

Aus dem Zentrum für Muskel- und Knochenforschung der Medizinischen
Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Einfluss von Widerstands-Vibrations-Training
auf muskuläre Leistung und Kraft
während 56 tägiger Bettruhe**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Björn Bühring
aus Düsseldorf

Gutachter: 1. Prof. Dr. D. Felsenberg
2. Prof. Dr. J. Rittweger
3. Prof. Dr. A. Gollhofer

Datum der Promotion: 08. April, 2011

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	1-5
1.1	Das muskuloskelettale System	1-5
1.1.1	Bedeutung für die Raumfahrt	1-5
1.1.2	Bedeutung für die Medizin	1-6
1.2	Auswirkungen der Schwerelosigkeit auf das muskuläre System	1-9
1.2.1	Schwerelosigkeit und simulierte Schwerelosigkeit	1-9
1.2.2	Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung	1-10
1.2.3	Isometrische Kraft	1-12
1.2.4	Muskuläre Leistung	1-13
1.3	Gegenmaßnahmen	1-14
1.4	Gliederung	1-15
2	HYPOTHESEN	2-16
3	PROBANDEN UND METHODEN	3-18
3.1	Studiendesign	3-18
3.2	Probanden	3-18
3.3	Training	3-19
3.3.1	Der Galileo Space	3-19
3.3.2	Aufbau des Trainings	3-19
3.4	Messzeitpunkte	3-21
3.5	Isometrische Plantarflexion	3-21
3.5.1	Beschreibung der isometrischen Plantarflexion	3-21
3.5.2	Versuchsvorbereitung und eingesetzte Geräte	3-22
3.5.2.1	Das Dynamometer	3-22
3.5.2.2	Winkelmessung	3-24
3.5.2.3	Oberflächen-Elektromyografie	3-25
3.5.2.4	Aufbau des Probandenprotokolls	3-26
3.5.2.5	Aufnahmehardware und -software	3-27
3.5.3	Ablauf der Kontraktionsversuche	3-27
3.5.3.1	Versuchsdurchführung	3-27
3.5.3.2	Umgang mit fehlerhaften Kontraktionen	3-29
3.5.4	Auswertung der isometrischen Plantarflexionen	3-29
3.5.4.1	Maximale Kraft	3-29
3.5.4.2	Maximale EMG-Amplitude und EMG-Kraft-Beziehung	3-30
3.6	Countermovementsprünge	3-32
3.6.1	Beschreibung des Countermovementsprungs	3-32
3.6.2	Versuchsaufbau und eingesetzte Geräte	3-34
3.6.2.1	Die Leonardo Kraftmessplatte	3-34
3.6.2.2	Winkelmessung	3-34
3.6.2.3	Oberflächen-Elektromyografie	3-34
3.6.2.4	Aufnahmehardware und -software	3-34
3.6.3	Ablauf der Sprungtests	3-35
3.6.3.1	Versuchsdurchführung	3-35
3.6.3.2	Umgang mit fehlerhaften Sprüngen	3-35

	1-4
3.6.4 Auswertung der Sprünge	3-36
3.6.4.1 Berechnung von maximaler Sprunghöhe, -leistung, -geschwindigkeit und -kraft	3-36
3.6.4.2 Auswahl der auswertbaren Sprünge	3-37
3.6.4.3 Minimale Höhe des Körperschwerpunktes	3-38
3.7 Statistik	3-40
4 ERGEBNISSE	4-41
4.1 Probanden und Training	4-41
4.2 Isometrische Plantarflexionen	4-41
4.2.1 Maximale Kraft	4-41
4.2.2 Maximale EMG-Amplitude und EMG-Kraft-Beziehung	4-45
4.3 Countermovementsprünge	4-52
4.3.1 Fehlerhafte Sprünge	4-52
4.3.2 Sprungparameter	4-53
4.3.2.1 Maximale Sprunghöhe	4-53
4.3.2.2 Weitere Sprungparameter	4-56
4.3.2.3 Minimale Höhe des Körperschwerpunktes	4-57
5 DISKUSSION	5-68
5.1 Die Ergebnisse der Kontrollgruppe	5-70
5.1.1 Maximale isometrische Plantarflexionskraft	5-70
5.1.2 Maximale EMG-Amplitude und EMG-Kraft-Beziehung	5-72
5.1.3 Countermovementsprünge	5-74
5.1.4 Faktoren für den Verlust an Muskelleistung und -kraft	5-76
5.2 Die Ergebnisse der RVE-Gruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe	5-78
5.2.1 Maximale isometrische Plantarflexionskraft	5-79
5.2.2 Maximale EMG-Amplitude und EMG-Kraft-Beziehung	5-80
5.2.3 Countermovementsprünge	5-80
5.2.4 Wirksamkeit des Widerstands-Vibrations-Trainings	5-81
5.3 Ausblick auf zukünftige Studien	5-83
6 ZUSAMMENFASSUNG / SUMMARY	6-85
7 LITERATURVERZEICHNIS	7-87
8 DANKSAGUNG	8-97
9 LEBENS LAUF	9-99
10 PUBLIKATIONS LISTE	10-99
11 SELBSTSTÄNDIGKEITSERKLÄRUNG	11-100

1 Einleitung

1.1 Das muskuloskelettale System

1.1.1 Bedeutung für die Raumfahrt

Der Traum, dass Menschen zum Mars fliegen, wird immer wahrscheinlicher. Die großen Weltraumbehörden hoffen, dieses Ziel in den nächsten 20 bis 30 Jahren verwirklichen zu können. Neben den technischen Problemen, ein Raumschiff zu entwickeln, das in der Lage ist, die Distanz von der Erde zum Mars zu überwinden, beschäftigt man sich weltweit damit, die Probleme zu lösen, die die Schwerelosigkeit im menschlichen Körper auslöst. Die NASA (<http://bioastroroadmap.nasa.gov>) hat zusammen mit ihren internationalen Partnern ein Programm erstellt, das die wichtigsten Probleme umschreibt, die mit der Langzeit-Raumfahrt entstehen [1]. Der Bereich „Human Health and Countermeasures“ umfasst unterschiedliche Probleme in verschiedenen Kategorien. Viele dieser Probleme gehören zur Kategorie Knochen und Gelenke oder Skelettmuskel. Zusätzlich verbinden zwei weitere Kategorien das muskuloskelettale System - die funktionelle Einheit aus Skelettmuskulatur, Sehnen, Knochen, Gelenken, Bändern und Knorpel - mit dem Nervensystem. Der Bereich „Sensomotorische Fähigkeiten“ beschreibt mögliche Gefahren, die auftreten können, wenn es zu einem Funktionsverlust in diesem Bereich kommt. Insgesamt beschäftigen sich also drei der sieben Kategorien bzw. sieben der 16 Probleme mit dem muskuloskelettalen System. Es wird deutlich, für wie wichtig dieses System von den Weltraumbehörden eingeschätzt wird, um eine erfolgreiche Mission durchführen zu können.

Die Probleme können dem NASA Bericht nach zu folgenden Gefahren führen:

- Die Unfähigkeit verschiedenste Aufgaben während des Fluges und auf dem Mars zu lösen. Hierzu gehören zum Beispiel:
 - Während der Landung oder in partieller Schwerkraft Notausstiege durchzuführen
 - Tätigkeiten, die in der Schwerelosigkeit oder der verminderten Schwerkraft anfallen, zu bewältigen.

Dies begründet man mit schlechterer motorischer Funktion, verminderter Muskelausdauer und -kraft und Veränderungen in den strukturellen und funktionellen Eigenschaften des muskuloskelettalen Systems.

- Die Unfähigkeit, muskuläre Tätigkeiten in einem Ausmaß auszuführen, das für eine solche Mission erforderlich ist. Zu den Ursachen hierfür zählen unter anderem die bekannten Schwierigkeiten beim Gehen und aufrecht Stehen infolge des langen Aufenthaltes in der Schwerelosigkeit. Weiterhin können auch Ernährungsdefizite, die zu einem Mangel an Energiesubstraten führen, ein entsprechender Grund sein.
- Strukturelle und funktionale Defizite in der Skelettmuskulatur führen zu einem erhöhten Verletzungsrisiko. Verletzungen wiederum schränken auch die Ausführung muskulärer Aktivitäten ein.
- Die oben genannten Defizite können die Homöostase anderer Systeme beeinflussen. Dazu gehören Gleichgewicht und Koordination, das Herz-Kreislaufsystem und besonders die Funktion und Struktur von Knochen und anderen Bindegeweben wie zum Beispiel Knorpel, Sehnen und Bändern. Auch hier kommt es zum erhöhten Verletzungsrisiko. So können Frakturen nach einer Schwerelosigkeitsphase leichter auftreten, wenn der Körper der Schwerkraft wieder ausgesetzt ist, da sich Knochendichte und –struktur verschlechtern. Zusätzlich heilen Frakturen in der Schwerelosigkeit schlechter.

Es wird deutlich, dass die Schwerelosigkeit nicht nur einzelne Teilbereiche beeinflusst, sondern das gesamte muskuloskeletale System. Dies fängt bei der Struktur von Muskel und Knochen an und endet bei komplexen Bewegungsaufgaben dieses Systems. Ursache dieser Veränderungen sind die in Schwerelosigkeit nicht mehr auf den Körper wirkenden Gravitationskräfte. Besonders betroffen sind die Anteile des Bewegungsapparates, die normalerweise auf der Erde gegen diese Kräfte arbeiten. Dies sind vor allem die Systeme, die für den aufrechten Stand und Gang verantwortlich sind: die untere Extremität und der Rumpf. Die beschriebenen Probleme beruhen auf Erfahrungen, die in einer Vielzahl von Studien in tatsächlicher oder simulierter Schwerelosigkeit gesammelt wurden. In diesen konnte beobachtet werden, wie der Körper sich an die fehlenden Gravitationskräfte anpasst. Zu den auftretenden Veränderungen gehörten Muskelatrophie, verminderte Muskelkraft und Muskelleistung sowie neuromuskuläre Defizite. Auf sie wird in Kapitel 1.2 „Auswirkung der Schwerelosigkeit auf das muskuläre System“ näher eingegangen.

1.1.2 Bedeutung für die Medizin

Die oben genannten Veränderungen sind aber nicht nur für die Raumfahrt sehr wichtig. Die Untersuchung der beschriebenen Probleme und ihre Lösung bieten auch Chancen, klinische

Fragestellungen besser verstehen zu können. Verlust an Knochenmasse, höheres Frakturrisiko, Verlust von Muskelkraft und –leistung sowie Einschränkungen der Koordination und anderer neuromuskulärer Fähigkeiten sind Faktoren, die Gegenstand solcher Untersuchungen sind.

Den Bewegungsapparat nicht mehr normal nutzen zu können, bedeutet sowohl im Weltraum wie auch auf der Erde einen Verlust an Mobilität. Die Osteoporose zum Beispiel hat sowohl schwere soziale als auch wirtschaftliche Konsequenzen. Sie spielt eine immer größere Rolle in unserer alternden Gesellschaft und entsteht durch viele Faktoren, die zu eingeschränkter Knochenqualität und erhöhtem Sturzrisiko führen. Für die Morbidität und Mortalität der Osteoporose sind letztendlich die vermehrt auftretenden Frakturen verantwortlich. Das Frakturrisiko wird wesentlich von Knochenqualität und Sturzrisiko beeinflusst.

Das vor mehr als 100 Jahren von Johann Wolff beschriebene Gesetz von der Transformation der Knochen beschreibt den Zusammenhang zwischen dem Knochen und den auf ihn einwirkenden Kräften [2]. Dieser wird heute unter dem Motto „form follows function“ zusammengefasst und ist allgemein akzeptiert. Harold Frost erkannte als erster die Prozesse des „Modelling“ und „Remodelling“. Für das Zusammenspiel von Osteoklasten und Osteoblasten bei letzterem prägte er den Begriff „Basic Multicellular Unit“. Wenige Jahre vor seinem Tod erkannte er, dass die Muskulatur den Aufbau und die Struktur des Knochens wesentlich mitbestimmt [3-6]. Das Körpergewicht und die Muskelkraft führen über die Verformung des Knochens - den „Strain“ - zur Anpassung im Sinne des „Modelling“ und „Remodelling“. Ausreichende Muskelkraft wird also für eine gute Knochenqualität benötigt. Andere Faktoren wie zum Beispiel der Hormon- oder Elektrolythaushalt können die Wirkung der Kraft modifizieren aber nicht ersetzen [5,6].

Für das Phänomen des Sturzes gibt es bis dato noch keine bekannte Hauptursache. Vielmehr sind die Gründe für ein erhöhtes Sturzrisiko multifaktoriell [7-11]. So sind Störungen im kardiovaskulären System die Ursache für synkopale Stürze. Weiterhin erhöhen ungenügende Beleuchtung, schlechtes Schuhwerk und lose Teppiche das Sturzrisiko für extrinsische Stürze. Das neuromuskuläre System spielt eine wesentliche Rolle für intrinsische Stürze. Funktionelle Tests, die dieses System beurteilen können, messen hauptsächlich die muskuläre Leistung und die Koordination [12-16].

Das Beispiel der Osteoporose zeigt, dass Veränderungen im Bewegungsapparat auf verschiedenen Wegen zu erhöhter Morbidität und Mortalität führen können. Eine Ursache ist auch hier wie in der Schwerelosigkeit die mangelnde Benutzung der Muskulatur: durch Benutzung gegen zu geringe Kräfte, bei zu geringer Leistung und ohne koordinativ

anspruchsvolle Bewegungsabläufe. Dass das Auftreten einer Fraktur, das Ereignis, das die Osteoporose symptomatisch macht, nicht nur vom Knochen und besonders nicht nur von der Knochendichte abhängt, wird durch viele aktuelle Studien und Leitlinien unterlegt [17-28]. Sie verweisen sowohl auf weitere Risikofaktoren wie Alter und prävalente Frakturen hin als auch auf das Sturzrisiko. Dies hat letztendlich zu einem neuen Verständnis der Osteoporose geführt und wird die Krankheit neu definieren. Das absolute Frakturrisiko, von dem in Zukunft Entscheidungen für Diagnostik und Therapie abhängen werden, wurde in den letzten Jahren aktiv beforscht und in die entsprechenden Leitlinien aufgenommen. Dies hat 2008 zur Veröffentlichung des FRAX[®] Rechners der WHO geführt. Dieses Werkzeug ist in der Lage, für bestimmte Patienten-Populationen mit Hilfe von multiplen Risikofaktoren ein 10-Jahres Frakturrisiko zu berechnen [21,24,25,29]. Allerdings ist bisher nicht belegt, dass die Patienten mit einem hohen FRAX-Risiko auch von einer Therapie profitieren. Das FRAX-Modell ist daher für die Therapieindikation bisher nicht validiert.

Verringerte Muskelfunktion scheint aber auch unabhängig von Osteoporose ein Risikofaktor für multiple Erkrankungen alternder Menschen zu sein. Sarkopenie, wie dieses Phänomen in der Literatur an die Osteopenie angelehnt bezeichnet wird, hat bis dato keine einheitliche Definition [30-35]. Studien, die Sarkopenie untersuchen, benutzen Muskelmasse als Parameter, die durch unterschiedliche Methoden (Bioimpedanz, Dual X-ray Absorptiometry, DXA, CT, MRT) bestimmt werden. Muskelfunktionsparameter, die schon zur Bestimmung des Sturzrisikos validiert wurden, werden ebenfalls benutzt [36,37]. Es hat sich herausgestellt, dass verringerte Muskelmasse bzw. Muskelfunktion nicht nur zu einem erhöhten Sturzrisiko führt, sondern auch zu einer erhöhten Morbidität und Mortalität [30,31,33,34]. Beobachtet wurden Verbindungen zwischen Sarkopenie und der verminderten Fähigkeit, alltägliche Aufgaben wie, sich Anziehen, Baden und Hausarbeit zu erledigen. Weiterhin zeigte sich ein Zusammenhang mit Gleichgewichtstörungen und dem erhöhten Gebrauch von Gehhilfen. Diese führen zu einem erhöhten Sturzrisiko bei Menschen mit körperlichen Behinderungen und Invalidität. Studien, die die Prävalenz der Sarkopenie in den USA untersuchten, resultierten in Ergebnissen von unter 5% bis zu über 25%. Dies liegt einerseits daran, dass unterschiedliche Altersgruppen untersucht und verschiedene Meßmethoden benutzt wurden sowie andererseits die Art, wie Sarkopenie definiert wurde, in den Studien von einander abwich [30-35,38]. Neben körperlicher Inaktivität und sesshaftem Lebensstil sind neuromuskuläre und hormonelle Faktoren, unzulängliche Ernährung und chronische Entzündung als Ursachen für dieses Krankheitsbild vorgeschlagen worden. Diese Faktoren

führen zu einer Verlagerung vom schnellen Muskelfaser-Typ 2 zu Typ 1 Muskelfasern und einem beschleunigten Muskelzelltod [33-35,38].

Die gerade genannten Beispiele der Osteoporose, Sturzkrankheit und Sarkopenie verdeutlichen, wie wichtig es ist, die Veränderungen im Bewegungsapparat besser zu verstehen und Methoden zu entwickeln, diesen auftretenden Verlusten entgegenzuwirken.

1.2 Auswirkungen der Schwerelosigkeit auf das muskuläre System

1.2.1 Schwerelosigkeit und simulierte Schwerelosigkeit

Letztendlich sind nur Studien in Schwerelosigkeit in der Lage, die tatsächlichen Bedingungen eines Raumfluges wiederzuspiegeln. Will man Veränderungen am menschlichen Muskel untersuchen, müssen Probanden über einen längeren Zeitraum in der Schwerelosigkeit verbringen. Dies ist zurzeit im Rahmen von Studien auf der Internationalen Space Station (ISS) möglich und wurde vorher auf der russischen MIR Station durchgeführt. Auch wenn diese Art der Untersuchung der Goldstandard ist, haben sie auch einige Nachteile. So sind Studien in tatsächlicher Schwerelosigkeit sehr teuer und nur wenige Probanden können gleichzeitig untersucht werden. Weiterhin müssen die Astronauten auch eine Vielzahl von andersartigen Experimenten durchführen. Aufgrund dieser Aktivitäten sind ihre Muskelparameter schwerer kontrollierbar. Deshalb wurden Modelle entwickelt, die bestimmte Aspekte von Schwerelosigkeit im Gravitationsfeld der Erde simulieren können [1,39-46].

Für die Untersuchung des Bewegungsapparates hat sich das Modell der Bettruhe (Bed Rest) etabliert. Dabei werden Probanden für eine festgelegte Zeit in horizontaler Lage ins Bett gelegt. Standardmäßig muss eine minus 6° Kopftieflage („head-down tilt“ position) eingestellt werden, um auch die Kreislaufverhältnisse der Schwerelosigkeitsbedingung anzupassen. Es kommt dadurch in vielen Körpersystemen zu Veränderungen, die der realen Schwerelosigkeit ähnlich sind [1,39-41,45,47-55].

Die europäische Weltraumbehörde (ESA) hat in den letzten Jahren Studien ausgeschrieben, die sich im Rahmen einer Bed Rest Umgebung mit Methoden beschäftigen sollten, die dem oben beschriebenen Einfluss der Schwerelosigkeit auf den Körper entgegenwirken.

Ein besonders wichtiges Ziel war es, den bekannten Verlust an Knochenmasse - und der damit verbundenen Knochenfestigkeit - aufzuhalten oder zumindest einzuschränken. Eine der möglichen Methoden die untersucht wurden, war ein spezielles muskuläres Training.

Auch die Berliner Bed Rest (BBR) Studie ist ein von der ESA gefördertes Projekt, in dem die Überprüfung der Wirksamkeit eines Trainingsprogrammes für den Aufenthalt in der Schwerelosigkeit im Vordergrund stand. Hierzu wurden junge gesunde Männer in eine Interventionsgruppe und eine Kontrollgruppe randomisiert.

Im Rahmen dieser Studie wurden Parameter gemessen, die Funktion und Struktur des muskuloskelettalen Systems beschreiben. Diese Arbeit beinhaltet die Untersuchungen, welche dabei 1. die isometrische Kraft bei der Plantarflexion und ihre neuromuskulären Determinanten erfassen, und welche 2. mit der maximalen Sprunghöhe im Rahmen von Sprungtests die neuromuskuläre Funktion in einem holistischen Ansatz untersuchen. Diese Tests werden standardmäßig in Studien eingesetzt, um muskuläre Leistung und Kraft zu messen. Sie wurden mehrfach in vorherigen Bed Rest Studien benutzt und eignen sich sehr gut, um die verschiedenen Trainingsarten zu vergleichen. Viele dieser Studien werden in den folgenden Abschnitten zitiert.

Die beiden Muskelfunktionstests unterscheiden sich in mehreren Punkten voneinander. Ihr wichtigster Unterschied liegt in den verschiedenen Kraft-Geschwindigkeits-Eigenschaften, die in den nächsten Abschnitten beschrieben werden. Weiterhin kann man durch sie zwei von einander abweichende Muskelfunktionen analysieren. Isometrische Kontraktionen beschränken sich auf wenige Muskelgruppen und Gelenke. Im Gegensatz zu den Sprüngen, an denen viele Muskelgruppen und Gelenke beteiligt sind, benötigt ihre optimale Ausführung wenig koordinative Fähigkeiten. Außerdem steht durch diese Auswahl sowohl ein trainingsspezifischer als auch -unspezifischer Test zur Verfügung. Die isometrischen Kontraktionen sind der in dieser Studie benutzten Trainingsmethode – dem Widerstands-Vibrations-Training (Vibration-Resistance-Exercise = VRE) - sehr ähnlich. Diese Methode wird in Kapitel 1.3 „Gegenmaßnahmen“ und 3.3 „Training“ näher beschrieben. Die Sprungtests hingegen können aufgrund ihrer oben genannten Eigenschaften nur bedingt mit diesem Gerät und unter Bettruhebedingungen trainiert werden. Gerade diese Unterschiede begründen die Wichtigkeit, beide Tests durchzuführen.

1.2.2 Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung

Das muskuloskelettale System hat viele unterschiedliche Aufgaben zu erfüllen. Die Zusammenhänge der einzelnen Faktoren, die zur mechanischen Funktion der Muskulatur

beitragen, lassen sich mit Hilfe der Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung erläutern. Sie zeigt, dass der Muskel in der Lage ist, Kontraktionen in einem variierenden Spektrum auszuführen. Dieses reicht von Kontraktionen mit hoher Geschwindigkeit und geringer Kraft bis zu Kontraktionen mit minimaler oder keiner Geschwindigkeit und sehr großer Kraft. Man unterteilt Kontraktionen deshalb in:

- isometrische (Geschwindigkeit = 0, Kraft \gg 0)
- konzentrische (Geschwindigkeit und Kraft $>$ 0),
- exzentrische (Geschwindigkeit $<$ 0 Kraft \gg 0)

In der Berliner Bed Rest Studie wurden die isometrischen Plantarflexionen gewählt, um eine Aussage über die Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung zu machen, wenn die Geschwindigkeit null ist. Zusätzlich sollte aber auch untersucht werden, wie sich diese Beziehung bei sehr hohen Geschwindigkeiten verhält. Für diesen Bereich lassen sich Sprungtests sehr gut benutzen. Sprünge benötigen sehr schnelle Kontraktionen, bei denen die Kraft im submaximalen Bereich der maximal freiwilligen Kontraktionsfähigkeit („maximal voluntary contraction“, MVC) liegt. Da die Geschwindigkeit so wichtig bei dieser Übung ist, kann man mit ihr ideal muskuläre Leistung messen.

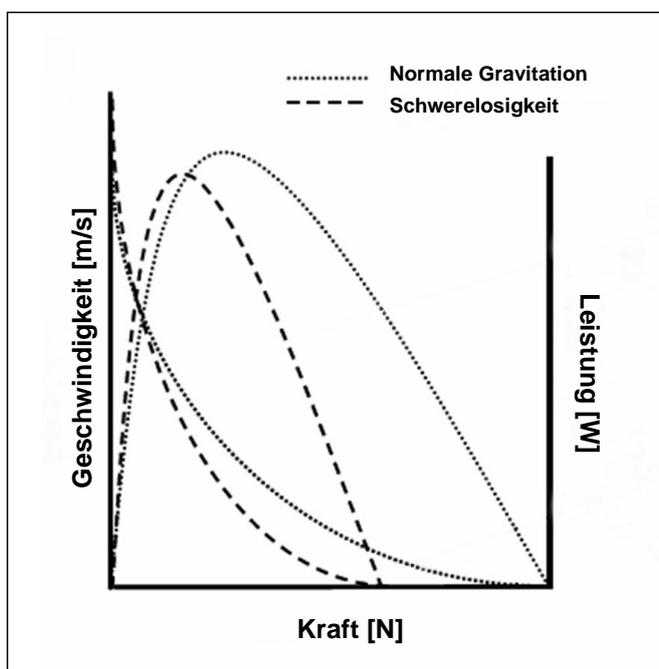


Abbildung 1

Kraft-Geschwindigkeitsbeziehung.

Abbildung übernommen und adaptiert aus: [39] Adams et al., *Skeletal muscle unweighting: spaceflight and ground-based models*. J Appl Physiol, 2003. 95(6): p. 2185-201

Dargestellt sind Kraft, Geschwindigkeit und ihr Produkt - die Leistung (parabelförmige Kurven) - unter normaler Gravitation und nach Schwerelosigkeit.

Zu erkennen ist der Geschwindigkeits-abhängige Verlust an Kraft. Es kommt bei niedriger Kontraktionsgeschwindigkeit zu einem größeren Verlust an Kraft als bei hohen Geschwindigkeiten.

Dementsprechend kommt es auch bei der Leistung zu einem größeren Verlust bei niedriger Geschwindigkeit und großer Kraft.

1.2.3 Isometrische Kraft

Es gibt viele Studien, in denen die maximale isometrische Kraft der Muskeln der unteren Extremität untersucht wurde. Hauptsächlich hat man sich dabei auf die Quadrizeps und Trizeps Surae Muskulatur konzentriert, da diese für den aufrechten Stand und Gang ausschlaggebend sind. Im Weltraum als auch unter simulierter Schwerelosigkeit kommt es zu einem Muskelkraftverlust. Dieser variierte abhängig von der Länge der Schwerelosigkeit, der aufgenommenen Nahrung und den physikalischen Anforderungen der Missionen bzw. Studien. Die angegebenen Verluste liegen maximal in der Größenordnung von circa 45% für den Trizeps Surae nach 90 bzw. 120 tägiger Bettruhe oder nach sechsmonatigem Weltraumaufenthalt [56-60]. Andere Studien zeigten weniger große Veränderungen [61-71] oder auch gar kein Verlust [72,73]. Abbildung 1 stellt sowohl den Verlust der maximalen isometrischen Kraft als auch den bei isokinetischen Kontraktionen unterschiedlicher Geschwindigkeiten nach Aufenthalt in der Schwerelosigkeit dar. Bei isometrischen Kontraktionen (Geschwindigkeit = 0) ist der Verlust am größten.

Wichtige Parameter, die die Kraft bedingen, sind die Muskelmasse und das Zusammenspiel zwischen Nervensystem und der Muskulatur - die neuromuskulären Eigenschaften. Für beide gilt ebenso wie für die isometrische Kraft, dass es zu einem Verlust unter Schwerelosigkeit kommt. Auch hier variieren die Ergebnisse stark. Für die Muskelmasse, die oft in Muskelquerschnitt (Cross-sectional area, CSA) oder Muskelvolumen angegeben wird, liegen die Werte zwischen -30% [71] und -4% [74]. Weitere Studien befanden sich mit ihren Ergebnissen innerhalb dieses Bereiches [50,56,60,62,63,72,75-84]. Die Atrophie der Muskeln kann aber nicht alleine den Verlust an Muskelkraft erklären. Hinzu kommen noch die Veränderungen im neuromuskulären System.

Die maximale EMG-Amplitude - in der Literatur auch als neuraler oder neuromuskulärer Antrieb („neural oder neuromuscular drive“) bezeichnet - ist ein Parameter, der die Stärke der elektrischen Erregung der Muskulatur beschreibt. Zu seiner Bestimmung benutzt man die Oberflächen- Elektromyografie (EMG). Schwerelosigkeit führt zu einem Verlust an maximaler Amplitude. Das Defizit beträgt zwischen 0 und 35-40%, abhängig von der Länge und Art der Studie. Weiterhin kommt es zu einer Veränderung der EMG-Kraft-Beziehung, eine Eigenschaft des Muskels, die auch neuromuskuläre Effizienz genannt wird. Die Veränderung der EMG-Kraft-Beziehung führt dazu, dass nach der Phase ohne Gravitation mehr nervale Stimulation benötigt wird, um eine bestimmte Kraft zu erreichen, als vorher [47,56,58,59,68,69,77,78,85-91].

Als weiterer Faktor werden Veränderungen im Muskelgewebe selbst aufgeführt. Hier kann es zu einer erhöhten Anfälligkeit für lokale Muskelschäden, Veränderung der Kontraktionseigenschaften, Verlust von Myofibrillen und verminderter Proteinsynthese auf zellulärer Ebene kommen [43,45,60,70,73,92-96].

1.2.4 Muskuläre Leistung

Wie aus der Abbildung 1 zu erkennen, ist die maximale muskuläre Leistung abhängig von der Kraft-Geschwindigkeitsbeziehung, da es das Produkt dieser beiden Größen ist. Deshalb wird das absolute Maximum weder bei sehr hohen Kontraktionsgeschwindigkeiten und niedriger Kraft noch bei niedrigen Geschwindigkeiten und sehr hoher Kraft erreicht. Es liegt vielmehr im submaximalen Bereich beider Größen. Wenn man den Einfluss der Schwerelosigkeit auf die muskuläre Leistung untersuchen will, muss man dies also entweder über den gesamten Bereich der Kraft-Geschwindigkeitsbeziehung machen oder bestimmte Messpunkte festlegen. So kann man den Kraftverlust bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten bestimmen und daraus die muskuläre Leistung ermitteln.

Bisherige Studien haben gezeigt, dass es bei allen Kontraktionsgeschwindigkeiten zu einem Verlust an Muskelkraft kommt. Auffällig ist, dass der Verlust umso größer wird, je langsamer die Kontraktionsgeschwindigkeit wird [65,67-69,78,85,94-99]. Dementsprechend ändert sich auch der Kurvenverlauf der Leistung stärker in diesem Bereich. Das Maximum der muskulären Leistung nimmt dabei relativ weniger ab als es durch den Kraftverlust zu erwarten wäre. Dies kommt durch eine Erhöhung der Kontraktionsgeschwindigkeit zustande [65,68,100-102].

Weitere Studien zeigten Defizite in muskulärer Leistung von 24 bis 55 %, abhängig von der Dauer der Schwerelosigkeit [40,60,103,104].

In der BBR Studie wird für die Sprungtests die Sprunghöhe und nicht die Sprungleistung als Hauptparameter verwandt, obwohl sie in bisherigen Studien oft nicht angegeben wurde. Das Messen der Sprunghöhe hat den Vorteil, dass sie als Parameter anschaulicher ist als die Sprungleistung. Dies ist besonders wichtig für das Feedback an die Probanden, erleichtert aber auch dem Untersuchenden und Leser das Verständnis. So wurden die Probanden aufgefordert, möglichst hoch zu springen und nicht eine möglichst große Leistung zu erbringen. Genauso beurteilt man als Beobachter die Qualität eines Sprunges intuitiv nach seiner Sprunghöhe und nicht nach seiner Leistung, da die Sprunghöhe visuell leicht zu erfassen ist. Weiterhin ist sie im Gegensatz zu der Sprungleistung unabhängig von der Art des Sprunges. Die maximale Leistung variiert je nachdem, ob es sich um einen Countermovementsprung, einen Sprung aus der Hocke oder einen Seriensprung handelt.

1.3 Gegenmaßnahmen

Sowohl für die Raumfahrt als auch für die terrestrische Medizin ist es von essentieller Bedeutung, Maßnahmen zu entwickeln, die in der Lage sind, die oben beschriebenen Auswirkungen zu minimieren. In den letzten Jahren wurden die unterschiedlichsten Methoden in verschiedenen Studien geprüft. Unter diesen ist das körperliche Training von großer Bedeutung. Es hat sich gezeigt, dass geeignetes Training die durch die Schwerelosigkeit hervorgerufenen Defizite im muskuloskelettalen System aufhalten kann [1,42,44,50,56,58,60,61,63,64,69,79,81,82,84,94,95,105-110].

Auch bei der Osteoporose kann körperliches Training dazu beitragen, das Fortschreiten der Krankheit selbst aufzuhalten oder sogar verlorene Fähigkeiten wiederzuerlangen. Wenn es auch noch wenige Daten gibt die belegen, dass körperliches Training die Rate von Frakturen senken kann, so gibt es doch sehr gute Evidenz dafür, dass Training die Knochendichte erhöht. Weiterhin lässt sich feststellen, dass eine schlechte muskuläre Funktion die Frakturrate erhöht. Verschiedene Arten von Training inklusive Vibrationstraining wurden untersucht [111-124].

In der Berliner Bed Rest Studie wurde in durch Bettruhe simulierter Schwerelosigkeit eine neue Trainingsmethode getestet: Das Widerstands – Vibrationstraining. Auf das hierzu benötigte Trainingsgerät und das Trainingsprotokoll wird im Kapitel 3.3 „Training“ eingegangen. Im Folgenden wird kurz die Entstehung dieser Trainingsmethode beschrieben und begründet, warum ihr Einsatz in der Raumfahrt von Vorteil sein könnte.

Bis vor ein paar Jahren hat man auf den Menschen übertragene Vibration, insbesondere Frequenzen über 50Hz, nur mit pathologischen Effekten in Verbindung gebracht, wie zum Beispiel bei der reflektiven, peripheren Vasokonstriktion bei Arbeitern mit vibrierenden Maschinen. In Studien hat sich aber gezeigt, dass Vibration mit niedrigeren Frequenzen im Bereich zwischen 15 und 35 Hz als Maßnahme bei älteren gesunden Menschen sowie Patienten mit Rückenschmerzen oder verringerter Knochendichte zu positiven Effekten im muskuloskelettalen System führen kann [119,121-132]. Weiterhin wird sie als Trainingsmethode im Sport immer populärer, da auch hier eine Steigerung verschiedener muskulärer Eigenschaften erreicht werden kann [121,125,133-143]. Faktoren, die die Effektivität dieser Trainingsmethode beeinflussen, sind Trainingsdauer, Vibrationsfrequenz und –amplitude sowie zusätzlich appliziertes Gewicht [121,132]. Es gibt aber auch Vibrationstrainingsstudien, in denen kein Effekt auf das muskuloskelettale System gefunden wurde. Andere Studien fanden keinen Vorteil von Vibrationstraining zu anderen Trainingsmethoden [137,144-147].

Das Vibrationstraining führt zu einer Reihe von Veränderungen im menschlichen Körper: neben Muskelhypertrophie sowie Zunahme an Muskelkraft und –leistung kommt es auch zu Veränderungen im hormonellen und kardiovaskulären System [121,148-154].

Es wird angenommen, dass der Trainingseffekt der Vibration auf die Muskulatur durch Auslösung von sowohl monosynaptischen wie auch polysynaptischen Reflexen zu Stande kommt. Sie sind für die hochfrequenten Muskelkontraktionen verantwortlich. So könnte sie zusätzlich zu ihrem Effekt auf die Muskulatur und den Knochen auch neuronale Wirkungen haben [121,123,127,134,149,152,155-157].

Die Kombination aus Vibrationstraining und Widerstandstraining sollte diese Wirkungen noch verstärken. Für Menschen, die sich in tatsächlicher oder simulierter Schwerelosigkeit befinden, könnte dies bedeuten, dass die beschriebenen Defizite dadurch aufgehoben oder ihr Entstehen zumindest eingeschränkt wird.

In dieser Arbeit wurde dies für die isometrische maximale Kraft und die neuromuskuläre Effizienz bei Plantarflexionen sowie der maximalen Sprunghöhe bei Countermovementsprüngen untersucht.

1.4 Gliederung

Nachdem im nächsten Abschnitt die Hypothesen dieser Arbeit vorgestellt werden, wird im Kapitel 3 „Probanden und Methoden“ sowie im Kapitel 4 „Ergebnisse“ das Hauptaugenmerk auf den isometrischen Kontraktionen und den Countermovementsprüngen liegen. So wird erst auf die Plantarflexionen eingegangen und dann werden die Countermovementsprünge vorgestellt. Die Resultate beider Gruppen werden ebenfalls in dieser Reihenfolge dargestellt.

In der Diskussion sollen die Unterschiede zwischen der Kontrollgruppe und der Trainingsgruppe erläutert werden. Hierfür werden zuerst alle wichtigen Ergebnisse der Kontrollgruppe zusammengefasst und mit der bisherigen Literatur verglichen. Anschließend wird dies mit den Daten der Trainingsgruppe wiederholt. In dem letzten Teil der Diskussion werden dann diese Resultate miteinander verglichen, um Aussagen über die Effektivität des Trainings machen zu können.

Im letzten Kapitel wird ein kurzer Ausblick auf Möglichkeiten zukünftiger Studien gegeben.

2 Hypothesen

Aus der eingangs beschriebenen Literatur müsste mit einem Verlust an Kraft und neuromuskulärem Antrieb bei den Plantarflexionen sowie mit einem Verlust an Leistung bei den Sprungtests während der Bettruhe Phase gerechnet werden. Folgende Hypothesen sollen mit Hilfe der Ergebnisse aus den Messungen der Kontrollgruppe überprüft werden:

- Die 56 tägige Bettruhephase führt zu einem Verlust an maximaler isometrischer Plantarflexionskraft
- Die 56 tägige Bettruhephase führt zu einer Verringerung der maximalen EMG-Amplitude und der EMG-Kraft-Beziehung bei isometrischen Plantarflexionen
- Die 56 tägige Bettruhephase führt zu einem Verlust an maximaler Sprunghöhe

Die Resultate der Trainingsgruppe sollen benutzt werden, um folgende Hypothesen zu untersuchen:

- Widerstands-Vibrations-Training (RVE) erhält die maximale isometrische Plantarflexionskraft während einer 56 tägigen Bettruhephase.
- Widerstands-Vibrations-Training (RVE) erhält die maximale EMG-Amplitude und EMG-Kraft-Beziehung bei isometrischen Plantarflexionen während einer 56 tägigen Bettruhephase.
- Widerstands-Vibrations-Training (RVE) erhält die maximale Sprunghöhe während einer 56 tägigen Bettruhephase.

Als sekundäre Parameter sollen bei den Sprungexperimenten die maximale spezifische Sprungleistung und die maximale Sprungkraft gemessen werden. Weiterhin wird die minimale Höhe des Körperschwerpunktes vor und nach der Flugphase des Sprunges bestimmt, um Aussagen über die Sprungbewegung selbst machen zu können.

Die Vorgehensweise bei der Untersuchung der Hypothesen weist insbesondere folgende Besonderheiten auf:

- Die Basis-Daten (baseline data collection = BDC) werden mit denen unmittelbar nach der Bed Rest Phase verglichen. Die Tests werden tatsächlich direkt (buchstäblich innerhalb von 15 Minuten) nach dem Wiederaufstehen (reambulation) durchgeführt, um möglichst jegliche Verfälschung durch andere Faktoren zu verhindern. Auf diese Weise soll einem zusätzlichen Kraft- und Leistungsverlust sowie der Entwicklung von Schmerzen vorgebeugt werden, die

ansonsten durch andere zeitlich später durchzuführende Experimente oder selbst durch das Bewegen unter der vollen Gravitationswirkung verursacht werden könnten.

- Zum anderen wird die Veränderung der Parameter in einem besonders engen Raster während der ersten Tage nach dem Aufstehen gemessen.

Im Rahmen dieser Arbeit wird auf die gerade genannten ersten Tage eingegangen. Es sollen nur die kurzfristigen Effekte von Bettruhe und dem RVE im Vergleich zur Kontrollgruppe beschrieben werden. Hauptaugenmerk liegt also auf der Untersuchung des erwarteten Funktionsverlustes, der durch die Bettruhe verursacht wird und ob das RVE in der Lage ist, dies zu verhindern.

3 Probanden und Methoden

3.1 Studiendesign

Die Berliner Bed Rest Studie war eine randomisierte, prospektive Interventionsstudie, die von Anfang 2003 bis zum Sommer 2004 im Campus Benjamin Franklin der Charité stattfand. Die Studie wurde von der ESA ausgeschrieben und das Studienprotokoll von der zuständigen Ethikkommission überprüft und genehmigt. Die Details des Studiendesigns, der demografischen Daten der Probanden und des Trainings haben Rittweger et al. beschrieben [158].

3.2 Probanden

Für die Studie wurden 20 männliche Probanden gesucht. Mögliche Kandidaten rekrutierte das Zentrum für Muskel- und Knochenforschung der Charité Berlin (ZMK) mit Hilfe verschiedenster Medien, durch die auf die Studie aufmerksam gemacht wurde. Die Auswahl der Probanden erfolgte durch ein Team von Mitarbeitern des ZMK, darunter Ärzte, Sportwissenschaftler und Psychologen.

Nach dem Auswahlgespräch wurde bei den ausgewählten Kandidaten eine umfangreiche medizinische Untersuchung durchgeführt, die medizinische Risiken ausschließen sollte. Dafür wurde bei jedem Probanden eine medizinische Anamnese und Untersuchung durchgeführt und die Probanden unterzogen sich einer sportärztlichen Untersuchung. Besonders wichtig war der Ausschluss eines erhöhten Thromboserisikos. Hierfür wurden eine Dopplersonografie der Bein- und Beckenvenen und ein Ultraschall des Herzens gemacht, sowie eine ausführliche Blutuntersuchung zur Bestimmung möglicher genetischer Risikofaktoren (Protein C und S, Antithrombin III, Faktor V Leiden, Anti-Kardiolipin-Antikörper). Mit Hilfe von DXA, pQCT und Knochenstoffwechselfparametern im Blut schloss man pathologische Knochenbefunde aus.

Die Studie gliederte sich in fünf aufeinander folgende Perioden. Pro Periode untersuchte man vier Probanden, zwei wurden der Trainingsgruppe, zwei der Kontrollgruppe zugewiesen.

3.3 Training

3.3.1 Der Galileo Space

Die Probanden in der Trainingsgruppe benutzten das schon in der Einleitung erwähnte Widerstands – Vibrations – Training (RVE). Es wurde mit einem Gerät durchgeführt, das die Firma Novotec, Pforzheim extra für die Berliner Bed Rest Studie aus ihrem kommerziell erhältlichen Gerät Galileo 2000 weiterentwickelt und hergestellt hat. Zwei solcher Geräte (Galileo Space) waren während der Studie verfügbar, um bei Ausfall eines Gerätes ein Ersatzgerät verfügbar zu haben.



Abbildung 2
Proband beim RVE, gut erkennbar sind die Positionierung im Gurtsystem sowie die Stellung der Füße

Die Vibration der Fußplatte wurde durch die exzentrische Rotation einer Masse generiert. Die Rotation war für die linke und rechte Fußplattenhälfte um

180° phasenverschoben. Aufgrund des Aufbaus des Gerätes veränderte sich die Beschleunigung der Fußplatte bei unterschiedlichen Vibrationsfrequenzen. So nahm mit wachsender Vibrationsfrequenz die maximale Reaktionskraft der Fußplatte (PRF, plate reaction force) zu, die auf die trainierenden Probanden einwirkte .

Die Probanden schnallten sich mit einem Gurtsystem an das Gerät. Das Drücken der Füße gegen die Fußplatte und das Ziehen an dem Gurtsystem während des Trainings führte zu einer Kraft, die der Extension des Körpers entgegenwirkte. Kraftsensoren maßen während jeder Trainingssitzung die PRF. Dieses Signal wurde mit Hilfe eines Computers aufgezeichnet und gespeichert.

3.3.2 Aufbau des Trainings

Eine ausführliche Beschreibung des Trainings ist schon an anderem Orte beschrieben [158]. Es soll deshalb nur kurz auf den Ablauf eingegangen werden. Es wurden folgende vier Übungsformen trainiert:

1. Kniebeugen: Die Knie sollten aus vollständiger Streckung in 90° Flexion gebeugt und danach wieder in die Streckung gebracht werden. Dieser Bewegungsablauf dauerte circa sechs Sekunden. Die Übung trainierte hauptsächlich die Extensoren des Knies.

2. Fersen anheben: Die Probanden wurden aufgefordert, solange wie es ihnen möglich war, ihre Hacken von der vibrierenden Fußplatte abzuheben. Wenn sie dazu nicht mehr in der Lage waren, konnten sie eine kurze Phase den kompletten Fuß auf der Platte lassen, um dann wieder die Hacken bis zur Erschöpfung anzuheben. Die Knie sollten dabei in fast vollständiger Extension gehalten werden. Diese Übung trainierte vor allem die Plantarflektoren des Fußes.

3. Zehen anheben: In dieser Übung sollten die Zehen so lange wie möglich von der Platte angehoben werden. Wie beim „Hacken anheben“ konnten sie, wenn sie dazu nicht mehr in der Lage waren, für eine kurze Phase den kompletten Fuß auf der Platte lassen und wurden danach wieder aufgefordert, die Zehen anzuheben. Auch hier sollte das Knie in fast kompletter Extension gehalten werden. Beim Anheben der Zehen wurden besonders die Dorsalflektoren des Fußes beübt, wobei hier zu berücksichtigen ist, dass diese Übung wegen des vorliegenden Versuchsaufbaues nicht gegen einen Widerstand ausgeführt werden konnte.

4. Kicks: Die Knie sollten aus der 90° Beugung so schnell wie möglich vollständig gestreckt und so der Galileo Space weggedrückt und wieder abgefangen werden. Nach zehn solcher „Kicks“ konnte sich der Proband für zehn Sekunden erholen.

Bei jeder Einheit wurden die Übungen 1-4 in absteigender Reihenfolge einmal durchgeführt. Die Probanden trainierten zweimal täglich, einmal morgens und ein zweites Mal am Nachmittag. Morgens wurden die Übungen 1-4 jeweils für mindestens 60 Sekunden ausgeführt. Sobald die Probanden in der Lage waren, die Übungen für länger als 100 Sekunden durchzuhalten, wurde die Vibrationsfrequenz (und damit die auf den Probanden einwirkende Beschleunigung) erhöht. Die Ausgangsfrequenz lag bei 19 Hz.

Jeden Mittwochmorgen wurde die Sauerstoffaufnahme (Metalyser IIIb, Cortex, Leipzig) und Laktat aus kapillarem Blut während des Trainings gemessen. Es wurde viel Wert darauf gelegt, dass die Probanden in diesen Sitzungen an ihre Leistungsgrenze gingen. Während der Einheiten am Nachmittag trainierten die Probanden mit einer niedrigeren PRF (60-80% des Wertes der Einheiten am Morgen). Dabei sollten sie die Übungen 1-4 jeweils mit so vielen Wiederholungen ausführen, wie es ihnen innerhalb von 60 Sekunden möglich war.

Während der gesamten Studie lebten sowohl die beiden trainierenden als auch die beiden nicht trainierenden Probanden jeweils in einem gemeinsamen Raum. Dadurch beobachteten sich die trainierenden Probanden gegenseitig beim Training, was zu einer Wettkampfatmosphäre zwischen ihnen führte. Besonders ausgewiesene Betreuer beaufsichtigten jede Trainingssitzung und motivierten die Probanden regelmäßig.

3.4 Messzeitpunkte

Die Berliner Bed Rest Studie gliederte sich in drei Abschnitte. In der Phase vor der Bettruhe wurden die Ausgangsmessungen vorgenommen (BDC). Die in dieser Arbeit beschriebenen Messungen wurden an den beiden Tagen vor Beginn der Bettruhe (BDC-2 und BDC-1) durchgeführt. Im zweiten Abschnitt der Studie, der Bettruhe, wurden keine Daten zur Bestimmung der Plantarflexionskraft, des neuromuskulären Antriebs und der Sprunghöhe erhoben. Nach der Bettruhe hat man die Untersuchungen in der Erholungsphase („recovery“-Phase, abgekürzt mit „R“) anfangs in sehr engen Intervallen, die im Verlauf immer größer wurden, durchgeführt. Am ersten Tag der „recovery“ absolvierten die Probanden zwei Messungen. Dabei fand die erste gleich nach der Reambulation und die zweite am Nachmittag statt (R1m wobei „m“ für „morning“ steht und R1e wobei „e“ für „evening“ steht). In der ersten Woche erfolgten an R2, R4 und R7 weitere Datenerhebungen.

Tabelle 1

Übersicht über die Messzeitpunkte der in dieser Arbeit beschriebenen Experimente

Studienabschnitt	Vorbereitung		Bettruhe	Erholung				
Abkürzung	BDC		BR	R				
Messzeitpunkte	BDC -2	BDC -1	Keine Messungen	R1m	R1e	R2	R4	R7
Tag	-2	-1	0-55	56	56,5	57	59	62

3.5 Isometrische Plantarflexion

3.5.1 Beschreibung der isometrischen Plantarflexion

Bei der Plantarflexion bewegt sich der Fuß aus der neutralen Stellung nach plantar. Die involvierten Muskeln gehören zu der Trizeps Surae Muskelgruppe, bestehend aus dem M. Soleus und den beiden Köpfen des M. Gastrocnemius. Sie haben durch die Achillessehne ihren gemeinsamen Ansatz am Kalkaneus. Eine Kontraktion dieser Muskeln führt durch den Verlauf der Sehne zu einer Rotation im oberen Sprunggelenk (OSG) und zu einer Supinationsbewegung im unteren Sprunggelenk (USG). Der M. Soleus ist ein eingelenkiger Muskel der seinen Ursprung an der Tibia hat und somit nur auf das Sprunggelenk wirkt. Der M. Gastrocnemius hat seinen Ursprung am Femur, was dazu führt, dass er sowohl eine Plantarflexion und Supination im Sprunggelenk als auch eine Flexion im Kniegelenk bewirkt.

Dies ist wichtig, wenn man die isometrische Kraft dieser Muskelgruppe messen möchte. Wie in der Einleitung beschrieben ist unter isometrischen Bedingungen die Geschwindigkeit gleich null; es kommt also zu keiner Gelenkbewegung. Um die isometrische Kraft der Trizeps Surae Gruppe messen zu können, darf es also weder zu einer Bewegung im Sprunggelenk noch im Kniegelenk kommen. Für die Messungen in der Berliner Bed Rest Studie wurde dies durch ein Dynamometer gewährleistet, das im nächsten Abschnitt beschrieben wird.

3.5.2 Versuchsvorbereitung und eingesetzte Geräte

3.5.2.1 Das Dynamometer

Um die Kraft, die bei diesen Kontraktionen entstand, messen zu können, wurde eine Kraftmessplattform mit geteilter Messplatte (Leonardo, Novotec, Pforzheim) benutzt. Kalibriert wurden beide Plattenhälften mit Hilfe eines 20 kg Gewichtes. Hierfür wurde das Signal der Kraftplatten erst ohne Gewicht und anschließend mit Gewicht aufgezeichnet und dann die gemessene Spannung durch die Software in 0 bzw. 196,2 N umgerechnet. Des Weiteren wurde noch ein Dynamometer



benötigt, das in der Lage war, die Stellung der involvierten Gelenke, also Sprunggelenk,

Abbildung 3

Das für die isometrischen Kontraktionen benutzte Dynamometer. Zu erkennen sind die Kraftmessplatte sowie die vertikalen und horizontalen Fixationsbalken

Kniegelenk und zu einem gewissen Grad auch das Hüftgelenk konstant zu halten. Bei dem benutzten Dynamometer wurde dies durch verstellbare horizontale und vertikale Balken gewährleistet.

Plantar- und Dorsalflexionen sind Rotationsbewegungen, bei denen ein Drehmoment T [Nm] entsteht. Deshalb kann man nicht direkt aus der über die Kraftmessplatte gemessenen Bodenreaktionskraft auf die vom Muskel geleistete Kraft schließen. Sie stehen in einem Verhältnis zu einander, dass durch die am Sprunggelenk vorliegenden Hebel definiert wird. Dies soll für die Plantarflexion erläutert werden. Hier ist die Distanz zwischen Ansatz der Achillessehne und der Achse des OSG und damit der Hebel deutlich kleiner als die Distanz

zwischen der Achse des OSG und dem Ballen. Dort entsteht die Bodenreaktionskraft bei der Plantarflexion. Aufgrund dieser Verhältnisse leistet der Muskel eine größere Kraft als man in Form der Bodenreaktionskraft misst. Zur Auswertung wurde trotzdem die Bodenreaktionskraft benutzt, da nicht eine Aussage über die absoluten Werte der geleisteten Kraft, sondern über die relative Veränderung der einzelnen Probanden getroffen werden sollte. Da die Hebelverhältnisse sich im Verlauf der Messungen bei den Probanden nicht verändern, kann man die Bodenreaktionskraft als Messgröße benutzen und von ihr auf die muskuläre Kraft schließen.

Bevor die isometrischen Kontraktionen der Unterschenkelmuskeln des linken Beines gemessen werden konnten, musste der Proband richtig im Dynamometer fixiert werden. Wichtig waren die Position des linken Fußes auf der Platte, die Sitzhöhe und die Position des Fixierungsbalkens auf dem Oberschenkel, um sicherzustellen, dass Knie- und Sprunggelenk unter 90 Grad abgewinkelt waren. Dies wurde über Goniometer kontrolliert.

Es galt am ersten Messtag gute Einstellungen dieser Parameter zu finden. Sie wurden im Protokoll notiert und dazu benutzt, die selben Positionen bei den nachfolgenden Messungen wieder einzustellen.

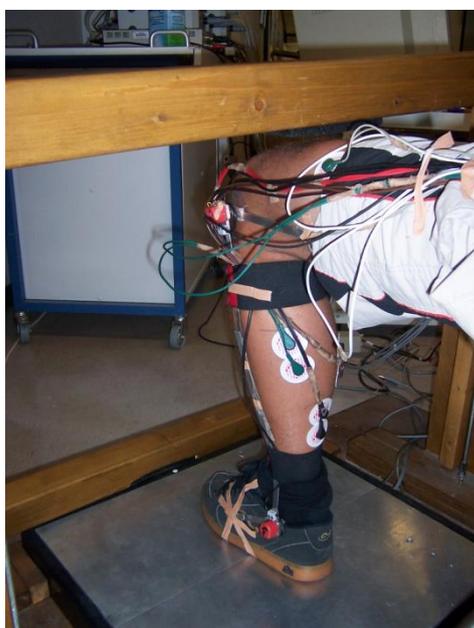


Abbildung 4
Positionierung des linken Beines auf der Kraftmessplatte und im Dynamometer, Ansicht von hinten-links.



Abbildung 5
Positionierung des linken Beines auf der Kraftmessplatte und im Dynamometer, Ansicht von vorne

Um den Druck des Fixationsbalkens auf den distalen Oberschenkel besser zu verteilen und so eine Verfälschung der Messergebnisse durch Schmerzen aufgrund der Fixierung zu verhindern, wurde ein kleiner Sandsack zwischen den Balken und die Auflagestelle der Extremität gelegt. Das rechte Bein sollte neben der Kraftmessplatte in einer für den Probanden angenehmen Stellung stehen. Der Proband wurde gebeten, mit aufrechtem Oberkörper zu sitzen und die Hände hinter dem Rücken zu verschränken. Der ganze Aufwand, den Probanden so exakt zu positionieren, wurde benötigt um sicherzustellen, dass wirklich nur die Zielmuskeln zur gemessenen Kraft beitragen.



Abbildung 6
Fixation des linken Beines durch den Horizontalbalken und einen Sandsack, Ansicht des Knies von vorne

Um dies zu erreichen, war auch während der Übung darauf zu achten, dass der Proband diese Stellung beibehielt und nicht etwa durch Verlagerung des Oberkörpers bzw. Bewegen des Ober- oder Unterschenkels die Messung verfälschte.

3.5.2.2 Winkelmessung

Um überprüfen zu können, ob es sich tatsächlich um isometrische Kontraktionen handelte, wurden Goniometer am linken Bein über dem Knie- und Sprunggelenk angebracht.

Die Goniometer bestanden aus einem Potentiometer und zwei Armen. Sie wurden so am jeweiligen Gelenk befestigt, dass die Gelenkachse des Potentiometers über der des Gelenkes war, und die Arme parallel zu den Extremitätenteilen, die das Gelenk bildeten, lagen. Die Goniometer wurden vor Messbeginn auf 0° und 90° für das Sprunggelenk bzw. 0° und 180° für das Kniegelenk kalibriert.



Abbildung 7
Platzierung der Elektroden, dorsal



Abbildung 8
Platzierung der Elektroden, ventral

3.5.2.3 Oberflächen-Elektromyografie

Zur Bestimmung der elektrischen Muskelaktivität wurden bipolare EMG Messungen durchgeführt. Gemessen wurden der M. Tibialis Anterior, der M. Soleus, der M. Gastrocnemius Medialis et Lateralis am Unterschenkel des linken Beines und der M. Vastus Lateralis und der M. Bizeps Femoris am Oberschenkel des selben Beines. Die Lage der Elektroden sollte sich auf den Muskelbäuchen der einzelnen Muskeln befinden.

Zu Beginn der Studie wurde an Tag BDC-2 die Platzierung der Elektroden eingezeichnet und die Position im Protokoll eingetragen. Dabei musste darauf geachtet werden, dass die Elektrodenpaare auf den Muskelbäuchen möglichst weit voneinander entfernt waren, um Crosstalk zwischen den Muskeln zu minimieren. Bei den späteren Messungen wurden die entsprechenden Abstände wieder nachgemessen und die Elektroden am selben Messort angebracht. Die drei Referenzelektroden wurden nebeneinander auf den linken Beckenkamm geklebt, und zwar an der Spina Iliaca Anterior Superior beginnend. Als nächstes erfolgte an den markierten Stellen die Hautpräparation, die aus Entfernung der Haare und Auftragen von Elektrodenpaste bestand. Nach der Hautpräparation

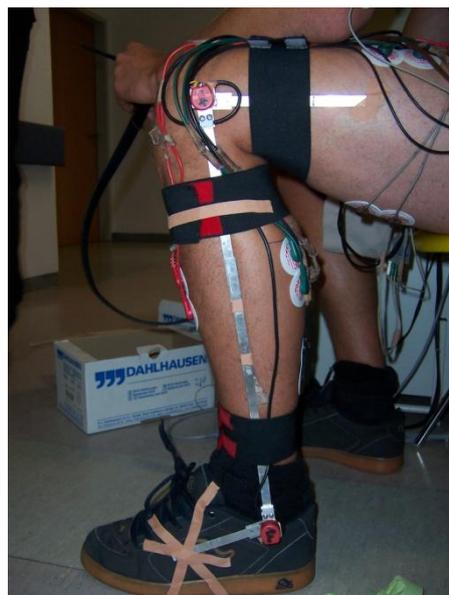


Abbildung 9
Befestigung der Goniometer und Elektrodenkabel

konnten dann die Elektroden aufgeklebt werden. Die Elektroden (Dahlhausen, Köln) wurden direkt nebeneinander auf den Muskelbauch geklebt und zwar so, dass die Metallkontakte für die Kabel 3cm voneinander entfernt waren. Die Kabel für die Elektroden und die Arme der Goniometer wurden mit Valcro und Tape am Bein befestigt, um jegliche Bewegung, die die Messung verfälschen könnte, zu verhindern. Dazu gehörten vor allem ein Schwingen der Kabel oder ein Verrutschen der Arme des Goniometers.

3.5.2.4 Aufbau des Probandenprotokolls

Alle Daten, die für die Platzierung im Dynamometer oder der Elektroden gemessen wurden, wurden im Probandenprotokoll vermerkt. So konnten bei späteren Messungen gleiche Versuchsvoraussetzungen gewährleistet werden. In Abbildung 10 ist ein Probandenprotokoll exemplarisch dargestellt. Notiert sind die oben erwähnten Maße zur Positionierung des Fußes sowie der Elektroden auf den genannten Muskeln. Weiterhin wurden die Kräfte, mit denen die horizontalen Balken fixiert wurden, aufgeschrieben.

JUMP TEST / ISOCONTRX Subject Protocol			
Subject: S / STESV		Study Date: BDC-2	
		Date: 09.01.04	
Electrode Placement:			
Distance from upper end of upper electrode:			
M. Tib. Ant	12	cm to Caput Fibulae	
M. Soleus	29	cm to Insertion of Achillis Tendon	
M. Gast. Med.	36	cm to Insertion of Achillis Tendon	
M. Gast. Lat.	41	cm to Insertion of Achillis Tendon	
M. Vastus Lat.	27	cm to Caput Fibulae	
M. Biceps Fem.	25	cm to Caput Fibulae	
Subject Position:			
Distance Seat (from ground)	21	cm	
Distance Heel (from end of plate):	56	cm	
Distance Foot (from side, measured in the middle of plate)	27	cm	
Force:			
Before Plantarflexion		Before DorsiFlexion	
Leg without fixation:	Forefoot 48 N	Leg without fixation:	Forefoot 48 N
	Heel 57 N		Heel 57 N
Leg with fixation:	Forefoot 76 N	Leg with fixation:	Forefoot 156 N
	Heel 185 N		Heel 187 N
Force of fixation	Forefoot 28 N	Force of fixation	Forefoot 108 N
	Heel 128 N		Heel 130 N

Abbildung 10

Ein exemplarisches Probandenprotokoll mit Werten für Elektrodenposition, Positionierung des Probanden im Dynamometer und Kraft der Fixation

3.5.2.5 Aufnahmehardware und -software

Die Daten wurden mit Hilfe eines Multikanal Analog-Digital Wandlers (PowerLab, Ad Instruments, Sydney, Australien) und einer Aufzeichnungssoftware (Chart 4.2, Ad Instruments, Sydney) aufgenommen. Die Aufzeichnungsrate (Samplingrate) betrug 2000 Hz. Das EMG wurde mit einem Bandpassfilter (10Hz-500Hz) aufgezeichnet.

3.5.3 Ablauf der Kontraktionsversuche

3.5.3.1 Versuchsdurchführung

Nach der Kalibrierung der Kraftmessplatte wurde der Proband wie oben beschrieben positioniert. Eine Ruhemessung mit unfixiertem Bein ermöglichte eine erste Kontrolle, ob die Positionierung wie bei der Basismessung war. Dazu wurden die Kraftwerte beider Platten mit den Ausgangswerten verglichen. Danach wurde der distale Oberschenkel im Dynamometer fixiert. Die nächste Messung fand erneut in Ruhe aber mit einer Fixierung des Oberschenkels von 180 bis 190 Newton statt. Nach diesen Ruhemessungen wurden die Probanden als nächstes aufgefordert, drei maximale Plantarflexionen mit dem linken Bein auszuführen, ohne dabei andere Gelenke wie die Knie, die Hüfte oder die Wirbelsäule zu bewegen. Falls diese doch bewegt wurden, wurde dieser Bereich mit dem Kommentar „failed“ markiert und der Proband korrigiert.

Die Probanden wurden während der Ausführung der maximalen Kontraktionen so stark wie möglich verbal motiviert. Zwischen den einzelnen Kontraktionen konnten die Probanden solange Pause machen, bis sie sich subjektiv erholt hatten. Währenddessen wurde die Kraft der Fixierung wieder auf den Ausgangswert eingestellt.

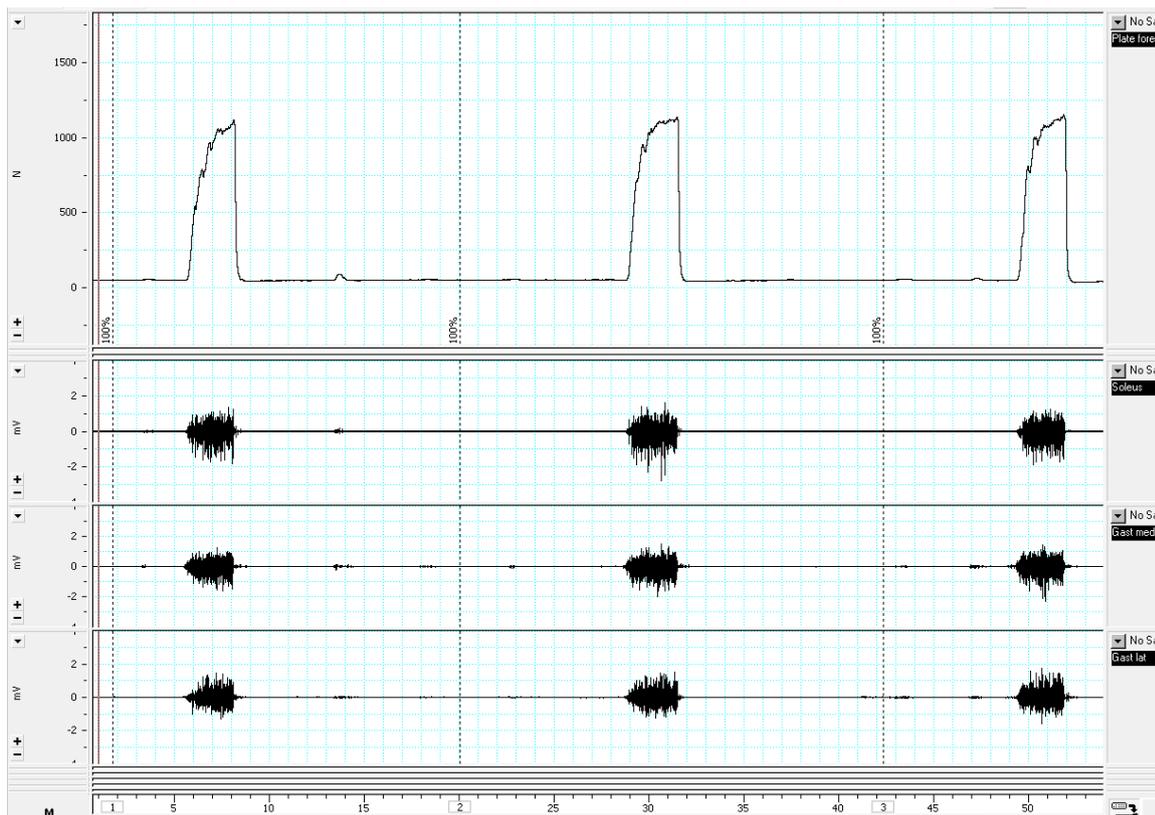


Abbildung 11

Beispiel für drei maximale Plantarflexionen. Darstellung der Kurven für Kraft und EMG. Die oberste Kurve stellt die Kraft dar. Die unteren drei zeigen die Veränderungen in der EMG-Aktivität der drei Muskeln des Trizeps Surae (Soleus, Gastrocnemius medialis und lateralis) während der Muskelkontraktionen

Bevor mit den submaximalen Kontraktionen mit 25%, 50% und 75% fortgefahren werden konnte, mussten zuerst die entsprechenden Kraftwerte aus den maximalen Kontraktionen berechnet werden.

REC 1: Weight of lower leg (unattached)

forefoot: 29N

heel: 45N

REC 2: Weight of lower leg (knee attached)

forefoot: 90N

heel: 182N

REC 3: 3 maximal Plantarflexion contractions

forefoot: $1214\text{N} - 90\text{N} = 1124\text{N} / 4 = 280\text{N}$

REC 4: 3 Plantarflexion contractions with 25%, 50%, 75% of maximal effort each

370N – 650N – 930N

Abbildung 12

Beispiel eines ausgefüllten Versuchsprotokolls der Plantarflexionen

Die Probanden sollten jeweils drei Plantarflexionskontraktionen der einzelnen Prozentstufen (25%, 50%, 75%) ausführen und zwar so, dass ein Plateau von cirka drei Sekunden bei dem

entsprechenden Kraftwert entstand. Auf diese Weise konnte ein zuverlässigerer Mittelwert für die jeweilige Kraft berechnet werden. Die Probanden konnten auf einem Monitor die von ihnen produzierte Kraft sowohl als Zahlenwert als auch als Balken verfolgen.

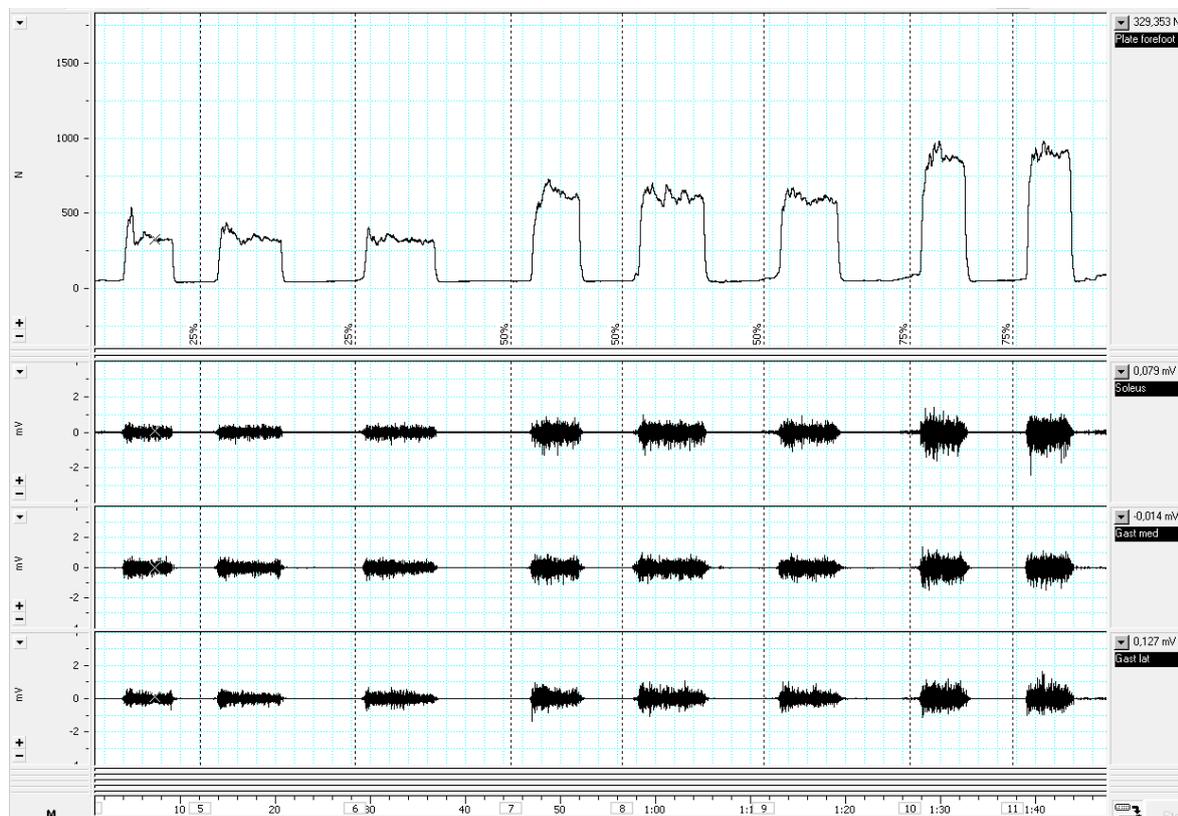


Abbildung 13

Beispiel für submaximale (25%, 50%, 75%) Kontraktionen. Darstellung der Kurven für Kraft und EMG

3.5.3.2 Umgang mit fehlerhaften Kontraktionen

Wie oben beschrieben sollten sowohl die maximalen als auch die submaximalen Kontraktionen für eine bestimmte Zeit konstant bei maximalen bzw. vorgegebenen Kraftwerten gehalten werden. Falls der Proband dazu bei einer Kontraktion nicht in der Lage war, ließ sich dies direkt an dem Kurvenverlauf der Aufnahmesoftware nachvollziehen. In solchen Fällen wurde die Kontraktion als fehlerhaft („failed“) markiert und der Proband gebeten, nach einer ausreichend langen Pause die Kontraktion zu wiederholen.

3.5.4 Auswertung der isometrischen Plantarflexionen

3.5.4.1 Maximale Kraft

Wie in den Hypothesen formuliert sollte geprüft werden, ob Widerstands-Vibrations-Training (RVE) die maximale isometrische Plantarflexionskraft während der 56 tägigen Bettruhephase

aufrechterhält. Als erster Schritt der Auswertung wurde geprüft, ob die Mittelwerte der Maximalkraft an den beiden BDC Messtagen signifikant verschieden waren. Aufgrund dieser Ergebnisse wurde entschieden, ob diese Messtage zusammengefasst werden konnten oder nicht. Bei keinem Unterschied sollte der Mittelwert aus den maximalen Werten der beiden Tage berechnet werden. Andernfalls sollte die Messung von BDC-2 als Ausgangswert gewählt werden.

Um die Daten grafisch vergleichbar zu machen, wurden die Ausgangswerte gleich 100% gesetzt. Alle späteren Werte wurden im Verhältnis zu diesen berechnet.

So ließ sich der Verlauf der maximalen Kraft für jeden Probanden einzeln bzw. für die RVE- und Kontrollgruppe von vor der Bed Rest Phase bis zu den Tagen danach (BDC-2 bis R7) darstellen.

3.5.4.2 Maximale EMG-Amplitude und EMG-Kraft-Beziehung

Zur Überprüfung der Hypothese, dass RVE die maximale EMG-Amplitude und EMG-Kraft-Beziehung bei isometrischen Plantarflexionen während der 56 tägigen Bettruhe erhält, wurden die maximalen EMG Werte der 100% Kontraktionen und das Verhältnis zwischen EMG und Kraft ermittelt. Dies geschah, indem beide Größen während einer Kontraktion über einen vorgegebenen Zeitraum gemittelt wurden. Dies wurde für alle 12 Kontraktionen (jeweils 3 bei 25%, 50%, 75% und 100%) der Plantarflexionen eines Messtages gemacht. Der Zeitraum über den der Mittelwert berechnet wurde, sollte bei den 100% Kontraktionen eine Sekunde und bei den restlichen Kontraktionen zwei Sekunden betragen. Bei der Auswahl des zu markierenden Bereiches wurde darauf geachtet, dass die Kraftwerte eine möglichst geringe Standardabweichung hatten. Zusätzlich sollten die submaximalen Werte so nah wie möglich an dem vorher berechneten Wert liegen und die maximalen Kontraktionen einen möglichst hohen Wert haben.

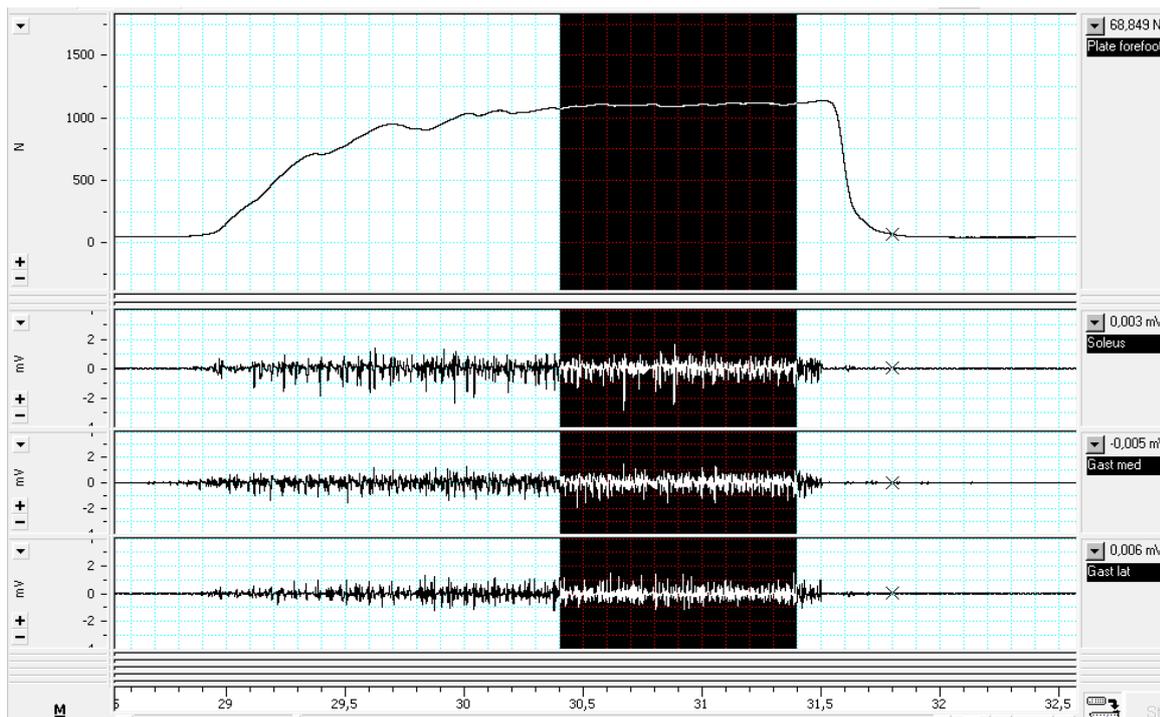


Abbildung 14

Beispiel für eine markierte maximale Kontraktion

Zur Bestimmung der maximalen EMG-Amplitude wurden die EMG-Werte der 100% Kontraktionen in RMS-Werte (Root mean square) umgerechnet. Der RMS Wert ergab sich aus der gemessenen Spannung, die gleichgerichtet und in RMS umgerechnet wurde. Es wurde der Mittelwert aus den drei maximalen Kontraktionen zur Auswertung benutzt.

Zur Analyse der EMG-Kraft-Beziehung wurden alle MVC-Stufen (25%, 50%, 75%, 100%) untersucht. Durch das Markieren der einzelnen Kontraktionen erhielt man für den selektierten Zeitraum einen Mittelwert für die Kraft in Newton und einen Mittelwert für die EMG-Amplitude. Für die Auswertung sollte die gemessene Kraft mit der EMG Aktivität der gesamten Trizeps Surae Gruppe verglichen werden. Hierzu wurde der RMS Mittelwert aus den drei Einzelwerten, die für einzelne Anteile des M. Trizeps Surae vorlagen, für jede Kontraktion berechnet.

Um die Daten grafisch miteinander vergleichbar zu machen, wurden die absoluten Werte in Prozente umgerechnet. Der 100% Wert ergab sich dabei aus dem Mittelwert der Kraft bzw. des RMS-Wertes der maximalen Kontraktionen vor Beginn der Bed Rest Phase. Die relativen Werte wurden getrennt nach RVE- bzw. Kontrollgruppe in einem x – y Diagramm dargestellt und mit Hilfe von Regressionsgeraden auf ihre Beziehung zueinander untersucht. Dabei wurde ein linearer Zusammenhang angenommen.

Die statistische Auswertung dieses Zusammenhanges erfolgte über die Berechnung der RMS/Kraft Gradienten. Aus den prozentualen Werten eines Untersuchungstages wurden die Mittelwerte gebildet. Diese wurden nach Gruppe und Tag getrennt untersucht.

3.6 Countermovementsprünge

3.6.1 Beschreibung des Countermovementsprungs

Der Countermovementsprung selbst setzt sich aus verschiedenen Phasen zusammen. Um die untersuchte Muskelfunktion möglichst spezifisch für die Bein- und Hüftmuskulatur zu untersuchen und um Verfälschungen durch Armbewegungen auszuschließen, wurden die Probanden aufgefordert, während des gesamten Sprungvorgangs die Hände auf den Hüften ruhen zu lassen. Aus dem aufrechten Stand mit den Händen in den Hüften geht der Proband in die Hocke und verlagert so seinen Körperschwerpunkt nach unten, um Schwung zu holen. Dabei speichert er durch die elastischen Eigenschaften des muskuloskelettalen Systems Energie. Ohne Pause drückt er sich aus dieser Position mit beiden Füßen gleichzeitig ab, wobei die gespeicherte Energie in kinetische Energie umgewandelt wird. In dieser Phase kommt es zur maximalen spezifischen Leistung. Während der Flugphase wird die maximale Sprunghöhe erreicht, und es findet die Vorbereitung auf die Landung statt. In der Phase des Bodenkontakts wird die durch den Sprung entstandene kinetische Energie absorbiert. Dies geschieht durch Abbremsen des Körpers durch exzentrische Kontraktionen der Flexoren der Beine und des Rumpfes sowie die vorher erwähnten elastischen Eigenschaften. Abschließend nimmt der Proband wieder die ursprüngliche aufrechte Position ein.

Es wurde darauf geachtet, dass die Probanden ihre Hände zu jedem Zeitpunkt in den Hüften hatten und sie vor und nach dem eigentlichen Sprung möglichst ruhig standen.

Weiterhin wurden sie angeleitet zu versuchen, mit dem Kopf möglichst hoch zu springen, „als ob sie einen Kopfball beim Fußball ausführen“. Während der Sprungphase sollten sie die Beine strecken und nicht anziehen. Bei der Landung war darauf zu achten, möglichst „weich“ zu landen, also auf den Ballen aufzukommen und nicht mit den Hacken aufzuschlagen.

Diese Anweisungen halfen den Probanden, ihren Körperschwerpunkt soweit wie ihnen möglich senkrecht vom Boden zu entfernen. Weiterhin sollte verhindert werden, dass es zu Schmerzen während der Landung kam.

Im Folgenden ist ein Countermovementsprung in einer Bilderserie dargestellt.



1. Stand

2. Schwungholen

3. Absprung

4. Flug



5. Landungsvorbereitung

6. Bodenkontakt

7. Abfedern

8. Stand

Abbildung 15
Ablauf des Countermovementsprungs

3.6.2 Versuchsaufbau und eingesetzte Geräte

3.6.2.1 Die Leonardo Kraftmessplatte

Die während des Sprunges entstandenen Kräfte wurden wie auch bei den isometrischen Kontraktionen mit einer Leonardo-Kraftmessplatte (Novotec, Pforzheim) gemessen. Die Kalibrierung vor jeder Messung entsprach der in Kapitel 3.5.2.1 „Das Dynamometer“ erläuterten.



Abbildung 16

Die Leonardo-Sprungplatte, Ansicht von vorne

3.6.2.2 Winkelmessung

Für spätere Analysen der neuromuskulären Koordination der Countermovementsprünge wurden am Kniegelenk und oberen Sprunggelenk des linken Beines Goniometer angebracht. Dies wurde für beide Versuchsreihen gemeinsam vor Beginn der Experimente gemacht und entspricht deshalb dem in Kapitel 3.4.2.2 Winkelmessung beschriebenen Aufbau.

3.6.2.3 Oberflächen-Elektromyografie

Wie die Winkelmessungen wurde ebenfalls das EMG für die Untersuchung der neuromuskulären Koordination benötigt. Auch hier wurde der Aufbau für beide Versuchsreihen gemeinsam gemacht. Die detaillierte Beschreibung ist in Kapitel 3.4.2.3 Oberflächenmyografie zu finden.

3.6.2.4 Aufnahmehardware und -software

Die Sprungdaten wurden wie auch die isometrischen Kontraktionen mit Hilfe eines Multikanal Analog-Digital Wandler (PowerLab, Ad Instruments, Sydney, Australien) und einer Aufzeichnungssoftware (Ad Instruments, Sydney) aufgenommen. Die Aufzeichnungsrate (Samplingrate) betrug ebenfalls 2000 Hz.

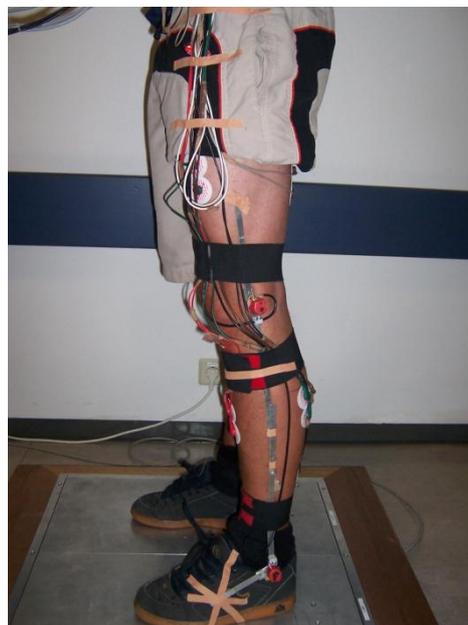


Abbildung 17

Positionierung des Probanden auf der Sprungplatte nach Abschluss der Vorbereitung

3.6.3 Ablauf der Sprungtests

3.6.3.1 Versuchsdurchführung

Die Versuchsreihe beinhaltete insgesamt 12 Einzelsprünge. Die Probanden wurden aufgefordert, die Sprünge in 25%, 50%, 75% 100% ihrer selbst eingeschätzten maximalen Sprunghöhe auszuführen. Es sollte jeweils drei Mal in einer Prozentstufe gesprungen werden. Durch die graduelle Steigerung der Sprunghöhe war es den Probanden möglich, sich an die höheren muskulären und koordinativen Anforderungen der 100% Sprünge anzupassen.

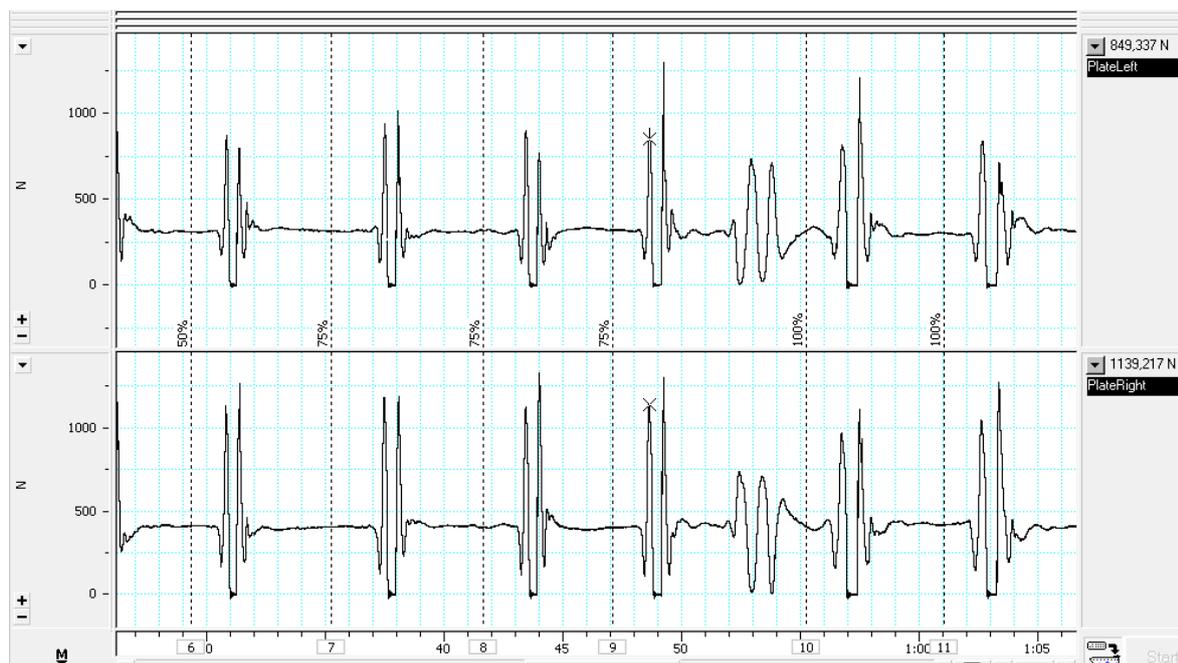


Abbildung 18

Beispiel für eine Sprungmessung. Darstellung der Kurven der beiden Kraftmessplatten

Vor der ersten Messung (BDC-2) wurde der Sprungablauf mit den Probanden eingeübt. Die Versuche wurden an den in Kapitel 3.4 „Messzeitpunkte“ beschriebenen Zeitpunkten durchgeführt. Die einzige Ausnahme zu dem Protokoll wurde an R1 morning, also der Einheit, die direkt nach dem Aufstehen stattfand, gemacht. Hier wurde, um die Probanden nicht für spätere Tests am selben Tag zu stark zu ermüden, lediglich ein Sprung zu 75% und einer zu 100% der maximalen Anstrengung durchgeführt.

3.6.3.2 Umgang mit fehlerhaften Sprüngen

Falls ein Sprung nicht optimal ausgeführt wurde, wurde er als „failed“ markiert und wiederholt. Die Gründe für das Wiederholen von Sprüngen wurden in drei Kategorien unterteilt:

- Probleme mit der Balance

Es traten Schwierigkeiten beim Landen auf. Der Proband hatte Schwierigkeiten, schnell wieder in die Ausgangsposition zurückzukommen, musste einen Ausfallschritt machen, um nicht zu fallen oder musste sogar gehalten werden.

- Probleme mit der Ausführung

Sprünge bei denen die Hände nicht in den Hüften gehalten wurden, Sprünge der falschen Prozentstufe oder Sprünge mit keiner ruhigen Standphase vor dem Sprung fielen in diese Kategorie.

- Andere

Alle anderen Gründe wurden hierunter aufgelistet. Zu ihnen gehörten hauptsächlich Schwierigkeiten mit den Geräten (Kraftmessplatte, Software, etc.).

3.6.4 Auswertung der Sprünge

3.6.4.1 Berechnung von maximaler Sprunghöhe, -leistung, -geschwindigkeit und -kraft

Die Berechnung der Sprungkinetik anhand der Bodenreaktionskraft ist von Davies & Rennie [159] und von Cavagna [160] beschrieben worden. Zusammengefasst lässt sie sich folgendermaßen erklären.

Aufgrund des gesamten Versuchsaufbaues ist es zulässig, die Grundannahme zu treffen, dass der menschliche Körper einen Schwerpunkt besitzt, der sich während des Sprunges nicht innerhalb des Körpers verschiebt. Auf diesen Punkt beziehen sich die Berechnungen. So lässt sich aus der gemessenen Kraft F [N] nach Division der Masse m [kg] des Probanden, die in der Standphase bestimmt wird, die Beschleunigung a [m/s^2] errechnen. Diese ergibt wiederum durch Integration nach der Zeit die Geschwindigkeit v [m/s] und nach nochmaliger Integration nach der Zeit die Höhe s [m].

Die Leistung p [W] ergibt sich aus dem Produkt aus Kraft und Geschwindigkeit.

Es sind folgende Formeln anzuwenden:

$$\text{Beschleunigung (a [m/s}^2\text{])} = \text{Kraft [F [N]]} / \text{Masse (m [kg])}$$

$$\text{Geschwindigkeit (v [m/s])} = \int \text{Beschleunigung (a [m/s}^2\text{])}$$

$$\text{Höhe (s[m])} = \int \text{Geschwindigkeit (v [m/s])}$$

$$\text{Leistung (p [W])} = \text{Kraft (F [N])} \times \text{Geschwindigkeit (v [m/s])}$$

Abbildung 19

Für die Analyse der Sprungversuche wichtige physikalische Formeln

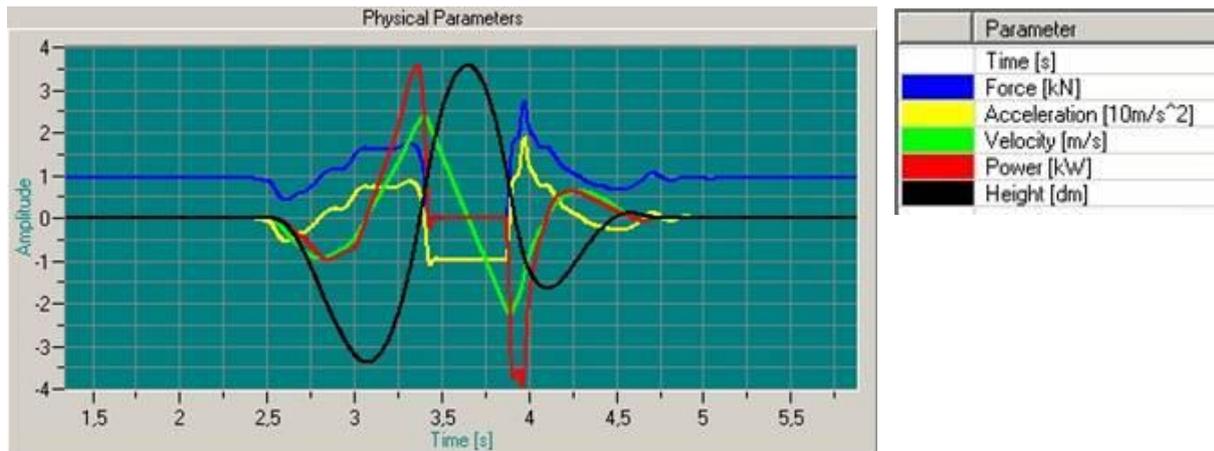


Abbildung 20

Zeitlicher Verlauf der gemessenen Kraft (blau) und daraus wie oben beschrieben errechenbare weitere Größen (siehe Legende), zur Verfügung gestellt von Ingo Michaelis.

Aus der Kraft (Force, blaue Linie) kann man durch Division der Masse des Probanden die Beschleunigung (Acceleration, gelbe Linie) errechnen. Nach einmaliger Integration der Beschleunigung nach der Zeit erhält man die Geschwindigkeit (Velocity, grüne Linie). Nochmalige Integration führt zur Höhe des Körperschwerpunktes (Height, schwarze Linie). Die Leistung (Power, rote Linie) berechnet sich aus dem Produkt von Kraft und Geschwindigkeit

3.6.4.2 Auswahl der auswertbaren Sprünge

Die Sprünge wurden mit der Platon Software (entwickelt von J. Rittweger, DLR, Köln) ausgewertet, die in der Lage ist, mit Hilfe der oben aufgelisteten Formeln die angegebenen Größen zu berechnen.

Bei der Analyse der Messungen hat sich herausgestellt, dass das Programm die Sprünge nicht korrekt auswerten konnte, bei denen die Masse in der Standphase falsch ermittelt wurde. Dies konnte während der Versuchsdurchführung selbst nicht unmittelbar festgestellt werden. Um diese Sprünge im Nachhinein herauszufiltern, wurde das Verhältnis von maximaler Geschwindigkeit (V_{max}) und der maximalen Höhe (H_{max}) herangezogen.

Das Verhältnis zwischen diesen Größen sollte quadratisch proportional zueinander sein. Es wurde das „fitted value“ der Sprünge für die maximale Höhe und maximale Geschwindigkeit bestimmt. Danach wurden alle Sprünge ausgeschlossen, die außerhalb der zweifachen Standardabweichung waren.

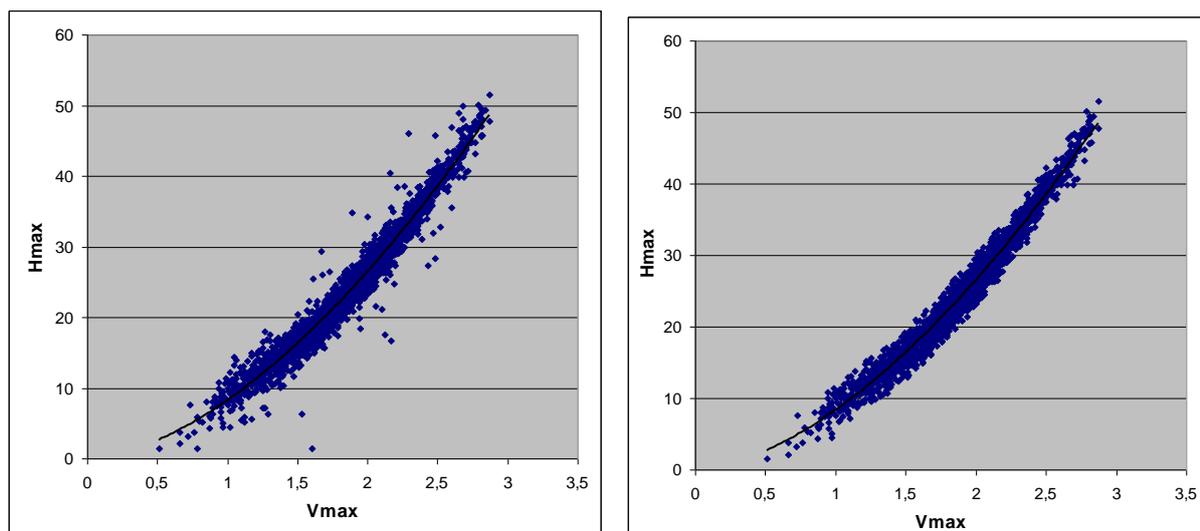


Abbildung 21

Das Verhältnis von Hmax zu Vmax vor (links) und nach (rechts) Ausschluss nicht gültiger Sprünge

In die Auswertung wurden alle gültigen 100% Sprünge eingeschlossen. Da die Zahl der auswertbaren Sprünge variierte, wurde nicht wie bei den isometrischen Plantarflexionen der maximale Wert genommen, sondern der Mittelwert aus den drei 100% Sprüngen gebildet.

Bestimmt wurden die Mittelwerte der maximalen spezifischen Sprungleistung, der maximalen Sprunghöhe und der maximalen Sprungkraft.

Wie bei den isometrischen Kontraktionen wurde zuerst untersucht, ob es innerhalb der beiden BDC Messungen zu signifikanten Änderungen kam und entschieden, ob beide Messtage zusammengefasst werden konnten oder nur BDC-2 als Ausgangswert ausgewählt werden konnte. Auch hier wurde der Mittelwert der BDC- Messtage gleich 100% gesetzt, um eine grafische Vergleichbarkeit möglich zu machen. Diese Werte wurden für die beiden Gruppen für die einzelnen Messtage dargestellt.

3.6.4.3 Minimale Höhe des Körperschwerpunktes

Mit der Bestimmung der maximalen Sprunghöhe wurde der Zeitpunkt untersucht, an dem der Körperschwerpunkt am höchsten ist, und der Körper die höchste potentielle Energie aufweist. Die Betrachtung der minimalen Höhe des Körperschwerpunktes während der 100% Sprünge war zusätzlich interessant, weil man durch sie in der Lage war, zwei weitere Phasen des Sprunges zu analysieren. Die minimale Höhe vor dem Sprung ($H_{min\ praee}$) wird während des Schwungholens erreicht und beschreibt, wie weit der Proband seinen Körperschwerpunkt senkt. Dies reflektiert vor allem, wie stark die Knie gebeugt werden, aber auch die auftretende Flexion in der Hüfte und im OSG. Beim Countermovementsprung wird umso mehr Schwung

geholt, je höher gesprungen werden soll. Der Körperschwerpunkt wird demnach abhängig von der zu erreichenden Höhe abgesenkt. Die minimale Höhe nach dem Sprung ($H_{\min \text{ post}}$) tritt in der Phase des Abfederns direkt nach der Landung auf. Auch hier sind Knie, Hüftgelenk und OSG maßgeblich beteiligt. Dieser Parameter ist abhängig von der in der Flugphase erlangten Sprunghöhe. Je höher man springt, umso mehr Energie muss anschließend vernichtet werden. Dazu wird der Körperschwerpunkt entsprechend abgesenkt. Der komplette zeitliche Verlauf der Höhe des Körperschwerpunktes innerhalb eines Sprunges ist durch die schwarze Linie in Abbildung 20 dargestellt. Diese Änderung wird auch in der Bildfolge in Abbildung 15 deutlich.

Da beide Parameter indirekt Informationen über die Stellung der für den Sprung wichtigen Gelenke geben, konnte man Aussagen über die Koordination des Sprunges machen. Von Interesse war die Frage, ob die Probanden vor und nach der Bettruhe ihren Körperschwerpunkt in der Schwungphase in unterschiedlichen Maßen absenkten. Dieselbe Frage stellte sich zum Zeitpunkt kurz nach der Landung beim Abfedern des Körpers. So ließ sich ohne eine aufwendige Analyse der einzelnen Gelenkbewegungen und Muskelaktivitäten eine erste Angabe darüber machen, ob es zusätzlich zu der erwarteten Veränderung der mechanischen Parameter auch einen Unterschied in der Koordination gab.

Die Werte wurden als Abweichung von der Höhe des Körperschwerpunktes in der Standphase von der Platon-Software berechnet. Damit entsprach die minimale Höhe des Körperschwerpunktes der maximalen Absenkung relativ zur Höhe des Körperschwerpunktes im Stand.

Analog zur Bestimmung der maximalen Werte der Plantarflexionskraft, der EMG-Amplitude und den verschiedenen beschriebenen Sprungparametern, wurden als erstes auch die maximalen Werte der Absenkung des Körperschwerpunktes ermittelt. Weiterhin sollte die Beziehung zwischen der minimalen Höhe des Körperschwerpunktes und der Sprunghöhe untersucht werden. Es wurde dabei angenommen, dass sowohl $H_{\min \text{ prae}}$ als auch $H_{\min \text{ post}}$ mit der maximalen Sprunghöhe positiv korreliert. Wie bei der EMG-Kraft-Beziehung sollte geprüft werden, ob diese Beziehung linear ist und man auch hier die Gradienten der Kurven vergleichen kann. Dazu wurden die Mittelwerte aus den Höhen der 25%, 50%, 75% und 100% Sprünge, die nach der Auswahl der auswertbaren übrig blieben, gebildet. Sie wurden in relative Werte umgerechnet, wobei die Werte der 100% Sprünge der BDC Messung als 100% definiert wurden. In einem x - y Diagramm wurde $H_{\min \text{ prae}}$ bzw. $H_{\min \text{ post}}$ gegen H_{\max} für die Gruppen und Untersuchungstage BDC und R1m getrennt aufgetragen. In die

Diagramme wurden als nächstes Regressionsgeraden durch die verschiedenen Punktwolken gelegt, um die entsprechende Geradengleichung und ihren R^2 -Wert zu erhalten.

3.7 Statistik

Wie schon im Kapitel Hypothesen formuliert, sollte in dieser Arbeit der Einfluss des RVE auf verschiedene muskuläre Parameter während 56 tägiger Bettruhe untersucht werden. Dafür wurden die in den letzten Abschnitten beschriebenen Parameter in jeder Gruppe an den Messpunkten BDC und R1m in einem verbundenen T-Test miteinander verglichen.

Gruppenunterschiede und Zeiteffekte wurden in einem ANOVA Design mit Messwiederholungen (repeated measures Anova) analysiert. Hierfür wurde der Verlauf der Parameter grafisch dargestellt und der Tag bestimmt, an dem es zu einem Umschlag der Kurve kam. Die Analyse der gemessenen Daten wurde nur bis zu diesem Tage durchgeführt. Die Signifikanz der linearen Regressionen wurde mit dem F-Test geprüft. Zur Analyse der fehlerhaften Sprünge wurden die Unterschiede der beiden BDC Tage mit denen der Messungen an R1 innerhalb der Gruppen durch einen verbundenen Wilcoxon- Signed-Rank - Test untersucht.

Zur statistischen Analyse wurde die JMP software in der Version 8 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA), SPSS Software in der Version 12 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) und Microsoft Excel benutzt.

4 Ergebnisse

4.1 Probanden und Training

Die demografischen Daten der Probanden und die Ergebnisse des Trainings wurden detailliert von Rittweger et al. [158] beschrieben. Die demografischen Daten wurden aus dieser Publikation übernommen.

Tabelle 2

Deskriptive Statistik der Werte der maximalen Kraft für BDC-2 und BDC-1.

Angegeben sind die Mittelwerte und Standardabweichung. In keinem der aufgeführten Parameter bestand ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen ($p > 0.1$)

Gruppe	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	BMI (kg-m ²)
RVE	32.6 (4.8)	183 (9)	81.7 (14.4)	24.2 (2.6)
Ctrl	33.4 (6.6)	185 (7)	79.4 (9.7)	23.3 (1.7)

4.2 Isometrische Plantarflexionen

4.2.1 Maximale Kraft

Bevor der Einfluss des Widerstands-Vibrations-Trainings auf die maximale isometrische Plantarflexionskraft untersucht wurde, musste entschieden werden, welche Daten als Ausgangswerte genommen werden konnten. Dazu wurde eine deskriptive Analyse der beiden Messtage vor Beginn der Bettruhe durchgeführt. Diese ergab, dass die Kraftwerte an beiden Tagen normal verteilt waren. Im gepaarten T-Test zeigte sich, dass die Werte an BDC-1 signifikant höher waren, als an BDC-2 ($p=0,003$). Dabei kam es zu einem Anstieg der maximalen Kraft um 5%. Abbildung 22 verdeutlicht diesen Unterschied. Zur weiteren Auswertung wurden daher die Werte des BDC-2 Messtages als Ausgangswerte ausgewählt.

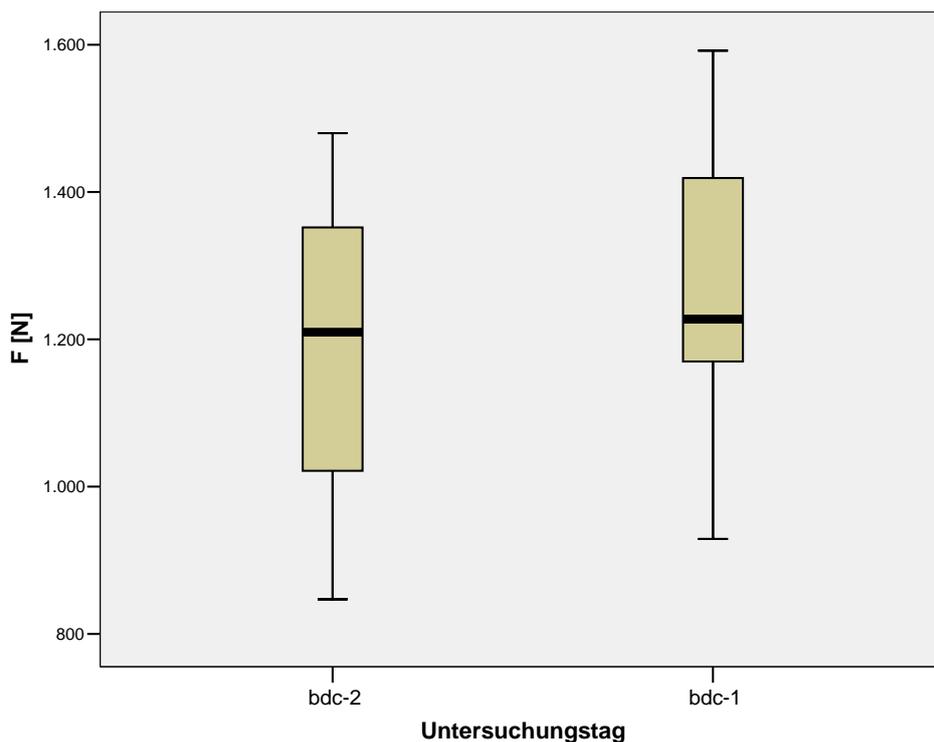


Abbildung 22

Boxplots zur Verteilung der maximalen Kraft an BDC-2 und BDC-1

Tabelle 3

Werte der maximalen Kraft für BDC-2 und BDC-1.

Es zeigte sich kein signifikanter Gruppenunterschied zwischen den beiden Untersuchungstagen

Untersuchungstag	Mittelwert	N	Standardabweichung
BDC-2	1198,9	20	188,1
BDC-1	1260,8	20	171,8

Nachdem durch einen ungepaarten T-Test sichergestellt wurde, dass es an BDC-2 keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen gab, wurde nun die Hypothese überprüft und BDC-2 mit R1m, dem ersten Messwert nach der Bettruhephase, verglichen. Der gepaarte T-Test, der hierfür herangezogen wurde, ergab in der RVE – Gruppe keinen signifikanten Verlust an maximaler Kraft ($p=0,723$). Die Mittelwerte in dieser Gruppe lagen bei 1189 ± 199 N an BDC-2 und 1209 ± 174 N an R1m, einem relativen Unterschied von 3%. In der Kontrollgruppe sank die maximale Kraft signifikant von 1209 ± 189 N auf 1009 ± 213 N. ($p<0,001$) Dies war ein Unterschied von 16,9 %. Abbildung 23 zeigt die Mittelwerte der maximalen Kraft an diesen beiden Messtagen in der RVE-Gruppe und der Kontrollgruppe.

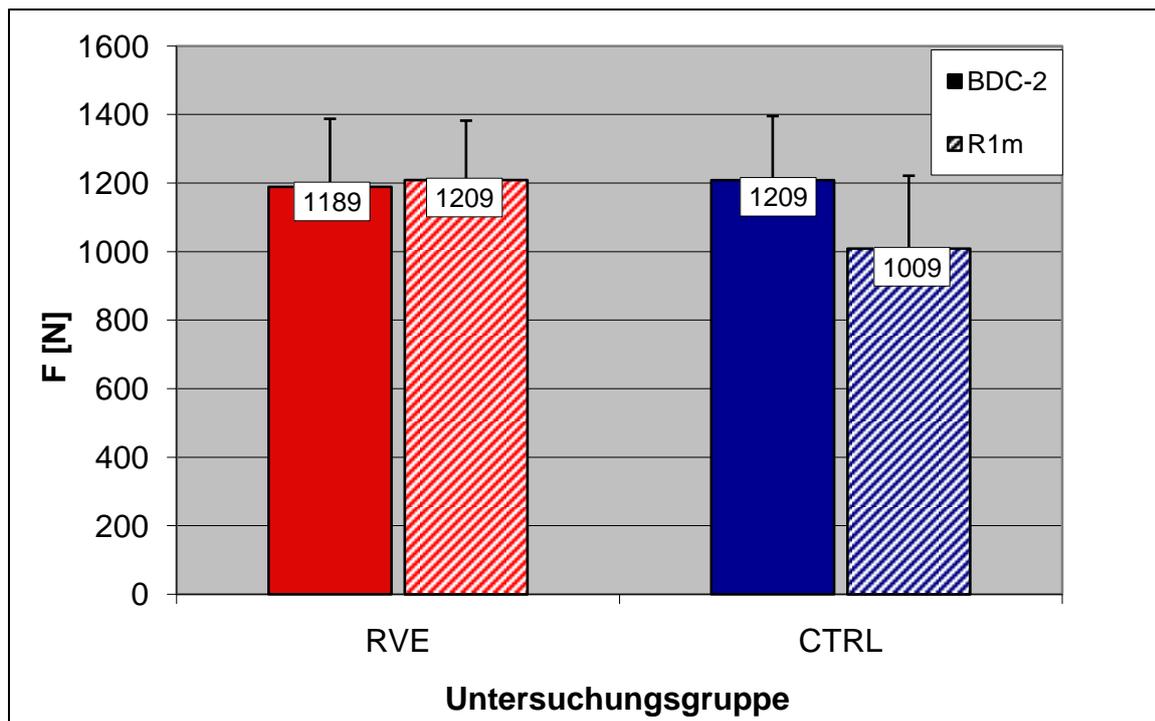


Abbildung 23

Mittelwerte der maximalen Kraft in den beiden Gruppen an den BDC-2 und R1m. Nur der Kraftverlust in der Kontrollgruppe war signifikant ($p < 0,001$)

Im nächsten Schritt wurde der Verlauf der maximalen Kraft vor und nach der Bettruhephase untersucht. Hierzu wurden sowohl die Einzelkurven aller Probanden in absoluten Werten als auch die Kurven der Mittelwerte der beiden Gruppen in relativen Werten grafisch dargestellt. Diese sind in Abbildung 24 und 25 zu sehen.

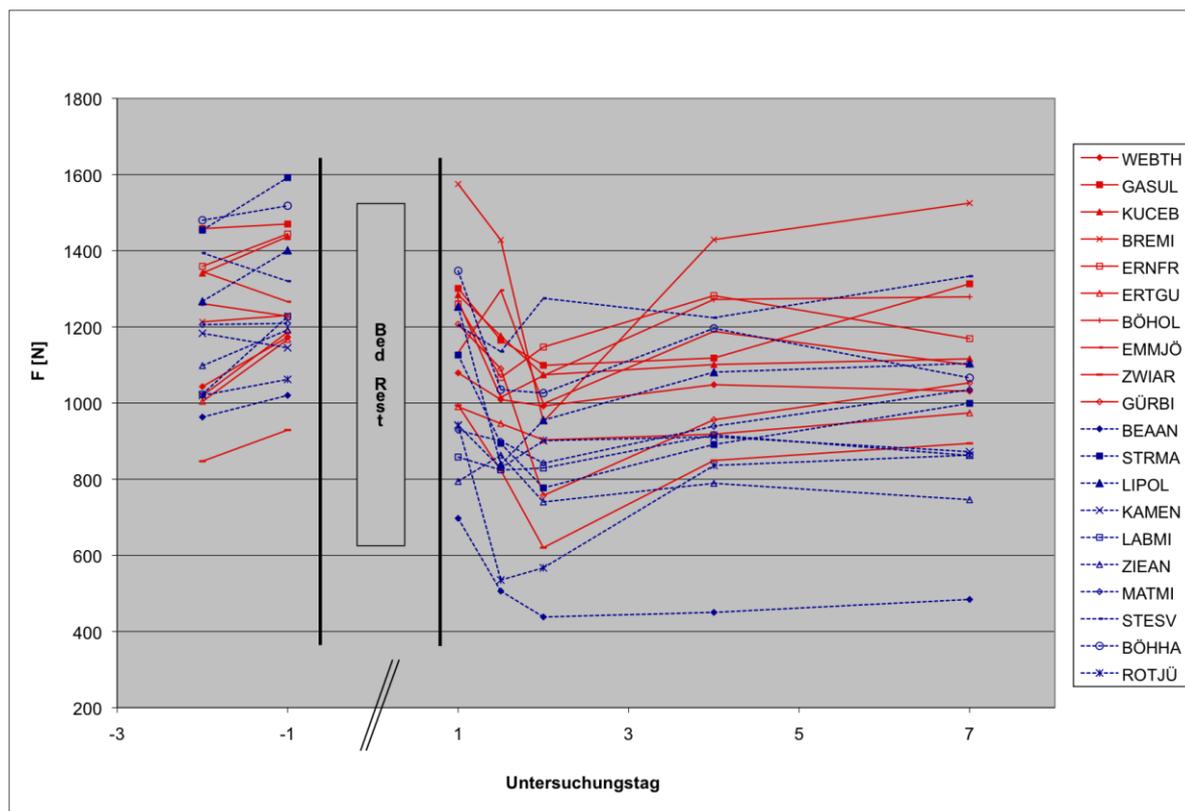


Abbildung 24

Darstellung der absoluten Maximalkraft für jeden Probanden einzeln im Zeitraum von BDC-2 bis R7

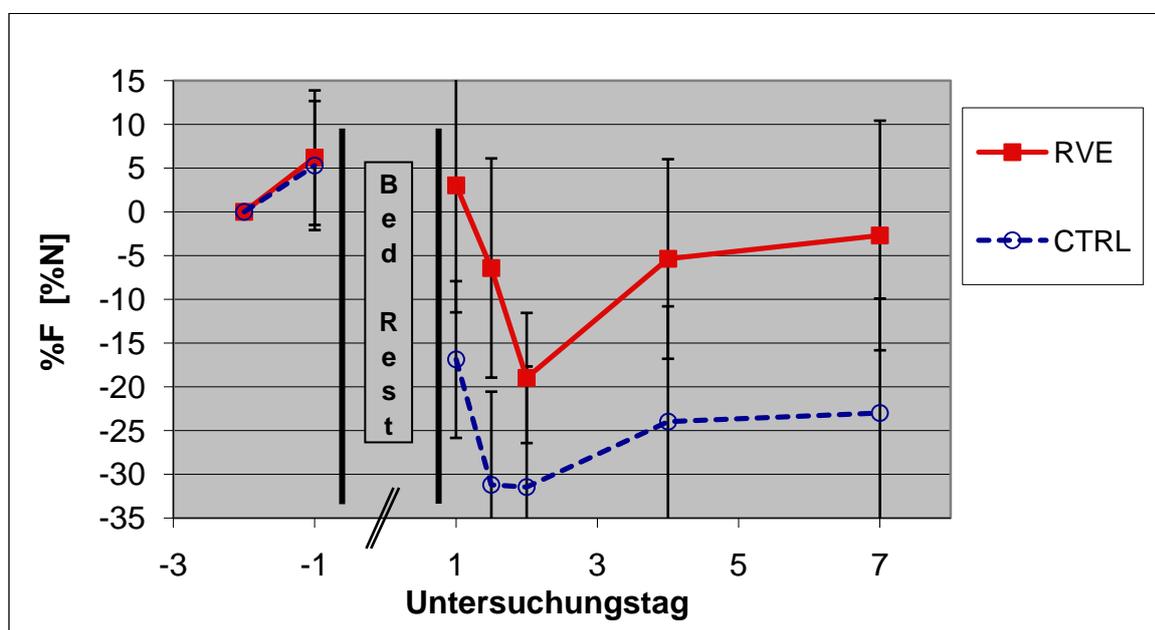


Abbildung 25

Darstellung der prozentualen Änderungen der maximalen Kraft der beiden Gruppen, relativ zu BDC-2

Neben dem schon beschriebenen Anstieg der Kraft von BDC-2 zu BDC-1 und dem unterschiedlichen Verlauf von vor der Bettruhe bis zu R1m, ließ sich auch erkennen, dass es bei beiden Gruppen zu einem Verlust an Kraft in den folgenden zwei Messungen kam. Danach stieg die Kraft wieder in beiden Gruppen an. Dieser Zeitraum bis zu den niedrigsten

Kraftwerten ging von BDC-2 über R1 morgens und R1 abends bis zu R2. In einem repeated measures Anova im Zeitraum von BDC zu R2 sollte nun geprüft werden, ob es einen Unterschied zwischen den beiden Gruppen für diese Messpunkte gab. Nachdem Sphärizität angenommen werden konnte, zeigte der Anova einen signifikanten Interaktionseffekt im F-Test ($p=0,044$) für Tag und Gruppe.

4.2.2 Maximale EMG-Amplitude und EMG-Kraft-Beziehung

Wie in Kapitel 3 beschrieben, wurde die Elektromyografie zur Analyse der maximalen EMG-Amplitude benutzt. Obwohl sich gezeigt hatte, dass die maximale isometrische Kraft bei den Plantarflexionsexperimenten an BDC-2 und BDC-1 nicht signifikant unterschiedlich waren ($p = 0,97$), wurde auch hier BDC-2 als Ausgangswert definiert. Auf diese Weise war es möglich, die Daten der maximalen EMG-Amplitude mit denen der maximalen Kraft zu vergleichen.

Tabelle 4

Deskriptive Statistik der RMS -Werte der maximalen EMG- Amplitude für BDC-2 und BDC-1. Es bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden BDC Messtagen

Untersuchungstag	Mittelwert [mV]	N	Standardabweichung
BDC-2	0,4199	20	0,1699
BDC-1	0,4194	20	0,1674

Die Analyse der RMS-Werte der 100% Kontraktionen zeigte an BDC-2 mit $0,4257 \pm 0,1925$ mV in der RVE-Gruppe und $0,4141 \pm 0,1545$ mV in der Kontrollgruppe keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,906$). An R1m lagen diese Werte in der RVE-Gruppe bei $0,4485 \pm 0,0813$ mV. In der Kontrollgruppe kam es zu einem Abfall auf $0,3644 \pm 0,0983$ mV. Die Unterschiede zwischen den Untersuchungstagen waren in beiden Gruppen mit p-Werten von 0,697 und 0,157 statistisch nicht signifikant.

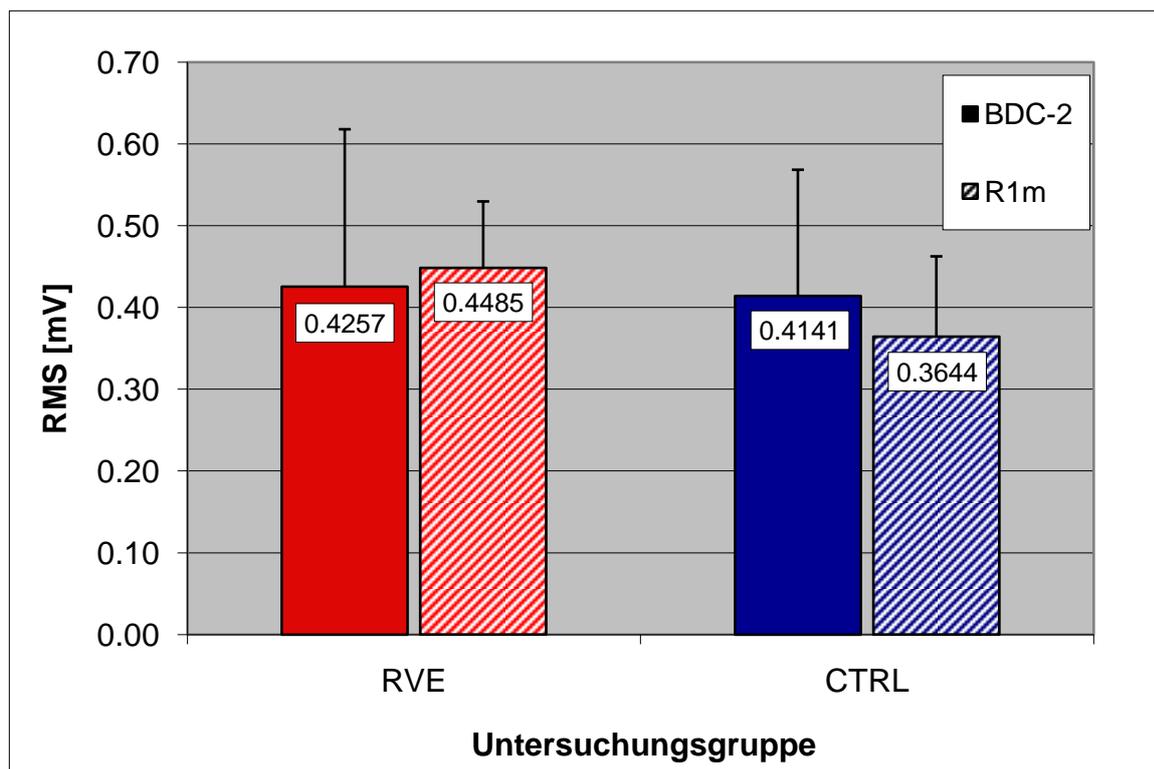


Abbildung 26

Mittelwerte der maximalen EMG-Amplitude in den beiden Gruppen an den BDC-2 und R1m. In beiden Gruppen bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Messtagen

Die Analyse des Verlaufs dieses Parameters über die Messtage BDC-2 bis R7 ergab das in Abbildung 27 und 28 dargestellte Bild.

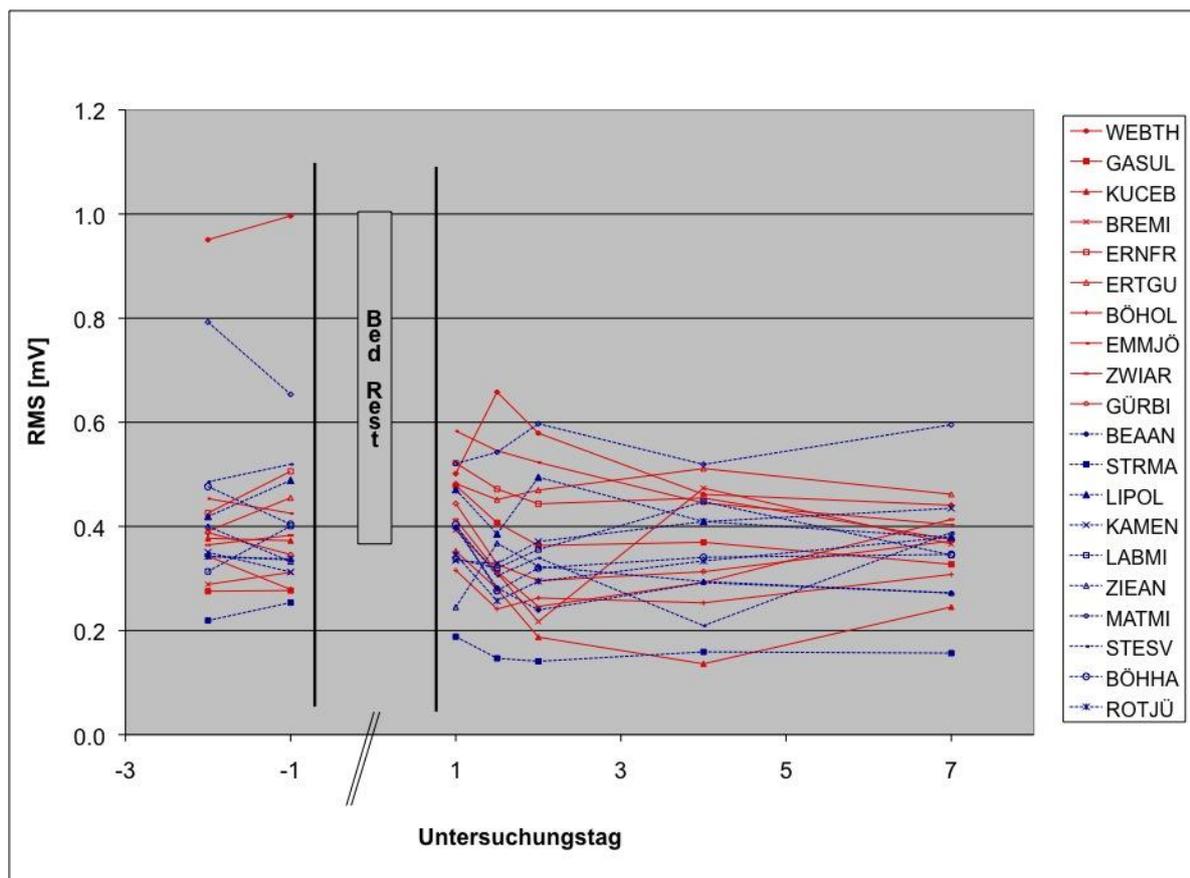


Abbildung 27

Darstellung der absoluten Werte der maximalen EMG-Amplitude für jeden Probanden einzeln im Zeitraum von BDC-2 bis R7

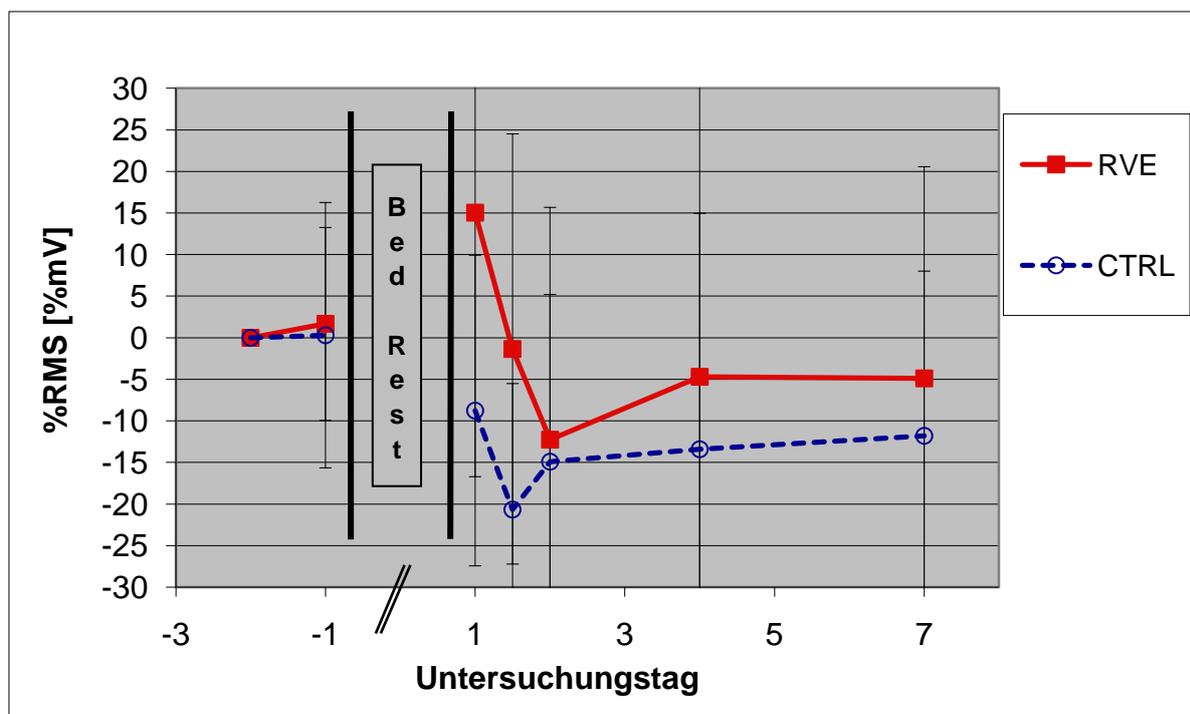


Abbildung 28

Darstellung der prozentualen Änderungen der maximalen EMG-Amplitude beider Gruppen, relativ zu BDC-2

Auffällig war die große Streuung der Messwerte. Weiterhin ließ sich ein Verlust des neuromuskulären Antriebs bis zu R2 in der RVE-Gruppe und bis zu R1m in der Kontrollgruppe beobachten. Ein Interaktionseffekt wurde im F-Test mit einem p-Wert von 0,017 nachgewiesen.

In Abbildung 29 sind die prozentualen RMS Werte gegen die prozentualen Kraftwerte in einem x – y- Diagramm zur grafischen Bestimmung der Veränderungen der EMG-Kraft-Beziehung aufgetragen. In das Diagramm wurden die Regressionsgeraden für die einzelnen Gruppen und Tage eingetragen sowie die Gleichungen der Geraden und ihre R²-Werte in Tabelle 5 zusammengestellt.

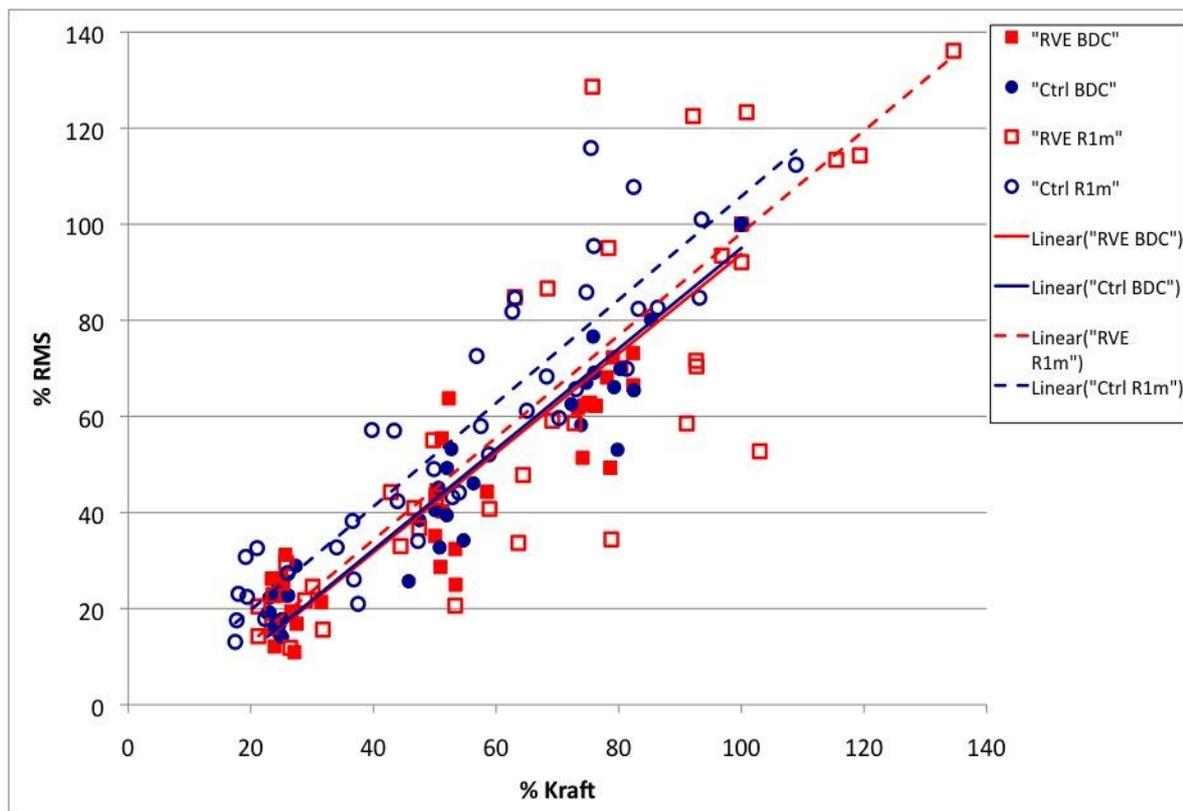


Abbildung 29

EMG – Kraft Beziehung

Darstellung der Mittelwerte der verschiedenen prozentualen Anteile des MVC (25%, 50%, 75%, 100%) für jeden Probanden getrennt nach seiner Gruppenzugehörigkeit. Dies wurde sowohl für BDC-2 als auch für R1m gemacht. (siehe Legende). Trendlinien verdeutlichen die EMG – Kraft Beziehung für die einzelnen Gruppen an den beiden Untersuchungstagen.

Zu Erkennen ist, dass in der ersten Messung nach der Bettruhephase (R1m) bei gleicher Kraft mehr elektrische Aktivität im EMG messbar ist. Dies ist in der Kontrollgruppe stärker als in der RVE-Gruppe

Tabelle 5Gleichungen und R^2 -Werte der EMG-Kraft-Ausgleichsgeraden der beiden Gruppen und untersuchten Tage

Tag	Gruppe	Geradengleichung	Varianz	Signifikanz
BDC-2	RVE	$y = 1.035x - 9.7014$	$R^2 = 0,91$	$p < 0,001$
	Ctrl	$y = 1.0467x - 9.6167$	$R^2 = 0,94$	$p < 0,001$
R1m	RVE	$y = 1.0648x - 8.2985$	$R^2 = 0,67$	$p < 0,001$
	Ctrl	$y = 1.0762x - 1.8045$	$R^2 = 0,83$	$p < 0,001$

Es bestätigte sich der lineare Zusammenhang zwischen Kraft und EMG. Die R^2 Werte der Ausgleichsgeraden lagen an BDC-2 bei über 0,9. An R1m betrugen sie 0,67 für die RVE-Gruppe und 0,83 für die Kontrollgruppe. Um statistisch beurteilen zu können, ob sich die EMG-Kraft-Beziehung während der Bettruhe veränderte und welchen Einfluss das RVE hatte, wurden die Mittelwerte der EMG-Kraft-Gradienten untersucht.

Wie bei den Werten der maximalen Kraft lagen auch die Werte der Gradienten zwischen BDC-2 und BDC-1 signifikant auseinander ($p=0,009$). Es kam zu einem Abfall von 7%. Auch hier wurde deshalb BDC-2 als Ausgangswert definiert.

Tabelle 6

Deskriptive Statistik der RMS / Kraft – Gradienten für BDC-2 und BDC-1

Untersuchungstag	Mittelwert	N	Standardabweichung
BDC-2	0,866	20	0,112
BDC-1	0,8	20	0,116

Die Unterschiede zwischen BDC-2 und R1m wurden in einem verbundenen T-Test miteinander verglichen. Dieser zeigte in der RVE Gruppe keinen signifikanten Unterschied ($p=0,61$) und in der Kontrollgruppe einen Unterschied der mit $p=0,051$ gerade nicht mehr signifikant war. So veränderten sich die Gradienten in der RVE Gruppe von $0,858 \pm 0,143$ zu $0,901 \pm 0,258$. In der Kontrollgruppe lagen sie bei $0,863 \pm 0,0791$ und $1,037 \pm 0,23$. (siehe Abbildung 30) Die relativen Differenzen betragen von BDC-2 zu R1m 6,5% und 21,2%.

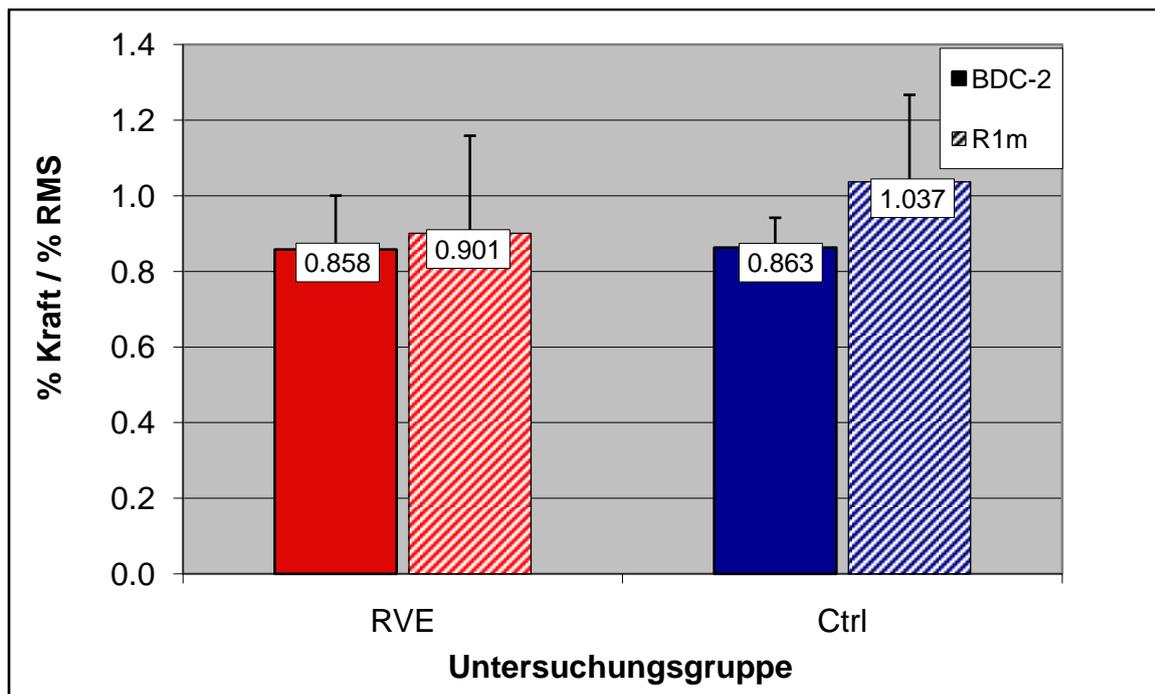


Abbildung 30

Darstellung der Mittelwerte der RMS / Kraft Gradienten für beide Gruppen an BDC-2 und R1m. Die Veränderung des Gradienten in der Kontrollgruppe war mit einem p-Wert von 0.051 nicht mehr signifikant

Die Analyse des Verlaufs der Gradienten zeigte im repeated measures Anova keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen im betrachteten Zeitraum von BDC-2 bis R2 (F-Test mit $p=0,117$). Grafisch ist der Verlauf in den nächsten beiden Abbildungen dargestellt.

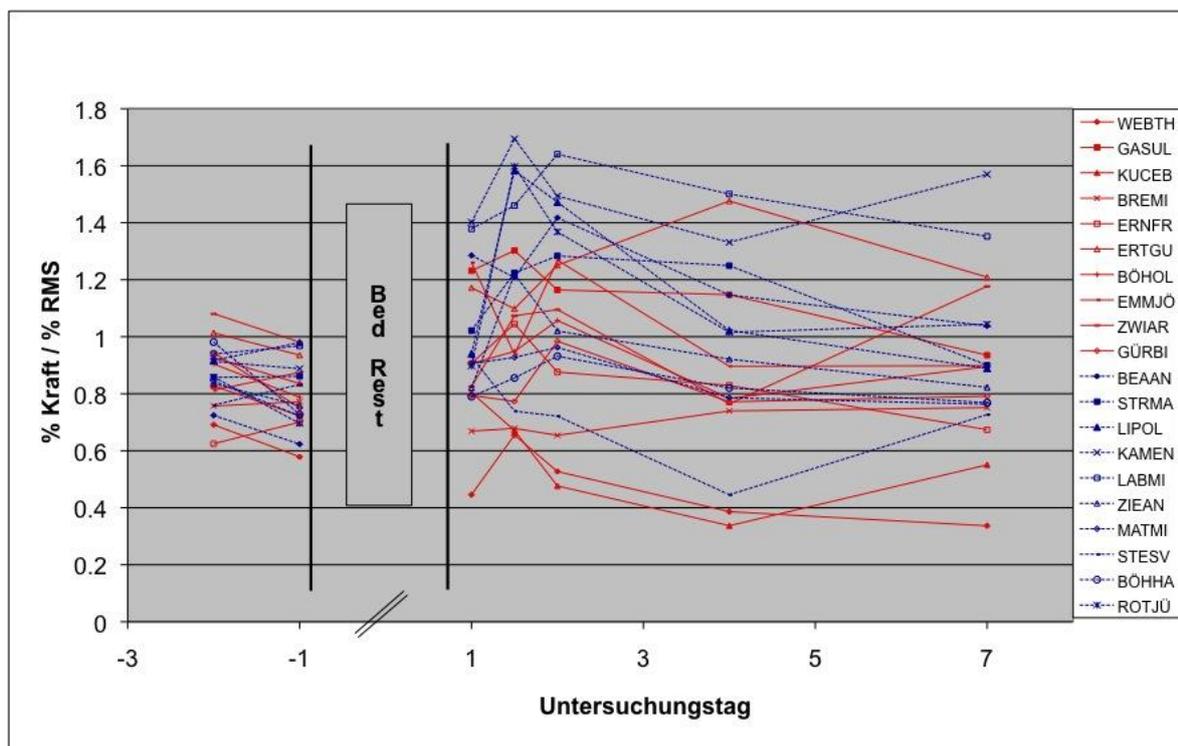


Abbildung 31

Darstellung der RMS / Kraft – Gradienten für jeden Probanden einzeln im Zeitraum von BDC-2 bis R7

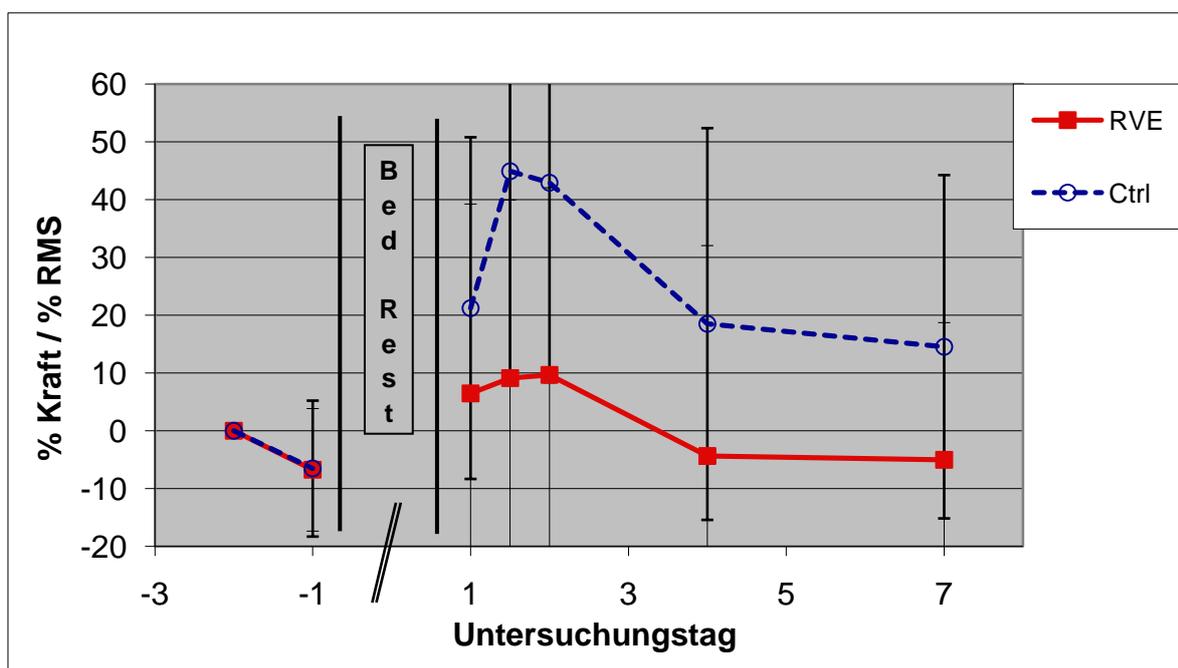


Abbildung 32

Darstellung der relativen Veränderung der Gradienten mit Bezug auf BDC-2. Die unterschiedlichen Kurvenverläufe waren im repeated measures Anova nicht signifikant

4.3 Countermovementsprünge

4.3.1 Fehlerhafte Sprünge

Die Untersuchung der fehlerhaften Sprünge ergab, dass es im Zeitraum von BDC-2 bis R7 zu 70 (von insgesamt 1680) Sprüngen kam, die wiederholt werden mussten. 51 davon aufgrund von Balanceproblemen, 16 wegen falscher Ausführung der Sprünge und 3 durch Fehler anderer Art. Auffällig war, dass BDC-2 und R1m mit 17 bzw. 19 fehlerhaften Sprüngen einen sehr hohen Anteil hatten. Beim Vergleich der RVE- mit der Kontrollgruppe konnte man feststellen, dass die RVE-Gruppe in der Phase vor der Bettruhe mit 7 zu 19 Fehlern weniger Sprünge erneut absolvieren musste. In den Tagen danach (R1m bis R7) kam es mit 31 zu 13 Fehlern zu deutlich mehr erforderlichen Wiederholungen in dieser Gruppe. Dieser Unterschied war auch bei der Betrachtung der Fehler am ersten Messtag (R1m + R1e) mit 17 zu 9 erkennbar. Der statistische Vergleich der Fehler von BDC und R1 innerhalb der Gruppen zeigte, dass in der RVE-Gruppe der beobachtete Unterschied zwischen den beiden Messintervallen nicht mehr signifikant war ($p=0,088$). In der Kontrollgruppe konnte eine Signifikanz der Fehlerabnahme mit einem p -Wert von 0,015 nachgewiesen werden. In Tabelle 7 sind die Details dieser Auswertung dargestellt.

Tabelle 7

Auflistung der fehlerhaften Sprünge nach Untersuchungstag und Grund der Fehler

Art des Fehlers	BDC-2	BDC-1	R1_m	R1_e	R2	R4	R7
Summe aller Fehler für beide Gruppen	17	9	19	7	5	10	3
Summe aller Fehler für RVE	5	2	11	6	2	9	3
Summe aller Fehler für Ctrl	12	7	8	1	3	1	0
Fehler aufgrund von Balanceproblemen für beide Gruppen	12	5	14	7	5	6	2
Fehler aufgrund von Balanceproblemen für RVE	4	2	7	6	2	5	2
Fehler aufgrund von Balanceproblemen für Ctrl	8	3	7	1	3	1	0
Fehler aufgrund von Technikproblemen für beide Gruppen	4	4	5	0	0	2	1
Fehler aufgrund von Technikproblemen für RVE	0	0	4	0	0	2	1
Fehler aufgrund von Technikproblemen für Ctrl	4	4	1	0	0	0	0
Fehler aufgrund anderer Probleme für beide Gruppen	1	0	0	0	0	2	0
Fehler aufgrund anderer Probleme für RVE	1	0	0	0	0	2	0
Fehler aufgrund anderer Probleme für Ctrl	0	0	0	0	0	0	0

4.3.2 Sprungparameter

4.3.2.1 Maximale Sprunghöhe

Wie im Methodenteil beschrieben und auch schon bei den maximalen isometrischen Kontraktionen durchgeführt, wurde vor der eigentlichen Auswertung der Sprungparameter geprüft, ob ein signifikanter Unterschied zwischen den BDC-2 und BDC-1 Daten bestand. Für die Sprunghöhe ergab sich kein signifikanter Unterschied, weshalb die Daten der beiden Messtage vor der Bettruhe unter BDC zusammengefasst wurden. Dazu wurde der Mittelwert aus den sechs 100% Sprüngen berechnet. Da eine Normalverteilung der Werte vorlag, konnten die T-Tests und der repeated measures Anova durchgeführt werden.

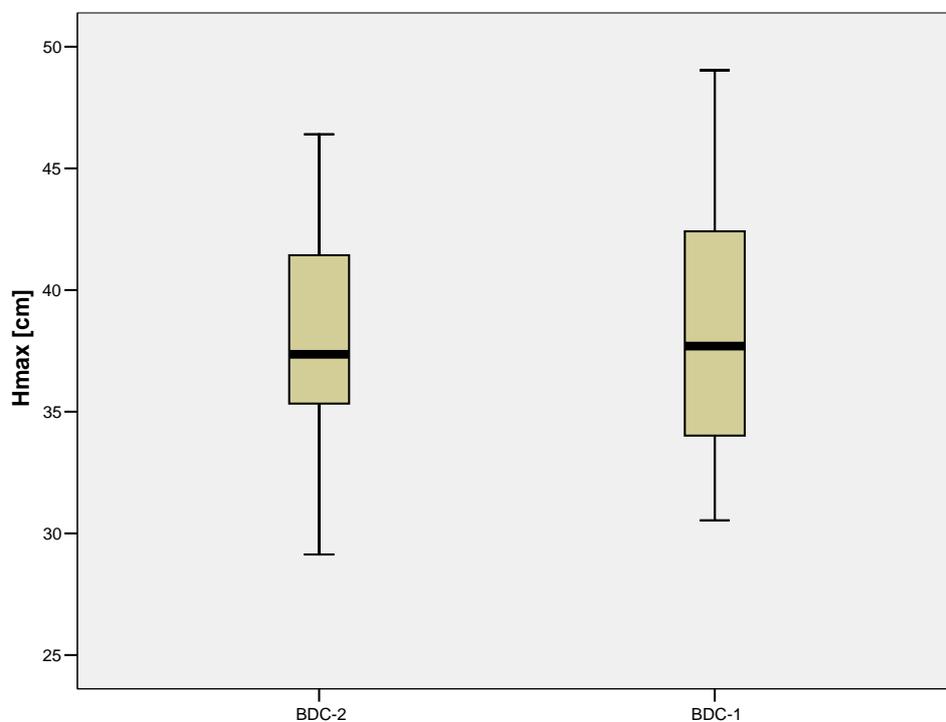


Abbildung 33

Boxplot zum Vergleich der maximalen Sprunghöhe an BDC-2 und BDC-1

Tabelle 8

Deskriptive Statistik der maximalen Sprunghöhe für BDC-2 und BDC-1

Untersuchungstag	Mittelwert	N	Standardabweichung
BDC-2	37,84	20	4,87
BDC-1	38,25	20	5,53

Die statistischen Analysen der maximalen Sprunghöhe ergaben, dass sowohl die RVE-Gruppe als auch die Kontrollgruppe signifikant an Höhe verloren, wenn man BDC mit R1m verglich (beide $p < 0,001$). Dabei sprangen die Probanden der RVE-Gruppe im Mittel 14,2% (von $38,72 \pm 5\text{cm}$ auf $33,17 \pm 4,37\text{cm}$) und die Kontrollgruppe 28,5% (von $37,37 \pm 5,4\text{cm}$ auf $27,11 \pm 9,3\text{cm}$) niedriger als vor der Bettruhe.

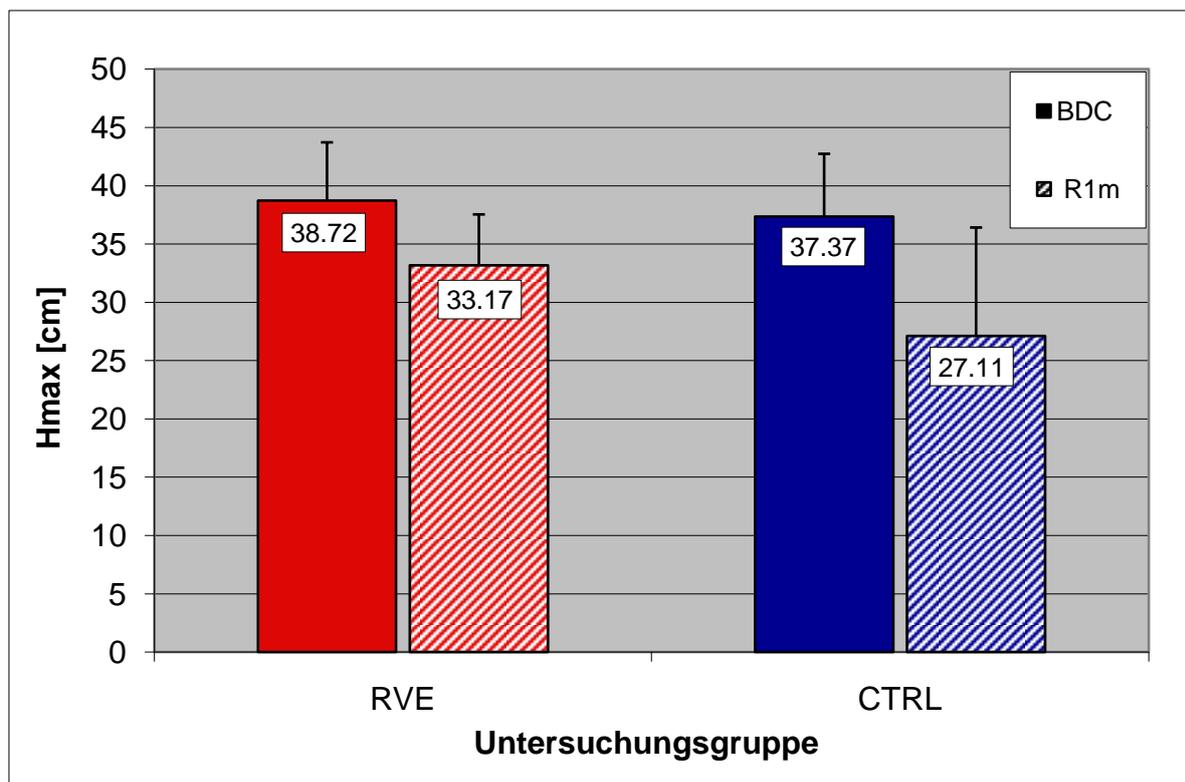


Abbildung 34

Mittelwerte der maximalen Sprunghöhe in den beiden Gruppen an BDC und R1m

Es zeigte sich, dass die maximale Sprunghöhe in der Recovery-Phase zumindest in der Kontrollgruppe erst nach R2 wieder deutlich zunahm. Deshalb wurde die repeated measures Anova für den Zeitraum von BDC bis R2 gewählt. Diese zeigte einen signifikanten Unterschied ($p=0,039$ im F-Test) zwischen den beiden Gruppen in dem definierten Zeitraum. Abbildungen 35 und 36 zeigen diesen Unterschied.

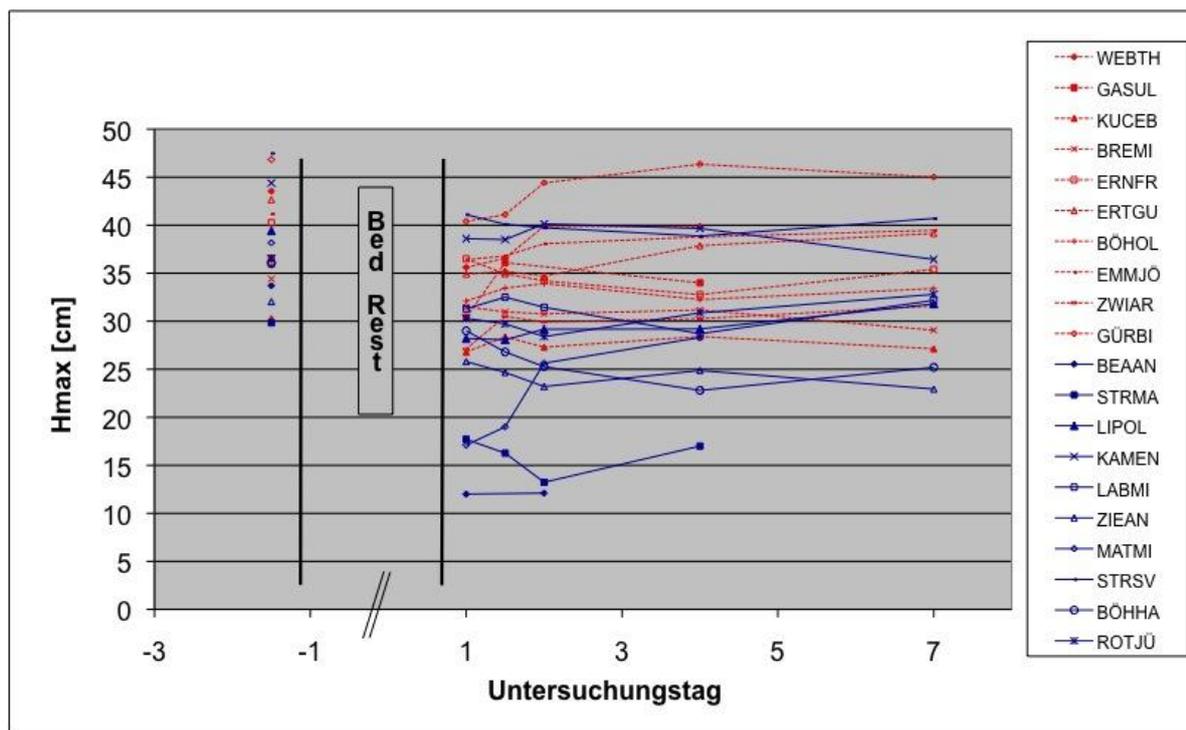


Abbildung 35

Zeitlicher Verlauf der maximalen Sprunghöhe bei den einzelnen Probanden von BDC bis R7

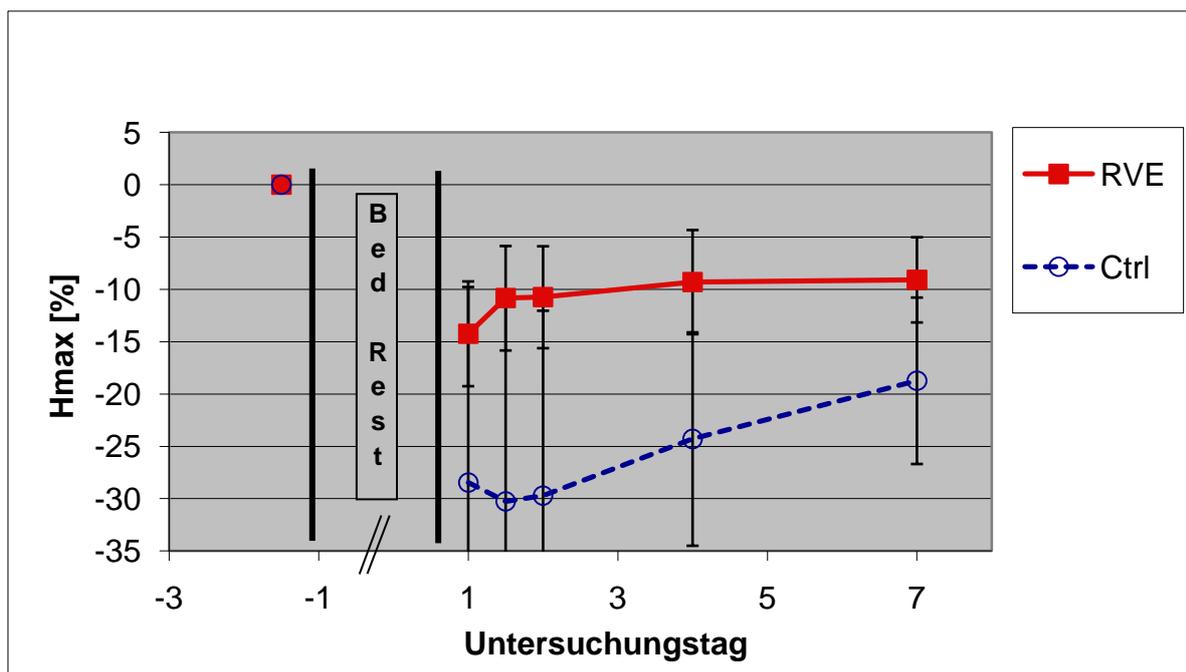


Abbildung 36

Zeitlicher Verlauf der Mittelwerte der maximalen Sprunghöhe für die beiden Gruppen von BDC bis R7

4.3.2.2 Weitere Sprungparameter

Zusätzlich zu der Sprunghöhe sollten noch weitere Parameter, die für den Sprung wichtig sind, untersucht werden. Wie in den Hypothesen geschildert wurden deshalb auch die maximale Sprungleistung, die maximale Sprunggeschwindigkeit und die maximale Sprungkraft betrachtet. Dabei wurde genauso vorgegangen wie bei der Untersuchung der maximalen Sprunghöhe. Es stellte sich heraus, dass sich sowohl Leistung als auch Geschwindigkeit sehr ähnlich zu der Sprunghöhe verhielten. Es kam auch bei diesen Parametern in beiden Gruppen zu einem signifikanten Abfall von BDC zu R1m, wobei die Kontrollgruppe stärker verlor als die RVE Gruppe. So verringerte sich die maximale spezifische Sprungleistung in der RVE Gruppe um 12,2 % (von $43,6 \pm 5,7$ W/kg auf $38,27 \pm 4,7$ W/kg, $p < 0,001$) und in der Kontrollgruppe um 24,1% (von $43,37 \pm 4,66$ W/kg auf $32,93 \pm 7,21$ W/kg, $p < 0,001$). Bei der maximalen Sprunggeschwindigkeit waren es 8,9% (von $2,45 \pm 0,21$ m/s auf $2,32 \pm 0,21$ m/s, $p < 0,001$) und 17,1% (von $2,42 \pm 0,21$ m/s auf $2,0 \pm 0,43$ m/s $p = 0,003$). Diese Unterschiede ließen sich wiederum im repeated measures Anova für den Zeitraum von BDC bis R2 zwischen den beiden Gruppen belegen ($p = 0,007$ und $p = 0,024$). Die maximale Kraft veränderte sich nicht signifikant in den einzelnen Gruppen im Vergleich von BDC zu R1m. In Prozent ausgedrückt betragen die Unterschiede -0,3% (von $1953,6 \pm 379,3$ N auf $1947,5 \pm 360,2$ N, $p = 0,907$) für die RVE-Gruppe und -4,7% (von $1895,3 \pm 269,1$ N auf $1807,2 \pm 293,6$ N, $p = 0,366$) für die Kontrollgruppe. Auch zwischen den Gruppen ließ sich über den definierten Zeitraum im repeated measures Anova mit einem p-Wert von 0,37 statistisch keine Differenz feststellen. In der folgenden Tabelle sind die Details dieser Analysen dargestellt. Die Werte der maximalen Höhe sind zum Vergleich ebenfalls noch einmal aufgeführt.

Tabelle 9

Übersicht über die verschiedenen Sprungparameter der beiden Gruppen von BDC bis R7

Parameter	Gruppe	Werte	BDC	R1m	R1e	R2	R4	R7
Hmax [cm]	RVE	Mittelwert	38,7	33,2	34,4	34,8	35,2	35,0
		SD	5,00	4,37	3,70	5,32	5,47	5,96
		%	0	-14,2	-10,8	-10,7	-9,3	-9,1
	Ctrl	Mittelwert	37,4	27,1	26,5	26,8	28,9	31,7
		SD	5,4	9,30	9,63	9,38	7,20	6,11
		%	0	-28,5	-30,3	-29,7	-24,3	-18,7
Parameter	Gruppe	Werte	BDC	R1m	R1e	R2	R4	R7
Pspec [W/kg]	RVE	Mittelwert	43,6	38,3	39,0	38,6	38,7	38,2
		SD	5,70	4,70	4,41	5,04	5,13	5,14
		%	0	-11,9	-10,2	-11,1	-11,0	-10,6
	Ctrl	Mittelwert	43,4	32,9	33,7	33,0	34,5	37,6
		SD	4,66	7,21	8,59	8,12	6,86	4,63
		%	0	-24,7	-23,3	-24,8	-21,8	-17,1
Parameter	Gruppe	Werte	BDC	R1m	R1e	R2	R4	R7
Vmax [m/s]	RVE	Mittelwert	2,45	2,23	2,29	2,31	2,33	2,31
		SD	0,22	0,21	0,19	0,21	0,21	0,25
		%	0	-8,9	-6,6	-5,8	-4,9	-4,9
	Ctrl	Mittelwert	2,42	2,0	1,98	2,01	2,12	2,25
		SD	0,21	0,43	0,42	0,39	0,31	0,28
		%	0	-17,5	-18,5	-17,4	-13,3	-9,8
Parameter	Gruppe	Werte	BDC	R1m	R1e	R2	R4	R7
Fmax [N]	RVE	Mittelwert	1953,6	1947,5	1909,7	1748,7	1871,5	1811,0
		SD	379,3	360,2	332,6	243,6	336,2	175,5
		%	0	0,0	-1,6	-5,6	-3,6	-4,3
	Ctrl	Mittelwert	1896,3	1807,2	1796,5	2082,2	1706,8	1820,1
		SD	269,1	293,6	188,7	1154,2	149,1	152,5
		%	0	-3,9	-4,1	10,3	-8,5	-1,2

4.3.2.3 Minimale Höhe des Körperschwerpunktes

Die Bestimmung der maximalen Werte der Absenkung des Körperschwerpunktes vor dem Sprung ergab einen signifikanten Abfall von 15,2% im verbundenen T-Test (BDC zu R1m) in der RVE-Gruppe (von $-26,59 \pm 6,75$ cm auf $-22,75 \pm 6,89$ cm, $p=0,002$). In der Kontrollgruppe hingegen war die Veränderung von -11,3% nicht signifikant. (von $-25,41 \pm 6,92$ cm auf $-22,39 \pm 11,09$ cm, $p=0,336$).

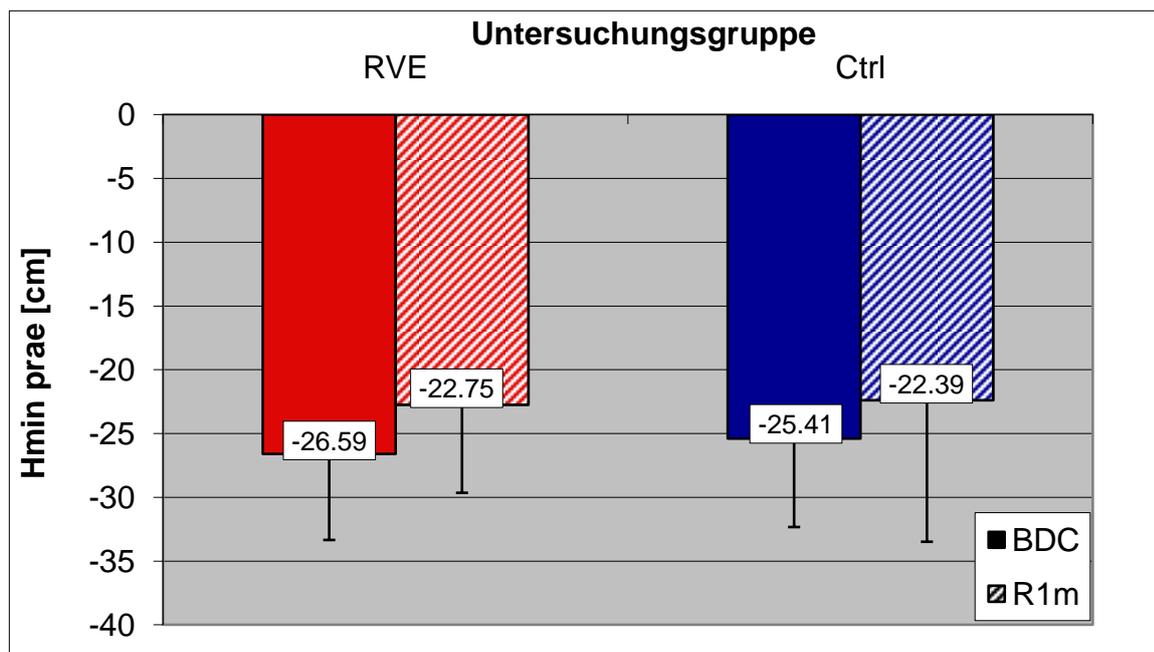


Abbildung 37

Mittelwerte der minimalen Höhe des Körperschwerpunktes vor dem Absprung in den beiden Gruppen an BDC und R1m

Mögliche Unterschiede zwischen den Gruppen und Zeiteffekte wurden wieder mit einem repeated measures Anova untersucht. Auch wenn die grafische Auswertung zeigte, dass es schon nach R1e zu einem Anstieg der Parameter kam, wurde der Zeitraum dennoch bis R2 definiert, um die Ergebnisse mit denen der maximalen Sprunghöhe vergleichen zu können. Bei der Analyse zeigten sich mit einem p-Wert von 0,461 keine signifikanten Differenzen.

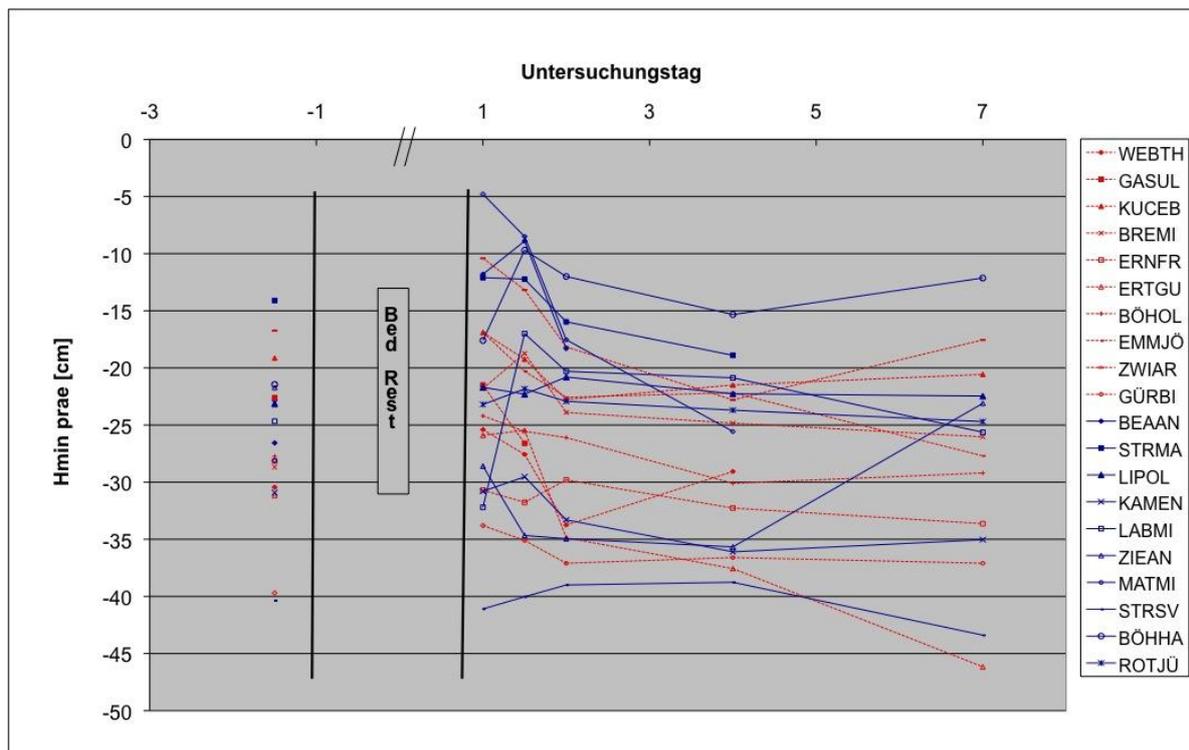


Abbildung 38

Zeitlicher Verlauf der minimalen Höhe des Körperschwerpunktes vor dem Absprung bei den einzelnen Probanden von BDC bis R7

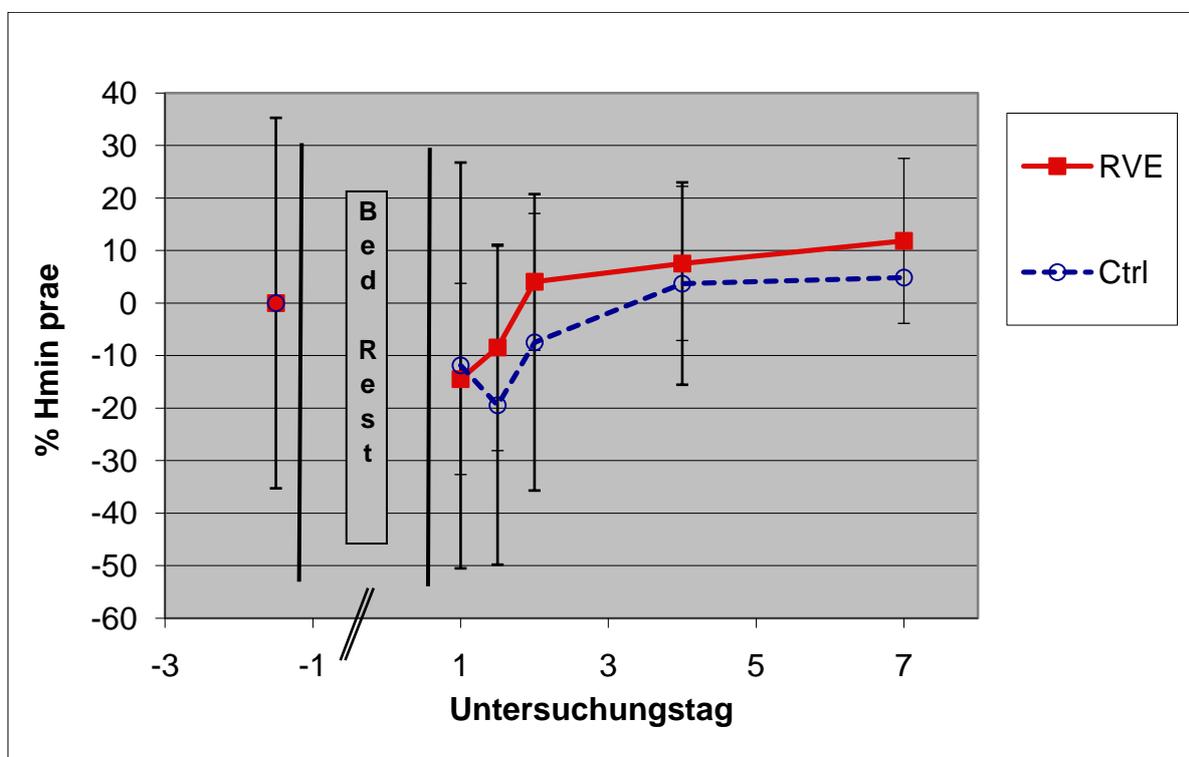


Abbildung 39

Darstellung der prozentualen Änderungen der maximalen Absenkung des Körperschwerpunktes vor dem Absprung der beiden Gruppen, relativ zu BDC

Die x – y Diagramme, in denen Hmax und Hmin prae gegeneinander aufgetragen wurden, zeigten einen linearen Zusammenhang. Die R²- Werte der Ausgleichsgeraden lagen bei den Messungen vor der Bettruhephase bei beiden Gruppen über 0,83. Zum Zeitpunkt von R1m betragen sie 0,71 in der RVE-Gruppe und 0,66 in der Kontrollgruppe.

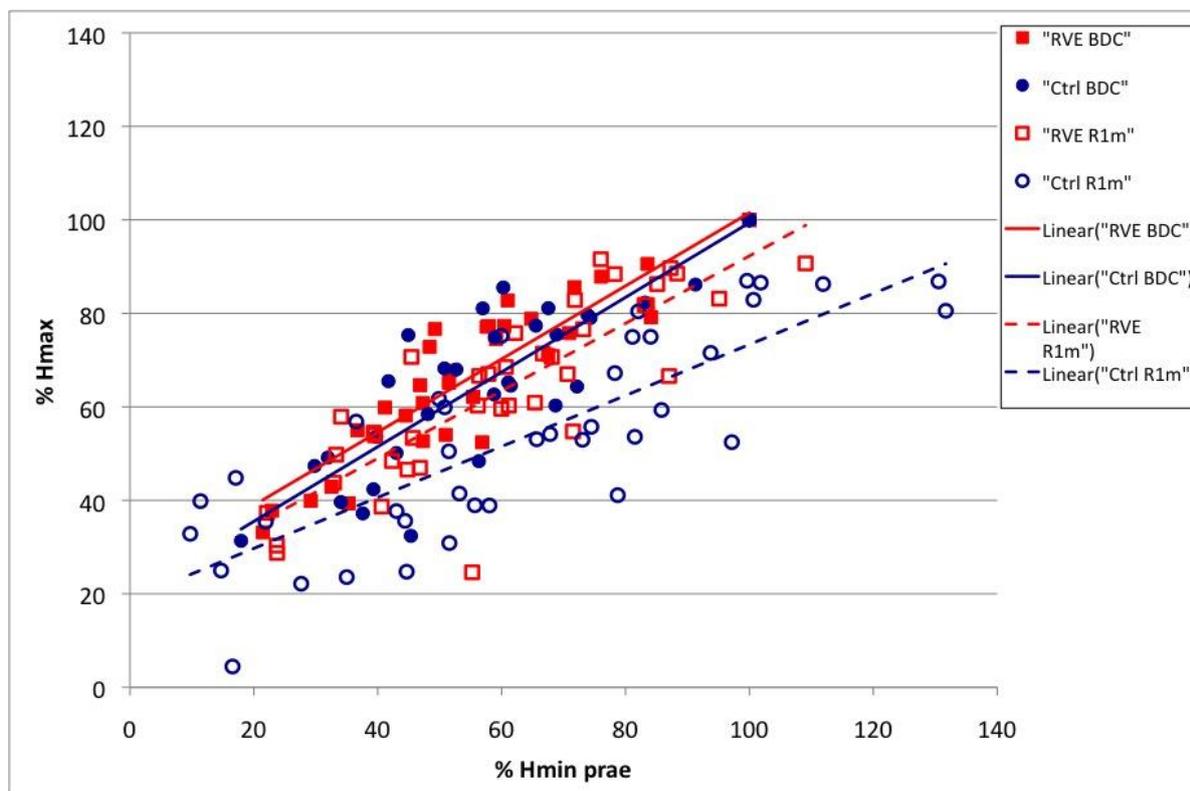


Abbildung 40

Beziehung zwischen minimaler Höhe des Körperschwerpunktes und maximaler Sprunghöhe für beide Gruppen an BDC und R1m

Erkennbar ist der lineare Zusammenhang zwischen den beiden Größen. Der Vergleich der Trendlinien von BDC und R1m zeigt, dass ein Absenken des Körperschwerpunktes an R1 um denselben Betrag wie bei BDC zu geringerer Sprunghöhe führt. Dies ist in der Kontrollgruppe deutlicher als in der RVE-Gruppe

Tabelle 10

Gleichungen und Korrelationen der Ausgleichsgeraden für beide Gruppen an BDC und R1m

Tag	Gruppe	Gradengleichung	Varianz	Signifikanz
BDC	RVE	$y = 0,782x + 23,312$	$R^2 = 0,90$	$p < 0,001$
	Ctrl	$y = 0,7989x + 19,514$	$R^2 = 0,83$	$p < 0,001$
R1m	RVE	$y = 0,7218x + 20,107$	$R^2 = 0,71$	$p < 0,001$
	Ctrl	$y = 0,5453x + 18,809$	$R^2 = 0,66$	$p < 0,001$

Die Untersuchung der Hmin prae / Hmax – Gradienten zeigte in der RVE-Gruppe einen Unterschied zwischen BDC und R1m von 12%, der aber mit $p=0,094$ nicht mehr signifikant war. In der Kontrollgruppe war ein signifikanter Anstieg ($p=0,027$) von 37% festzustellen.

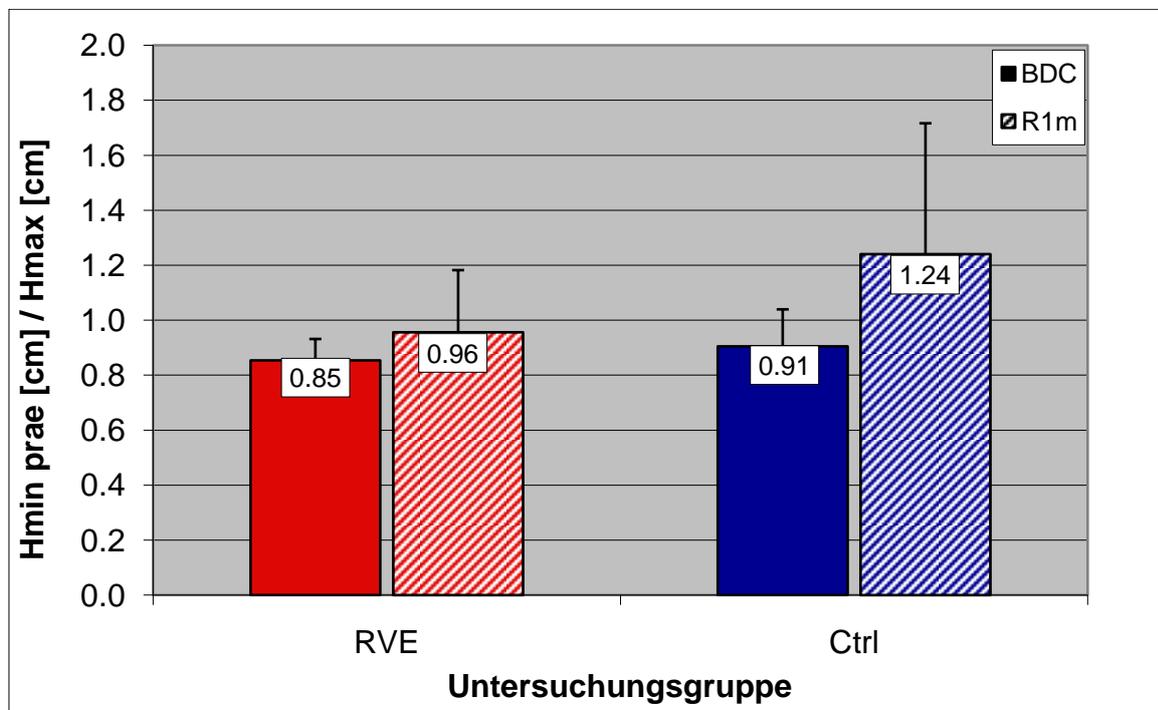


Abbildung 41

Darstellung der Mittelwerte der Hmin prae / Hmax - Gradienten für beide Gruppen an BDC und R1m

Ein signifikanter Gruppenunterschied im Zeitverlauf von BDC bis zu R2 ließ sich im repeated measures Anova nicht finden ($p=0,34$).

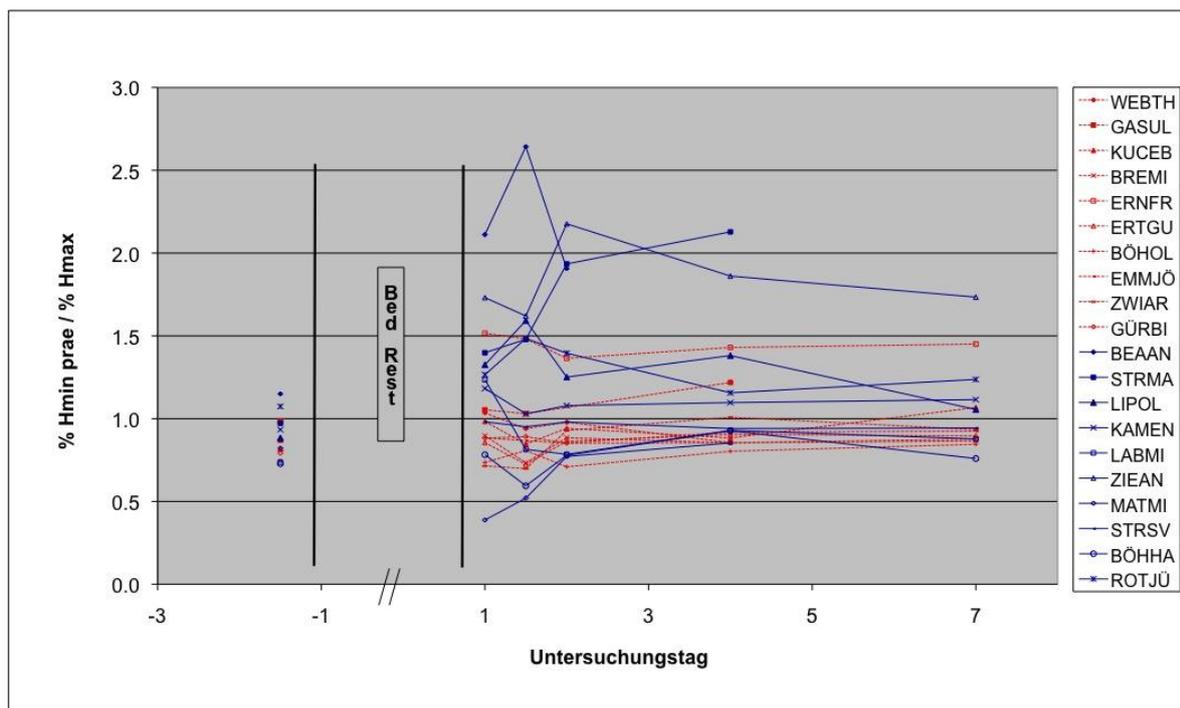


Abbildung 42

Darstellung der Hmax / Hmin prae – Gradienten für jeden Probanden einzeln im Zeitraum von BDC bis R7

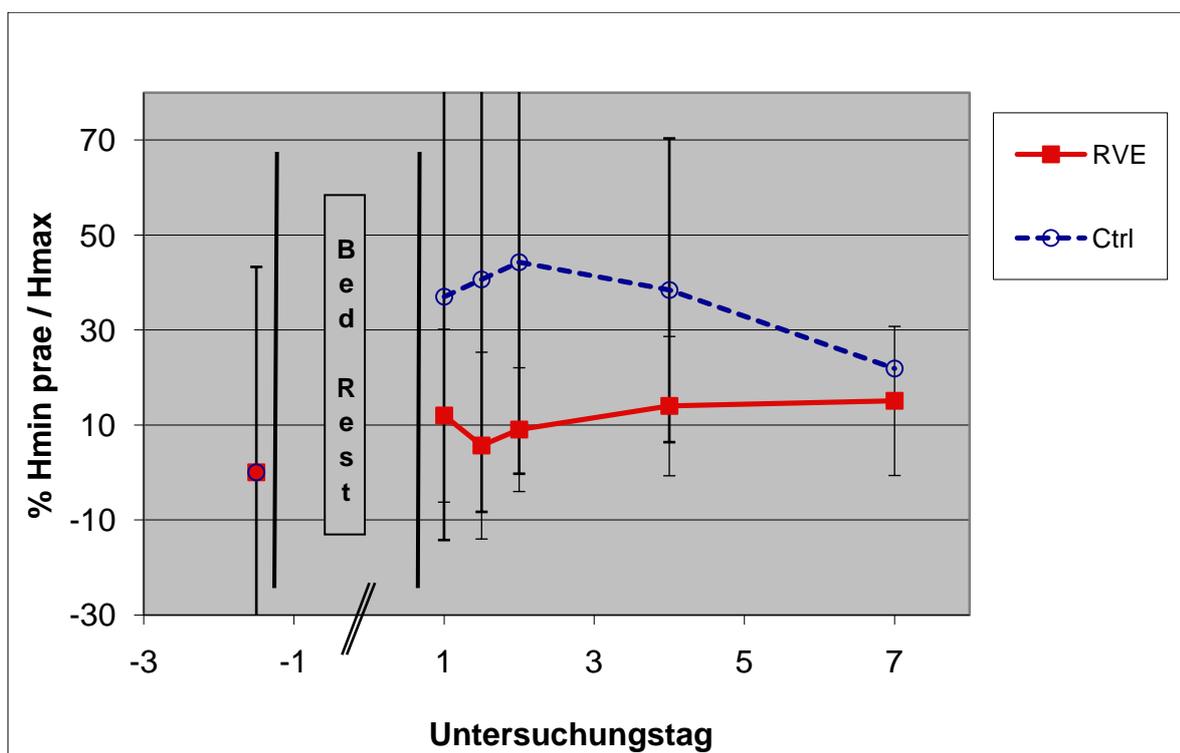


Abbildung 43

Darstellung der relativen Veränderung der Gradienten mit Bezug auf BDC

Der Zusammenhang der maximalen Sprunghöhe und der minimalen Höhe des Körperschwerpunktes nach der Flugphase wurde in denselben Schritten untersucht wie der Zusammenhang zwischen Hmax und Hmin prae.

Die Analyse der maximalen Werte des Absenkens des Körperschwerpunktes ergab eine Verminderung dieses Wertes von $-10,12 \pm 3,56$ cm auf $-8,93 \pm 3,44$ cm in der RVE-Gruppe und einen leichten Anstieg von $-10,32 \pm 3,23$ cm auf $10,96 \pm 6,54$ cm in der Kontrollgruppe. Diese Veränderungen waren aber mit p-Werten von 0,094 und 0,636 nicht signifikant.

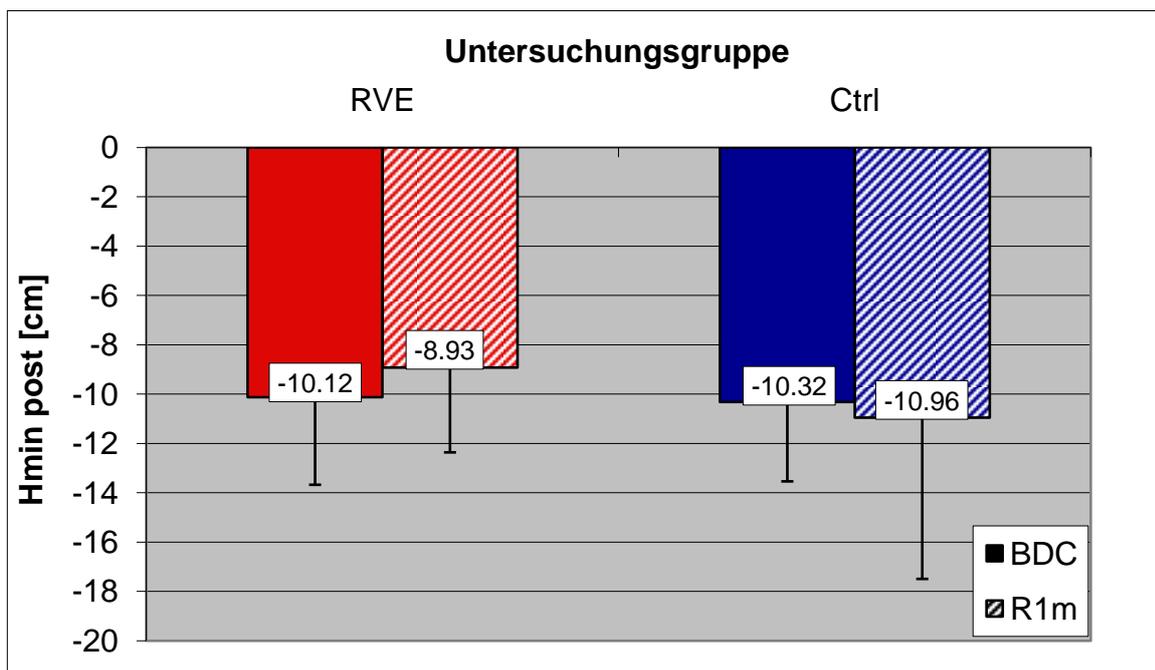


Abbildung 44

Mittelwerte der minimalen Höhe des Körperschwerpunktes nach der Landung in den beiden Gruppen an BDC und R1m

Im nächsten Schritt sollten noch die Unterschiede zwischen den Gruppen im Zeitverlauf durch den Anova mit Messwiederholungen untersucht werden. Auch hier wurde wie bei der Analyse von Hmin prae der Zeitraum von BDC bis R2 gewählt. Sie verdeutlichte, dass auch im Verlauf über den gewählten Zeitraum keine Unterschiede bestanden ($p=0,123$). In den beiden folgenden Abbildungen wird der Verlauf dieses Parameters grafisch dargestellt.

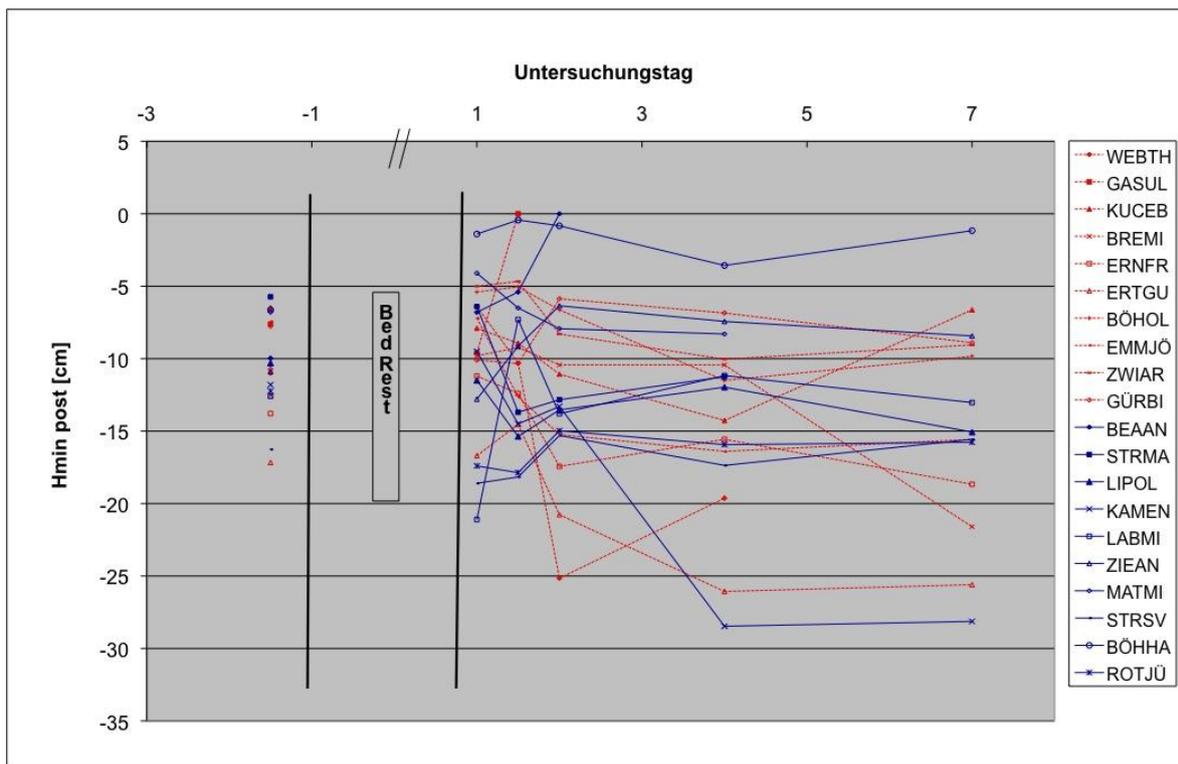


Abbildung 45
 Zeitlicher Verlauf der minimalen Höhe des Körperschwerpunktes nach der Landung bei den einzelnen Probanden von BDC bis R7

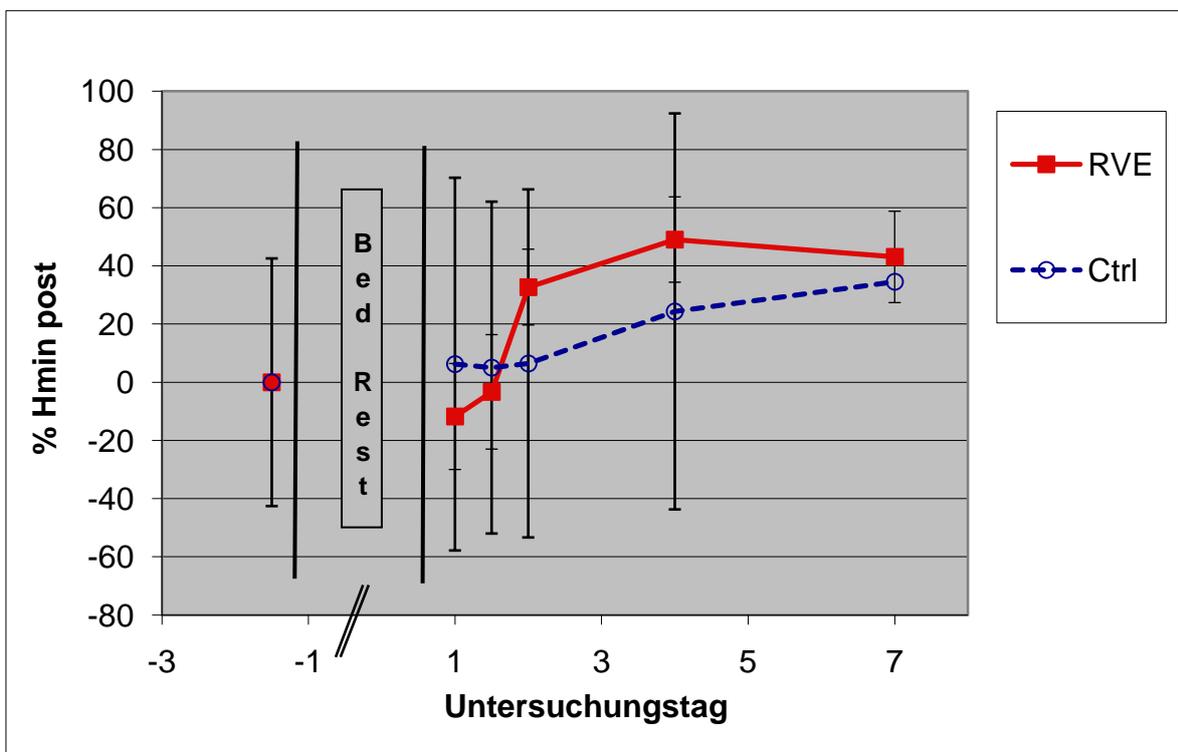


Abbildung 46
 Darstellung der prozentualen Änderungen der maximalen Absenkung des Körperschwerpunktes nach der Landung der beiden Gruppen, relativ zu BDC

Das Auftragen der Werte der Sprunghöhe gegen die Hmin post-Werte in einem x-y Diagramm sollte den Zusammenhang dieser beiden Parameter grafisch darstellen. Es zeigte sich, dass für den BDC Messtag eine lineare Beziehung zwischen diesen Daten bestand. Ihre Ausgleichsgeraden hatten R^2 -Werte von 0,74 bzw. 0,80. Nach Ende der Bettruhephase war dieser Zusammenhang viel schlechter nachzuweisen. Hier bestand in der RVE - Gruppe mit einem R^2 von 0,43 ein geringerer Zusammenhang zwischen der maximalen Sprunghöhe und der minimalen Höhe des Körperschwerpunktes nach der Landung. In der Kontrollgruppe war bei einem R^2 - Wert von 0,38 eine Beziehung der beiden Größen noch weniger vorhanden.

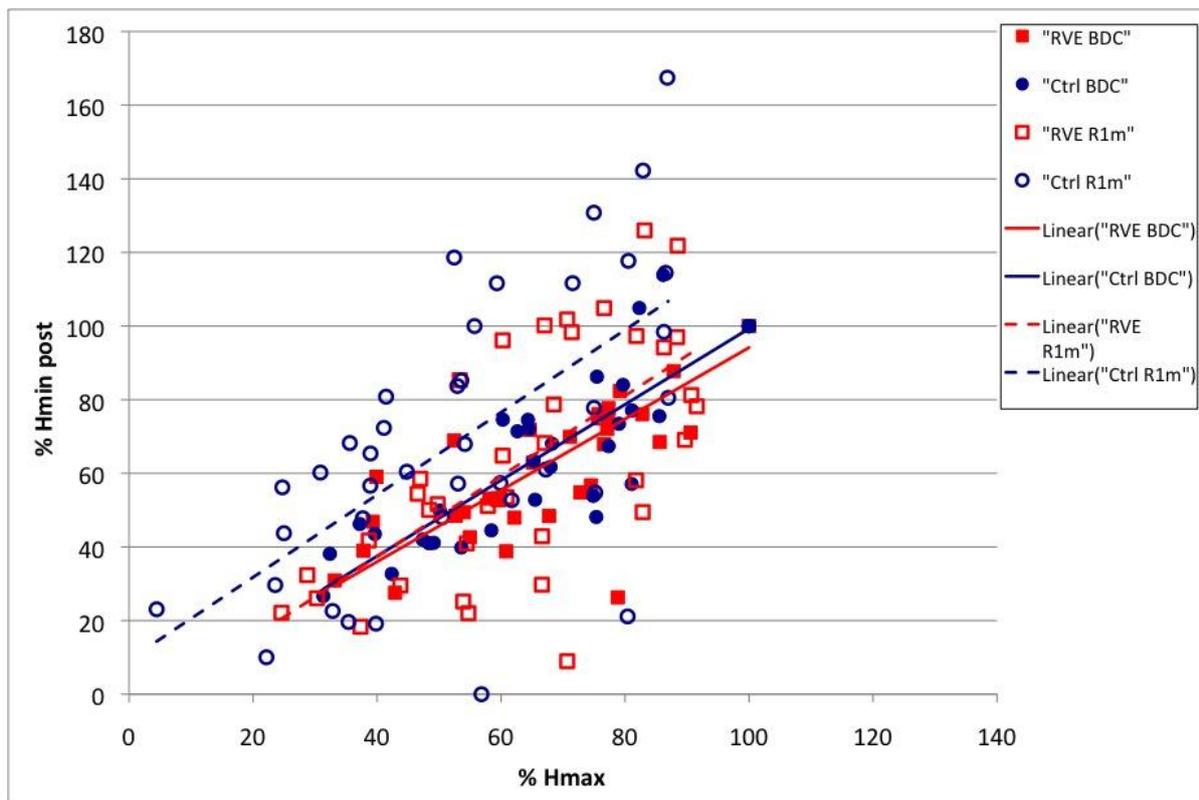


Abbildung 47

Beziehung zwischen Hmax und Hmin post für beide Gruppen an BDC und R1m.

Darstellung des linearen Zusammenhanges zwischen den beiden Größen. Der Vergleich der Trendlinien von BDC und R1m zeigt, dass ein Sprung gleicher Höhe nach der Bettruhephase zu einer verstärkten Absenkung des Körperschwerpunktes führt. Dies ist in der Kontrollgruppe deutlicher als in der RVE-Gruppe. Deutlich wird auch die große Streuung der Werte an R1m.

Tabelle 11

Gleichungen und Korrelationen der Ausgleichsgeraden für beide Gruppen an BDC und R1m

Tag	Gruppe	Geradengleichung	Varianz	Signifikanz
BDC	RVE	$y = 0,9693x - 2,7889$	$R^2 = 0,7377$	$p < 0,001$
	Ctrl	$y = 1,0305x - 3,7213$	$R^2 = 0,8032$	$p < 0,001$
R1m	RVE	$y = 1,0928x - 6,3509$	$R^2 = 0,43034$	$p < 0,001$
	Ctrl	$y = 1,1198x + 9,3591$	$R^2 = 0,39168$	$p < 0,001$

Tabelle 12 und 13 sowie Abbildung 48 verdeutlichen, dass an den zusammengefassten BDC Messtagen noch keine große Streuung der Gradienten zu finden war. An den folgenden Messtagen nach der Bettruhephase kam es zu einer ausgeprägten Streuung und einzelnen starken Abweichungen. Besonders auffällig war dies bei den Probanden O und W.

Tabelle 12

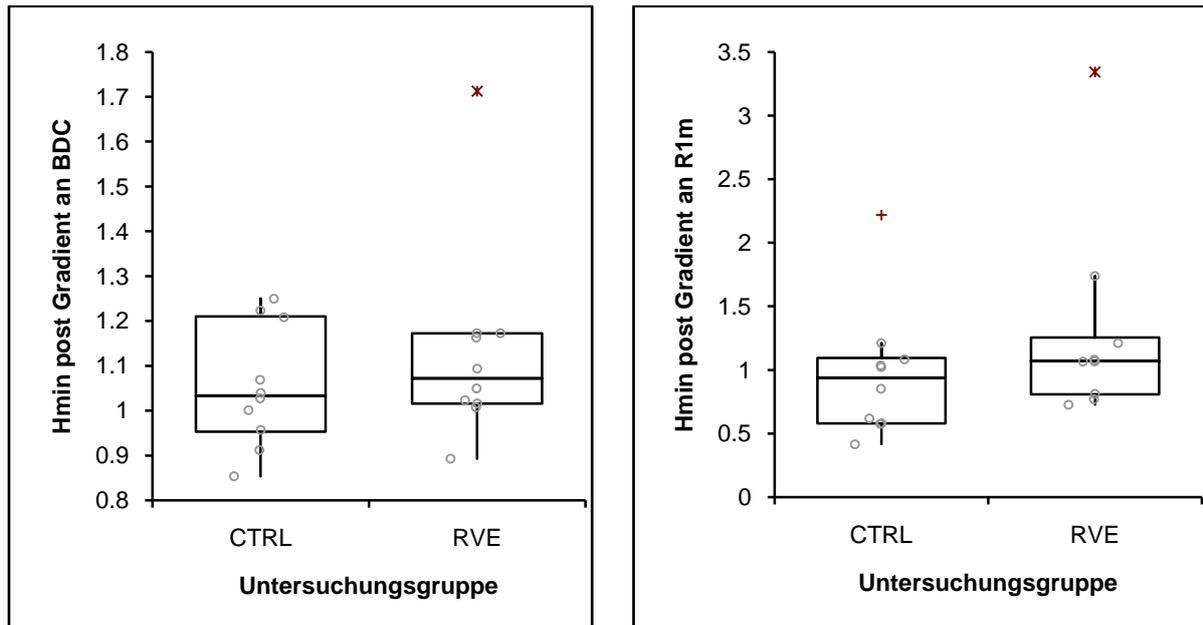
Hmin post / Hmax – Gradienten für die einzelnen Probanden an den Tagen BDC bis R7

Gruppe	Periode	Proband	BDC	R1m	R1e	R2	R4	R7
RVE	1	A	1.712	1.068	1.362	0.791	0.841	
		B	1.008	0.728	0.636		0.599	
	2	E	1.173	0.770	0.895	0.639	0.790	0.713
		F	1.163	1.211	1.478	1.044	1.055	1.193
	3	I	1.016	1.738	1.047	0.841	0.858	0.953
		K	1.050	1.070	0.980	0.840	0.734	0.883
	4	O	1.173	3.342	1.159	1.285	0.966	0.967
		P	0.893	0.811	0.734	0.877	0.850	0.938
	5	T	1.023	1.067	0.946	0.865	1.017	0.790
		U	1.094	1.081	0.735	1.048	1.040	1.038
Ctrl	1	C	0.854	0.417	0.239	0.467		
		D	0.912	0.618	0.351	0.359	0.359	
	2	G	1.250	1.083	0.521	0.708	0.615	0.837
		H	1.027	1.036	1.046	1.064	0.879	0.527
	3	L	1.223	0.853	1.329	1.280	1.087	1.001
		M	1.069	0.581	1.273	0.935	1.231	0.834
	4	R	1.001	1.211	0.725	0.627	0.648	
		S	1.040	1.022	0.937	1.133	1.095	1.086
	5	W	1.209	2.218	4.486		2.114	12.920
		X	0.957	0.577	0.526	0.660	0.750	0.841

Tabelle 13

Daten der deskriptiven Statistik der Hmin post / Hmax – Gradienten für die beiden Gruppen an BDC und R1m

Untersuchungstag	Gruppe	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
BDC	RVE	1,13	0,223	0,893	1,712
	Ctrl	1,054	0,135	0,854	1,25
R1m	RVE	1,289	0,776	0,728	3,342
	Ctrl	0,961	0,515	0,417	2,218

**Abbildung 48**

Boxplots zur Verteilung der Hmin post / Hmax – Gradienten in den beiden Gruppen an BDC und R1m

Zustande kamen diese auffällig hohen Gradienten dadurch, dass die genannten Probanden selbst bei den 100% Sprüngen ihren Körperschwerpunkt nach der Landung praktisch gar nicht nach unten verlagerten. So betrug der Hmin post Wert bei Proband W bei den 100% Sprüngen an BDC -6,63 cm bei einer Sprunghöhe von 36,4 cm. An R1e lag er bei -1,4 cm bei einer Sprunghöhe von 29 cm.

Da an R1m deutlich niedrigere R^2 -Werte und eine hohe Streuung der Werte vorlag, wurde auf die weitere statistische Analyse mit Hilfe der Hmin post / Hmax – Gradienten verzichtet.

Die Erkenntnis, dass es nach Ende der Bettruhephase nur noch einen geringen erkennbaren Zusammenhang zwischen Hmax und Hmin post gab, ließ vermuten, dass weitere Faktoren zu diesem Zeitpunkt eine stärkere Rolle spielten. Dies deutete sich auch beim Zusammenhang von Hmax und Hmin prae durch die schlechteren R^2 -Werte an. Auf mögliche Erklärungen wird an entsprechender Stelle in der Diskussion eingegangen.

5 Diskussion

Wie in der Einleitung schon erwähnt, werden in diesem Kapitel erst die Beobachtungen in der Kontrollgruppe diskutiert und anschließend die in der Trainingsgruppe. Im Ergebnisteil wurden erst die Veränderungen beider Gruppen für die Plantarflexion beschrieben und danach für die Countermovementsprünge. Deshalb sollen hier noch einmal die Resultate für CTRL und RVE einzeln zusammengefasst werden. Abschließend soll die Wirksamkeit des Widerstand-Vibrations-Trainings beurteilt werden. Hierzu werden Trainingsmethoden anderer Studien und deren Kontrolldaten als Vergleich hinzugezogen.

Die Berliner Bed Rest Studie hatte mit ihren 20 Probanden verglichen mit anderen Bettruhe Studien überdurchschnittlich viele Probanden und war mit 56 Tagen Bettruhe relativ lang. Andere Arbeiten, die im Weltraum oder unter simulierter Schwerelosigkeit durchgeführt wurden, hatten Probandenzahlen, die sich zwischen 4 und 19 befanden und eine Studienlänge, die zwischen 14 und 180 Tagen lag, im Mittel bei 43 Tagen.

Der Berliner Bed Rest Studie sehr ähnlich war die LTBR Studie in Toulouse [56,84,110]. Hier wurden 25 Probanden untersucht, die 90 Tage lang Bettruhe bewahren mussten. Auch in dieser Studie wurde bei einem Teil der Probanden ein körperliches Training durchgeführt und sein Einfluss auf den menschlichen Körper untersucht. Im Gegensatz zum Widerstands-Vibrations-Training wurde ein dynamisches Widerstandstraining mit einem Flywheel durchgeführt [56].

Eine detailliertere Übersicht über die in dieser Arbeit zitierten Studien, die in realer oder simulierter Schwerelosigkeit stattfanden, ist in der folgenden Tabelle dargestellt.

Tabelle 14

Auswahl aus in dieser Arbeit zitierten Studien, bei denen die Untersuchungen in realer oder simulierter Schwerelosigkeit durchgeführt wurden

Autor	Jahr	Anzahl der Probanden	Länge der Schwerelosigkeit	Art der Schwerelosigkeit
Adams [99]	1994	10	16	ULLS (Unilateral Lower Limb Suspension)
Akima[108]	2000	9	20	Bettruhe
Akima [81]	2003	12	20	Bettruhe
Akima [61]	2009	11	20	ULLS
Alkner [107]	2004	17	29	Bettruhe
Alkner [56]	2004	25	90	Bettruhe
Antunotto [103]	1999	4	31-180	Weltraum
Bamman [64]	1997	16	14	Bettruhe
Berg [77]	1991	4	28	ULLS
Berg [78]	1997	6	42	Bettruhe
Berry [75]	1993	6	28	Bettruhe
Caiozzo [95]	2007	15	21	Bettruhe
Convertino [76]	1989	8	30	Bettruhe
Duchateau [90]	1995	1	35	Bettruhe
Dudley [97]	1989	7	30	Bettruhe
Dudley [85]	1992	8	42	ULLS
Ferretti [104]	2001	7	42	Bettruhe
Funato [98]	1997	10	20	Bettruhe
Gallagher [94]	2005	16	84	Bettruhe
Gogia [66]	1988	15	35	Bettruhe
Gopalakrishnan [62]	2010	4	181 ± 15	Weltraum
Greenleaf [50]	1997	19	30	Bettruhe
Koryak [57]	1995	6	120	Bettruhe
Koryak [58]	1998	8	120	Bettruhe
Koryak [86]	1998	6	7	Dry Water Immersion
Koryak [88]	2001	7	?	Weltraum
Koryak [87]	2002	6	7	Dry Water Immersion
Kozlovskaya [67]	1981	?	140-175	Weltraum
Lambertz [68]	2001	14	90-180	Weltraum
LeBlanc [161]	1992	8	119	Bettruhe
Narici [72]	1997	4 und 8	17	Weltraum und Bettruhe
Narici [70]	2003	?	17	Weltraum
Pisot [96]	2008	10	35	Bettruhe
Ploutz-Snyder [83]	1995	7	35	ULLS
Rittweger [84]	2005	25	90	Bettruhe
Ritz [51]	1998	7	42	Bettruhe
Schulze [69]	2002	16	21	ULLS
Tesch [82]	2004	21	35	ULLS
Trappe [63]	2007	24	60	Bettruhe
Trappe [60]	2009	9	180	Weltraum

5.1 Die Ergebnisse der Kontrollgruppe

Bei den zehn Probanden der Kontrollgruppe kam es zu Abnahmen in den gemessenen Muskelfunktionsparametern. Die folgende Tabelle fasst diese noch einmal zusammen.

Tabelle 15

Zusammenfassung der Ergebnisse der Kontrollgruppe

Test	Parameter	Wert vor Bettruhe	Wert nach Bettruhe	Veränderung [%]	p-Wert
Plantarflexion	Maximalkraft [N]	1209 ± 189	1009 ± 213	-16,9	p<0,001
	Max EMG-Amplitude [mV]	0,4141 ± 0,1545	0,3644 ± 0,0983	-12	p=0,157
	%Kraft/%RMS-Gradient	0,863 ± 0,079	1,037 ± 0,23	+21,2	p=0,051
Countermovement-sprung	Fehlerhafte Sprünge	19	9	-52,6	p=0,015
	Max Höhe [cm]	37,37 ± 5,4	27,11 ± 9,3	-28,5	p=0,001
	Max Leistung [W/kg]	43,37 ± 4,66	32,93 ± 7,21	-24,1	p<0,001
	Max Geschwindigkeit [m/s]	2,4 ± 0,21	2,0 ± 0,43	-17,1	p=0,003
	Max Kraft [N]	1895,3 ± 269,1	1807,2 ± 293,6	-4,7	p=0,366
	Hmin prae [cm]	-25,41 ± 6,92	-22,39 ± 11,09	-11,3	p=0,336
	%Hmin prae / %Hmax Gradient	0,91 ± 0,134	1,24 ± 0,476	+37	p=0,027
	Hmin post [cm]	-10,32 ± 3,23	-10,96 ± 6,54	+6,2	p=0,636

Mit den hier dargestellten Resultaten sollen nun die in Kapitel 4 formulierten Hypothesen überprüft werden.

5.1.1 Maximale isometrische Plantarflexionskraft

Wie erwartet kam es in der Kontrollgruppe zu einem signifikanten Verlust an Plantarflexionskraft. Die Größenordnung von 17% innerhalb der 56 tägigen Bettruhphase entspricht Beobachtungen, die in den oben erwähnten Studien gemacht wurden. Autoren dieser Studien beschreiben Verluste in einer Größenordnung von unter 10% bis über 40% [58,59,61-73,88,108]. Die Phase der realen oder simulierten Schwerelosigkeit lag im Allgemeinen zwischen 20 bis 120 Tagen. In der LTBR Studie in Toulouse fanden Alkner und Tesch einen noch größeren Muskelkraftverlust von 37-56% [56]. Mulder et al. untersuchten

die Knieextensoren der Probanden der Berliner Bed Rest Studie [162,163]. Ihre Ergebnisse zeigten ebenfalls einen Verlust von 17%.

Ein Grund für die Differenzen zwischen anderen Studien inklusive der LTBR Studie in Toulouse und der Berlin Bed Rest Studie können neben der variierenden Studienlänge, Art der Schwerelosigkeit und Meßmethodik die unterschiedlichen Meßzeitpunkte sein. So untersuchten Alkner et al. die Teilnehmer dieser Studie das erste Mal am zweiten Tag nach Ende der Bettruhe Phase. Das Protokoll der BBR Studie hatte drei Meßzeitpunkte innerhalb der ersten zwei Tage. Die hier erwähnten 17% wurden an R1m in der Kontrollgruppe gemessen. Die Probanden waren zu diesem Zeitpunkt mit Hilfe eines Kipptisches an die vertikale Position gewöhnt worden. Anschließend wurden sie auf die Countermovementsprünge und Plantarflexionen, wie im Methodenteil beschrieben, vorbereitet. Sie durften ein paar Schritte laufen und Übungssprünge machen, bevor sie die Countermovementsprünge absolvierten. Danach wurden die Plantarflexionen ausgeführt. Auf diese Weise wurde verhindert, dass die Studienteilnehmer sich verausgabten. Ein weiterer wichtiger Aspekt ist die Entwicklung von Schmerzen im muskuloskelettalen System, die innerhalb der ersten Stunden nach Bettruhe einsetzt. In dieser Studie erhöhte sich der Kraftverlust von 17% während der Messung morgens direkt nach dem Ende der Bettruhephase auf 31% am Abend dieses ersten Tages. Am nächsten Tag blieb der Kraftverlust bei 31% und besserte sich in den folgenden Tagen. Diese Daten liegen im Bereich der Ergebnisse von Alkner et al. während der LTBR Studie in Toulouse. Schulze et al. untersuchten den Verlust von maximaler Kraft in 21 tägiger einseitiger Beinimmobilisation [69]. Ihre Resultate waren mit 17% ebenfalls in dieser Größenordnung. Mulder et al. führten ihre Versuche mit den Probanden der BBR einen Tag vor Ende der Bettruhephase durch. In ihrer Diskussion erwähnen sie neben den oben genannten Unterschieden zusätzlich, dass ihre Untersuchungen auch während der Bettruhephase durchgeführt wurden. Dies könnte dazu geführt haben, dass auch die Kontrollgruppe ihren rechten Oberschenkel trainiert haben könnte. Auf diese Weise wurde möglicherweise der Verlust an Kraft vermindert. Ein Beweis dafür wäre, dass Tests am rechten Bein einen fast doppelt so großen Verlust zeigten. Dies kann in dieser Arbeit ausgeschlossen werden, da die Plantarflexionstests nur vor und nach der Bettruhephase ausgeführt wurden und das linke Bein gemessen wurde. Weiterhin scheinen die Plantarflektoren während simulierter Schwerelosigkeit stärker betroffen zu sein als die Knieextensoren [163,164]. Diese Studie könnte also Unterschiede aufweisen, die Mulder et al. nicht sahen, da dort die Verluste allein durch die Physiologie der Bettruhe nicht so groß waren.

5.1.2 Maximale EMG-Amplitude und EMG-Kraft-Beziehung

In den Hypothesen wurde postuliert, dass die maximale EMG-Amplitude während der Plantarflexionen abnehmen würde. Weiterhin wurde angenommen, dass die EMG-Kraft-Beziehung sich so verändern würde, dass das gleiche Maß an EMG Aktivität zu weniger Kraft führen würde bzw. mehr EMG Aktivität benötigt würde, um die gleiche Kraft zu erreichen. Infolge der sehr großen Varianz der Messungen konnte das Signifikanzniveau nicht erreicht werden. In der Kontrollgruppe verringerte sich die maximale EMG-Amplitude numerisch um 12%. ($p = 0,157$). Der EMG – Kraft Gradient erhöhte sich um 21%. Diese Steigerung war zwar eben nicht mehr statistisch signifikant ($p = 0,05$), zeigt aber einen deutlichen Trend. Diese Veränderung des Gradienten verdeutlicht, dass im Vergleich zu den Messungen vor der Bettruhephase mehr neuromuskuläre Aktivität aufgebracht werden musste, um das gleiche Maß an Kraft zu erreichen. Im Umkehrschluss führte eine bestimmte Größenordnung an EMG-Aktivität zu einer geringeren maximalen Kraft nach der Bettruhe verglichen mit den Basisdaten.

Wie schon im vorherigen Kapitel erwähnt wurde die erste Datenerhebung nach der Bettruhephase direkt nach der Gewöhnung an die aufrechte Position durchgeführt, um andere mögliche Faktoren wie Muskelermüdung und Schmerz weitgehend auszuschließen. Weitere Messungen nach Stunden und Tagen zeigten einen zeitweiligen Verlust an maximaler EMG-Amplitude und eine Steigerung des EMG-Kraft-Gradienten.

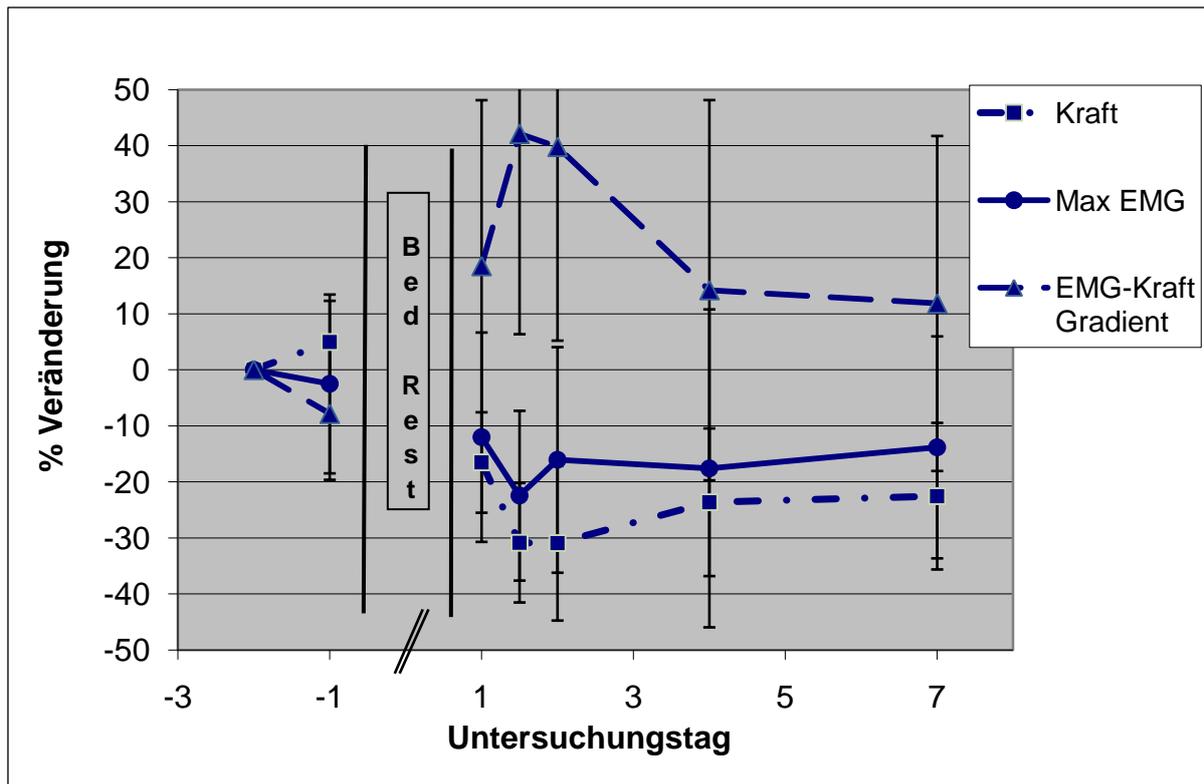


Abbildung 49

Prozentuale Veränderung von maximaler Kraft, maximaler EMG-Amplitude und des EMG-Kraft-Gradienten

Der Verlust an Kraft und maximaler EMG-Amplitude verliefen ähnlich, die Veränderung des EMG-Kraft-Gradienten umgekehrt proportional. Folglich kam es während der Bettruhe Phase sowohl zu einem Verlust an maximaler EMG-Amplitude als auch an neuromuskulärer Effizienz. Weiterhin ist interessant, dass es in den Stunden und ersten Tagen nach Ende der Bettruhe und damit dem Einsetzen von Schmerz und Muskelermüdung zu einer Steigerung dieser Veränderung kam. Diese zusätzlichen dekonditionierenden Faktoren führten zu einem weiteren Verlust an neuromuskulärer Effizienz. Diese Schlussfolgerung muss trotz fehlender Signifikanz gezogen werden und bedarf weiterer Bestätigung.

Mulder et al. haben in ihren Untersuchungen keinen Verlust an maximaler EMG Amplitude oder dem Level an maximaler Aktivierung gefunden. Ebenso sahen sie keinen Unterschied in dem Verhältnis von Kraft und EMG-Amplitude [162-164]. Die fehlende Bestätigung der hier gefundenen Ergebnisse liegt wohlmöglich an den unterschiedlichen Messmethoden (Flächenelektrode) und den unterschiedlichen Messzeitpunkten (während der Bettruhe-Phase). Mulder selbst räumt ein, dass die wiederholten Tests einen Trainingseffekt bedingt haben und daher einem Kraftverlust entgegenwirkten. Zusätzlich kann man aus den Beobachtungen, dass die Plantarflektoren während Bettruhe mehr Kraftverlust zeigen als die Knieextensoren, vermuten, dass es auch bei der neuromuskulären Aktivität zu einem größeren Abfall kommt.

Resultate anderer Studien haben einen signifikanten Verlust an maximaler EMG-Amplitude und neuromuskulärer Effizienz gezeigt [72,85-87,90,165]. Alkner et al. fanden eine Reduktion der EMG-Amplitude in der Toulouser 90-Tage Bettruhe-Studie (LTBR) von 28-35% [56]. Schulze et al. beschreiben eine Verringerung der maximalen Amplitude von 28% nach 21 tägiger Immobilisation eines Beines [69]. Auch Koslovskaya et al. berichten über Veränderungen der neuromuskulären Effizienz nach längerer Zeit in der Schwerelosigkeit [67]. Die Kosmonauten wiesen eine über 50%ige Abnahme auf.

5.1.3 Countermovementsprünge

Wie in den Hypothesen angenommen, verlor die Kontrollgruppe an Sprungfähigkeit. Dies verdeutlichte sich in einem signifikanten Verlust an Sprunghöhe, -leistung und -geschwindigkeit. Die maximale Kraft veränderte sich nicht. Die Probanden der Kontrollgruppe machten in den Tagen nach der Bettruhe deutlich weniger Fehler im Vergleich zur Basisuntersuchung. Das Maß, wie weit sie während der Sprungvorbereitung in die Knie gingen (Hmin prae), nahm ab, aber dieser Unterschied war nicht signifikant. Die Abnahme von Sprunghöhe und -leistung war etwa 10% größer als der Verlust an maximaler Kraft. Anders als bei den Plantarflexionen nahmen die Werte im Verlauf der ersten Tage nicht noch weiter ab. Die Änderung der Sprunghöhe variierte im Zeitraum von R1m bis R2 zwischen -28 und -30%.

Diese Studie zeigt, dass Bettruhe zu einem größeren Defizit an Leistung als an isometrischer Kraft führt. Dieses wurde besonders deutlich, sofern andere Faktoren wie Schmerz und Ermüdung den Kraftverlust bei den Plantarflexionen noch nicht beeinflusst haben. Diese Faktoren scheinen nicht so große Auswirkungen auf die Sprungfähigkeit zu haben. Über die Gründe, warum es zu diesem Unterschied kam, kann nur spekuliert werden, da sie nicht in dieser Arbeit untersucht wurden. Wie in der Einleitung erwähnt, erfordern Countermovementsprünge ein gewisses Maß an Kraft, aber zusätzlich ist auch die Geschwindigkeit der Bewegung von Bedeutung und das bedeutet die Muskelleistung (denn Kraft mal Geschwindigkeit ist Leistung). Weiterhin müssen die Kontraktionen der involvierten Muskelgruppen zeitlich und räumlich koordiniert werden. Dabei muss der Körperschwerpunkt im Gleichgewicht gehalten werden. Diese Funktion wird im Wesentlichen durch den Muskeltonus beeinflusst. Hinweise, dass es zu Veränderungen von Koordination und Gleichgewicht kam, zeigte die Analyse der Verlagerung des Körperschwerpunktes und die Anzahl der gemachten Fehler während der Sprünge. Diese

Parameter sind nicht validiert und wurden nur post-hoc ausgewertet und haben derzeit noch eine geringere Aussagekraft.

Es zeigte sich, dass mit Verlust von Sprunghöhe und -leistung auch die Absenkung des Körperschwerpunktes vor dem Sprung abnahm. Dies war aufgrund großer Streuung nicht signifikant. In der Kontrollgruppe änderte sich das Verhältnis zwischen dem Absenken des Körperschwerpunktes und der Höhe des Sprunges. Die Probanden mussten tiefer in die Knie gehen, also ihren Körperschwerpunkt weiter absenken, um eine zur Basisuntersuchung vergleichbare Sprunghöhe zu erreichen. Diese Phase im Sprungablauf dient unter anderem der Speicherung von Energie im Muskel-Sehnenapparat. Man kann also schlussfolgern, dass die Bettruhe zu einem Verlust an Energiespeicherfähigkeit führte. In dieser Studie wurden die Veränderungen im Muskel-Sehnenapparat während simulierter Schwerelosigkeit nicht weiter untersucht. Andere Arbeiten fanden Veränderungen in den Kontraktionseigenschaften [96] und eine Verringerung der Sehnensteifheit [166-168]. In einer weiteren Studie wurden aber auch eine Zunahme der Sehnensteifheit beobachtet [68]. Die unterschiedlichen Ergebnisse können an den verschiedenen Auswertungsmethoden und den verschiedenen Testumgebungen (Bettruhe vs. Schwerelosigkeit im All) liegen.

Die Höhe des minimalen Körperschwerpunktes nach der Landung, also in der Phase der Energieabsorption, wies eine sehr große individuelle Varianz auf. Es ließ sich beobachten, dass einige der Probanden während der Landung nicht mehr in die Knie gingen und dadurch $H_{min\ post}$ sehr viel kleiner wurde, was zu einem dementsprechenden Anstieg des $H_{max} - H_{min\ post}$ Gradienten führte. Dies traf aber nicht für alle Teilnehmer zu. Andere gingen tiefer in die Knie oder veränderten ihre Landestrategie nicht. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass es zu beachtlichen Veränderungen beim Landen nach dem Sprung kam, es aber keinen einheitlichen Trend gab. Die Ursachen hierfür können sowohl auf muskulärer Ebene liegen, als auch durch die verringerte Kraft und Leistung ebenso wie durch Veränderungen der Muskel- und Sehnenstruktur erklärt werden. Weiterhin sind Veränderungen im zentralen und peripheren Nervensystem denkbar, die zu einer Verringerung der neuromuskulären Effizienz bei den isometrischen Kontraktionen führen. Ebenso können die Probanden während der Bettruhephase die muskuläre Konditionierung für den Ablauf des Sprunges, eine Funktion des Kleinhirns, Hirnstamms und Rückenmarkes, verloren haben. Zusätzlich zu den Parametern von H_{min} vor und nach dem Sprung wurden auch die Fehler während der Sprünge analysiert. Die Probanden in der Kontrollgruppe machten weniger Fehler beim Springen nach der Bettruhephase als davor. Man kann spekulieren, dass sich die Probanden der Verluste an Muskelkraft, -leistung und neuromuskulären Eigenschaften bewusst waren, da sie schon beim

Gehen vor dem anstehenden Test Schwierigkeiten hatten. Weiterhin könnte auch ihr Wissen, dass sie nicht in der Trainingsgruppe waren, dazu geführt haben, dass sie vorsichtiger als vor der Bettruhephase gesprungen sind.

Rittweger et al. benutzten die Countermovementsprünge während der LTBR-Studie in Toulouse, um muskuläre Leistung zu untersuchen [110]. Die Methode war weitgehend identisch, lediglich die Meßzeitpunkte waren unterschiedlich und die Probanden sprangen barfuss. Von den 16 Probanden in der Gruppe ohne muskulärem Training führten fünf innerhalb der ersten Stunden nach Ende der Bettruhephase Countermovementsprünge aus. Der Hauptmesszeitpunkt nach der Bettruhe war R4. Sie berichten über Schmerzen und Gleichgewichtsprobleme, ähnlich wie die Probanden der BBR Studie. Die 90-tägige Bettruhe führte zu einem signifikanten Verlust an Sprungkraft und -leistung. Am 4. Tag nach der Reambulation war die Sprunghöhe um 29.5% und die Sprungleistung um 25.8% vermindert im Vergleich zur Basisuntersuchung. Sie fanden keinen Unterschied von Hmin prae vor und nach der Bettruhe. Bei den Probanden, die in den ersten Stunden nach Ende der Bettruhe untersucht wurden, beobachteten sie eine weite Streuung in den Messungen. Sie berichten eine Tendenz, dass sich die Sprungparameter nach der ersten Messung verbesserten. Das Ausmaß an Muskelfunktionsverlust ist sehr vergleichbar mit der vorliegenden Arbeit. Beide Studien fanden keinen signifikanten Unterschied in Hmin prae. Allerdings berechneten Rittweger et al. nicht den Hmin – Hmax Gradienten, der sich in dieser Arbeit vergrößerte. Es bleibt also offen, ob Hmin als Parameter für die Sprungkoordination geeignet ist und, falls dies der Fall ist, ob Bettruhe zu Veränderungen führt. Die Ergebnisse dieser Arbeit deuten darauf zumindest hin.

Eine weitere Studie, die Countermovementsprünge als Methode zur Bewertung von Muskelleistung benutzte, wurde von Ferretti et al. publiziert [104]. Sie untersuchten sieben Individuen, die sich in 42 tägiger Bettruhe befanden. Countermovementsprünge wurden nach Ende der Bettruhephase zum ersten Mal erst am zweiten Tag durchgeführt. Sie fanden einen 23%igen Verlust an Sprungleistung; ein Wert, der mit dieser Arbeit und der von Rittweger et al. [110] vergleichbar ist.

5.1.4 Faktoren für den Verlust an Muskelleistung und -kraft

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass Bettruhe zu einem Verlust an maximaler isometrischer Kraft und Muskelleistung führt. Der Leistungsverlust ist größer als der Verlust an Kraft. Weiterhin kommt es zu einer Abnahme der neuromuskulären Effizienz, wie bei den

isometrischen Kontraktionen nachgewiesen wurde. Koordination und Balance scheinen ebenso negativ beeinflusst zu werden, wie die Resultate der Hmin prae Untersuchungen andeuten.

Die Beobachtung, dass sich die Korrelationskoeffizienten der verschiedenen Tests nach der Bettruhephase verschlechterten, lässt sich durch die größere individuelle Streuung in den Ergebnissen erklären. Die Ursache dieser größeren Streuung liegt wahrscheinlich in einer Vielzahl von Faktoren. In dieser Arbeit wurde deutlich, dass es allgemein bei Tests, die neuromuskuläre Funktionen, Gleichgewicht und Koordination untersuchen, zu geringerer Homogenität zwischen den Studienteilnehmern kommt. Es lässt sich vermuten, dass dies auf der einen Seite an einer allgemeinen höheren Varianz in der Bevölkerung liegt und zusätzlich die Methoden, die diese Eigenschaften untersuchen, nicht nur eine isolierte Funktion messen können. Wie schon in der Einleitung geschildert, ist die Messung der isometrischen Kontraktionen eine sehr robuste Methode, um die maximale Kraft zu messen. Schon die Messung der EMG Aktivität war mit einer größeren Streuung verbunden, da mehrere Muskeln gemessen wurden und das Oberflächen EMG von umliegenden Muskeln beeinflusst wird. Die Sprungtests entsprechen einer natürlichen Bewegung und beinhalten sehr viele nicht zu kontrollierende Freiheitsgrade. Sie sind aber dafür ein Maß der allgemeinen Muskelfunktion. Somit kann eine größere individuelle Streuung erwartet werden. Diese erhöht sich nach der Bettruhephase. Die Probanden hatten unterschiedliche Ausmaße an muskulären Defiziten und Schmerzen, sowie Strategien, diese zu kompensieren.

Es stellt sich nun die Frage, welche Faktoren ausschlaggebend für den Verlust von Muskelfunktion in tatsächlicher oder simulierter Schwerelosigkeit sind. Dies ist umso wichtiger, wenn gezielt Methoden entwickelt werden sollen, die diesem Effekt entgegenwirken.

Ferretti et al. untersuchten neben den Countermovementsprüngen auch den Muskeldurchmesser im Oberschenkel. Sie fanden, dass beide Parameter, der Verlust an Muskelleistung und Muskelatrophie gemessen durch MRT, sehr gut korrelierten. Sie schlussfolgerten, dass Muskelatrophie der Hauptgrund für den bei Bettruhe beobachteten Muskelfunktionsabfall darstellt [104]. Wie weiter oben beschrieben untersuchten Mulder et al. die maximale Kraft am Oberschenkel der Teilnehmer der Berliner Bed Rest Studie. Sie analysierten die Querschnitte in dieser Muskelgruppe und fanden eine Abnahme von 14%, die dem Verlust der Kraft von 17% entsprach. Weiterhin fanden sie keinen Verlust von neuromuskulärer Effizienz. Sie erklärten dies durch einen Trainingseffekt, der durch die regelmäßigen Tests während der Bettruhephase zustande kam [162-164].

Die vorhandenen Daten über die Muskelquerschnitte am Unterschenkel während der Berlin Bed Rest Studie wurden von Belavy et al. publiziert [169,170]. Der durchschnittliche Verlust der Trizeps Surae Muskulatur des linken Beines betrug 18%. Der Verlust am Oberschenkel lag zwischen 12 und 14%. Diese Werte liegen in der selben Größenordnung wie die gemessenen Kraftverluste am R1m, aber sind geringer als die Ergebnisse der Countermovementsprünge oder der Kraftwerte and R1e oder R2. Alkner et al. fanden in der Toulouser Bed Rest Studie, dass es zu einer Atrophie von 18% in den Oberschenkelextensoren und von 29% in den Plantarflektoren kam. Dies war weniger als der gemessene Kraftverlust von 31-60% und der Verlust an EMG Aktivität von 31-38% [56]. Rittweger et al beschreiben einen Verlust von 26% in der Muskelleistung der selben Probandengruppe [110]. Funato et al. berichten in einer 20-tägigen Bed Rest Studie über eine Verringerung von 19-27% an maximaler Kraft und 7% an Muskelquerschnitt [98]. Akima et al. fanden eine Abnahme von 13% im Muskelquerschnitt und 16% in Muskelkraft in einer Studie der selben Länge mit wenigen Probanden [108]. Neben den oben erwähnten Ergebnissen eines Kraftverlustes von 17% und Verringerung der maximalen EMG Amplitude von 31%, fanden Schulze et al. eine Muskelatrophie von 7% auf MRT Muskelquerschnitten [69].

Diese Beobachtungen sprechen dafür, dass zusätzlich zu der Abnahme im Muskelquerschnitt auch andere Faktoren für den Verlust an Muskelfunktion verantwortlich sind. So spielen mechanische, zelluläre und neuromuskuläre Veränderungen eine Rolle.

5.2 Die Ergebnisse der RVE-Gruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe

Der Vergleich der Ergebnisse der Trainingsgruppe mit der Kontrollgruppe ermöglicht eine Aussage über die Effizienz des Widerstands-Vibrations-Trainings. Wie in den Hypothesen formuliert, zeigte sich, dass die Verluste an Muskelfunktion in der RVE-Gruppe geringer waren als in der Kontrollgruppe. Allerdings zeigten sich Unterschiede zwischen den Plantarflexionen und den Countermovementsprüngen. Das RVE verhinderte einen Verlust an maximaler Kraft komplett, die Muskelleistung hingegen nahm signifikant ab. Der Verlust an Leistung war jedoch geringer ($p=0,039$ im F-Test) als in der Kontrollgruppe. Diese Ergebnisse der RVE-Gruppe sind in der folgenden Tabelle dargestellt.

Tabelle 16

Zusammenfassung der Ergebnisse der Trainingsgruppe

Test	Parameter	Wert vor Betruhe	Wert nach Betruhe	Veränderung [%]	p-Wert
Plantarflexion	Maximalkraft [N]	1189 ± 199	1209 ± 174	3	p=0,723
	Max EMG- Amplitude [mV]	0,4257 ± 0,192	0,4485 ± 0,0813	5,3	p=0,697
	%Kraft/%RMS- Gradient	0,858 ± 0,143	0,901 ± 0,258	-6,5	p=0,61
Countermovement- sprung	Fehlerhafte Sprünge	7	17	240	p=0,088
	Max Höhe [cm]	38,72 ± 5	33,17 ± 4,37	-14,2	p<0,001
	Max Leistung [W/kg]	43,6 ± 5,7	38,27 ± 4,7	-12,1	p<0,001
	Max Geschwindigkeit [m/s]	2,45 ± 0,21	2,32 ± 0,21	-8,9	p<0,001
	Max Kraft [N]	1953,6 ± 379,3	1947,5 ± 360,2	-0,3	p=0,907
	Hmin prae [cm]	-26,59 ± 6,75	-22,75 ± 6,89	-15,2	p=0,002
	%Hmin prae / %Hmax Gradient	0,85 ± 0,078	0,96 ± 0,226	+12,5	p=0,094
	Hmin post [cm]	-10,12 ± 3,561	-8,93 ± 3,439	-11,8	p=0,094

5.2.1 Maximale isometrische Plantarflexionskraft

Diese Arbeit konnte zeigen, dass Widerstands-Vibrations-Training in der Lage ist, den Verlust an maximaler isometrischer Plantarflexionskraft aufzuhalten. Der Vergleich der BDC Messungen mit denen an R1m bewies, dass es in der Trainingsgruppe zu keinem signifikanten Verlust kam. Die Kontrollgruppe verlor im selben Zeitraum 17%. Auch der repeated measures Anova bewies den Unterschied zwischen den Gruppen im Zeitraum von BDC bis R2. In einer Vielzahl von weiteren Studien konnte nachgewiesen werden, dass ein Widerstandstraining während einer Phase von echter oder simulierter Schwerelosigkeit die maximale isometrische Muskelkraft erhalten oder einen Verlust verringern kann [40,56,58,60,62-64,69,79,81,107-109].

5.2.2 Maximale EMG-Amplitude und EMG-Kraft-Beziehung

Die bei den maximalen Kontraktionen gemessenen EMG-Werte zeigten in beiden Gruppen entgegen der in den Hypothesen geäußerten Vermutung keine signifikanten Veränderungen. Dies kann aber an der großen Streuung der Werte und der zu kleinen Anzahl der Probanden liegen. Insofern sind der Anstieg von 5% in der Trainingsgruppe und der Verlust von 12% in der Kontrollgruppe möglicherweise doch bedeutsam. Die in der Literatur beschriebenen Veränderungen würden die Aussagen unterstützen. Mulder et al. fanden einen Anstieg der maximalen EMG Amplitude von etwa 30% in ihren Untersuchungen der Oberschenkel der selben Probanden [164]. Alkner et al. beobachteten, dass sich die maximale EMG Amplitude in der Trainingsgruppe nicht signifikant veränderte [56]. Schulze et al. berichten ebenfalls, dass sich die EMG-Werte in ihrer Interventionsgruppe nicht veränderten [69]. Daraus lässt sich schließen, dass Widerstandstraining und RVE mindestens zu einem Erhalt an maximaler EMG Amplitude führt.

Die Betrachtung der EMG-Kraft-Beziehung ergab beim Vergleich von BDC mit R1m, dass es zu keiner signifikanten Änderung in der Trainingsgruppe kam. Allerdings war die Veränderung in der Kontrollgruppe fast signifikant. Der repeated measures Anova zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen für den definierten Zeitraum. Es lässt sich spekulieren, dass man einen signifikanten Effekt des RVE-Trainings in einer größeren Probandengruppe finden würde. Dies hieße, dass RVE zu einer Erhaltung der EMG-Kraft-Beziehung führt. Damit würde verhindert, dass nach der Bettruhe für dieselbe Kraft mehr elektrische Aktivität benötigt wird.

5.2.3 Countermovementsprünge

Die Hypothese, dass das RVE-Training die maximale Sprunghöhe erhält, ließ sich nicht bestätigen. Beide Gruppen verloren signifikant im Vergleich von BDC mit R1m. Allerdings war der Verlust in der Kontrollgruppe signifikant größer als in der Trainingsgruppe. Dies verdeutlichte der repeated measures Anova. An R1m betrug der Verluste 28,5% in der Kontrollgruppe und 14,2% in der RVE-Gruppe. Die weiteren analysierten Parameter der Sprungleistung und Sprunggeschwindigkeit verhielten sich wie die Sprunghöhe. Die Sprungkraft veränderte sich hingegen sowohl in der Kontroll- als auch in der Trainingsgruppe

nicht. Ein Zeichen, dass die maximale Sprungkraft bei den Countermovementsprüngen keine ausschlaggebende Rolle zu spielen scheint.

Dass es in der Trainingsgruppe zu einer Zunahme oder zumindest zu keiner Abnahme der gemachten Fehler beim Springen kommt, lässt sich möglicherweise durch eine bestehende Diskrepanz zwischen Muskelleistung und – kraft auf der einen Seite und Koordination und Gleichgewicht auf der anderen Seite erklären. Es könnte verdeutlichen, dass die Probanden in der RVE-Gruppe durch das Training mehr muskulär leisten konnten als sie in der Lage waren zu koordinieren. Daraus resultierten dann die vermehrten Fehler. Hmin prae, der zweite Surrogatparameter für die Koordination, veränderte sich in der RVE-Gruppe ebenfalls. Dies war aber zu erwarten, da es zu einem Verlust an Sprunghöhe und –leistung kam. Die Berechnung des Hmin/Hmax Gradienten ergab einen Trend zu einem Verlust an Effizienz, der aber nicht signifikant war. Dies spricht für die Wirksamkeit des Widerstands-Vibrations-Trainings, diese Defizite entweder aufhalten oder zumindest einschränken zu können. Rittweger et al. beobachteten in der Toulouser Bed Rest Studie einen Verlust von 10% an Sprunghöhe bei den Probanden, die mit dem Flywheel trainierten [110]. Dies ist vergleichbar mit den Ergebnissen dieser Arbeit.

5.2.4 Wirksamkeit des Widerstands-Vibrations-Trainings

Zusammenfassend wurde deutlich, dass das RVE einen Verlust an maximaler Kraft verhindern konnte. Dies traf auch auf die Veränderungen in der EMG-Kraft-Beziehung bei derselben Übung zu. Im Gegensatz dazu konnte der Verlust an maximaler Sprunghöhe durch das Training zwar eingeschränkt aber nicht komplett aufgehalten werden. Wie in der Einleitung erwähnt, haben viele Studien gezeigt, dass Krafttraining maximale Kraft erhalten kann. Muskelleistung wurde deutlich weniger häufig untersucht, aber die oben erwähnten Arbeiten deuten darauf hin, dass die getesteten Trainingsmethoden diese Muskeleigenschaft nicht so effektiv beeinflussen. Das RVE macht hier keine Ausnahme. Viele der bisherigen Studien haben Training gegen verschiedene Arten von Widerstand benutzt. Sie unterschieden sich in der Frequenz und Länge des Trainings. Der Vorteil des RVE liegt in der hohen Effizienz, d.h. die Trainingszeiten sind sehr kurz. Während eines Einsatzes im All würde dies von Vorteil sein, da es den Teilnehmern einer Mission mehr Zeit für andere Aufgaben lässt. Die Frage, ob der Trainingseffekt des RVE durch die Widerstandskomponente oder die Vibration zustande kommt, ist bis heute nicht endgültig zu beantworten. Wahrscheinlich ist eine Kombination von beiden. Es stellt sich allerdings die Frage, welche Komponente die

größere Bedeutung hat. Um dies zu untersuchen wurde die zweite Berliner Bed Rest Studie geplant und durchgeführt. Die Bettruhephase ist mittlerweile abgeschlossen und die Resultate werden analysiert. Erste Ergebnisse deuten an, dass kein Unterschied in der Kraft der Plantarflektoren zwischen reinem Widerstandstraining und RVE besteht. Mulder et al. räumen allerdings ein, dass die Studie nicht genug Probanden enthielt, um Unterschiede unter 10% zwischen den Gruppen nachweisen zu können [171]. Andere Autoren fanden hingegen einen signifikanten Unterschied in der Funktion der Beinarterien zwischen den beiden Trainingsmodalitäten [172]. Noch nicht veröffentlichte Ergebnisse aus dieser Studie zeigen, dass das Vibrations-Widerstandstraining mit dem Galileo Space auch in weiteren Parametern, wie zum Beispiel Knochenvariablen, dem reinen Widerstandstraining überlegen ist (mündliche Mitteilungen Felsenberg 2010).

Vibrationstraining wurde zum ersten Mal in den BBR Studien als Trainingsart in simulierter Schwerelosigkeit getestet. Ein Vergleich von Ergebnissen mit anderen Arbeiten ist also nicht möglich. In Studien unter normalen Gravitationsbedingungen führt Ganzkörpervibration, wie in der Einleitung schon erwähnt, zu signifikanter Muskelkraft- und Muskelleistungszunahme [121]. Dies gilt sowohl für junge als auch ältere Menschen. Die Verbesserung dieser Muskeleigenschaften hängt von der Art, Häufigkeit und Länge des Trainingsprogrammes ab. Bei jungen gesunden Menschen führte RVE zu einer Steigerung von etwa 10% an Sprunghöhe und Muskelkraft im Oberschenkel nach vier bis 8 Monaten [140,141]. Weitere Studien fanden ähnlichen Zuwachs bei den Sprungparametern [136] aber größere Steigerungen an isometrischer Kraft [138,139,143], aber auch keine signifikanten Veränderungen [145]. Bei älteren Menschen, eine oft untersuchte Gruppe sind postmenopausale Frauen, wurden ebenfalls positive Trainingseffekte beobachtet [122,124,126,128,141]. Die Werte hier liegen im Bereich von 5 bis 20% sowohl bei isometrischen Kontraktionen als auch Countermovementsprüngen. Andere Studien fanden Verbesserungen in weiteren Muskelfunktionstest wie den Timed-up-and-go oder Chair-rising-Test [127]. Diese Daten sprechen für einen Effekt der Vibration an sich.

Die Beobachtung, dass RVE bei den isometrischen Übungen erfolgreicher war als bei den Sprüngen, lässt sich mit diesen Daten nicht komplett erklären. Zum einen kann es daran liegen, dass es apriori zu größeren Verlusten in der Muskelleistung als der maximalen Muskelkraft kam. Die Gründe hierfür wurden weiter oben postuliert. Tatsächlich betrug der Unterschied zwischen dem Defizit in der Muskelkraft und der –leistung in der Kontrollgruppe

etwa 12% und der in der RVE-Gruppe 14%. Das RVE verbessert also beide Parameter um zirka 17%.

Als zweite Erklärung lässt sich aufführen, dass das Training hauptsächlich auf den Erhalt von maximaler Kraft ausgelegt war. Die einzelnen Übungen enthielten viele isometrische Elemente und langsame konzentrische Kontraktionen. Explosive Bewegungen wurden nur in den „Kicks“ trainiert. Gleichgewicht und Koordination wurden nicht gesondert behandelt. Es wird deutlich, dass nur Teile der für Sprünge benötigten Muskelfunktionen trainiert wurden. Es werden also zusätzliche Trainingmodalitäten eingesetzt werden müssen, die speziell auf diese Muskeleigenschaften ausgerichtet sind. Zurzeit gibt es keine Daten wie ein solches Training in echter oder simulierter Schwerelosigkeit aussehen könnte und ob es tatsächlich den gewünschten Effekt hat.

5.3 Ausblick auf zukünftige Studien

Wie oben angesprochen, kann diese Arbeit nicht differenzieren, in welchem Maße die Wirkung des RVE-Trainings aufgrund der Widerstands- oder der Vibrationskomponente zustande kommt. Die Ergebnisse der zweiten BBR werden hoffentlich dazu beitragen, diese Frage zu beantworten.

Durch Studien mit simulierter Schwerelosigkeit ist es möglich geworden, eine größere Anzahl von Probanden zu untersuchen. Trotzdem zeigt diese Arbeit, dass selbst eine Gruppe von 20 Personen noch zu klein ist, um bestimmte Parameter befriedigend zu analysieren. Hierzu gehört insbesondere das EMG, das interindividuell eine sehr große Variabilität vorweist. Aber auch die Werte des minimalen Körperschwerpunkts bei den Sprüngen verdeutlichen, dass man noch größere Untersuchungskollektive benötigt, will man statistisch signifikante Aussagen machen.

Die Berliner Bed Rest Studie wurde an den erwarteten Veränderungen des Knochens ausgerichtet. Hier besteht eine geringere Variabilität zwischen einzelnen Individuen. Je mehr jedoch der Fokus von der Analyse des Knochenverlustes und dem Finden möglicher Gegenmaßnahmen weggeht und sich auf das muskuläre System richtet, desto mehr muss man sich auf die größere Varianz einstellen. Um diesem Problem gerecht zu werden, müssen sowohl die Fragen als auch die Messmethoden weiter spezifiziert werden, um signifikante Ergebnisse zu erlangen. Mit diesen Erkenntnissen sollten zukünftige Studien die in dieser Arbeit gefundenen Ergebnisse versuchen zu reproduzieren und verifizieren.

Das Verständnis zur Muskel/Knocheninteraktion und spezifisch auch die Trainierbarkeit der Muskulatur und das Monitoring der erzielten Effekte muss weiter entwickelt werden. Schon auf den ersten Seiten dieser Arbeit wird deutlich, dass der Muskel eine wesentliche Rolle spielt zur Stimulation des Knochens. Zudem müssen weitere Untersuchungen zum Verständnis der Muskelfunktion und des Muskelstoffwechsels (Muskel als endokrines Organ) durchgeführt werden. In einer Bevölkerung, in der der Anteil älterer Menschen immer größer wird, ist es aus medizinischer und ökonomischer Sicht sehr sinnvoll, Krankheiten wie Osteoporose und Sarkopenie vorzubeugen oder früh zu behandeln. Körperliche Fitness sollte ein wesentlicher Bestandteil dieser Prävention sein. Es gilt Trainingsmethoden zu entwickeln, die dem Verlust muskulärer Funktionen - besonders genannt seinen hier noch mal Kraft, Flexibilität, Leistung und Koordination - vorbeugen und die gleichzeitig zeit-effektiv und einfach auszuführen sind. Außerdem werden solche Trainingsprogramme ein ausschlaggebender Faktor sein, um in naher Zukunft zum Mars fliegen zu können.

Das Widerstands-Vibrations-Training ist eine vielversprechende Trainingsmethode, um Muskulatur effizient zu trainieren. Um für Marsflüge gerüstet zu sein, müssen weitere Variationen des Trainingsprogramms untersucht werden, um eine weitgehend vollständige neuromuskuläre Funktionalität beim Erreichen des Schwerkraftfeldes des Mars zu gewährleisten, damit die Astronauten ihre Missionen durchführen können. Das gleiche gilt natürlich für die Rückkehr zur Erde nach längeren Weltraumaufenthalten auf der ISS.

6 Zusammenfassung / Summary

Der Erhalt von Muskelfunktion ist nicht nur eine essentielle Voraussetzung für erfolgreiche Langzeit-Raumflug-Missionen, sondern auch für hohe Lebensqualität, Selbständigkeit und Mobilität in der älteren Bevölkerung. Bisherige Untersuchungen zeigen, dass der Aufenthalt in der Schwerelosigkeit genauso wie physische Inaktivität und sitzende Lebensweise zu Einschränkungen von Muskelkraft, -leistung und -koordination führen. Weltraumbehörden und medizinische Institutionen haben ein großes Interesse daran, diese Prozesse besser zu verstehen und Methoden zu entwickeln ihnen vorzubeugen.

In dieser Arbeit wurde im Rahmen der Berliner Bed Rest Studie 1 (BBR1) der Effekt von Widerstand-Vibrations-Training (resistance vibration exercise, RVE) auf die muskuläre Leistung und Kraft bei einer 56-tägigen Bettruhephase untersucht. Es sollte gezeigt werden, dass Bettruhe zu einem Verlust an Leistung und Kraft führt und dass Widerstand-Vibrations-Training diesen Prozess einschränken oder aufhalten kann. Hierfür wurden 20 gesunde Probanden mit einem Durchschnittsalter von 33 Jahren in eine Kontrollgruppe und Trainingsgruppe gelost. Nachdem Basisuntersuchungen erhoben wurden, unterzogen sich alle Probanden einer 56-tägigen absoluten Bettruhe. Die Trainingsgruppe nutzte ein speziell für diese Studie entwickeltes Trainingsgerät (Galileo Space, Novotec, Pforzheim), um mehrmals in der Woche zu trainieren. Weitere Messungen wurden direkt nach Ende der Bettruhephase und in den darauffolgenden Stunden und Tagen durchgeführt. Die maximale isometrische Kraft wurde in einem Dynamometer an den Plantarflektoren gemessen. Gleichzeitig wurde mit Hilfe von Oberflächen-Elektromyografie die neuromuskuläre Aktivität gemessen. Die Studienteilnehmer absolvierten Countermovementsprünge, um maximale Sprungleistung und -höhe zu messen.

In der Kontrollgruppe kam es zu einem signifikanten Verlust an maximaler Kraft und Sprungvermögen. Weiterhin zeigte sich eine Abnahme der neuromuskulären Effizienz bei den Plantarflexionen. RVE war in der Lage, die maximale Kraft zu erhalten, aber konnte die Defizite bei den Countermovementsprüngen nur einschränken.

Als Erklärung für die Diskrepanz an Effektivität zwischen dem Erhalt von Muskelkraft und -leistung lassen sich der Aufbau des Trainings an sich und die unterschiedliche Komplexität der Übungen anführen. So war das RVE auf den Erhalt von Maximalkraft ausgelegt. Countermovementsprünge erfordern ein hohes Maß an Koordination. Diese scheint im Rahmen der Bettruhe auch eingeschränkt zu werden und wurde durch das RVE nicht optimal trainiert. Da alle Muskeleigenschaften während Langzeit-Raumflügen und bei älteren Menschen benötigt werden, sollten weitere Studien Trainingsprogramme untersuchen, die

sowohl Kraft als auch Leistung und Koordination erhalten. RVE wird ein wichtiger Bestandteil eines solchen Trainings sein.

Preservation of muscle function is not only an essential prerequisite for successful long-term space flight missions but also for high quality of life, independent living and mobility among the elderly. Previous studies have shown that exposure to zero gravity environments as well as physical inactivity and a sedentary lifestyle lead to a decline in muscle force, muscle power and coordination. Space agencies and medical institutions have great interest in understanding these processes and developing prevention methods.

In this work, the effect of resistance vibration exercise (RVE) on muscular power and strength was examined in the 56 day long Berlin Bed Rest Study 1 (BBR1). The aim was to examine whether bed rest results in loss of muscle power and force and whether RVE can prevent or limit this process. For this purpose, 20 healthy male volunteers with an age average of 33 years were divided into a control group and an intervention group. After the acquisition of baseline data, all participants underwent 56 days of bed rest. During this time period the RVE group used a training device that was specifically developed for this study (Galileo Space, Novotec, Pforzheim) several times a week. Post intervention measurements were taken directly after the time of bed rest and within the following hours and days. Maximum isometric plantar flexion force was assessed with a dynamometer. Surface electromyography measured neuromuscular activity during these contractions. The participants performed countermovement jumps in order to determine maximal jumping power and height.

There was a significant reduction in isometric muscle force and jumping power in the control group. Results of neuromuscular efficiency calculations showed a loss in this group that trended towards significance. In the intervention group RVE was capable of preserving maximal isometric force but could only lessen the decline of countermovement jump parameters.

The design of the RVE training as well as the differences in complexity of the two performed muscle function tests could serve as potential explanations for the discrepancy in the ability of RVE to preserve muscle force but not muscle power. As such, RVE was designed to improve maximal muscle force. Countermovement jumps require a high degree of coordination, which also appeared to be impaired by bed rest and could not be sufficiently trained with the RVE.

Since all muscle functions are needed during long-term space flights and among elderly people, further studies should examine training programs that improve muscle strength as well as power and coordination. RVE will be an important component of such training.

7 Literaturverzeichnis

1. NASA. Bioastronautics Roadmap. In: NASA; 2010
2. Wolff J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin: Verlag von August Hirschwald; 1892
3. Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec* 1987;219:1-9
4. Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec* 1990;226:403-413
5. Frost HM. From Wolff's law to the Utah paradigm: insights about bone physiology and its clinical applications. *Anat Rec* 2001;262:398-419
6. Schiessl H, Frost HM, Jee WS. Estrogen and bone-muscle strength and mass relationships. *Bone* 1998;22:1-6
7. Dargent-Molina P, Favier F, Grandjean H, Baudoin C, Schott AM, Hausherr E, Meunier PJ, Breart G. Fall-related factors and risk of hip fracture: the EPIDOS prospective study. *Lancet* 1996;348:145-149
8. Cameron ID, Murray GR, Gillespie LD, Robertson MC, Hill KD, Cumming RG, Kerse N. Interventions for preventing falls in older people in nursing care facilities and hospitals. *Cochrane Database Syst Rev* 2010:CD005465
9. Gillespie LD, Robertson MC, Gillespie WJ, Lamb SE, Gates S, Cumming RG, Rowe BH. Interventions for preventing falls in older people living in the community. *Cochrane Database Syst Rev* 2009:CD007146
10. Gates S, Fisher JD, Cooke MW, Carter YH, Lamb SE. Multifactorial assessment and targeted intervention for preventing falls and injuries among older people in community and emergency care settings: systematic review and meta-analysis. *BMJ* 2008;336:130-133
11. DEGAM. Leitlinie Nr. 4: "Ältere Sturzpatienten". Düsseldorf: omikron publishing; 2004
12. Rittweger J, Schiessl H, Felsenberg D, Runge M. Reproducibility of the jumping mechanography as a test of mechanical power output in physically competent adult and elderly subjects. *J Am Geriatr Soc* 2004;52:128-131
13. Runge M, Rittweger J, Russo CR, Schiessl H, Felsenberg D. Is muscle power output a key factor in the age-related decline in physical performance? A comparison of muscle cross section, chair-rising test and jumping power. *Clin Physiol Funct Imaging* 2004;24:335-340
14. Guralnik JM, Simonsick EM, Ferrucci L, Glynn RJ, Berkman LF, Blazer DG, Scherr PA, Wallace RB. A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *J Gerontol* 1994;49:M85-94
15. Runge M, Hunter G. Determinants of musculoskeletal frailty and the risk of falls in old age. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2006;6:167-173
16. Tinetti ME, Ginter SF. Identifying mobility dysfunctions in elderly patients. Standard neuromuscular examination or direct assessment? *Jama* 1988;259:1190-1193
17. Pfeilschifter J. 2006 DVO-guideline for prevention, diagnosis, and therapy of osteoporosis for women after menopause, for men after age 60 executive summary guidelines. *Exp Clin Endocrinol Diabetes* 2006;114:611-622
18. Felsenberg D, Dietzel R. Osteoporose: Wie man Frakturen verhindern kann. *Dtsch Arztebl* 2009;106:2359-
19. Kurth AA, Pfeilschifter J. [Diagnosis and treatment of postmenopausal osteoporosis and osteoporosis in men. German Guidelines Update 2006]. *Der Orthopade* 2007;36:683-690; quiz 691

20. Fassbender WJ, Stumpf UC. [DVO guideline 2006. What changes have there been in the diagnosis, prevention and treatment of osteoporosis?]. *Zeitschrift fur Rheumatologie* 2006;65:364-366, 368-369
21. NOF. National Osteoporosis Foundation's New Clinician's Guide to Prevention and Treatment of Osteoporosis. In; 2008
22. Brown JP, Fortier M, Frame H, Lalonde A, Papaioannou A, Senikas V, Yuen CK. Canadian consensus conference on osteoporosis, 2006 update. *J Obstet Gynaecol Can* 2006;28:S95-S112
23. Kanis JA, Burlet N, Cooper C, Delmas PD, Reginster JY, Borgstrom F, Rizzoli R. European guidance for the diagnosis and management of osteoporosis in postmenopausal women. *Osteoporos Int* 2008;19:399-428
24. Dawson-Hughes B, Tosteson AN, Melton LJ, 3rd, Baim S, Favus MJ, Khosla S, Lindsay RL. Implications of absolute fracture risk assessment for osteoporosis practice guidelines in the USA. *Osteoporos Int* 2008;19:449-458
25. Siris E, Delmas PD. Assessment of 10-year absolute fracture risk: a new paradigm with worldwide application. *Osteoporos Int* 2008;19:383-384
26. Cummings SR, Nevitt MC, Browner WS, Stone K, Fox KM, Ensrud KE, Cauley J, Black D, Vogt TM. Risk factors for hip fracture in white women. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *N Engl J Med* 1995;332:767-773
27. Dixon WG, Lunt M, Pye SR, Reeve J, Felsenberg D, Silman AJ, O'Neill TW. Low grip strength is associated with bone mineral density and vertebral fracture in women. *Rheumatology (Oxford)* 2005;44:642-646
28. Binkley N, Buehring B. Beyond FRAX: it's time to consider "sarco-osteopenia". *J Clin Densitom* 2009;12:413-416
29. Kanis JA, Johnell O, Oden A, Johansson H, McCloskey E. FRAX and the assessment of fracture probability in men and women from the UK. *Osteoporos Int* 2008;19:385-397
30. Baumgartner RN, Koehler KM, Gallagher D, Romero L, Heymsfield SB, Ross RR, Garry PJ, Lindeman RD. Epidemiology of sarcopenia among the elderly in New Mexico. *American journal of epidemiology* 1998;147:755-763
31. Janssen I, Heymsfield SB, Ross R. Low relative skeletal muscle mass (sarcopenia) in older persons is associated with functional impairment and physical disability. *J Am Geriatr Soc* 2002;50:889-896
32. Delmonico MJ, Harris TB, Lee JS, Visser M, Nevitt M, Kritchevsky SB, Tylavsky FA, Newman AB. Alternative definitions of sarcopenia, lower extremity performance, and functional impairment with aging in older men and women. *J Am Geriatr Soc* 2007;55:769-774
33. Rolland Y, Czerwinski S, Abellan Van Kan G, Morley JE, Cesari M, Onder G, Woo J, Baumgartner R, Pillard F, Boirie Y, Chumlea WM, Vellas B. Sarcopenia: its assessment, etiology, pathogenesis, consequences and future perspectives. *J Nutr Health Aging* 2008;12:433-450
34. Lang T, Streeper T, Cawthon P, Baldwin K, Taaffe DR, Harris TB. Sarcopenia: etiology, clinical consequences, intervention, and assessment. *Osteoporos Int* 2009
35. Cruz-Jentoft AJ, Baeyens JP, Bauer JM, Boirie Y, Cederholm T, Landi F, Martin FC, Michel JP, Rolland Y, Schneider SM, Topinkova E, Vandewoude M, Zamboni M. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age and ageing* 2010
36. Cawthon PM, Fox KM, Gandra SR, Delmonico MJ, Chiou CF, Anthony MS, Sewall A, Goodpaster B, Satterfield S, Cummings SR, Harris TB. Do muscle mass, muscle density, strength, and physical function similarly influence risk of hospitalization in older adults? *J Am Geriatr Soc* 2009;57:1411-1419

37. Cesari M, Pahor M, Lauretani F, Zamboni V, Bandinelli S, Bernabei R, Guralnik JM, Ferrucci L. Skeletal muscle and mortality results from the InCHIANTI Study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2009;64:377-384
38. Doherty TJ. Invited review: Aging and sarcopenia. *J Appl Physiol* 2003;95:1717-1727
39. Adams GR, Caiozzo VJ, Baldwin KM. Skeletal muscle unweighting: spaceflight and ground-based models. *J Appl Physiol* 2003;95:2185-2201
40. Pavy-Le Traon A, Heer M, Narici MV, Rittweger J, Vernikos J. From space to Earth: advances in human physiology from 20 years of bed rest studies (1986-2006). *Eur J Appl Physiol* 2007;101:143-194
41. Convertino VA, Bloomfield SA, Greenleaf JE. An overview of the issues: physiological effects of bed rest and restricted physical activity. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29:187-190
42. di Prampero PE, Narici MV. Muscles in microgravity: from fibres to human motion. *J Biomech* 2003;36:403-412
43. Fitts RH, Riley DR, Widrick JJ. Physiology of a microgravity environment invited review: microgravity and skeletal muscle. *J Appl Physiol* 2000;89:823-839
44. Greenleaf JE, Bulbulian R, Bernauer EM, Haskell WL, Moore T. Exercise-training protocols for astronauts in microgravity. *J Appl Physiol* 1989;67:2191-2204
45. Prou E, Marini JF. Muscle research in space--increased muscle susceptibility to exercise-induced damage after a prolonged bedrest. *Int J Sports Med* 1997;18 Suppl 4:S317-320
46. Tesch PA, Berg HE. Effects of spaceflight on muscle. *J Gravit Physiol* 1998;5:P19-22
47. Bloomfield SA. Changes in musculoskeletal structure and function with prolonged bed rest. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29:197-206
48. Convertino VA. Cardiovascular consequences of bed rest: effect on maximal oxygen uptake. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29:191-196
49. Greenleaf JE. Energy and thermal regulation during bed rest and spaceflight. *J Appl Physiol* 1989;67:507-516
50. Greenleaf JE. Intensive exercise training during bed rest attenuates deconditioning. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29:207-215
51. Ritz P, Acheson KJ, Gachon P, Vico L, Bernard JJ, Alexandre C, Beaufreere B. Energy and substrate metabolism during a 42-day bed-rest in a head-down tilt position in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998;78:308-314
52. Ritz P, Maillet A, Blanc S, Stubbs RJ. Observations in energy and macronutrient intake during prolonged bed-rest in a head-down tilt position. *Clinical nutrition (Edinburgh, Scotland)* 1999;18:203-207
53. Stein TP. Nutrition and muscle loss in humans during spaceflight. *Adv Space Biol Med* 1999;7:49-97
54. Lipnicki DM, Gunga HC. Physical inactivity and cognitive functioning: results from bed rest studies. *Eur J Appl Physiol* 2009;105:27-35
55. De Santo NG, Cirillo M, Kirsch KA, Correale G, Drummer C, Frassl W, Perna AF, Di Stazio E, Bellini L, Gunga HC. Anemia and erythropoietin in space flights. *Semin Nephrol* 2005;25:379-387
56. Alkner BA, Tesch PA. Knee extensor and plantar flexor muscle size and function following 90 days of bed rest with or without resistance exercise. *Eur J Appl Physiol* 2004;93:294-305
57. Koryak Y. Contractile properties of the human triceps surae muscle during simulated weightlessness. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1995;70:344-350
58. Koryak Y. Effect of 120 days of bed-rest with and without countermeasures on the mechanical properties of the triceps surae muscle in young women. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998;78:128-135

59. Koryak Y. The effects of long-term simulated microgravity on neuromuscular performance in men and women. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1999;79:168-175
60. Trappe S, Costill D, Gallagher P, Creer A, Peters JR, Evans H, Riley DA, Fitts RH. Exercise in space: human skeletal muscle after 6 months aboard the International Space Station. *J Appl Physiol* 2009;106:1159-1168
61. Akima H, Hotta N, Sato K, Ishida K, Koike T, Katayama K. Cycle ergometer exercise to counteract muscle atrophy during unilateral lower limb suspension. *Aviat Space Environ Med* 2009;80:652-656
62. Gopalakrishnan R, Genc KO, Rice AJ, Lee SM, Evans HJ, Maender CC, Ilaşlan H, Cavanagh PR. Muscle volume, strength, endurance, and exercise loads during 6-month missions in space. *Aviat Space Environ Med* 2010;81:91-102
63. Trappe TA, Burd NA, Louis ES, Lee GA, Trappe SW. Influence of concurrent exercise or nutrition countermeasures on thigh and calf muscle size and function during 60 days of bed rest in women. *Acta Physiol (Oxf)* 2007;191:147-159
64. Bamman MM, Hunter GR, Stevens BR, Guilliams ME, Greenisen MC. Resistance exercise prevents plantar flexor deconditioning during bed rest. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29:1462-1468
65. Fitts RH, Riley DR, Widrick JJ. Functional and structural adaptations of skeletal muscle to microgravity. *J Exp Biol* 2001;204:3201-3208
66. Gogia P, Schneider VS, LeBlanc AD, Krebs J, Kasson C, Pientok C. Bed rest effect on extremity muscle torque in healthy men. *Arch Phys Med Rehabil* 1988;69:1030-1032
67. Kozlovskaya IB, Kreidich Yu V, Oganov VS, Koserenko OP. Pathophysiology of motor functions in prolonged manned space flights. *Acta Astronaut* 1981;8:1059-1072
68. Lambertz D, Perot C, Kaspranski R, Goubel F. Effects of long-term spaceflight on mechanical properties of muscles in humans. *J Appl Physiol* 2001;90:179-188
69. Schulze K, Gallagher P, Trappe S. Resistance training preserves skeletal muscle function during unloading in humans. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34:303-313
70. Narici M, Kayser B, Barattini P, Cerretelli P. Effects of 17-day spaceflight on electrically evoked torque and cross-sectional area of the human triceps surae. *Eur J Appl Physiol* 2003;90:275-282
71. LeBlanc A, Gogia P, Schneider V, Krebs J, Schonfeld E, Evans H. Calf muscle area and strength changes after five weeks of horizontal bed rest. *Am J Sports Med* 1988;16:624-629
72. Narici MV, Kayser B, Barattini P, Cerretelli P. Changes in electrically evoked skeletal muscle contractions during 17-day spaceflight and bed rest. *Int J Sports Med* 1997;18 Suppl 4:S290-292
73. Trappe SW, Trappe TA, Lee GA, Widrick JJ, Costill DL, Fitts RH. Comparison of a space shuttle flight (STS-78) and bed rest on human muscle function. *J Appl Physiol* 2001;91:57-64
74. LeBlanc A, Rowe R, Evans H, West S, Shackelford L, Schneider V. Muscle atrophy during long duration bed rest. *Int J Sports Med* 1997;18 Suppl 4:S283-285
75. Berry P, Berry I, Manelfe C. Magnetic resonance imaging evaluation of lower limb muscles during bed rest--a microgravity simulation model. *Aviat Space Environ Med* 1993;64:212-218
76. Convertino VA, Doerr DF, Stein SL. Changes in size and compliance of the calf after 30 days of simulated microgravity. *J Appl Physiol* 1989;66:1509-1512
77. Berg HE, Dudley GA, Haggmark T, Ohlsen H, Tesch PA. Effects of lower limb unloading on skeletal muscle mass and function in humans. *J Appl Physiol* 1991;70:1882-1885
78. Berg HE, Larsson L, Tesch PA. Lower limb skeletal muscle function after 6 wk of bed rest. *J Appl Physiol* 1997;82:182-188

79. Akima H, Kubo K, Imai M, Kanehisa H, Suzuki Y, Gunji A, Fukunaga T. Inactivity and muscle: effect of resistance training during bed rest on muscle size in the lower limb. *Acta Physiol Scand* 2001;172:269-278
80. Akima H, Kuno S, Suzuki Y, Gunji A, Fukunaga T. Effects of 20 days of bed rest on physiological cross-sectional area of human thigh and leg muscles evaluated by magnetic resonance imaging. *J Gravit Physiol* 1997;4:S15-21
81. Akima H, Ushiyama J, Kubo J, Tonosaki S, Itoh M, Kawakami Y, Fukuoka H, Kanehisa H, Fukunaga T. Resistance training during unweighting maintains muscle size and function in human calf. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35:655-662
82. Tesch PA, Trieschmann JT, Ekberg A. Hypertrophy of chronically unloaded muscle subjected to resistance exercise. *J Appl Physiol* 2004;96:1451-1458
83. Ploutz-Snyder LL, Tesch PA, Crittenden DJ, Dudley GA. Effect of unweighting on skeletal muscle use during exercise. *J Appl Physiol* 1995;79:168-175
84. Rittweger J, Frost HM, Schiessl H, Ohshima H, Alkner B, Tesch P, Felsenberg D. Muscle atrophy and bone loss after 90 days' bed rest and the effects of flywheel resistive exercise and pamidronate: results from the LTBR study. *Bone* 2005;36:1019-1029
85. Dudley GA, Duvoisin MR, Adams GR, Meyer RA, Belew AH, Buchanan P. Adaptations to unilateral lower limb suspension in humans. *Aviat Space Environ Med* 1992;63:678-683
86. Koryak Y. Electromyographic study of the contractile and electrical properties of the human triceps surae muscle in a simulated microgravity environment. *J Physiol* 1998;510 (Pt 1):287-295
87. Koryak YA. Surface action potential and contractile properties of the human triceps surae muscle: effect of "dry" water immersion. *Exp Physiol* 2002;87:101-111
88. Koryak YU. Electrically evoked and voluntary properties of the human triceps surae muscle: effects of long-term spaceflights. *Acta Physiol Pharmacol Bulg* 2001;26:21-27
89. Desplanches D. Structural and functional adaptations of skeletal muscle to weightlessness. *Int J Sports Med* 1997;18 Suppl 4:S259-264
90. Duchateau J. Bed rest induces neural and contractile adaptations in triceps surae. *Med Sci Sports Exerc* 1995;27:1581-1589
91. Alkner BA, Tesch PA, Berg HE. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:459-463
92. Clarkson PM. Eccentric exercise and muscle damage. *Int J Sports Med* 1997;18 Suppl 4:S314-317
93. Chopard A, Arrighi N, Carnino A, Marini JF. Changes in dysferlin, proteins from dystrophin glycoprotein complex, costameres, and cytoskeleton in human soleus and vastus lateralis muscles after a long-term bedrest with or without exercise. *Faseb J* 2005;19:1722-1724
94. Gallagher P, Trappe S, Harber M, Creer A, Mazzetti S, Trappe T, Alkner B, Tesch P. Effects of 84-days of bedrest and resistance training on single muscle fibre myosin heavy chain distribution in human vastus lateralis and soleus muscles. *Acta Physiol Scand* 2005;185:61-69
95. Caiozzo VJ, Haddad F, Lee S, Baker M, Paloski W, Baldwin KM. Artificial gravity as a countermeasure to microgravity: a pilot study examining the effects on knee extensor and plantar flexor muscle groups. *J Appl Physiol* 2009;107:39-46
96. Pisot R, Narici MV, Simunic B, De Boer M, Seynnes O, Jurdana M, Biolo G, Mekjavic IB. Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed rest. *Eur J Appl Physiol* 2008;104:409-414

97. Dudley GA, Duvoisin MR, Convertino VA, Buchanan P. Alterations of the in vivo torque-velocity relationship of human skeletal muscle following 30 days exposure to simulated microgravity. *Aviat Space Environ Med* 1989;60:659-663
98. Funato K, Matsuo A, Yata H, Akima H, Suzuki Y, Gunji A, Fukunaga T. Changes in force-velocity and power output of upper and lower extremity musculature in young subjects following 20 days bed rest. *J Gravit Physiol* 1997;4:S22-30
99. Adams GR, Hather BM, Dudley GA. Effect of short-term unweighting on human skeletal muscle strength and size. *Aviat Space Environ Med* 1994;65:1116-1121
100. Caiozzo VJ, Baker MJ, Herrick RE, Tao M, Baldwin KM. Effect of spaceflight on skeletal muscle: mechanical properties and myosin isoform content of a slow muscle. *J Appl Physiol* 1994;76:1764-1773
101. Widrick JJ, Knuth ST, Norenberg KM, Romatowski JG, Bain JL, Riley DA, Karhanek M, Trappe SW, Trappe TA, Costill DL, Fitts RH. Effect of a 17 day spaceflight on contractile properties of human soleus muscle fibres. *J Physiol* 1999;516 (Pt 3):915-930
102. Widrick JJ, Romatowski JG, Norenberg KM, Knuth ST, Bain JL, Riley DA, Trappe SW, Trappe TA, Costill DL, Fitts RH. Functional properties of slow and fast gastrocnemius muscle fibers after a 17-day spaceflight. *J Appl Physiol* 2001;90:2203-2211
103. Antonutto G, Capelli C, Girardis M, Zamparo P, di Prampero PE. Effects of microgravity on maximal power of lower limbs during very short efforts in humans. *J Appl Physiol* 1999;86:85-92
104. Ferretti G, Berg HE, Minetti AE, Moia C, Rampichini S, Narici MV. Maximal instantaneous muscular power after prolonged bed rest in humans. *J Appl Physiol* 2001;90:431-435
105. Berg HE, Tesch PA. Force and power characteristics of a resistive exercise device for use in space. *Acta Astronaut* 1998;42:219-230
106. Alkner BA, Berg HE, Kozlovskaya I, Sayenko D, Tesch PA. Effects of strength training, using a gravity-independent exercise system, performed during 110 days of simulated space station confinement. *Eur J Appl Physiol* 2003;90:44-49
107. Alkner BA, Tesch PA. Efficacy of a gravity-independent resistance exercise device as a countermeasure to muscle atrophy during 29-day bed rest. *Acta Physiol Scand* 2004;181:345-357
108. Akima H, Kubo K, Kanehisa H, Suzuki Y, Gunji A, Fukunaga T. Leg-press resistance training during 20 days of 6 degrees head-down-tilt bed rest prevents muscle deconditioning. *Eur J Appl Physiol* 2000;82:30-38
109. Convertino VA, Sandler H. Exercise countermeasures for spaceflight. *Acta Astronaut* 1995;35:253-270
110. Rittweger J, Felsenberg D, Maganaris C, Ferretti JL. Vertical jump performance after 90 days bed rest with and without flywheel resistive exercise, including a 180 days follow-up. *Eur J Appl Physiol* 2007;100:427-436
111. Schmitt NM, Schmitt J, Doren M. The role of physical activity in the prevention of osteoporosis in postmenopausal women-An update. *Maturitas* 2009;63:34-38
112. Lock CA, Lecouturier J, Mason JM, Dickinson HO. Lifestyle interventions to prevent osteoporotic fractures: a systematic review. *Osteoporos Int* 2006;17:20-28
113. Bonaiuti D, Shea B, Iovine R, Negrini S, Robinson V, Kemper HC, Wells G, Tugwell P, Cranney A. Exercise for preventing and treating osteoporosis in postmenopausal women. *Cochrane Database Syst Rev* 2002:CD000333
114. Chan K, Qin L, Lau M, Woo J, Au S, Choy W, Lee K, Lee S. A randomized, prospective study of the effects of Tai Chi Chun exercise on bone mineral density in postmenopausal women. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:717-722

115. Chan HH, Lau EM, Woo J, Lin F, Sham A, Leung PC. Dietary calcium intake, physical activity and the risk of vertebral fracture in Chinese. *Osteoporos Int* 1996;6:228-232
116. Feskanich D, Willett W, Colditz G. Walking and leisure-time activity and risk of hip fracture in postmenopausal women. *Jama* 2002;288:2300-2306
117. Wallace BA, Cumming RG. Systematic review of randomized trials of the effect of exercise on bone mass in pre- and postmenopausal women. *Calcif Tissue Int* 2000;67:10-18
118. Wolff I, van Croonenborg JJ, Kemper HC, Kostense PJ, Twisk JW. The effect of exercise training programs on bone mass: a meta-analysis of published controlled trials in pre- and postmenopausal women. *Osteoporos Int* 1999;9:1-12
119. Runge M, Rehfeld G, Resnicek E. Balance training and exercise in geriatric patients. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2000;1:61-65
120. Heinonen A, Kannus P, Sievanen H, Oja P, Pasanen M, Rinne M, Uusi-Rasi K, Vuori I. Randomised controlled trial of effect of high-impact exercise on selected risk factors for osteoporotic fractures. *Lancet* 1996;348:1343-1347
121. Rittweger J. Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *Eur J Appl Physiol* 2010;108:877-904
122. Verschueren SM, Roelants M, Delecluse C, Swinnen S, Vanderschueren D, Boonen S. 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* 2004;19:352-359
123. Cardinale M, Rittweger J. Vibration exercise makes your muscles and bones stronger: fact or fiction? *J Br Menopause Soc* 2006;12:12-18
124. Bogaerts A, Delecluse C, Claessens AL, Coudyzer W, Boonen S, Verschueren SM. Impact of whole-body vibration training versus fitness training on muscle strength and muscle mass in older men: a 1-year randomized controlled trial. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2007;62:630-635
125. Cardinale M, Bosco C. The use of vibration as an exercise intervention. *Exerc Sport Sci Rev* 2003;31:3-7
126. Roelants M, Delecluse C, Verschueren SM. Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women. *J Am Geriatr Soc* 2004;52:901-908
127. Bautmans I, Van Hees E, Lemper JC, Mets T. The feasibility of Whole Body Vibration in institutionalised elderly persons and its influence on muscle performance, balance and mobility: a randomised controlled trial [ISRCTN62535013]. *BMC Geriatr* 2005;5:17
128. Russo CR, Lauretani F, Bandinelli S, Bartali B, Cavazzini C, Guralnik JM, Ferrucci L. High-frequency vibration training increases muscle power in postmenopausal women. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;84:1854-1857
129. Bogaerts A, Verschueren S, Delecluse C, Claessens AL, Boonen S. Effects of whole body vibration training on postural control in older individuals: a 1 year randomized controlled trial. *Gait & posture* 2007;26:309-316
130. Cardinale M. High-frequency vibration training able to increase muscle power in postmenopausal women. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:687-688; author reply 688
131. Fontana TL, Richardson CA, Stanton WR. The effect of weight-bearing exercise with low frequency, whole body vibration on lumbosacral proprioception: a pilot study on normal subjects. *Aust J Physiother* 2005;51:259-263
132. 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* 2002;27:1829-1834

133. Jordan MJ, Norris SR, Smith DJ, Herzog W. Vibration training: an overview of the area, training consequences, and future considerations. *J Strength Cond Res* 2005;19:459-466
134. Issurin VB. Vibrations and their applications in sport. A review. *J Sports Med Phys Fitness* 2005;45:324-336
135. Bosco C, Colli R, Introvini E, Cardinale M, Tsarpela O, Madella A, Tihanyi J, Viru A. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clin Physiol* 1999;19:183-187
136. Cochrane DJ, Stannard SR. Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female field hockey players. *Br J Sports Med* 2005;39:860-865
137. Delecluse C, Roelants M, Diels R, Koninckx E, Verschueren S. Effects of whole body vibration training on muscle strength and sprint performance in sprint-trained athletes. *Int J Sports Med* 2005;26:662-668
138. Delecluse C, Roelants M, Verschueren S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35:1033-1041
139. Ronnestad BR. Comparing the performance-enhancing effects of squats on a vibration platform with conventional squats in recreationally resistance-trained men. *J Strength Cond Res* 2004;18:839-845
140. Torvinen S, Kannus P, Sievanen H, Jarvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, Jarvinen TL, Jarvinen M, Oja P, Vuori I. Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34:1523-1528
141. Torvinen S, Kannus P, Sievanen H, Jarvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, Nenonen A, Jarvinen TL, Paakkala T, Jarvinen M, Vuori I. Effect of 8-month vertical whole body vibration on bone, muscle performance, and body balance: a randomized controlled study. *J Bone Miner Res* 2003;18:876-884
142. van den Tillaar R. Will whole-body vibration training help increase the range of motion of the hamstrings? *J Strength Cond Res* 2006;20:192-196
143. Roelants M, Delecluse C, Goris M, Verschueren S. Effects of 24 weeks of whole body vibration training on body composition and muscle strength in untrained females. *Int J Sports Med* 2004;25:1-5
144. de Ruiter CJ, van der Linden RM, van der Zijden MJ, Hollander AP, 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* 2003;88:472-475
145. de Ruiter CJ, Van Raak SM, Schilperoort JV, Hollander AP, 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* 2003;90:595-600
146. Cochrane DJ, Legg SJ, Hooker MJ. The short-term effect of whole-body vibration training on vertical jump, sprint, and agility performance. *J Strength Cond Res* 2004;18:828-832
147. Torvinen S, Sievanen H, Jarvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, Kannus P. Effect of 4-min vertical whole body vibration on muscle performance and body balance: a randomized cross-over study. *Int J Sports Med* 2002;23:374-379
148. Bosco C, Iacovelli M, Tsarpela O, Cardinale M, Bonifazi M, Tihanyi J, Viru M, De Lorenzo A, Viru A. Hormonal responses to whole-body vibration in men. *Eur J Appl Physiol* 2000;81:449-454
149. Cochrane DJ, Sartor F, Winwood K, Stannard SR, Narici MV, Rittweger J. A comparison of the physiologic effects of acute whole-body vibration exercise in young and older people. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89:815-821
150. Di Loreto C, Ranchelli A, Lucidi P, Murdolo G, Parlanti N, De Cicco A, Tsarpela O, Annino G, Bosco C, Santeusano F, Bolli GB, De Feo P. Effects of whole-body

- vibration exercise on the endocrine system of healthy men. *J Endocrinol Invest* 2004;27:323-327
151. Kersch-Schindl K, Grampp S, Henk C, Resch H, Preisinger E, Fialka-Moser V, Imhof H. Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume. *Clin Physiol* 2001;21:377-382
 152. Mester J, Spitzenfeil P, Schwarzer J, Seifriz F. Biological reaction to vibration--implications for sport. *J Sci Med Sport* 1999;2:211-226
 153. 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* 2001;86:169-173
 154. Yamada E, Kusaka T, Miyamoto K, Tanaka S, Morita S, Tanaka S, Tsuji S, Mori S, Norimatsu H, Itoh S. Vastus lateralis oxygenation and blood volume measured by near-infrared spectroscopy during whole body vibration. *Clin Physiol Funct Imaging* 2005;25:203-208
 155. Rittweger J, Beller G, Felsenberg D. Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clin Physiol* 2000;20:134-142
 156. 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* 2003;23:81-86
 157. Roelants M, Verschueren SM, Delecluse C, Levin O, Stijnen V. Whole-body-vibration-induced increase in leg muscle activity during different squat exercises. *J Strength Cond Res* 2006;20:124-129
 158. Rittweger J, Belavy D, Hunek P, Gast U, Boerst H, Feilcke B, Armbrrecht G, Mulder E, Schubert H, Richardson C, de Haan A, Stegeman DF, Schiessl H, Felsenberg D. Highly demanding resistive vibration exercise program is tolerated during 56 days of strict bed-rest. *Int J Sports Med* 2006;27:553-559
 159. Davies CT, Rennie R. Human power output. *Nature* 1968;217:770-771
 160. Cavagna GA. Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol* 1975;39:174-179
 161. LeBlanc AD, Schneider VS, Evans HJ, Pientok C, Rowe R, Spector E. Regional changes in muscle mass following 17 weeks of bed rest. *J Appl Physiol* 1992;73:2172-2178
 162. Mulder ER, Kuebler WM, Gerrits KH, Rittweger J, Felsenberg D, Stegeman DF, de Haan A. Knee extensor fatigability after bedrest for 8 weeks with and without countermeasure. *Muscle Nerve* 2007;36:798-806
 163. Mulder ER, Stegeman DF, Gerrits KH, Paalman MI, Rittweger J, Felsenberg D, de Haan A. Strength, size and activation of knee extensors followed during 8 weeks of horizontal bed rest and the influence of a countermeasure. *Eur J Appl Physiol* 2006;97:706-715
 164. Mulder ER, Gerrits KH, Kleine BU, Rittweger J, Felsenberg D, de Haan A, Stegeman DF. High-density surface EMG study on the time course of central nervous and peripheral neuromuscular changes during 8 weeks of bed rest with or without resistive vibration exercise. *J Electromyogr Kinesiol* 2007
 165. Portero P, Vanhoutte C, Goubel F. Surface electromyogram power spectrum changes in human leg muscles following 4 weeks of simulated microgravity. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1996;73:340-345
 166. Kubo K, Akima H, Ushiyama J, Tabata I, Fukuoka H, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of resistance training during bed rest on the viscoelastic properties of tendon structures in the lower limb. *Scand J Med Sci Sports* 2004;14:296-302
 167. Kubo K, Akima H, Ushiyama J, Tabata I, Fukuoka H, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of 20 days of bed rest on the viscoelastic properties of tendon structures in lower limb muscles. *Br J Sports Med* 2004;38:324-330

168. Reeves ND, Maganaris CN, Ferretti G, Narici MV. Influence of 90-day simulated microgravity on human tendon mechanical properties and the effect of resistive countermeasures. *J Appl Physiol* 2005;98:2278-2286
169. Belavy DL, Miokovic T, Ambrecht G, Richardson CA, Rittweger J, Felsenberg D. Differential atrophy of the lower-limb musculature during prolonged bed-rest. *European journal of applied physiology* 2009;107:489-499
170. Belavy DL, Miokovic T, Ambrecht G, Rittweger J, Felsenberg D. Resistive vibration exercise reduces lower limb muscle atrophy during 56-day bed-rest. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2009;9:225-235
171. Mulder ER, Horstman AM, Stegeman DF, de Haan A, Belavy DL, Miokovic T, Ambrecht G, Felsenberg D, Gerrits KH. Influence of vibration resistance training on knee extensor and plantar flexor size, strength, and contractile speed characteristics after 60 days of bed rest. *J Appl Physiol* 2009;107:1789-1798
172. van Duijnhoven NT, Thijssen DH, Green DJ, Felsenberg D, Belavy DL, Hopman MT. Resistive exercise versus resistive vibration exercise to counteract vascular adaptations to bed rest. *J Appl Physiol* 2010;108:28-33

8 Danksagung

Das Vollenden einer Doktorarbeit ist ein langer Prozess, für den man nicht nur Neugierde, Wissen und Kreativität braucht, sondern auch viel Disziplin und vor allem gute Betreuung. Um am Ende erfolgreich zu sein, muss man eine Liebe zu seinem Doktorarbeitsthema entwickeln und viel Unterstützung von seinen Betreuern erhalten. Mein Rat an alle, die am Anfang dieses Prozesses stehen, ist deshalb, sich die folgenden beiden Fragen zu stellen: „Kann ich mich für mein Thema begeistern?“ und „Habe ich Betreuer, die mich unterstützen werden?“ Wenn beides vorhanden ist, entwickelt sich eine Synergie, die die Begeisterung wachsen lässt und die Beziehung zu den Betreuern festigt.

Ich kann mich sehr glücklich schätzen, dass dies bei mir der Fall war. Es gibt sehr viele Menschen, die dazu beigetragen haben, dass ich letztendlich in der Lage war, dieses Projekt erfolgreich zu beenden. Auch wenn ich hier nicht alle namentlich auflisten kann, hoffe ich, dass sich diejenigen, die mich in diesem Vorhaben unterstützt haben, angesprochen fühlen.

Es war in einem Physiologieseminar, als ich das erste Mal mit Jörn Rittweger in Kontakt kam; das Thema: Die Physiologie des Knochens. Jörn dozierte über die Mechanik des Knochens, „Stress“ und „Strain“, Harold Frosts „Utah paradigm“ und die Rolle der Muskeln als wichtigster Krafterzeuger im muskuloskelettalen System. Ein paar Wochen später fragte ich ihn im Kaffee Körper, ob er jemanden kennt, bei dem man eine Doktorarbeit im Bereich Muskel und Knochen machen könnte. Seine Antwort: „Das wäre wohl ich.“ Bald darauf nahm Jörn mich zu einer Vorlesung des Zentrum für Muskel und Knochenforschung mit, ich wurde Dieter Felsenberg vorgestellt. Schon bei diesem ersten Kontakt war ich von der kollegialen und freundschaftlichen Atmosphäre im ZMK und von Dieters Leitungsstil sehr beeindruckt. Ich hatte meine Betreuer gefunden. In den nächsten Jahren hatte ich das Glück, eine freundschaftliche Beziehung zu ihnen entwickeln zu können. Sie haben einen großen Teil dazu beigetragen, dass ich heute meine beruflichen Träume verfolgen kann.

Dass die Beiden es geschafft haben, die Berliner Bed Rest (BBR) Studie(n) ins Leben zu rufen, war eine unglaubliche Leistung, zu der ich ihnen an dieser Stelle noch einmal gratulieren möchte. An einer solch großen Studie teilhaben zu können war eine Ehre und großartige Erfahrung. Mein Dank gilt allen Probanden, die bereit waren, an dieser Studie teilzunehmen und ohne die die Daten dieser Studie nie entstanden wären. Neben den Hauptdarstellern, den Probanden, bestand die BBR Familie aber auch aus den Wissenschaftlern, die aus der ganzen Welt kamen, um sich an der Studie zu beteiligen. Die

enge Zusammenarbeit hat zu vielen wissenschaftlichen Erkenntnissen sowie Freundschaften geführt. Ich möchte mich ganz besonders bei den Mitarbeitern und anderen Doktoranden des ZMK bedanken (Gabi, Tilo, Daniel, Ingo, Ulf, Roswitha, Oliver, Hendrikje, Biljana, Frank, Arndt, Franzi, Paul).

Seine Doktorarbeit neben dem Studium und dann neben seiner Assistenzarztausbildung zu machen hat den Vorteil, dass man seinem Ziel Arzt zu werden, kontinuierlich näher kommt. Es birgt den Nachteil, dass es immer wieder Zeitpunkte gibt, an denen man die Doktorarbeit hinten anstellt, um andere Dinge zu bewältigen. Neben Jörn und Dieter muss ich mehreren anderen Menschen danken, die mich auf diesem langen Weg begleitet und unterstützt haben. Im selben Boot wie ich saßen meine guten Freunde und Mitstudenten Alex, Ali, Juliane und Stefan, die Benjamin Franklin Contest Crew. Wir haben uns gegenseitig ermutigt weiterzumachen und uns in unzähligen Dingen gegenseitig geholfen.

Ohne die Unterstützung meiner Familie (Barbara, Rolf, Nils und Oma) sowie meiner wundervollen Frau Sonja hätte ich diese Arbeit niemals zu Ende geschrieben. Vielen Dank Euch, dass Ihr mir die Freiräume eröffnet habt, in denen ich an dieser Arbeit schreiben konnte. Ich liebe Euch und bin Euch für immer dankbar, dass Ihr mir ein solch glückliches Leben ermöglicht.

9 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

10 Publikationsliste

1. **Buehring B**, Krueger D, Binkely N. Jumping mechanography: A potential tool for sarcopenia evaluation in older individuals. *J Clin Densitom.* 2010 July - September;13(3):283-291.
2. **Buehring B**, Krueger D, Checovich M, Gemar D, Vallarta-Ast N, Genant HK, Binkley N. Vertebral fracture assessment: impact of instrument and reader. *Osteoporos Int.* 2010 Mar;21(3):487-94.
3. Rittweger J, Beller G, Armbrecht G, Mulder E, **Buehring B**, Gast U, Dimeo F, Schubert H, de Haan A, Stegeman DF, Schiessl H, Felsenberg D. Prevention of bone loss during 56 days of strict bed rest by side-alternating resistive vibration exercise. *Bone.* 2010 Jan;46(1):137-47.
4. Binkley N, **Buehring B**. Beyond FRAX: it's time to consider "sarco-osteopenia". *J Clin Densitom.* 2009 Oct-Dec;12(4):413-6.
5. Binkley N, Ramamurthy R, Krueger D, **Buehring B**. Advances in osteoporosis care for older adults, *Clinical Geriatrics*, 2009 Feb;17(2):35-40.
6. Blottner D, Salanova M, Püttmann B, Schiffl G, Felsenberg D, **Buehring B**, Rittweger J. Human skeletal muscle structure and function preserved by vibration muscle exercise following 55 days of bed rest. *Eur J Appl Physiol.* 2006 Jun;97(3):261-71

11 Selbstständigkeitserklärung

Erklärung

„Ich, Björn Bühring erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Einfluss von Widerstands-Vibrations-Training auf muskuläre Leistung und Kraft während 56 tägiger Bettruhe“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

22. August 2010

Björn Bühring