung der Sprunghöhe in Betracht zu ziehen. So stellten ebenfalls Torvinen et al. im Rahmen einer Langzeituntersuchung, bei der VbX über vier Monate durchgeführt wurde, eine

signifikante Zunahme der Sprunghöhe um 2,5 cm (8.5%) in der VbX+ - Gruppe gegenüber den Ausgangswerten fest. In der Kontrollgruppe, welche ohne Vibration trainiert hatte, war dagegen nur eine Steigerung der Sprunghöhe um 0.3 cm gegenüber den Ausgangswerten messbar. (Torvinen et al. 2002).

4.4 Quantitative Analyse des Patellarsehnenreflexes (PSR)

Neben der Veränderung der EMG-Frequenz war ein signifikanter Einfluss von VbX auf die Amplitude des PSR messbar. Die Amplitude war nach VbX+ signifikant höher als bei VbX-, wobei es durch VbX- zu einer signifikanten Reduktion der Reflexamplitude kam, während es bei VbX+ zu einem nicht signifikanten Anstieg kam.

Interessant ist hierbei, dass kein Unterschied in der Muskelkraft oder der Leistung zwischen beiden Trainingsmodalitäten festgestellt werden konnte.

In Anbetracht dessen, dass eine verminderte PSR-Amplitude nach erschöpfendem Training eine häufige Beobachtung ist, liegt die Ursache der konstanten bzw. nicht signifikant erhöhten Reflexamplitude des PSR nach VbX+ wahrscheinlich in einer erhöhten zentralen Erregbarkeit.

Die Möglichkeit einer erhöhten zentralen Erregbarkeit wird auch durch das erhöhte Drehmoment sowie die gesteigerte Sprunghöhe nach nicht-erschöpfendem Vibrationstraining im Rahmen der oben angeführten Studie von Torvinen et al. weiter unterstützt (Torvinen et al. 2002).

4.5 Potentieller Einfluss der Tonic-vibration Response (TVR)

Vibration, die an einen Muskelbauch oder eine Sehne appliziert wird, bewirkt am Muskel den sogenannten „Tonic-vibration response“ (TVR), eine reflektorische tonische Muskelkontraktion. Durch die Vibration kommt es zu einer Erregung der Muskelspindeln, wodurch es zu einer erhöhten Aktivität der Ia-Afferenzen zum Rückenmark kommt. Über eine monosynaptische Verbindung mit den langen α -Motoneuronen kommt es vor allen Dingen zu einer Aktivierung von Typ-II-Muskelfasern und dadurch zu einer kompensatorischen Muskelkontraktion des Muskels, an dem die Vibration appliziert wurde.

Bongiovanni et al. haben festgestellt, dass während einer Serie von erschöpfenden Muskelkontraktionen eine temporäre Verbesserung der Muskelleistung durch die Applikation von hochfrequenter Vibration an den betroffenen Muskeln erreicht werden

kann (Bongiovanni et al. 1990). Werden die Muskelspindeln jedoch über einen längeren Zeitraum mittels Vibration erregt, führt dies unweigerlich zu einer Verminderung der EMG-Aktivität, der Entladungsraten der motorischen Einheiten und der Kontraktionskraft.

Hierbei ist festzuhalten, dass der hemmende Effekt der Vibration sich typischerweise langsam in einem Zeitraum von etwa einer Minute nach Beginn der Vibration entwickelt und 10-20 Sekunden nach Beendigung der Vibration wieder erlischt. Zudem wird vor allen Dingen das Generieren hoher Entladungsraten bei motorischen Einheiten mit hoher Erregungsschwelle durch die Vibration eingeschränkt.

Es existieren also zwei Mechanismen bei der Applikation von Vibration am Muskel mit gegensätzlicher Wirkung auf die Muskelleistung.

Auffallend hierbei ist, dass es trotz der Erregung der α -Motoneurone im Rahmen des TVR zu einer Verminderung der Muskelleistung kommt.

Man nimmt an, dass hierbei verschiedene Mechanismen eine Rolle spielen können:

1. Ein Transmittermangel der Ia-Afferenzen, so dass eine Übertragung der erregenden Impulse auf die α -Motoneurone nicht mehr oder nur noch in begrenztem Masse möglich ist
2. Eine präsynaptische Hemmung
3. Von Ribot-Ciscar et al. wurde mit der Ermüdung der afferenten Ia-Fasern ein dritter Mechanismus entdeckt (Ribot-Ciscar et al. 1998)

Grundsätzlich muss man sich jedoch bei der Beurteilung der Ergebnisse der Arbeit bewusst sein, dass es einige entscheidende Unterschiede zwischen TVR und VbX gibt. Erstens kann TVR nur dann ausgelöst werden, wenn das Körperteil, an dem die Vibration appliziert wird, entspannt wird.

Zweitens wurde in unserem Experiment das Vibrationstraining mit einer langsamen, willkürlichen Bewegung (den Kniebeugen) kombiniert, was normalerweise zu einer Auslöschung des TVR führt.

Drittens sind die Frequenzen, die beim TVR appliziert werden, mit ca. 100 Hz oder mehr deutlich höher als die Frequenz, die bei der vorliegenden Studie (26 Hz) verwendet wurde.

Aus diesem Grund wird hier schnell klar, dass die Überlegungen des TVR nicht ohne weiteres auf VbX angewendet werden können.

4.6 Schlussfolgerungen

Studien, welche sich mit der Sauerstoffaufnahme während nicht erschöpfendem VbX+ beschäftigt haben, haben gezeigt, dass der Energieumsatz, welcher durch VbX+ ausgelöst wird, parametrisch durch die Amplitude der Vibration, die Vibrationsfrequenz und zusätzliche Gewichtslast kontrolliert werden kann (Rittweger et al. 2002). Ribot-Ciscar hat bei einer Untersuchung der Entladungsrates von Muskelspindeln von Fuss- und Unterschenkelmuskeln nach der Applikation von Vibration an die Sehnen der betroffenen Muskeln eine signifikante Reduktion der Entladungsrates festgestellt (Ribot-Ciscar et al. 1998).

Zusammen mit den oben angeführten Resultaten der neuromuskulären Untersuchungen ist deshalb anzunehmen, dass es bei Training mit vergleichbarer Erschöpfung und muskulärer Ermüdung durch die zusätzliche Applikation von VbX+ zu einer wesentlichen Beeinflussung neuromuskulärer Erregungsmuster kommt. Wenn man sich die gesteigerte Reflexamplitude des PSR vor Augen hält, kommt es möglicherweise durch VbX zu einer Steigerung der neuromuskulären Erregbarkeit.

Hierbei sollte man jedoch bedenken, dass die Untersuchungen ausschließlich nach Übungen bis zur kompletten körperlichen Erschöpfung an jungen, gesunden Erwachsenen mit mittelmäßigem körperlichen Trainingszustand durchgeführt wurden. Zudem wurden sämtliche Untersuchungen mit der selben Vibrationsfrequenz und –amplitude durchgeführt.

Im Rahmen der bereits oben erwähnten Studie von Rittweger et al. wurde jedoch deutlich, dass die Vibrationsfrequenz bei der Sauerstoffaufnahme während VbX eine wichtige Rolle spielt (Rittweger et al. 2002).

Möglicherweise ist die Vibrationsfrequenz deshalb auch für eine nähere Beurteilung der im Rahmen der vorliegenden Studie beobachteten neuromuskulären Veränderungen durch VbX von Bedeutung. Dies gilt auch für die Dauer des Trainings mit VbX, die Amplitude von VbX und das eventuelle zusätzlich applizierte Gewicht.

Durch die zusätzliche Beurteilung der neuromuskulären Parameter bei verschiedenen Vibrationsfrequenzen oder –amplituden könnten die Auswirkungen von VbX auf das neuromuskuläre System weiter untersucht und verstanden werden.

Da die Messungen in der vorliegenden Studie an jungen Erwachsenen durchgeführt wurden, sollten in Zukunft vor allen Dingen auch Messungen mit älteren Probanden oder Patienten durchgeführt werden.

Möglicherweise kann Vbx in Zukunft dann auch in Trainings- oder Therapiekonzepten älterer Probanden oder auch Patienten eine bedeutende Rolle einnehmen.

5 Zusammenfassung:

Vibrationstraining (**VbX**) ist eine relativ neue Form von Training zur Vorbeugung und Behandlung von Osteoporose, die mit der Idee entwickelt wurde, dass Muskeln durch auf spinaler Ebene ausgelöste Reflexe stimuliert werden.

Derzeit werden verschiedene Einsatzgebiete des VbX geprüft, sie reichen vom Training für Leistungssportler (Bosco et al. 1999) über Therapie von chronischen Rückenschmerzen (Rittweger et al. 2002) und Prävention von Immobilisation und Frakturen bei geriatrischen Patienten bis hin zur Therapie der Osteoporose (Rubin et al. 2001). Im Rahmen von mit VbX durchgeführten Studien wurden verschiedene interessante Beobachtungen gemacht: So ist beispielsweise das Auftreten von Erythemen an den beanspruchten Körperpartien beobachtet worden (Rittweger et al. 2000).

Überraschenderweise wurde auch eine erhöhte EMG-Frequenz während isometrischer Muskelkontraktionen nach VbX festgestellt. Und dies, obwohl muskuläre Erschöpfung sowohl bei exzentrischer als auch bei konzentrischer Muskelkontraktion normalerweise mit einer verminderten EMG-Frequenz einhergeht (Hakkinen et al. 1983).

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es deshalb, die Auswirkungen von Ganzkörpervibrationstraining auf das neuromuskuläre System explorativ zu erforschen und mit normalem Training mit Kniebeugen zu vergleichen.

Aus diesem Grunde wurden der Einfluss von VbX auf die neuromuskuläre Leistung sowie die Kraft und die Ausdauer beurteilt. Dies geschah durch die Untersuchung isometrischer Muskelkontraktionen und eine Serie von Strecksprüngen.

Zudem sollte eine Beurteilung der Effekte von VbX auf die Aktivierungsmuster des zentralen Nervensystems mittels EMG-Analyse während isometrischer Muskelkontraktionen sowie eine quantitative Analyse der Muskeldehnungsreflexe durchgeführt werden.

Insgesamt wurden in die Studie 19 junge, gesunde Erwachsene eingeschlossen.

Vor, direkt nach dem eigentlichen Training sowie nach einer zehnmütigen Erholungsphase wurden drei verschiedene Tests für jeweils 30 Sekunden durchgeführt: vertikale Strecksprünge in maximaler Höhe, EMG-Messungen während einer isometrischen Streckung im Kniegelenk mit 70 % der Maximalkraft sowie eine quantitative Analyse des Patellarsehenreflexes (PSR).

Die Ergebnisse der Messungen vor dem Training waren unabhängig davon, ob VbX durchgeführt wurde, oder nicht.

Die Trainingszeit bis zur kompletten Erschöpfung war signifikant kürzer sobald VbX durchgeführt wurde. Das kapillär gemessene Blutlaktat sowie die subjektiv angegebene körperliche Erschöpfung zeigten jedoch keinen signifikanten Unterschied, so dass davon ausgegangen werden kann, dass durch beide Trainingsarten eine ähnliche körperliche Erschöpfung erreicht werden konnte.

In den Messungen nach dem Training war die EMG-Frequenz des M. vastus lateralis nach VbX+ signifikant gegenüber VbX- erhöht.

Die Amplitude des Patellarsehnenreflexes war nach VbX+ ebenfalls signifikant gegenüber VbX- erhöht. In den übrigen Messparametern bestand kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Trainingsmodalitäten.

Aufgrund der oben angeführten Resultate der neuromuskulären Untersuchungen ist deshalb anzunehmen, dass es beim Training mit vergleichbarer Erschöpfung und muskulärer Ermüdung durch die zusätzliche Applikation von VbX+ zu einer wesentlichen Beeinflussung neuromuskulärer Erregungsmuster kommt. Wenn man sich die gesteigerte Reflexamplitude des PSR vor Augen hält, kommt es möglicherweise durch VbX zu einer Steigerung der neuromuskulären Erregbarkeit.

Da die Messungen in der vorliegenden Studie an jungen Erwachsenen durchgeführt wurden, sollten in Zukunft vor allen Dingen auch Messungen mit älteren Probanden oder Patienten durchgeführt werden.

Durch die zusätzliche Beurteilung der neuromuskulären Parameter bei verschiedenen Vibrationsfrequenzen oder –amplituden könnten die Auswirkungen von VbX auf das neuromuskuläre System weiter untersucht und verstanden werden.

Dies könnte eine große Rolle bei der Nutzung von VbX als potentielles Trainings- oder Therapiegerät in der Zukunft spielen.

Dies gilt auch für die Dauer des Trainings mit VbX, die Amplitude von VbX und das eventuell zusätzlich applizierte Gewicht.

6 Quellenverzeichnis

6.1 Verzeichnis der verwendeten Literatur

1. Avela,J., Kyrolainen,H. & Komi,P.V. Neuromuscular changes after long-lasting mechanically and electrically elicited fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol* 85, 317-325 (2001).
2. Bennell,K., Khan,K. & McKay,H. The role of physiotherapy in the prevention and treatment of osteoporosis. *Man. Ther.* 5, 198-213 (2000).
3. Bongiovanni,L.G. & Hagbarth,K.E. Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. *J. Physiol* 423, 1-14 (1990).
4. Bongiovanni,L.G., Hagbarth,K.E. & Stjernberg,L. Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contractions in man. *J. Physiol* 423, 15-26 (1990).
5. Bosco,C. et al. Neuromuscular function and mechanical efficiency of human leg extensor muscles during jumping exercises. *Acta Physiol Scand.* 114, 543-550 (1982).
6. Bosco,C. et al. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clin. Physiol* 19, 183-187 (1999).
7. Bosco,C., Cardinale,M. & Tsarpela,O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *Eur. J. Appl. Physiol Occup. Physiol* 79, 306-311 (1999).
8. Bosco,C. et al. Hormonal responses to whole-body vibration in men. *Eur. J. Appl. Physiol* 81, 449-454 (2000).
9. Burke,D., Andrews,C.J. & Lance,J.W. Tonic vibration reflex in spasticity, Parkinson's disease, and normal subjects. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 35, 477-486 (1972).

10. Burr,D.B. Muscle strength, bone mass, and age-related bone loss. *J. Bone Miner. Res.* 12, 1547-1551 (1997).
11. Carter,N.D. et al. Results of a 10 week community based strength and balance training programme to reduce fall risk factors: a randomised controlled trial in 65-75 year old women with osteoporosis. *Br. J. Sports Med.* 35, 348-351 (2001).
12. de Ruiten,C.J., van der Linden,R.M., van der Zijden,M.J., Hollander,A.P. & de Haan,A. Short-term effects of whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise. *Eur. J. Appl. Physiol* 88, 472-475 (2003).
13. de Ruiten,C.J., Van Raak,S.M., Schilperoort,J.V., Hollander,A.P. & de Haan,A. 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, 595-600 (2003).
14. Feskanich,D., Willett,W. & Colditz,G. Walking and leisure-time activity and risk of hip fracture in postmenopausal women. *JAMA* 288, 2300-2306 (2002).
15. Flieger,J., Karachalios,T., Khaldi,L., Raptou,P. & Lyritis,G. Mechanical stimulation in the form of vibration prevents postmenopausal bone loss in ovariectomized rats. *Calcif. Tissue Int.* 63, 510-514 (1998).
16. Fritton,J.C., Rubin,C.T., Qin,Y.X. & McLeod,K.J. Whole-body vibration in the skeleton: development of a resonance-based testing device. *Ann. Biomed. Eng* 25, 831-839 (1997).
17. Frost,H.M. The mechanostat: a proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and the bone mass effects of mechanical and nonmechanical agents. *Bone Miner.* 2, 73-85 (1987).
18. Frost,H.M. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat. Rec.* 219, 1-9 (1987).
19. Frost,H.M. Why do marathon runners have less bone than weight lifters? A vital-biomechanical view and explanation. *Bone* 20, 183-189 (1997).

20. Frost,H.M., Ferretti,J.L. & Jee,W.S. Perspectives: some roles of mechanical usage, muscle strength, and the mechanostat in skeletal physiology, disease, and research. *Calcif. Tissue Int.* 62, 1-7 (1998).
21. Frost,H.M. Why do bone strength and "mass" in aging adults become unresponsive to vigorous exercise? Insights of the Utah paradigm. *J. Bone Miner. Metab* 17, 90-97 (1999).
22. Frost,H.M. *MusculoSkeletal Interactions Vol 2 G Lyritis Ed.* 25-33.1999).
23. Frost,H.M. From Wolff's law to the Utah paradigm: insights about bone physiology and its clinical applications. *Anat. Rec.* 262, 398-419 (2001).
24. Frost,H.M. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat. Rec. A Discov. Mol. Cell Evol. Biol.* 275, 1081-1101 (2003).
25. Gardsell,P., Johnell,O., Nilsson,B.E. & Nilsson,J.A. The predictive value of fracture, disease, and falling tendency for fragility fractures in women. *Calcif. Tissue Int.* 45, 327-330 (1989).
26. Gowin W & Rittweger,J. *Knochenpraktikum, Skript zum Physiologischen Praktikum Muskulo-Skeletales System*
27. Haapasalo,H. et al. Effect of long-term unilateral activity on bone mineral density of female junior tennis players. *J. Bone Miner. Res.* 13, 310-319 (1998).
28. Hagbarth,K.E. & Eklund,G. Tonic vibration reflexes (TVR) in spasticity. *Brain Res.* 2 , 201-203 (1966).
29. Hakkinen,K. & Komi,P.V. Electromyographic and mechanical characteristics of human skeletal muscle during fatigue under voluntary and reflex conditions. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 55, 436-444 (1983).
30. Hanssens,L. & Reginster,J.Y. Relevance of bone mineral density, bone quality and falls in reduction of vertebral and non-vertebral fractures. *J. Musculoskelet. Neuronal. Interact.* 3, 189-193 (2003).

31. Heinonen,A. et al. Randomised controlled trial of effect of high-impact exercise on selected risk factors for osteoporotic fractures. *Lancet* 348, 1343-1347 (1996).
32. Henderson,N.K., Price,R.I., Cole,J.H., Gutteridge,D.H. & Bhagat,C.I. Bone density in young women is associated with body weight and muscle strength but not dietary intakes. *J. Bone Miner. Res.* 10, 384-393 (1995).
33. Hughes,V.A. et al. Muscle strength and body composition: associations with bone density in older subjects. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27, 967-974 (1995).
34. Ijiri,K., Jee,W.S., Ma,Y.F. & Yuan,Z. Remobilization partially restored the bone mass in a non-growing cancellous bone site following long term immobilization. *Bone* 17, 213S-217S (1995).
35. Issurin,V.B., Liebermann,D.G. & Tenenbaum,G. Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *J. Sports Sci.* 12, 561-566 (1994).
36. Jee,W.S. Principles in bone physiology. *J. Musculoskelet. Neuronal. Interact.* 1, 11-13 (2000).
37. Jiang,Y., Zhao,J., Rosen,C., Geusens,P. & Genant,H.K. Perspectives on bone mechanical properties and adaptive response to mechanical challenge. *J. Clin. Densitom.* 2 , 423-433 (1999).
38. Kannus,P. et al. Prevention of hip fracture in elderly people with use of a hip protector. *N. Engl. J. Med.* 343, 1506-1513 (2000).
39. Kaptoge,S. et al. Low BMD is less predictive than reported falls for future limb fractures in women across Europe: results from the European Prospective Osteoporosis Study. *Bone* (2005).
40. Kemmler,W. et al. Benefits of 2 years of intense exercise on bone density, physical fitness, and blood lipids in early postmenopausal osteopenic women: results of the Erlangen Fitness Osteoporosis Prevention Study (EFOPS). *Arch. Intern. Med.* 164, 1084-1091 (2004).
41. Kerschán-Schindl,K. et al. Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume. *Clin. Physiol* 21, 377-382 (2001).

42. Komi,P.V. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J. Biomech.* 33, 1197-1206 (2000).
43. Kouzaki,M., Shinohara,M. & Fukunaga,T. Decrease in maximal voluntary contraction by tonic vibration applied to a single synergist muscle in humans. *J. Appl. Physiol* 89, 1420-1424 (2000).
44. Kuitunen,S., Avela,J., Kyrolainen,H. & Komi,P.V. Voluntary activation and mechanical performance of human triceps surae muscle after exhaustive stretch-shortening cycle jumping exercise. *Eur. J. Appl. Physiol* 91, 538-544 (2004).
45. Kupa,E.J., Roy,S.H., Kandarian,S.C. & De Luca,C.J. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J. Appl. Physiol* 79, 23-32 (1995).
46. Lance,J., Burke,D. & Andrews CJ. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology.* Desmedt JE (ed.), pp. 444-462 (Karger, Basel,1973).
47. Lauritzen,J.B., Petersen,M.M. & Lund,B. Effect of external hip protectors on hip fractures. *Lancet* 341, 11-13 (1993).
48. Martin,B.J. & Park,H.S. Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol Occup. Physiol* 75, 504-511 (1997).
49. Melton,L.J., III. Epidemiology worldwide. *Endocrinol. Metab Clin. North Am.* 32, 1-13, v (2003).
50. Melton,L.J., III, Johnell,O., Lau,E., Mautalen,C.A. & Seeman,E. Osteoporosis and the global competition for health care resources. *J. Bone Miner. Res.* 19, 1055-1058 (2004).
51. Nelson,M.E. et al. Effects of high-intensity strength training on multiple risk factors for osteoporotic fractures. A randomized controlled trial. *JAMA* 272, 1909-1914 (1994).

52. Nevitt,M.C. & Cummings,S.R. Type of fall and risk of hip and wrist fractures: the study of osteoporotic fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *J. Am. Geriatr. Soc.* 41, 1226-1234 (1993).
53. Province,M.A. et al. The effects of exercise on falls in elderly patients. A preplanned meta-analysis of the FICSIT Trials. *Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques.* *JAMA* 273, 1341-1347 (1995).
54. Puntila,E. et al. Leisure-time physical activity and rate of bone loss among peri- and postmenopausal women: a longitudinal study. *Bone* 29 , 442-446 (2001).
55. Ribot-Ciscar,E., Rossi-Durand,C. & Roll,J.P. Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. *Neurosci. Lett.* 258, 147-150 (1998).
56. Ringsberg,K.A., Gardsell,P., Johnell,O., Josefsson,P.O. & Obrant,K.J. The impact of long-term moderate physical activity on functional performance, bone mineral density and fracture incidence in elderly women. *Gerontology* 47, 15-20 (2001).
57. Rittweger,J., Beller,G. & Felsenberg,D. Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clin. Physiol* 20, 134-142 (2000).
58. Rittweger,J., Schiessl,H. & Felsenberg,D. Oxygen uptake during whole-body vibration exercise: comparison with squatting as a slow voluntary movement. *Eur. J. Appl. Physiol* 86, 169-173 (2001).
59. Rittweger,J., Just,K., Kautzsch,K., Reeg,P. & Felsenberg,D. Treatment of chronic lower back pain with lumbar extension and whole-body vibration exercise: a randomized controlled trial. *Spine* 27, 1829-1834 (2002).
60. Rittweger,J. et al. Oxygen uptake in whole-body vibration exercise: influence of vibration frequency, amplitude, and external load. *Int. J. Sports Med.* 23, 428-432 (2002).
61. Rittweger,J., Mutschelknauss,M. & Felsenberg,D. Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. *Clin. Physiol Funct. Imaging* 23, 81-86 (2003).

62. Roelants,M., Delecluse,C. & Verschueren,S.M. Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women. *J. Am. Geriatr. Soc.* 52, 901-908 (2004).
63. Rubenstein,L. Hip protectors--a breakthrough in fracture prevention. *N. Engl. J. Med.* 343, 1562-1563 (2000).
64. Rubin,C., Turner,A.S., Bain,S., Mallinckrodt,C. & McLeod,K. Anabolism. Low mechanical signals strengthen long bones. *Nature* 412, 603-604 (2001).
65. Runge,M., Rehfeld,G. & Resnicek,E. Balance training and exercise in geriatric patients. *J. Musculoskelet. Neuronal. Interact.* 1, 61-65 (2000).
66. Schiessl,H., Frost,H.M. & Jee,W.S. Estrogen and bone-muscle strength and mass relationships. *Bone* 22, 1-6 (1998).
67. Schoenau,E. & Frost,H.M. The "muscle-bone unit" in children and adolescents. *Calcif. Tissue Int.* 70, 405-407 (2002).
68. Schonau,E. et al. Influence of muscle strength on bone strength during childhood and adolescence. *Horm. Res.* 45 Suppl 1, 63-66 (1996).
69. Schuit,S.C. et al. Fracture incidence and association with bone mineral density in elderly men and women: the Rotterdam Study. *Bone* 34, 195-202 (2004).
70. Seeman,E. Invited Review: Pathogenesis of osteoporosis. *J. Appl. Physiol* 95, 2142-2151 (2003).
71. Sheth,P. Osteoporosis and exercise: a review. *Mt. Sinai J. Med.* 66, 197-200 (1999).
72. Steadman,J., Donaldson,N. & Kalra,L. A randomized controlled trial of an enhanced balance training program to improve mobility and reduce falls in elderly patients. *J. Am. Geriatr. Soc.* 51, 847-852 (2003).
73. Strojnik,V. & Komi,P.V. Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. *J. Appl. Physiol* 84, 344-350 (1998).

74. Thompson,K.R., Mikesky,A.E., Bahamonde,R.E. & Burr,D.B. Effects of physical training on proprioception in older women. *J. Musculoskelet. Neuronal. Interact.* 3, 223-231 (2003).
75. Tinetti,M.E., Speechley,M. & Ginter,S.F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N. Engl. J. Med.* 319, 1701-1707 (1988).
76. Torvinen,S. et al. Effect of 4-min vertical whole body vibration on muscle performance and body balance: a randomized cross-over study. *Int. J. Sports Med.* 23, 374-379 (2002).
77. Torvinen,S. et al. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clin. Physiol Funct. Imaging* 22, 145-152 (2002).
78. Torvinen,S. et al. Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med. Sci. Sports Exerc.* 34, 1523-1528 (2002).
79. Torvinen,S. et al. Effect of 8-month vertical whole body vibration on bone, muscle performance, and body balance: a randomized controlled study. *J. Bone Miner. Res.* 18, 876-884 (2003).
80. Turner,C.H. Exercise as a therapy for osteoporosis: the drunk and the street lamp, revisited. *Bone* 23, 83-85 (1998).
81. Umemura,Y., Ishiko,T., Yamauchi,T., Kurono,M. & Mashiko,S. Five jumps per day increase bone mass and breaking force in rats. *J. Bone Miner. Res.* 12, 1480-1485 (1997).
82. Uusi-Rasi,K. et al. Long-term recreational gymnastics, estrogen use, and selected risk factors for osteoporotic fractures. *J. Bone Miner. Res.* 14, 1231-1238 (1999).
83. Verschueren,S.M. et al. Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: a randomized controlled pilot study. *J. Bone Miner. Res.* 19, 352-359 (2004).

84. Walker, M., Klentrou, P., Chow, R. & Plyley, M. Longitudinal evaluation of supervised versus unsupervised exercise programs for the treatment of osteoporosis. *Eur. J. Appl. Physiol* 83, 349-355 (2000).
85. Wallace, B.A. & Cumming, R.G. Systematic review of randomized trials of the effect of exercise on bone mass in pre- and postmenopausal women. *Calcif. Tissue Int.* 67, 10-18 (2000).
86. WHO. WHO 1999. Osteoporosis: Both health organizations and individuals must act now to avoid an impending epidemic. <http://www.who.int/inf-pr-1999/en/pr99-58.html>
87. Wolff J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen* - Reprint der Ausgabe Berlin Hirschwald (1892). Schattauer Verlag, Stuttgart, (1991).
88. <http://www.uptodate.com>
89. Zhang, L.Q. & Rymer, W.Z. Reflex and intrinsic changes induced by fatigue of human elbow extensor muscles. *J. Neurophysiol.* 86, 1086-1094 (2001).

6.2 Verzeichnis der aus der Literatur entnommenen Abbildungen

Abb. 1: J. Rittweger, H. Schiessl, and D. Felsenberg. Oxygen uptake during whole-body vibration exercise: comparison with squatting as a slow voluntary movement. *Eur. J. Appl. Physiol* 86 (2):169-173, 2001

7 Danksagung

Mein Dank gilt meinem verehrten Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. D. Felsenberg, für die freundliche Vergabe des Themas. Des weiteren möchte ich Herrn PD Dr. med. Jörn Rittweger herzlich danken. Er stand mir sowohl bei der praktischen Durchführung der Experimente als auch bei der Auswertung und dem Verfassen der Doktorarbeit stets mit Rat und Tat zur Seite. Gerne denke ich an die spannenden und interessanten Diskussionen zurück, auch außerhalb des Themas dieser Doktorarbeit. Ebenfalls danken möchte ich Dr. med. Jens Königer und Dr. med. Dorian Hauke, meinen Freunden.

Besonderer Dank an Yvonne, die mich vor allem während der Phase des Schreibens der vorliegenden Doktorarbeit mit bemerkenswerter Geduld „ausgehalten“ hat.