

Martin – Luther – Universität Halle – Wittenberg

Fachbereich Musik-, Sport- und Sprechwissenschaften

Institut für Sportwissenschaft



Diplomarbeit

im Rahmen der Diplomprüfung im Studiengang Sportwissenschaft

**Kontrolliert randomisierte Studie (einfach verblindet) zur
unterschiedlichen Wirksamkeit verschiedener Massagetechniken
am Beispiel des Medyjet unter Anwendung funktioneller
integrierter Rückenschmerztherapie nach FPZ- Konzept**

eingereicht von:

Sandy Hornung

Stefan Meyer

Gutachter:

Prof. W.-D. Heß

Dipl.-L. C. Zimmermann

Halle/ Saale, September 2006

Danksagung

An dieser Stelle möchten wir uns bei all denjenigen bedanken, die uns bei der Entstehung dieser Diplomarbeit stets zur Seite gestanden haben.

Dies gilt insbesondere unserem universitären Betreuer Prof. Wolf Dietrich Heß, der uns immer mit wertvollen Anregungen und Hinweisen zur Seite gestanden hat.

Ein ebenso großes Dankeschön geht an Conrad Zimmermann vom RELAX – Institut für medizinische Trainingstherapie in Halle für die Bereitstellung der Patientendaten und die fachlich kompetente Beantwortung unserer zahlreichen Fragen.

Außerdem möchten wir uns bei Dr. Wulfram Harter für die vielen fachspezifischen Informationen und für die hilfreiche Unterstützung bei den statistischen Fragestellungen bedanken.

Ein Dankeschön geht auch an Herrn Axel Witt von der Saline REHA- Flex Klinik in Halle für die zur Verfügung gestellte Räumlichkeit für eines unserer Messinstrumente.

Weiterer Dank gilt dem gesamten RELAX- Team für das aktive Mitwirken bei der Datenerhebung.

Ein ganz besonderer Dank gilt natürlich unseren Familien, die viel Geduld aufgebracht haben und uns in allen Lebenslagen unterstützt haben.

Anmerkung

Wenn in dieser Diplomarbeit von Patienten oder Teilnehmern gesprochen wird, sind auch immer die Patientinnen bzw. Teilnehmerinnen gemeint. Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wurde jedoch nur die maskuline Form angegeben.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	I
Tabellenverzeichnis	III
Anhangsverzeichnis	IV
Abkürzungsverzeichnis	VII
1	Einführung in die Rückenschmerzproblematik.....1
2	Der chronische Rückenschmerz.....3
3	Das FPZ- Konzept.....5
3.1	Die Analyse der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur.....5
3.1.1	Biomechanische Funktionsanalyse der Wirbelsäule.....6
3.1.2	Messparameter.....6
3.1.3	Messmethoden.....6
3.1.4	Kraft und Leistungsfähigkeit der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht und Beschwerdebild.....7
3.1.5	Das Messverfahren.....7
3.1.6	Der Einsatz von Geräten bei der Analyse.....8
3.1.7	Die ärztliche Untersuchung vor der Analyse.....8
3.1.7.1	Indikationen und Kontraindikationen.....9
3.1.7.1.1	Indikationen.....9
3.1.7.1.2	Relative Kontraindikationen.....10
3.1.7.1.3	Absolute Kontraindikationen.....11
3.1.7.2	Teilnahmevoraussetzungen.....12
3.1.8	Funktionsanalyse.....12
3.1.8.1	Die Analyse der Rumpfextension.....13
3.1.8.2	Die Analyse der Rumpfflexion.....14
3.1.8.3	Die Analyse der Rumpflateralflexion.....15
3.1.8.4	Die Analyse der Rumpfrotation.....16
3.1.8.5	Die Analyse der HWS-Extension.....18
3.1.8.6	Die Analyse der vorderen HWS-Flexion19
3.1.8.7	Die Analyse der HWS-Lateralflexion21

3.1.9	Interpretation mit Hilfe der Referenzdaten ermöglichen den genauen Vergleich.....	23
3.1.10	Auswertung der Analyse und Ergebnisdarstellung.....	23
3.1.11	Die Interpretation des Analyseergebnisses.....	25
3.2	Das Training der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur.....	27
3.2.1	Grundsätzliches zum Thema „Training“.....	28
3.2.2	Prinzipien der biologischen Adaptation.....	29
3.2.3	Adaptationen durch Krafttraining.....	29
3.2.4	Die Notwendigkeit (rücken)spezifischer Übungen.....	30
3.2.5	Apparative versus nichtapparative Übungen.....	31
3.2.6	Übungsauswahl, -anzahl und -reihenfolge.....	33
3.2.7	Widerstandslast und Bewegungsgeschwindigkeit beim Krafttraining.....	34
3.2.8	Die Reizintensität entscheidet über die Wirksamkeit des Krafttrainings.....	35
3.2.9	Die ideale Häufigkeit von Krafttraining.....	37
3.2.10	Erholung und Regeneration.....	38
3.2.11	Die Notwendigkeit individueller Betreuung beim Krafttraining.....	39
3.2.12	Dehnen vor, während und nach Krafttraining.....	41
3.2.13	Die Analysegestützte Medizinische Trainingstherapie für die Wirbelsäule und ihre Struktur.....	42
3.2.14	Das allgemeine Aufwärmen vor dem wirbelsäulenspezifischen Training.....	44
3.2.15	Das Aufbauprogramm mit 10 Trainingseinheiten (FPZ A10).....	45
3.2.16	Das Aufbauprogramm mit 24 Trainingseinheiten (FPZ A24).....	46
3.2.17	Die weiterführende Prävention (FPZ wP).....	47
3.2.18	Die typischen Trainingseffekte des FPZ Konzepts.....	48
4	Massagewirkung.....	49
4.1	Massage als physikalisch unterstützende Maßnahme.....	49
4.2	Massage und ihre Wirkung auf den Organismus.....	49
4.3	Klassische Grifftechniken der Massage.....	50
4.4	Lymphdrainage.....	50
4.4.1	Lymphatisches System.....	

4.4.2	Lymphdrainage und deren Wirkungen auf den Organismus.....
4.5	Widersprüchlicher Literaturstand – Wirkung der Massage.....
5	Borg- Skala.....
6	Vorstellung des Analyse- und Trainingssystems.....
6.1	Abgleichsuntersuchung zum Vergleich der unterschiedlichen Gerätesysteme FPZ-Systems/David.....
6.2	Medyjet Massagesystem.....
7	Aufgabenstellung und Hypothesen.....
8	Material und Methoden und Studiendesign.....
9	Ergebnisspiegel.....
10	Interpretation und Ausblicke.....

Literaturverzeichnis

Internetadressen

Anhang

Eidesstattliche Erklärung

Sandy

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Analyse- und Trainingssystem für die Rumpfextension.....	14
Abb. 2:	Analyse- und Trainingssystem für die Rumpfflexion.....	15
Abb. 3:	Analyse- und Trainingssystem für die Rumpflateralflexion.....	16
Abb. 4:	Analyse- und Trainingssystem für die Rumpfrotation.....	17
Abb. 5:	Analyse- und Trainingssystem für die HWS-Extension.....	19
Abb. 6:	Analyse- und Trainingssystem für die HWS-Flexion.....	21
Abb. 7:	Analyse- und Trainingssystem für die HWS-Lateralflexion.....	22
Abb. 8:	Standardisierte Ergebnisdarstellung einer Biomechanischen Funktionsanalyse der Wirbelsäule.....	25
Abb. 9:	Elektrische Aktivität der Rumpf- und Hüftextensoren unter submaximalen Arbeitsbedingungen bei einer typischen apparativen und einer typischen nicht apparativen Rumpfextensionsübung.....	33
Abb. 10:	Intensitätsbereiche unter Berücksichtigung der Energiebereitstellung.....	37
Abb. 11:	David 140.....	
Abb. 12:	FPZ-Systems.....	
Abb. 13:	Medyjetmassagesystem.....	
Abb. 14:	Ausgeübter Druck der Wasserdüsen.....	
Abb. 15:	Institut für Medizinische Trainingstherapie, Gesundheit und Service Halle/Saale.....	
Abb. 16:	Kreiskrankenhaus Alfeld/Leinebergkliniken.....	
Abb. 17:	Studiendesign1 und Studiendesign 2.....	
Abb. 18:	Exakte Wiedergabe des Studiendesigns durch vorprogrammierte Karten.....	
Abb. 19a-f:	Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Experimentalgruppe.....	
Abb. 20a-f:	Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Kontrollgruppe.....	
Abb. 21a-f:	Lineare Regression der durchschnittliche Bewertung des Belastungsempfinden (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der Experimentalgruppe.....	

- Abb. 22a-f: Lineare Regression der durchschnittliche Bewertung des Belastungsempfindens (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der Kontrollgruppe.....
- Abb. 23a-f: Lineare Regression der durchschnittliche Bewertung des Belastungsempfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der Experimentalgruppe.....
- Abb. 24a-f: Lineare Regression der durchschnittliche Bewertung des Belastungsempfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der Kontrollgruppe.....

Sandy

Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Geschlechterverteilung.....
Tab. 2:	Schmerzintensität vor der Übung.....
Tab. 3:	Schmerzintensität nach der Übung.....
Tab. 4:	Änderung der Schmerzintensität vor und nach der Übung.....
Tab. 5:	Vergleich der Dauer der Übungsserie (Abstände Therapieeinheiten).....
Tab. 6:	Zeitdauer der Versuchsreihen.....
Tab. 7:	Korrelationen der Schmerzintensität vor der Übung zur Borg-RPE-Skala.....
Tab. 8:	Korrelationen der Schmerzintensität nach der Übung zur Borg-RPE-Skala.....
Tab. 9:	Korrelationen des relativen isometrischen Drehmomentes zur Borg-RPE-Skala.....
Tab. 10:	Korrelationen der Trainingslast zur Borg-RPE-Skala.....
Tab. 11:	Korrelationen der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala.....
Tab. 12:	Korrelationen der Belastungsdauer pro Übung zur Borg-RPE-Skala.....
Tab. 13:	Korrelationen der gesamten umgesetzten Last zur Borg-RPE-Skala
Tab. 14:	Korrelationen der Last pro Zeit zur Borg-RPE-Skala
Tab. 15:	Korrelationen der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Experimentalgruppe.....
Tab. 16:	Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Experimentalgruppe.....
Tab. 17:	Korrelationen der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Kontrollgruppe.....
Tab. 18:	Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Kontrollgruppe.....
Tab. 19:	Korrelationen der Experimentalgruppe Dauer der Übung.....
Tab. 20:	Korrelationen der Kontrollgruppe Dauer der Übung.....
Tab. 21:	Korrelationen der Experimentalgruppe der gesamten umgesetzten Last.....
Tab. 22:	Lineare Regression der durchschnittliche Bewertung des Belastungsempfinden (Borg-RPE-Skala) zur gesamten

	umgesetzten Last der Experimentalgruppe.....
Tab. 23:	Korrelationen der Kontrollgruppe der gesamten umgesetzten Last.....
Tab. 24:	Lineare Regression der durchschnittliche Bewertung des Belastungsempfindens (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der Kontrollgruppe.....
Tab. 25:	Korrelationen der Experimentalgruppe Last pro Zeit.....
Tab. 26:	Lineare Regression der durchschnittliche Bewertung des Belastungsempfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der Experimentalgruppe.....
Tab. 27:	Korrelationen der Kontrollgruppe umgesetzte Last pro Zeit.....
Tab. 28:	Lineare Regression der durchschnittliche Bewertung des Belastungsempfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der Kontrollgruppe.....

Sandy

Anhangsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
allg.	allgemein(e)
AP	Aufbauprogramm
Aufl.	Auflage
Bd.	Band
BWS	Brustwirbelsäule
bzw.	beziehungsweise
ca.	zirka
cm	Zentimeter
d.h.	das heißt
Dt.	Deutsch(es)
EG	Experimentalgruppe
et al.	et alii
f.	für
ff.	folgende [Seiten]
FPZ	Forschungs- und Präventionszentrum zur Analyse und Optimierung der Funktion von Wirbelsäule und Bewegungsapparat GmbH
ges.	gesamt
Hrsg.	Herausgeber
HWS	Halwirbelsäule
i. d. R.	in der Regel
Inst.	Institut
Kap.	Kapitel
kg	Kilogramm
KHK	Koronare Herzkrankheit
KG	Kontrollgruppe
LWS	Lendenwirbelsäule
M.	Musculus
max.	maximal
min.	Minute(n)
Mm.	Musculi
N	Anzahl oder Newton (je nach Kontext)

Nm	Newtonmeter
OP	Operation
o.S.	ohne Seitenangabe
p	Irrtumswahrscheinlichkeit
PcP	durch Pneumocystis carinii verursachte Pneumonie (Entzündung des Lungenparenchyms)
Pkt.	Punkt
S.	Seite
sec.	Sekunde(n)
Tab.	Tabelle
TE	Trainingseinheit
u.a.	und andere oder unter anderem (je nach Kontext)
v. AP	vor Aufbauprogramm
vgl.	Vergleiche
wP	weiterführende Prävention
z. B.	zum Beispiel

Sandy

1 Einführung in die Rückenschmerzproblematik

Rückenschmerzen sind in der modernen Informationsgesellschaft ein Phänomen, mit dem nahezu jedermann im Laufe seines Lebens konfrontiert wird. Rückenschmerzen zählen zu den häufigsten, kostenintensivsten und am wenigsten verstandenen medizinischen Problemen moderner Industriegesellschaften (vgl. Graves et al. 1990; Mayer 1985). Rückenschmerzen sind so alt wie die Menschheit selbst. Seit nunmehr einigen Jahrzehnten wurde aber ein Zustand erreicht, in dem ca. 75-90% der Gesamtbevölkerung einmal in ihrem Leben Rückenschmerzen hatten. Bei zwei Drittel davon verlaufen die Beschwerden, mit steigender Tendenz, chronisch-rezidivierend und bei ca. 10% der Betroffenen werden sie chronisch.

Derzeit findet ein Paradigmenwechsel (vgl. Waddell 1998) weg von überwiegend passiven und operativen hin zu aktiv akzentuierten, edukativen Therapieprinzipien statt. Er wird in der aktuellen Literatur als „The back pain revolution“ beschrieben („Leitlinien zum modernen Rückenmanagement“ (vgl. Kügelgen et al. 2001)).

Rückenschmerzen sind Schmerzen in der Region zwischen dem 7. Halswirbel und den Glutealfalten. Schmerzen an der HWS werden üblicherweise nicht mit diesem Begriff umschrieben.

Für den englischen „Low back pain“ (in der Region zwischen dem Unterrand der 12. Rippe und den Glutealfalten) gibt es, bis auf den allgemeinen „Kreuzschmerz“, keinen deutschsprachigen Begriff. Rückenschmerzen strahlen häufig nach distal aus. Typischerweise wird zwischen einer Ausstrahlung oberhalb und unterhalb des Kniegelenks unterschieden (vgl. Definitionen nach Nachemson und Bigos 1998).

Die momentan herrschende Rückenschmerzepidemie ist von leichten Rückenschmerzformen geprägt (vgl. Raspe, Kohlmann 1994; Pfingsten et al. 1996). Die ersten einfachen Behandlungsversuche sind bei 90% der Betroffenen kurzfristig wirksam. Langfristig zeigen jedoch bis zu 70% der Betroffenen chronisch anhaltende oder rezidivierende Beschwerden (vgl. Hasenbring 1993).

Es ist bekannt, dass die Interpretation der Ursachen von Rückenschmerzen angefangen bei sozialen Einflüssen über Verhaltensabnorme bis hin zur funktionellen Ursache diskutiert wird. Alltagsprobleme in der Familie und der beruflichen Tätigkeit tragen wesentlich zur Entstehung von Rückenbeschwerden bei. Mangelnde Arbeitsplätze haben zur Folge, dass aufgrund von Rückenbeschwerden immer wieder zu beobachten ist, dass Anträge auf Erwerbsminderung oder Erwerbsunfähigkeit ge-

stellt werden. Seit dem 1.1.1999 reicht bei einer Antragstellung eine Erkrankung aus einem Indikationsfeld nicht mehr aus, so dass mehrere Nebenerkrankungen auftreten müssen um bei dem Rentenverfahren berücksichtigt zu werden. Die Folge sind dann jahrelange Arbeitslosigkeit und Rentenverfahren die zur Frühberentung führen. Bei vielen Antragstellern sind die Beschwerden nach der vorzeitigen Berentung plötzlich verschwunden. Der Grad der schulischen Bildung ist auch ein Einflussfaktor in der Entstehung von Rückenbeschwerden. Beruflich höherqualifizierte Menschen haben weniger Beschwerden als Menschen ohne berufliche Ausbildung. Tägliche Stresssituationen und mangelnde berufliche und private Perspektiven tragen erheblich zur Entstehung der Rückenbeschwerden bei. Existenz- und Zukunftsängste bieten oft die Basis für angespannte Menschen mit Rückenbeschwerden. Monoton zu verrichtende Tätigkeiten mit unphysiologischen Wirbelsäulenbelastungen im Arbeitsprozess aufgrund zu schwerer körperlicher Arbeit oder sitzender Tätigkeiten bestimmen im Wesentlichen das vorhandene Bild von Rückenbeschwerden. Haltungsschwächen, die schon in der Schule geprägt werden ziehen sich durch alle Altersgruppen. Rückenschule, Physiotherapie, Trainingstherapie und medizinische Versorgung wurden in der letzten Dekade umfassend eingesetzt, um die Entwicklung der durch Rückenbeschwerden verursachten steigenden Probleme verstehen zu können und aufzuhalten. Der gewünschte Erfolg trat aber leider nicht ein.

Das Forschungs- und Präventionszentrum Köln entwickelte eine Methode, die die Quantifizierung funktioneller Ursachen für Rückenbeschwerden in den Mittelpunkt stellt. Erstmals war es möglich, muskuläre Sicherung, Beweglichkeit und neuromuskuläre Kräfteverhältnisse genau und unter reproduzierbaren, standardisierten Bedingungen zu ermitteln. Der unmittelbare Zusammenhang zwischen Rückenschmerzen und der Dekonditionierung der wirbelsäulenstabilisierenden Strukturen wurde nachgewiesen. **Sandy**

2 Der chronische Rückenschmerz

„Akut“ sind Rückenschmerzen, wenn sie innerhalb weniger Stunden bis maximal einen Tag nach wenigstens sechsmonatiger Schmerzfreiheit aufgetreten sind und noch nicht länger als drei Monate bestehen. Zeitweiliger Rückenschmerz ist ein zusammenhängender Rückenschmerz mit höchstens 90-tägiger Dauer der innerhalb eines Jahres nicht wiederkehrt. Ein wiederkehrender Rückenschmerz ist mit meist mehr als einer

Episode, an weniger als der Hälfte der Tage eines Jahres, vorhanden. Ein chronischer Rückenschmerz ist mit meist mehr als einer Episode, an mehr als der Hälfte der Tage eines Jahres, vorhanden. In der Regel haben akute Rückenschmerzen eine Vorgeschichte mit früheren Rückenschmerzepisoden von unterschiedlicher Dauer und Schwere. Die Vergegenwärtigung des Gesamtverlaufs gibt prognostische Informationen. Sie sind in der Risikobeurteilung wichtig. Rückenschmerzen sind primär ein körperliches und kein psychologisches Problem. Psychische Faktoren wirken aber an der Entstehung und Chronifizierung mit. Rückenschmerzen entstehen meist aus einer Funktionsstörung und nicht aus einer substanziellen Schädigung an Muskeln, Bändern, Wirbelgelenken und Bandscheiben, die Ursache ist deshalb im Röntgenbild nicht sichtbar zu machen. Es handelt sich um ein "Alltagssymptom" mit kurzfristig guten Besserungsaussichten und nicht um eine spezielle Indikation. Besserung - nicht unbedingt Schmerzfreiheit ist das zunächst realistische Behandlungsziel. Der Schmerz kann nach einer Besserung wiederkommen. Die Chronifizierung der Rückenschmerzen stellt das Problem dar. Chronisch erkrankte Patienten sind für 80% des durch Rückenschmerzen verursachten volkswirtschaftlichen Schadens verantwortlich (vgl. Mayer 1992). Epidemiologische, sozialmedizinische und trainingswissenschaftliche Studien haben gezeigt, dass

1. sich das erstmalige Auftreten von Rückenschmerzen kontinuierlich vom Jugend- in das Erwachsenenalter verschiebt,
2. die durch Rückenschmerzen verursachten Kosten mit fortschreitendem Alter exponentiell ansteigen,
3. wechselnde Belastungen am Arbeitsplatz wenig verbreitet sind und
4. präventiv wirksame körperliche Bewegung und sportliche Aktivitäten mit fortschreitendem Alter immer seltener eigenverantwortlich betrieben werden.

Die vorliegenden Erkenntnisse werden in naher Zukunft zur Konsequenz haben, dass der Zeitpunkt der Chronifizierung immer früher eintreten und der Zeitraum immer länger wird. Weiterhin wird der Anteil der chronischen Patienten größer, die Behandlungskosten größer und der volkswirtschaftliche Schaden exponentiell ansteigen.

Die Chronifizierung von Rückenschmerzen erfolgt in einem langjährigen Prozess, an dem Wechselwirkungen zwischen somatischen, psychischen und sozialen Faktoren beteiligt sind (vgl. Hoffmann, Franke 1993; Hasenbring 1993).

Dabei sind somatische Faktoren wahrscheinlich für die Auslösung der Erkrankung verantwortlich, während psychosoziale Variablen bei Rezidiven und der Chronifizierung in den Vordergrund treten (vgl. Pfingsten et al. 1996).

War es bisher so, dass die Beschwerden aus organischen Veränderungen beurteilt wurden, so zeigen eine Anzahl von Studien seit den Arbeiten von Melzack und Wall die kognitiv/emotionellen Dimensionen von Schmerzen (vgl. Melzack, Wall 1965; Chapman 1985).

Zahlreiche psychologische Modelle veranschaulichen Lernprozesse auf kognitiver Ebene. Im Laufe der Chronifizierung beeinträchtigen die erlernten Verhaltensweisen den Patienten immer mehr.

Selbstverständlich müssen auf der einen Seite physiologische Aspekte, degenerative Veränderungen, objektive funktionelle Störungen, aber auch Merkmale der primären und sekundären Hyperalgesie innerhalb der Lernprozesse Beachtung finden. Auf der anderen Seite ist die Ausprägung der Anpassungs- und Copingmechanismen derart vielfältig und variant, dass man auch von sehr individuellen und persönlichen Strategien ausgehen muss, bei denen die psychosozialen Faktoren eine wichtige Funktion besitzen (vgl. Frymoyer 1992). Diese persönlichen Aspekte, insbesondere beeinflusst durch die gesamten sozialen Umstände, spielen innerhalb des Chronifizierungsprozesses eine wichtige Rolle.

Die Prozesse, die zur primären und sekundären Hyperalgesie führen, sind ursprünglich Mechanismen, die unseren in freier Natur lebenden Vorfahren das Überleben sicherten. Irgendwann innerhalb der Schmerzchronifizierung werden die physiologischen sowie die kognitiv/ emotionalen Prozesse pathologisch.

Wenn die Chronifizierung eingetreten ist, zeigt sich eine zunehmende Passivität und Hilflosigkeit bei den betroffenen Personen. Es kommt zu einem Verlust an Selbstheilungsmöglichkeiten, an Vertrauen in die Funktionstüchtigkeit des eigenen Körpers und

an Vertrauen in die eigene psychische Funktionstüchtigkeit. Durch die Chronifizierung wird ein psychisches und soziales Schonverhalten hervorgerufen. Weiterhin kommt es zu einer Einschränkung passiver Entspannungsmöglichkeiten. Außerdem führt die Chronifizierung zu einer zunehmenden Inanspruchnahme medizinisch- diagnostischer Maßnahmen. Sandy

3 Das FPZ- Konzept

Das Forschungs- und Präventionszentrum (FPZ) Köln entwickelte eine Methode, die die Quantifizierung funktioneller Ursachen für Rückenbeschwerden in den Mittelpunkt stellt. Erstmals war es möglich, muskuläre Sicherung, Beweglichkeit und neuromuskuläre Kräfteverhältnisse genau und unter reproduzierbaren, standardisierten Bedingungen zu ermitteln. Der unmittelbare Zusammenhang zwischen Rückenschmerzen und der Dekonditionierung (Abschwächung) der wirbelsäulenstabilisierenden Strukturen wurde nachgewiesen. Sandy

3.1 Analyse der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur

Rückenschmerzen zählen zu den am wenigsten verstandenen medizinischen Problemen moderner Industriegesellschaften (vgl. Mayer 1985). Die Sozialmedizin favorisiert derzeit ein biopsychosoziales Erklärungsmodell. Wechselbeziehungen zwischen dem natürlichen Alterungsprozess, akuter Schädigung, beruflichen Belastungen, dem allgemeinen Gesundheitszustand, der physischen Fitness sowie psychosozialer Faktoren sollen danach für Rückenschmerzen verantwortlich sein (vgl. Elkeles 1994; Lenhardt et al. 1994). Die Erkenntnis, dass Rückenschmerzen nicht monokausaler Natur sind, sondern vermutlich multifaktorielle Entstehungsursachen aufweisen, hat zu einem verstärkten Interesse an primär-, sekundär- und tertiärpräventiv wirkenden Konzepten mit breitbandspektraler Wirkung geführt. Deren Herzstück ist die Verhütung des Auftretens so- genannter Risikofaktoren bzw. die Bekämpfung bereits existenter Faktoren, die möglicherweise im Zusammenhang mit Rückenschmerzen stehen. Unter den biologischen Komponenten des Rückenschmerzes kommt der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur eine zentrale Bedeutung zu. Defizite und Dysbalancen der Rumpf-, Nacken- und vorderen Halsmuskulatur gelten als somatische Risikofaktoren für Rückenschmerzen.

3.1.1 Biomechanische Funktionsanalyse der Wirbelsäule

„Im Rahmen 14-jähriger Forschungsarbeiten wurde ein reliables und valides Verfahren zur Quantifizierung der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur entwickelt: Die biomechanische Funktionsanalyse der Wirbelsäule.“ (Denner 1998a, S. 17)

3.1.2 Messparameter

Speziell für die Evaluation der Wirbelsäulenfunktionen konzipierte Analyse- und Trainingssysteme (Beispiel: Abb. 1) ermöglichen die Erhebung und Differenzierung folgender motorischer Parameter:

- LWS-/BWS- und HWS-Mobilität in den einzelnen Bewegungsebenen,
- isometrische Maximalkraft der Rumpfextensoren, -flexoren, -lateralflexoren und rotatoren sowie der HWS-Extensoren, -Flexoren und -Lateralflexoren,
- Kraftverhältnisse von Rumpf- bzw. HWS-Flexoren und -Extensoren sowie von rechts- und linksseitigen Rumpflateralflexoren und -rotatoren bzw. von rechts- und linksseitigen HWS-Lateralflexoren,
- statische Leistungsfähigkeit der Rumpf- und HWS-Extensoren,
- dynamische Leistungsfähigkeit der Rumpfextensoren.

3.1.3 Messmethoden

Die LWS-/BWS- bzw. HWS-Mobilität in der Sagittal-, Frontal- und Transversalebene wird als Gesamtmobilität in der jeweiligen Bewegungsebene quantifiziert (Einheit: Grad).

Die isometrische Maximalkraft der Rumpf-, Nacken- und Halsmuskulatur in definierten Rumpf- bzw. Kopfpositionen wird zunächst als maximales Nettodrehmoment bestimmt und danach unter Verwendung der Regressionsgleichungen von Zaciorskij (vgl. Zaciorskij et al. 1984) relativiert (Einheiten: $\text{Nm/kg}_{\text{Oberkörpermasse}}$ bzw. $\text{Nm/kg}_{\text{Kopfmasse}}$).

3.1.4 Kraft und Leistungsfähigkeit der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht und Beschwerdebild

Wissenschaftliche Untersuchungen mit anfänglich 3748 Männern und Frauen im Alter von 13-85 Jahren ermöglichten erstmalig die Entwicklung alters- und geschlechtsspezifischer Referenzdaten für die Muskelkraft und -leistungsfähigkeit beschwerdefreier Personen (n= 2597), chronischer Rückenpatienten (n= 957) sowie hochtrainierter Athleten (n= 200) (vgl. Denner 1998). Ein regelmäßiges Update der Referenzdaten sorgt für die repräsentative Aktualität, so dass inzwischen auf einen Datenpool von 34941 Analysen zurückgegriffen werden kann (vgl. Schifferdecker-Hoch, Harter, Denner 2003). Datenbasis hierfür ist der regelmäßige Austausch der anonymisierten Analyseergebnisse im multizentrischen Einsatz (n=91 Zentren). Die Referenzdaten sind nach den Empfehlungen der IFCC und Solberg (vgl. Solberg 1994 in Denner 1998) entwickelt worden. Die standardisierte Erhebung wird durch eine Qualitätssicherung sichergestellt. Das FPZ ist für die Durchführung der Qualitätssicherung 1998 mit dem Preis des Richard Merten Kuratoriums für Qualitätssicherung in der Humanmedizin bestätigt worden.

3.1.5 Das Messverfahren

Das Forschungs- und Präventionszentrum (FPZ) Köln hat in den Jahren 1990-2004 in Zusammenarbeit mit zahlreichen wissenschaftlichen und medizinischen Experten und Institutionen, u. a. der Deutschen Sporthochschule Köln, der Deutschen Gesellschaft für Manuelle Medizin und der Orthopädischen Klinik Kassel, ein Messverfahren entwickelt und kontinuierlich optimiert. Die Biomechanische Funktionsanalyse der Wirbelsäule.

Auf dieser Basis können alle nachfolgenden Trainingsmaßnahmen hinsichtlich Umfang, Dauer und Intensität „wie ein Medikament dosiert“ werden.

3.1.6 Der Einsatz von Geräten bei der Analyse

Die Komplexität der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur erfordert für deren reliable und valide Analyse den Einsatz speziell entwickelter Analyse- und Trainingssysteme (Abb. 1-8), die folgende Hauptanforderungskriterien erfüllen:

- Standardisierung der Körperposition,
- achsengerechte Positionierung von Testperson und Analysesystem,
- Anpassbarkeit an individuelle Körpermaße und -segmentlängen,
- Isolation der Hauptfunktionsmuskelgruppen durch,
- vollständige Stabilisierung des Beckens und der unteren Extremität (für Rumpfanalysen),
- umfassende torsostabilisierende Maßnahmen (für Analysen der Halswirbelsäule),
- Abstützung der Wirbelsäule durch Sicherstellung kontrollierter segmentaler Bewegungen sowie zur Vermeidung mechanischer Überbeanspruchungen,
- Standardisierung der Testpositionen.

Alle Analyse- und Trainingssysteme sind mit hochwertiger Messtechnik (Goniometer, Drehmomentsensoren) ausgestattet. Die bei den einzelnen Analysen gemessenen Werte haben dadurch eine temperaturunabhängige Genauigkeit von ≥ 99 Prozent.

3.1.7 Die ärztliche Untersuchung vor der Analyse

Die nachfolgend näher beschriebenen Analysen der Rumpf-, Nacken- und Halsmuskulatur sind selbst für Patienten mit chronischen Rückenschmerzen gefahrlos. Analysen von 8214 Personen im Alter von 13 bis 85 Jahren haben diesbezüglich gezeigt, dass nur bei ca. einem Prozent der Teilnehmer analyseinduzierte Beschwerden auftreten (vgl. Uhlig et al. 2003).

Aus Sicherheits- und Qualitätssicherungsgründen darf jeder Patient erst nach eingehender Untersuchung durch einen in der Rückenschmerzdiagnostik erfahrenen Arzt eine Biomechanische Funktionsanalyse der Wirbelsäule durchführen lassen. Für diese ärztliche Untersuchung gibt es einen ausführlichen "Leitfaden für Mediziner".

3.1.7.1 Indikationen und Kontraindikationen

3.1.7.1.1 Indikationen

Wirbelsäulensyndrome mit erheblicher Symptomatik sind:

- ein nachgewiesener Bandscheibenvorfall (auch postoperativ) und erhebliche Protrusionen außerhalb des akuten Stadiums,
- nachgewiesene degenerative Veränderungen, Spondylysen und Spondylo listhesen,
- Wirbelsäulenverletzungen im Rahmen der konservativen oder postoperativen Behandlung,
- rezidivierende Bandscheibenleiden mit erheblich eingeschränkter Arbeitsfähigkeit,
- funktionelle Rückenschmerzen auch ohne degenerative Veränderungen und
- muskuläre Wirbelsäuleninsuffizienz und/ oder Dysbalance.

Voraussetzung für die Teilnahme ist dabei, dass operationswürdige Befunde fachärztlich ausgeschlossen sind und postoperative Zustände innerhalb von vier Monaten der Einwilligung des Operators bedürfen. Es muss mindestens Übungsstabilität bestehen und darüber hinaus eine ausreichende geistige, psychische und körperliche Konstitution sowie Kooperation und Motivation des Patienten gegeben sein.

3.1.7.1.2 Relative Kontraindikationen

- Tumorleiden,
- medikamentös nicht ausreichend eingestellte Hypertonie,
- belastungslabile KHK,
- relative Herzinsuffizienz,
- kurze Intervallphasen von Rheuma,
- Osteoporose bis 80% Knochendichte des Altersdurchschnitts,
- Bandscheibenvorfälle und Protrusionen bis 3 Monate ohne Operationsindikation,
- grüner Star,
- Diabetes,

- instabile Psyche.

3.1.7.1.3 Absolute Kontraindikationen

- frische Frakturen (bis 4 Monate),
- Zustand nach Bauchoperation (bis 4 Monate),
- Zustand nach gynäkologischer Operation (bis 4 Monate),
- akut operationswürdige Befunde,
- Narbenbrüche,
- Missbildungen der Wirbelsäule,
- Spina bifida mit Befall von mehr als einem Wirbelsäulensegment,
- florider Morbus Scheuermann,
- Skoliose im Wachstum von mehr als 30° nach Cobb,
- schwere Gefäßerkrankungen,
- Aneurysma der Aorta,
- Lungenembolie,
- Thrombose großer Venen,
- zerebrale Ischämien,
- schwere Herz- und Kreislauferkrankungen mit
- Herzinsuffizienz,
- instabiler Angina pectoris,
- schwere entzündliche Erkrankungen im akuten Schub,
- z. B. PcP, Morbus Bechterew,
- Osteoporose mit weniger als 80% Knochendichte des Altersdurchschnitts,
- akuter Bandscheibenvorfall mit Beinbeschwerden,
- Operationsindikation (akute Nervenreizung),
- progressive neurologische Symptomatik,
- Netzhautablösung,
- ansteckende Krankheiten,
- progrediente Instabilität der Wirbelsäule“

(Denner 1998a, S. 41).

3.1.7.2 Teilnahmevoraussetzungen

Teilnahmevoraussetzungen sind in jedem Einzelfall: 1. der Nachweis der wissenschaftlich- medizinischen Notwendigkeit sowie 2. das Vorliegen von ärztlicher Diagnose und ärztlicher Unbedenklichkeitsbescheinigung.

Bei der Biomechanischen Funktionsanalyse der Wirbelsäule werden nur „Kernparameter“, d. h. zur Steuerung des späteren Trainings unmittelbar geeignete Größen, erfasst. Kernparameter sind z. B. die Beweglichkeit der Wirbelsäule und die isometrische Maximalkraft sowie die statische und dynamische Leistungsfähigkeit der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur. Multiple Standardisierungen (Apparaturen, Messtechnik, Methoden, Testprotokolle, Testbedingungen) gewährleisten die Kontrolle der wichtigsten externen und internen Variablen und schaffen die Voraussetzungen für intra- und interindividuellen Datenvergleich. Per Definitionen ermöglicht die Biomechanische Funktionsanalyse der Wirbelsäule insbesondere die

- differenzierte Diagnostik muskulärer Stärken und Schwächen („Insuffizienzen“),
- Bestimmung des Dekonditionierungsstadiums (Graduierte Darstellung der Erkrankung [vgl. Denner 1998]),
- Auswahl und Eignungsüberprüfung von Trainingsteilnehmern,
- Individualisierung und Steuerung von Trainingsmaßnahmen,
- Evaluation und Quantifizierung des Trainingserfolgs (mittels vorher- nachher-Vergleich).

Anhand der Rumpfextension wird die Durchführung der Funktionsanalyse exemplarisch beschrieben. Für die anderen Bewegungsrichtungen wird analog verfahren (vgl. Denner 1998; Kapandji 1985).

3.1.8 Funktionsanalyse

3.1.8.1 Die Analyse der Rumpfextension (vgl. Abb. 1)

Die Streckung des Rumpfes erfolgt durch die tief und oberflächlich gelegenen Muskeln rechts und links der Wirbelsäule (Musculi erectores spinae). Für deren Analyse wird die Testperson vom Testleiter in Abhängigkeit von der Lage des Wirbelsäulen-segments L3/L4 zur fixierten Drehachse des Analysesystems positioniert. Ein stufen-

los höhenverstellbarer Sitz gewährleistet die achsengerechte Positionierung. Die Kraft der Rumpfextensoren wird über ein rundes Rückenpolster auf den Bewegungsarm des Systems übertragen. Dieses Rückenpolster lässt sich stufenlos Höhenverstellen und damit an die Rumpflänge der Testperson anpassen (Positionierungskriterium: Mitte Schulterblatt). Eine hintere Becken- und LWS-/BWS-Stütze erleichtert kontrollierte segmentale Bewegungen. Der sagittale Hüftwinkel (Winkel zwischen Kreuzbein und Oberschenkelknochen) beträgt standardmäßig 75 bis 80 Grad. Die vordere Oberschenkelaufgabe kann per stufenloser Längsverstellung an die Oberschenkelgröße angepasst werden (Positionierungskriterium: ca. 1 bis 2 cm hinter der Kniekehle). Eine ebenfalls stufenlos längsverstellbare Kniefixation ermöglicht die Anpassung an die Dimensionen von Kniegelenk und Unterschenkel. Während die Knieextensoren bei einem konstruktionsbedingten Gelenkwinkel von 65 bis 75 Grad unter ungünstigen mechanischen Bedingungen agieren und daher nur eine verhältnismäßig geringe Kraft entwickeln können, wird für die Aktivitätsminimierung der bei einem mechanisch günstigen Gelenkwinkel agierenden Hüftextensoren ein komplexer Hüft-/ Beckenfixierungsmechanismus benötigt. Dabei wird mittels der individuell exakt justierbaren Kniefixation eine nach rückwärts auf die Oberschenkelknochen wirkende Kraft erzeugt. In Verbindung mit der hinteren Becken- und LWS-/BWS-Stütze bewirkt diese die Stabilisierung und Fixierung des Beckens, so dass eine Beckenaufrichtung und damit eine dynamische Aktion der Hüftextensoren verhindert werden. Folge: Eine weitgehendst isolierte Aktivierung der Rumpfextensoren kann sichergestellt werden.

Bei Maximal- und Schnellkraftanalysen werden die Ober- und Unterarme vor dem Körper verschränkt und unmittelbar an den Brustkorb herangeführt, bei allen anderen Analysen sowie beim Training hängen die Arme neben dem Rumpf locker und ausgestreckt herab. Die veränderte und kompaktere Armposition bei den Maximal- und Schnellkraftanalysen begünstigt die dabei erforderliche maximale Anspannung. Die dynamische Bewegung beginnt in der maximal gebeugten Rumpfposition, wobei das Ausmaß der Rumpfbeugung von der Beweglichkeit der Testperson abhängt. Die Streckung des Rumpfes wird mit einer Streckbewegung des Kopfes eingeleitet und grundsätzlich über dessen Stellung im Raum kontinuierlich gesteuert. Umgekehrt wird die nachfolgende Beugung des Rumpfes aus dessen maximaler Extensionsposition mit einer Beugebewegung des Kopfes eingeleitet und gesteuert. Bei isometrischen Maximalkraftanalysen wird der Kopf bei allen Rumpfbewegungen prinzipiell in Verlängerung der jeweiligen Rumpfposition gehalten. Im Mittelpunkt der Bewegungsaufgabe

steht die Realisierung kontrollierter segmentaler Bewegungen. Das dynamische Auf- und Abrollen von Lenden- und Brustwirbelsäule wird dabei durch die hintere Becken- und LWS-/BWS-Stütze geführt und unterstützt. Bei der Extensionsbewegung (Aufrollen, Konzentrik) werden zunächst die Segmente der Lendenwirbelsäule (LWS) und danach die Segmente der Brustwirbelsäule (BWS) aktiviert, umgekehrt werden bei der nachfolgenden Flexionsbewegung (Abrollen, Exzentrik) zunächst die Segmente der BWS und danach die Segmente der LWS aktiviert. Die Muskelaktionsform der LWS-Extensoren ist zunächst konzentrisch, dann über einen relativ langen Zeitraum isometrisch (2. Hälfte der Aufroll- und 1. Hälfte der Abrollbewegung) und gegen Ende der Abrollbewegung exzentrisch. Bei den BWS-Extensoren zeigt sich diesbezüglich eine Phasenverschiebung. Sie agieren zu Beginn der Aufrollbewegung isometrisch, dann konzentrisch sowie mit Beginn und im Verlauf der Abrollbewegung exzentrisch. Die Rumpfextension erfolgt durch beidseitige Kontraktion der aufgeführten Anteile des M. erector spinae:

1. interspinales System:

- M. spinalis
- Mm. Intertransversarii
- Mm. Interspinales

2. transversospinales System:

- Mm. Rotatores
- M. semispinalis
- M. multifidus

3. lateraler Muskelstrang:

- M. spinalis thoracis
- M. iliocostalis thoracis
- M. iliocostalis lumborum
- M. longissimus

(vgl. Denner 1998a).

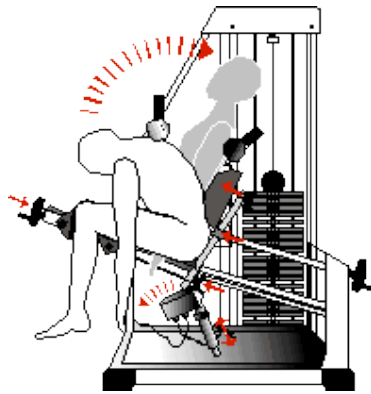


Abb. 1: Analyse- und Trainingssystem für die Rumpfextension

3.1.8.2 Die Analyse der Rumpfflexion (vgl. Abb. 2)

Die Beugung des Rumpfes erfolgt durch die gut tastbare vordere Bauchmuskulatur, die durch gleichzeitige beidseitige Aktivierung der seitlichen Bauchmuskulatur unterstützt wird. Das Analyse- und Trainingssystem für die Rumpfflexion hat dieselbe mechanische Grundkonstruktion wie das System für die Rumpfextension. Die Körperposition ist in gleicher Weise standardisiert (Ausnahme: Armpositionierung), es gelten dieselben Kriterien bez. Positionierung, Anpassung an individuelle Körpermaße sowie Abstützung der Wirbelsäule. Die dynamische Bewegung wird durch eine maximale Vordehnung der Rumpfflexoren eingeleitet und analog zur Rumpfextension durch eine Beugebewegung des Kopfes initialisiert sowie durch dessen Stellung im Raum kontinuierlich gesteuert. Bei der konzentrischen Bewegung (Rumpfbeugung) werden zunächst die BWS- und danach die LWS-Segmente aktiviert, bei der exzentrischen Bewegung (Rumpfstreckung) erfolgt die segmentale Aktivierung in umgekehrter Reihenfolge. Für die Flexion des Rumpfes sind bei *beidseitiger* Kontraktion die folgenden Muskulaturbereiche verantwortlich:

- M. rectus abdominis
- Mm. Obliqui internus et externus abdominis

(vgl. Denner 1998a).

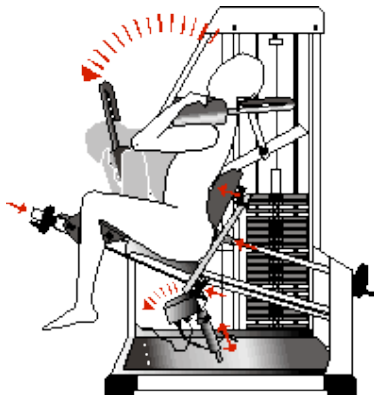


Abb. 2: Analyse- und Trainingssystem für die Rumpfflexion

3.1.8.3 Die Analyse der Rumpflateralflexion (vgl. Abb. 3)

Die Seitwärtsneigung des Rumpfes nach rechts und links wird durch einseitige Aktivierung der tief und oberflächlich gelegenen Rückenstreckmuskulatur und der seitlichen Bauchmuskulatur sowie der Musculi quadratus lumborum und psoas major realisiert. Bei der Rumpflateralflexion liegt das Rotationszentrum analog zur Rumpfextension auf Höhe des, per Palpation ermittelbaren, Segments L3/L4 (Alternative: Lage des oberen Beckenkamms). Die achsengerechte Positionierung von Analyse-/Trainingssystem und Testperson wird durch einen stufenlos höhenverstellbaren Sitz realisiert. Ein komplexer Oberschenkel- und Beckenfixierungsmechanismus gewährleistet die Isolation der Rumpfbewegung. Vor Beginn der konzentrischen Bewegung wird die Lateralflexionsmuskulatur mittels maximaler Rumpfseitwärtsneigung vorge-dehnt. Aus dieser Startposition heraus, erfolgt eine kontrollierte Bewegung zur gegenüberliegenden Körperseite (Konzentrik) sowie danach eine entsprechende Umkehrbewegung (Exzentrik). Die Lateralflexionsbewegung wird jeweils beendet, sobald eine Mitbewegung des Beckens und die dadurch resultierende Deaktivierung der Rumpflateralflexoren auftritt. Bei der rechts- und linksseitigen Lateralflexion wird der Kopf immer in Verlängerung des Rumpfes gehalten. Seine Stellung im Raum initialisiert und steuert die Rumpfbewegung analog zur Rumpfextension und -flexion. An der Lateralflexion des Rumpfes sind bei *einseitiger* Kontraktion die nachstehenden Muskeln beteiligt:

- Mm. Intertransverii
- lateraler Muskelstrang des M. erector spinae
 - M. iliocostalis thoracis
 - M. iliocostalis lumborum

- M. longissimus
 - M. obliquus externus abdominis
 - M. obliquus internus abdominis
 - M. quadratus lumborum
 - M. psoas major
- (vgl. Denner 1998a).

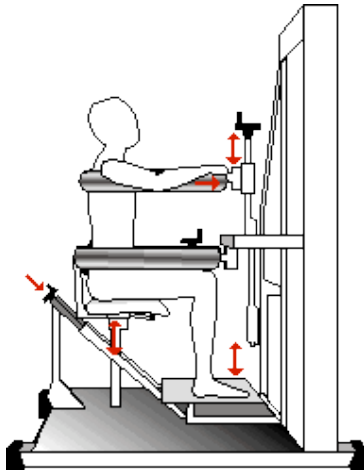


Abb. 3: Analyse- und Trainingssystem für die Rumpflateralflexion

3.1.8.4 Die Analyse der Rumpfrotation (vgl. Abb. 4)

Anatomisch betrachtet ist die Drehung des Rumpfes sehr komplex. Sie erfolgt durch die Interaktion des gleichseitigen Musculi erectores spinae und der gegenseitigen Musculi multifidi et rotatores sowie durch wechselseitige Kontraktion der Musculi obliqui abdominis. Letztere gelten als die prinzipiellen Rotatoren des Rumpfes. Das Analyse-/Trainingssystem für die Rumpfrotation ermöglicht bei fixiertem Becken eine isolierte LWS-/BWS-Rotation um die Vertikalachse (Körperlängsachse). Die Testperson wird dabei mittig unter die Drehachse des Systems positioniert. Ein komplexer Oberschenkel- und Beckenfixierungsmechanismus stellt die Isolation der Rumpfbewegung sicher. Herzstück der Bewegungsaufgabe ist die Realisierung kontrollierter segmentaler Rotationsbewegungen. Vor Beginn der konzentrischen Bewegung werden die Rumpfrotatoren mittels Außenrotation zur gegenüberliegenden Seite maximal vorge-dehnt (Kriterium: Beweglichkeit der Testperson). Aus dieser Startposition heraus erfolgt eine kontinuierliche Drehung des Rumpfes zur gegenüberliegenden Körperseite

(Konzentrik) sowie danach eine entsprechende Umkehrbewegung (Exzentrik). Für eine kontrollierte Rumpfrotation ist die Bewegungsinitialisierung und -steuerung durch die Kopfstellung im Raum noch wichtiger als für alle übrigen Rumpfbewegungen. Im Rahmen der Vordehnung sowie während konzentrischer und exzentrischer Bewegungen initialisiert und terminiert die Rotation des Kopfes die entsprechende Bewegung des Rumpfes. Die Rumpfrotation erfolgt also geringfügig zeitversetzt, wobei die Bewegungsamplitude des Rumpfes deutlich geringer ist als die Bewegungsamplitude des Kopfes. Die Rumpfrotation ist möglich durch:

- die Interaktion des ipsilateralen M. erector spinae und der kontralateralen Mm. Multifidi und Mm. Rotatores sowie durch
- wechselseitige Kontraktionen der Mm. Obliqui abdominis, wobei der M. obliquus externus abdominis und der M. obliquus internus abdominis derselben Körperseite als Antagonisten arbeiten (für die Rumpfrotation nach links kontrahieren der rechtseitige M. obliquus externus und der linksseitige M. obliquus internus)

(vgl. Denner 1998a).

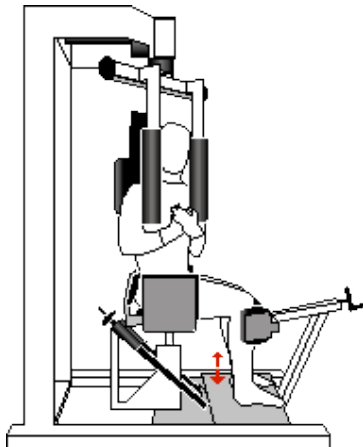


Abb. 4: Analyse- und Trainingssystem für die Rumpfrotation

3.1.8.5 Die Analyse der HWS- Extension (vgl. Abb. 5)

Das Positionierungskriterium für die HWS-Extension ist die Lage des, per Palpation ermittelbaren, Segments C7/Th1. Ein stufenlos höhenverstellbarer Sitz ermöglicht die achsengerechte Positionierung von Testperson und Analyse-/Trainingssystem. Stufenlos und voneinander unabhängig längs- sowie höhenverstellbare Stützpolster gewährleisten die Fixierung des Rumpfes von vorne und hinten. Bewegungen der

Brustwirbelsäule werden dadurch eliminiert, die Extension des Kopfes wird ausschließlich durch segmentale Bewegungen der Halswirbelsäule realisiert. Eine hintere LWS-/BWS-Stütze erleichtert dabei die aufrechte Sitzposition der Testperson. Die Arme hängen neben dem Rumpf locker und ausgestreckt herab. Die Kraft der HWS-Extensoren wird über ein speziell geformtes drehbares Kopfpolster auf den Bewegungsarm des Systems übertragen. Dieses Kopfpolster weist eine runde Vertiefung auf, welche den Kopf umschließt bzw. einbettet und dadurch eine gleichmäßige Druckverteilung über die gesamte Kopffläche hinweg gewährleistet. Es wird per stufenloser Höhenverstellung optimal an die individuelle Halslänge angepasst. Im Mittelpunkt der Bewegungsaufgabe steht analog zum Rumpfbereich die Realisierung kontrollierter segmentaler Bewegungen. Die maximalen Bewegungsamplituden bei der Flexion und Extension wird durch die Beweglichkeit der Testperson determiniert. Es werden prinzipiell keine Bewegungen erzwungen. Zu Beginn der dynamischen Bewegung erfolgt die Vordehnung der HWS-Extensoren mittels maximaler HWS-Flexion. Danach werden die einzelnen Segmente der oberen und unteren Halswirbelsäule sukzessive von unten nach oben aktiviert. Eine hintere HWS-Stütze erleichtert die Auf- und Abrollbewegungen. Die Hauptfunktionsmuskulatur für die Extension der Halswirbelsäule wird aus funktionell anatomischer Sicht in drei Gruppen unterteilt (vgl. Kapandji 1985):

1. Muskeln, die von den Querfortsätzen der Halswirbelsäule schräg nach dorsal-kaudal in die Rückenregion ziehen:
 - M. splenius cervicis
 - M. longissimus cervicis
 - M. iliocostalis cervicis
 - M. levator scapulae
2. Muskeln, die von cranial schräg nach kaudal-ventral ziehen:
 - Muskeln des transversospinalen Systems
 - M. semispinalis capitis
 - M. longissimus capitis
 - M. splenius capitis
 - Gruppe der kurzen Nackenmuskeln
 - M. rectus capitis posterior major
 - M. rectus capitis posterior minor
 - M. obliquus capitis inferior

- M. obliquus superior
 - Mm. Interspinalis
3. Muskeln, die Hinterhaupt und Mastoid unmittelbar mit dem Schultergürtel verbinden:
- M. trapezius
 - M. sternocleidomastoideus
- (vgl. Denner 1998a).

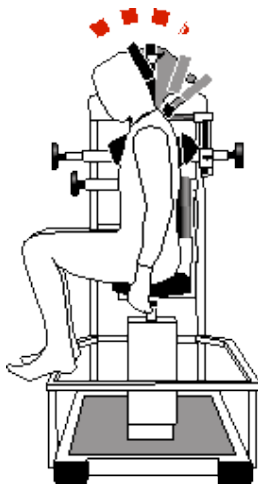


Abb. 5: Analyse- und Trainingssystem für die HWS-Extension

3.1.8.6 Die Analyse der vorderen HWS- Flexion (vgl. Abb. 6)

Das Analyse- und Trainingssystem für die HWS-Extension wird auch für die HWS-Flexion eingesetzt. Der drehbare Sitz ermöglicht dabei eine Veränderung der Positionierung der Testperson, ohne dass diese das Gerät verlassen oder aufstehen muss. Der Testleiter entfernt lediglich das Kopfpolster, löst die vorderen und hinteren Stützpolsterarretierungen sowie die Sitzarretierung und dreht die Testperson um 180°. Die Körperposition der Testperson ist dadurch bei der HWS-Flexion in gleicher Weise standardisiert wie bei der HWS-Extension. Die Kraftübertragung der HWS-Flexoren auf den Bewegungsarm des Systems erfolgt über ein speziell geformtes, stufenlos höhenverstellbares Stirnpolster. Dieses verteilt den bei muskulären Aktionen entstehenden Druck gleichmäßig auf die gesamte Stirnfläche. Die dynamische Bewegung wird durch Vordehnung der HWS-Flexoren eingeleitet. Bei der konzentrischen Bewegung (Beugung) werden die Segmente der oberen und unteren Halswirbelsäule von oben nach unten kontrolliert flektiert. Dabei ist eine Vor- und Rückführung des Unter-

kiefers (translatorisches Gleiten) zu vermeiden. Den meisten Testpersonen hilft dies-
bezüglich die Bewegungsaufgabe „Versuchen Sie die Stirn gegen den Oberschenkel
zu drücken“. Die exzentrische Bewegung (Streckung) muss äußerst kontrolliert
durchgeführt werden, da mit zunehmender Extension zwei Bewegungshemmende
Phänomene auftreten: 1. das vordere Längsband spannt sich an, 2. die Dornfortsätze
benachbarter Wirbel nähern sich an und überlagern sich dachziegelartig. Die Haupt-
funktionsmuskulatur für die Flexion der Halswirbelsäule erfolgt durch die gesamte
prävertebrale Muskulatur, welche sich folgendermaßen zusammensetzt:

- M. longus colli
- M. longus capitis
- M. rectus capitis anterior
- M. rectus capitis lateralis
- Mm. Intertransversarii anteriores
- Mm. Intertransversarii posteriores
- M. scalenus anterior
- M. scalenus medius
- M. scalenus posterior
- M. sternocleidomastoideus
- supra- und infrahyale Muskeln

(vgl. Kapandji in Denner 1998a).

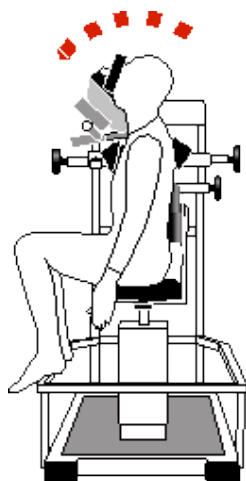


Abb. 6: Analyse- und Trainingssystem für die HWS-Flexion

3.1.8.7 Die Analyse der HWS- Lateralflexion (vgl. Abb. 7)

Das System für die HWS-Extension und -Flexion ermöglicht auch die Analyse und das Training der HWS-Lateralflexion. Die Testperson wird dabei mit dem Rücken zur Drehachse des Systems positioniert. Primäres Positionierungskriterium ist die Lage des, per Palpation ermittelbaren, Segments C7/Th1 (= Rotationszentrum der unteren Halswirbelsäule). Die HWS-Lateralflexion wird prinzipiell durch funktionelle Ergänzung der oberen und unteren Halswirbelsäule realisiert. Dabei kompensiert die obere Halswirbelsäule die in der unteren Halswirbelsäule auftretende kombinierte Lateralflexion-, Rotation und Extension mit dem Ergebnis, dass eine reine HWS-Lateralflexion stattfinden kann. Isolierte HWS-Lateralflexionsbewegungen erfordern eine exakte und permanente Kontrolle der Kopfstellung durch die Testperson. Der Kopf sollte sowohl unter statischen als auch unter dynamischen Arbeitsbedingungen in neutraler Position (Bestimmung nach der Neutral- Null- Methode) gehalten werden, so dass bei der Lateralflexion weder die Extensions- noch die Rotationskomponente verstärkt wird. Ein stets geradeaus gerichteter Blick und ein aufrecht gehaltenes Kinn erleichtern die konstante Kopfhaltung. Im Mittelpunkt der dynamischen Bewegung steht die Realisierung der Bewegungsaufgabe „Versuchen Sie im rhythmischen Wechsel Ihr rechtes Ohr auf die rechte Schulter sowie Ihr linkes Ohr auf die linke Schulter aufzulegen“. Dabei ist besonders darauf zu achten, dass die Testperson im Schulterbereich nicht verkrampft. Die Hauptfunktionsmuskulatur für die Lateralflexion der Halswirbelsäule erfolgt mittels einseitiger Kontraktion folgender Hauptfunktionsmuskeln:

- M. sternocleidomastoideus
- M. trapezius
- Muskeln des transversospinalen System
- M. splenius cervicis et capitis
- M. longissimus cervicis et capitis
- M. iliocostalis cervicis
- M. levator scapulae
- M. semispinalis capitis
- Gruppe der kurzen Nackenmuskeln
- M. longus colli
- M. longus capitis
- M. rectus capitis lateralis
- M. rectus capitis anterior

- Mm. intertransversarii anteriores et posteriores
 - Mm. scaleni
- (vgl. Denner 1998a).

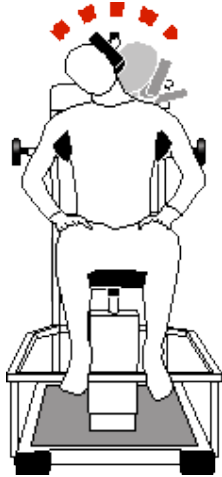


Abb. 7: Analyse- und Trainingssystem für die HWS-Lateralflexion

3.1.9 Interpretation mit Hilfe der Referenzdaten ermöglichen den genauen Vergleich

Gesundheit und Leistungsfähigkeit sind notwendigerweise relative Konzepte, d. h. der Zustand eines Individuums kann nur in Relation zu etwas interpretiert werden. Erst der Vergleich gemessener Daten mit Referenzdaten ermöglicht die Bewertung von gesundheitlich und leistungsmäßig relevanten Parametern. Im Idealfall können die Messdaten eines Patienten in Bezug zu mehreren Sammlungen von Referenzdaten gesetzt werden. Die differenzierenden Referenzdaten sind das interindividuelle Maßsystem muskulärer Insuffizienzen an der Wirbelsäule. Erst mit der Verfügbarkeit von Referenzdaten ist es möglich, ein Anforderungsprofil an die wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur mathematisch zu beschreiben.

3.1.10 Auswertung der Analyse und Ergebnisdarstellung

Die bei einem Patienten erhobenen Messdaten werden standardmäßig mit den alters- und geschlechtsspezifischen Referenzdaten untrainierter beschwerdefreier Referenzpersonen verglichen. Ein speziell entwickeltes Softwareprogramm 'FPZ PROFILE' stellt dabei die Abweichung der Messdaten von den Referenzdaten als Abweichung

vom Mittelwert unter Berücksichtigung der Standardabweichung in Form eines Profils grafisch dar.

Das Ergebnis der Berechnungen ist ein "Muskuläres Profil der Wirbelsäule" (vgl. Abb. 8). Dieses ermöglicht den Abgleich zwischen dem Anforderungsprofil an eine optimal entwickelte wirbelsäulenstabilisierende Muskulatur und dem individuellen Funktions-/Leistungsprofil. Die wissenschaftlichen Studien des Forschungs- und Präventionszentrums (FPZ) Köln zur Entwicklung von Referenzdaten haben gezeigt, dass Menschen mit Rückenproblemen ein "komplexes Dekonditionierungssyndrom" aufweisen. Auf der Grundlage dieser Erkenntnis wurde eine Stadieneinteilung der Dekonditionierung entwickelt. Diese berücksichtigt sowohl den einzelnen Messparameter als auch das Gesamtbild, das sich bei Betrachtung aller im Einzelfall erfassten Messparameter ergibt, als Determinanten des Dekonditionierungsprozesses. Die einzelnen Stadien der Dekonditionierung sind wie folgt definiert:

- Stadium 0 (keine Dekonditionierung),
- Stadium 1 (geringfügige Dekonditionierung),
- Stadium 2 (geringfügige, jedoch signifikante Dekonditionierung),
- Stadium 3 (ausgeprägte Dekonditionierung),
- Stadium 4 (erhebliche Dekonditionierung).

Das "Muskuläre Profil der Wirbelsäule" und die mathematische Bestimmung des "Dekonditionierungsstadiums" objektivieren, quantifizieren und visualisieren das Ergebnis einer Biomechanischen Funktionsanalyse der Wirbelsäule. Die beiden grafischen Darstellungsarten ergänzen sich gegenseitig. Das "Muskuläre Profil der Wirbelsäule" visualisiert und differenziert das komplexe Gesamtergebnis auf einen Blick. Darüber hinaus fokussiert es die Aufmerksamkeit des Betrachters auf die vorhandenen Stärken und Schwächen der Testperson. Das "Dekonditionierungsstadium" fasst alle durchgeführten interindividuellen Vergleiche von Messdaten der Testperson mit Referenzdaten untrainierter beschwerdefreier Referenzpersonen gleichen Geschlechts und Alters zu einem Gesamtergebnis zusammen. Die Kombination beider Ergebnisdarstellungen ermöglicht eine objektive und eindeutige Interpretation des momentanen Funktionszustands der Wirbelsäule.

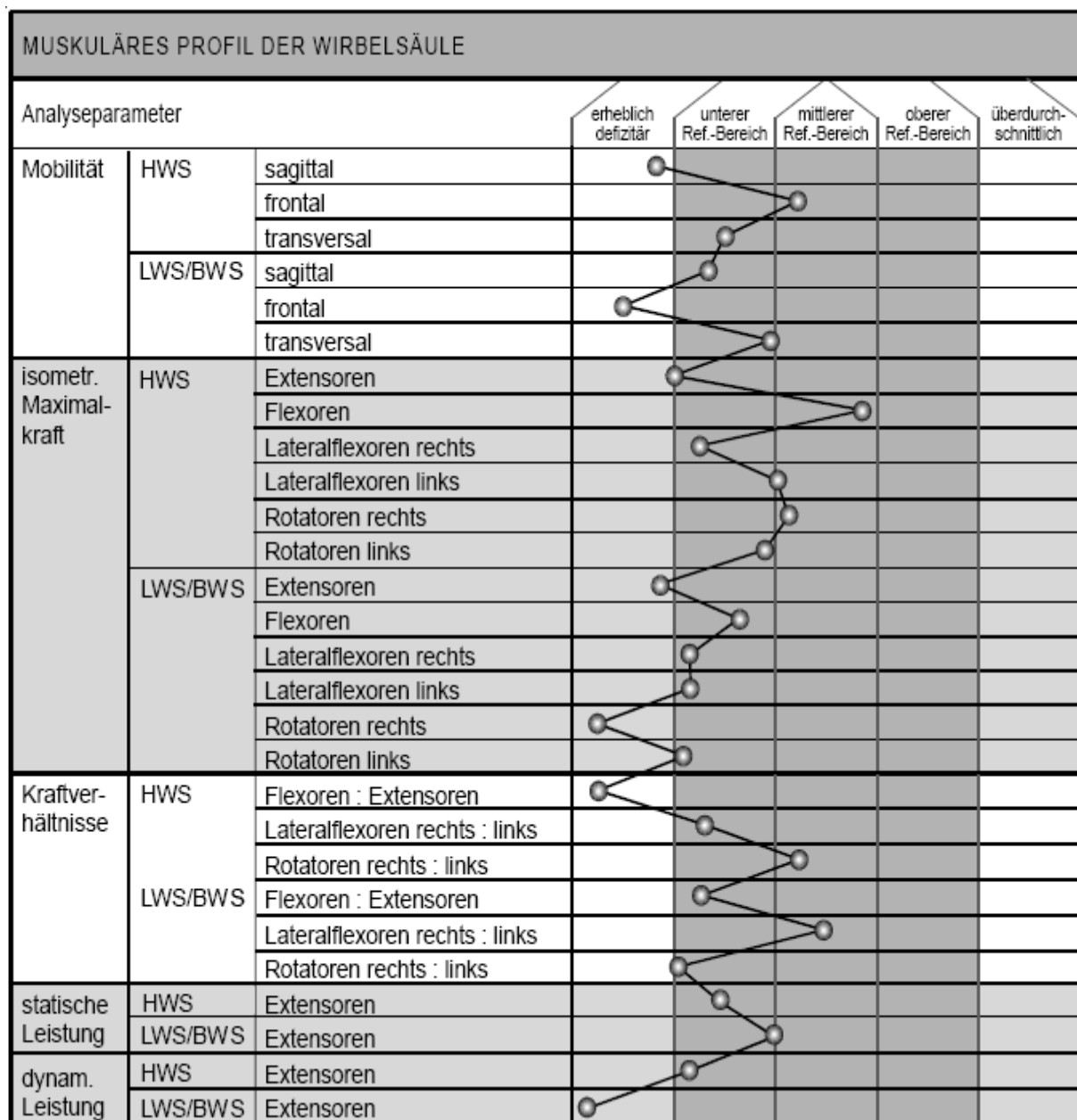


Abb. 8: Standardisierte Ergebnisdarstellung einer Biomechanischen Funktionsanalyse
der Wirbelsäule

3.1.11 Die Interpretation des Analyseergebnisses

Die Biomechanische Funktionsanalyse der Wirbelsäule wurde primär entwickelt, um die Kernparameter Maximalkraft, Dysbalance/n sowie statische und dynamische Leistungsfähigkeit der Rumpf-, Nacken- und Halsmuskulatur evaluierbar, quantifizierbar und bewertbar zu machen. Eine ungenügend ausgebildete Beweglichkeit, ein Maximalkraftdefizit bzw. ein Muskelleistungsfähigkeitsdefizit liegen dabei vor, wenn der jeweilige Messwert der Testperson vom Mittelwert untrainierter beschwerdefreier Re-

ferenzpersonen um mehr als eine Standardabweichung nach unten abweicht. Eine exzessive Beweglichkeit, eine überdurchschnittliche Maximalkraft bzw. Muskelleistungsfähigkeit sind gegeben, wenn der jeweilige Messwert der Testperson vom Mittelwert untrainierter beschwerdefreier Referenzpersonen um mehr als eine Standardabweichung nach oben abweicht. Gemäß dem Anforderungsprofil an eine voll funktionsfähige Wirbelsäule liegen die individuellen Mess- und Funktionsparameter im Vergleich zu den Referenzdaten möglichst innerhalb der einfachen Standardabweichung. Ein Optimum würde mit möglichst allen Werten oberhalb der einfachen Standardabweichung erzielt. Eine (neuro-) muskuläre Dysbalance ist immer dann gegeben, wenn der Messwert der Testperson vom Mittelwert untrainierter beschwerdefreier Personen um mehr als eine Standardabweichung nach unten oder oben abweicht und die Veränderung der Balance pathologisch, d. h. beschwerdeauslösend und -verstärkend, strukturschädigend oder leistungseinschränkend wirkt. Grafisch wird bei den Kraftverhältnissen jede Abweichung prinzipiell negativ dargestellt. Die Entscheidung, inwieweit die Abweichung auch negativ im Sinne eines Risikofaktors zu bewerten ist, lässt sich jedoch erst unter Berücksichtigung aller diagnostischen Aspekte (ärztliche Untersuchung) treffen. Das "Muskuläre Profil der Wirbelsäule" ist als ein individuelles Risikofaktorenprofil zu betrachten, das eine differenzierte Diagnostik der Dekonditionierung ermöglicht. Für die Interpretation des Analyseergebnisses ergibt sich dadurch die Konsequenz, dass jeweils innerhalb des Referenzintervalls liegende Messwerte in Abhängigkeit von ihrer punktgenauen Lage und der sich daraus ergebenden Zugehörigkeit zum unteren, mittleren oder oberen Referenzbereich zu interpretieren sind. Morphologisch begründet sich die differenzierten Verschlechterungen der isometrischen Maximalkraft durch eine Minderung des Muskelquerschnitts (vorwiegend der schnell zuckende TYP II-Fasern), einer zunehmenden Fettinfiltration und insbesondere durch eine unökonomische neuromuskuläre Rekrutierung der verschiedenen Muskelfasertypen. Die Reduktion dieser Defizite wie u.a. Hollmann und Hettinger (vgl. Hollmann, Hettinger 1980), Bandy et al. (vgl. Bandy et al. 1990) und Howald (vgl. Howald 1985) begründen, sind Inhalt der standardisierten Methodik des FPZ Konzepts (vgl. Denner 1995). Der Nachweis eines muskulären Defizits und damit eines "unnormalen", d. h. pathologischen Zustands der betroffenen wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur begründet den Einsatz entsprechender Rekonditionierung. Dieser Prozess der Rekonditionierung ist damit unter nosologischen Gesichtspunkten eine kausale Therapie. Die genannten Studien begründen die morphologische Wirksamkeit bei de-

nen im FPZ Konzept nachgewiesenen positiven Anpassungserscheinungen (Verbesserung der isometrischen Maximalkraft) in der Verbesserung der simultanen Rekrutierung und Frequentierung der Muskelfasern und der Verdickung der noch vorhandenen schnell zuckenden TYP II-Fasern und somit die Reduktion der funktionellen Risiken in der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur. Eine adäquate Wirksamkeit von funktionsgymnastischen Übungen konnte von Konrad (vgl. Konrad, Schmitz, Denner 2001) widerlegt werden. Das "Muskuläre Profil der Wirbelsäule" und das mathematisch bestimmte „Dekonditionierungsstadium“ sind Determinanten für die Notwendigkeit der Teilnahme an einem Therapieprogramm.

In Anlehnung an das klassische Risikofaktorenkonzept, z. B. hinsichtlich der Prävention koronarer Herzerkrankung, gilt der Grundsatz, dass die Trainingsbedürftigkeit mit zunehmender negativer Abweichung eines Messwerts vom Mittelwert untrainierter beschwerdefreier Referenzpersonen sowie bei Vorhandensein mehrerer, eindeutig identifizierter Risikofaktoren exponentiell zunimmt.

3.2 Das Training der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur

Nach der orthopädisch/schmerzdiagnostischen Untersuchung durch den Arzt und der Biomechanischen Funktionsanalyse der Wirbelsäule ergibt sich ein genaues Bild über das momentane funktionelle und psychisch kognitive Krankheitsbild des Patienten für oder gegen die Entscheidung einer analysegestützten medizinischen Trainingstherapie.

Multiple prospektive und retrospektive wissenschaftliche Längsschnittstudien resultierten in einer genauen Definition der "good responder" und der "bad responder" (vgl. Harter 2001; Harter 2002; Schifferdecker-Hoch 2001). Die FPZ Diagnostik (standardisierte Biomechanische Funktionsanalyse) von Rumpf und Halswirbelsäule, ergänzt durch Risikofaktorenscreening ausgewählter psychobiologischer Variablen (vgl. Harter, Schifferdecker-Hoch, Denner 2003), ermöglicht somit die qualitätsgesicherte Auswahl und Eignungsüberprüfung von Rückenschmerzpatienten und stellt sicher, dass für das Behandlungskonzept nicht geeignete Patienten erst gar nicht mit diesem beginnen. Auf der Basis dieser nosologischen, therapieleitenden Erkenntnisse sollte der Patient bei Eignung schnellstmöglich aktiviert werden. Dies geschieht am schnellsten und wirkungsvollsten durch den folgenden Maßnahmenmix, der auf-

grund der ärztlichen Untersuchung und der Biomechanischen Funktionsanalyse individuell auf den Patienten abgestimmt ist:

- Progressiv dynamisches Krafttraining zur Verbesserung des pathologischen muskelphysiologischen Zustands,
- Gymnastik zur Verbesserung der Beweglichkeit und Erholungsfähigkeit,
- spezifische Schulung von Entlastung und Entspannung,
- individuelle Edukation.

Für die individuelle Rekonditionierung ist jede dieser vier Maßnahmen unverzichtbar. Damit diese Maßnahme auch wirkungsvoll eingesetzt wird, sollte sie auch nur durch fachlich kompetente Therapeuten mit besonderer Qualifikation in einer sehr individuellen Betreuung durchgeführt werden. Dabei gelten folgenden Prinzipien:

→ kein Training ohne

- ärztliche Unbedenklichkeitserklärung - in dieser erklärt der Arzt die Übungsstabilität des Patienten,
- Termin - ein 1:1 bis maximal 1:3 Betreuungsverhältnis (Therapeut/Patient) wird so sichergestellt und sichert die homogene Dienstleistungsqualität,
- Analyse - nur eine exakte und individuelle Ist-Sollwert-Vorgabe garantiert eine systematische Überprüfbarkeit im und daher eine
- Dokumentation und Qualitätssicherung.

Primärziel der Trainingstherapie ist die Rekonditionierung der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur, der Wirbelsäulenbeweglichkeit sowie der Kraft und Leistungsfähigkeit der Rumpf-, Nacken- und Halsmuskulatur im Sinne der alters- und geschlechtsspezifische Referenzdaten beschwerdefreier Personen. Weitere Ziele/Effekte sind in der Reduktion der Chronizität der Beschwerden, dem Medikamentenkonsum und Nutzung von Heil- und Hilfsmitteln sowie in einer Verbesserung der Eigenkompetenz (Kontrollüberzeugungen) und Regulation der Kognitionen und kognitiven Umstrukturierung zu erklären beziehungsweise zu prognostizieren (vgl. Schifferdecker-Hoch 2001; Harter et al. 2004).

3.2.1 Grundsätzliches zum Thema „Training“

Die Kraft und Leistungsfähigkeit der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur lassen sich durch spezifisches, progressives dynamisches Krafttraining in Kombination mit funktionsgymnastischen Dehnungsübungen besonders wirkungsvoll optimieren. Bis heute existiert keine Trainingsmaßnahme bzw. kein Trainingsmaßnahmenmix mit einer vergleichbaren Wirksamkeit sowie Aufwand- Nutzen- Relation.

3.2.2 Prinzipien der biologischen Adaptation

Die wissenschaftlichen Trainingsprinzipien des (Kraft)Trainings der sind dem Prinzip der Superkompensation untergeordnet. Hierbei handelt es sich um ein fundamentales physiologisches Prinzip, das die grundlegenden Gesetzmäßigkeiten für nahezu alle biologischen Adaptationsvorgänge erklärt (vgl. Grosser et al. 1998). Nach einer erschöpfenden Auslastung eines Organsystems durch einen geeigneten Trainingsreiz kommt es zunächst zu einer starken Beeinträchtigung der momentanen Leistungsfähigkeit. In der anschließenden Erholungsphase adaptiert sich der Organismus in der Weise, dass er die Leistungsfähigkeit über das ursprüngliche Niveau hinaus erhöht (vgl. Bührle, Werner 1985). Die angestrebte Adaptation determiniert die Anforderungskriterien an den Trainingsreiz und dessen Intensität, Dauer, Umfang und Häufigkeit. Der Reiz selbst hat (lediglich) eine Triggerfunktion, d. h. er löst über eine Homöostasestörung den Prozess der Superkompensation aus. Die eigentliche Adaptation findet in der Erholungsphase statt. Diese muss daher ausreichend lang sein (Prinzip der optimalen Relation von Belastung und Erholung). Für die Effektivität eines Trainingsprogramms ist entscheidend, dass der nächste Auslastungsreiz gesetzt wird, wenn die Superkompensationsphase ihren Höhepunkt erreicht. Nur so kann angenommen werden, dass sich die Trainingseffekte optimal addieren. Erfolgt die nächste Auslastung bereits in der Erholungsphase, so kommt es bei mehrfachem Wiederholen zu einem Absinken des Leistungsniveaus (vgl. Bührle, Werner 1985). Eine kontinuierliche Superkompensation über einen längeren Zeitraum setzt eine progressive Intensivierung des Trainingsreizes (Prinzip der progressiven Überlastung) sowie eine kontinuierliche Verlängerung der nachfolgenden Erholungsphase voraus.

3.2.3 Adaptationen durch Krafttraining

Krafttraining führt zu ausgeprägten Anpassungserscheinungen im Bereich des Nervensystems (neurale Adaptationen) und der Skelettmuskulatur (morphologische Adaptationen) sowie im Bereich von Bindegewebe und Knochen. Die Fähigkeit des Nervensystems, die vorhandene Muskulatur zu aktivieren und zu steuern, wird durch Krafttraining optimiert. Dabei verbessert sich die intramuskuläre Koordination durch Rekrutierung von vorher nicht ansprechbaren motorischen Einheiten mit hohen Reizschwellen (Folge: Zunahme der simultan aktivierten motorischen Einheiten = Verbesserung der Synchronisation) und der Steigerung der Entladungsfrequenz der motorischen Einheiten (vgl. Sale 1994). Die Abstimmung synergistisch und antagonistisch tätiger Muskeln innerhalb eines gezielten Bewegungsablaufs (intermuskuläre Koordination) verbessert sich gleichzeitig durch verbesserte Kontraktionskoordination der Agonisten und Synergisten sowie verstärkte Hemmung der Antagonisten (vgl. Komi, Häkkinen 1989; Sale 1994). Intensives Krafttraining vergrößert den physiologischen Muskelquerschnitt durch Zunahme von Dicke und Zahl der Myofibrillen. Durch ein Krafttraining werden grundsätzlich alle Muskelfasertypen angesprochen. Eine Muskelhypertrophie tritt jedoch bevorzugt bei schnellen Typ IIa-Muskelfasern auf. Auch langsame Typ I-Muskelfasern können hypertrophieren, allerdings weniger rasch und in geringerem Ausmaß als Typ II-Fasern (vgl. Goldspink 1994; MacDougall 1994; Tesch 1994). Die Aufnahme eines Krafttrainings führt zu einer sofortigen Steigerung der Muskelkraft. In den ersten 12 Trainingswochen resultiert der Kraftgewinn überwiegend aus einer Verbesserung der nervalen Steuerung der Muskeltätigkeit. Der Anteil der Muskelhypertrophie am Kraftgewinn erhöht sich kontinuierlich. Unter einem Krafttraining werden darüber hinaus die Sehnen und Bänder größer, kräftiger und verletzungsresistenter. Des weiteren erhöht sich der Mineralisationsgrad der Knochen (Steigerung der Knochendichte), wodurch die Knochenfestigkeit verstärkt wird (vgl. Stone 1994).

3.2.4 Die Notwendigkeit rückenspezifischer Übungen

Krafttraining ist nicht gleich Krafttraining. In den vergangenen 20 Jahren haben zahlreiche Forschungsstudien zur Entmystifizierung des Krafttrainings beigetragen und die Definition fundamentaler Prinzipien ermöglicht. Aus der Sicht des heutigen Wissensstandes setzt effektives Krafttraining im Minimum die Erfüllung definierten Anfor-

derungskriterien voraus (vgl. Denner 1998a). Eine schwedische Studie mit männlichen Topathleten aus den Sportarten Fußball, Tennis, Turnen und Ringen hat gezeigt, dass Athleten über eine signifikant größere Hüftextensoren- und Rumpfflexorenkraft verfügen als Normalpersonen. Ein derartiger Kraftunterschied konnte bei den Rumpfextensoren nicht festgestellt werden (vgl. Andersson et al. 1988). Eigene Untersuchungen mit hochtrainierten männlichen und weiblichen Athleten aus den Sportarten American Football, Baseball, Eishockey, Fußball, Leichtathletik und Motorsport dokumentierten ausgeprägte Kraft- und Leistungsfähigkeitsdefizite der Rumpfextensoren, obwohl die Athleten intensive körperbildende Übungen betrieben. Die Analyse der regelmäßig durchgeführten Übungen manifestierte einen erheblichen Mangel an spezifischen Rumpfextensionsübungen. Trotz ihrer genetischen Prädisposition für Kraftentwicklung und regelmäßigen Trainings konnten die meisten Athleten aus der Anwendung unspezifischer apparativer und nicht-apparativer Kräftigungsübungen so gut wie keinen Nutzen ziehen (vgl. Denner 1998a). Amerikanische Studien mit männlichen und weiblichen Leichtathleten, Turnern, Schwimmern und Tennisspielern gelangten zu derselben Erkenntnis (vgl. Foster 1992; Carpenter 1994).

Spezifische Adaptationen bedürfen offensichtlich spezifischer Trainingsreize. Auch im Bereich der Halswirbelsäule. Eine kontrollierte Vergleichsstudie konnte nachweisen, dass sich Kraft und Muskelquerschnitt der HWS-Extensoren nur durch spezifische Übungen verbessern lassen. Unspezifische Übungen wie Langhantelkniebeugen bleiben an der HWS wirkungslos, obwohl sie im Bereich des m. quadriceps femoris eine signifikante Hypertrophie bewirken (vgl. Conley et al. 1997).

3.2.5 Apparative versus nichtapparative Übungen

Spezifische Übungen unterscheiden sich untereinander hinsichtlich Qualität und Effektivität. Die menschliche Muskelkraft variiert in Abhängigkeit von der Gelenkposition und zwar in teilweise erheblichem Maße (vgl. Denner 1998). Apparative Übungen verwenden das Prinzip des variablen Widerstands. Die Trainingssysteme stellen dabei mittels ausgereifter technischer Konstruktionen auf mechanischem (Untersetzungsgetriebe, Loch- oder Exzentralscheibe), elektronischem (Motor) oder digitalem Wege sicher, dass der Widerstand, den der Trainierende während einer Bewegung zu überwinden hat, über die gesamte Amplitude systematisch variiert, d. h. in jeder Gelenkposition proportional zum jeweiligen Kraftniveau zu- bzw. abnimmt. Nichtapparati-

ve Übungen (gymnastische Übungen, Übungen mit Lang- oder Kurzhanteln) setzen der jeweils beanspruchten Muskulatur einen konstanten Widerstand entgegen, der in Abhängigkeit vom Schwerkrafteinfluss linear zu- oder abnimmt. Bei Übungen mit konstantem Widerstand muss der Muskel in den biomechanisch günstigen Gelenkpositionen niemals maximal kontrahieren. Die Übung stellt nur in der biomechanisch ungünstigsten Gelenkposition eine maximale Belastung dar, in allen anderen Gelenkpositionen kann keine intensive Muskelstimulation erzeugt werden. Nur apparative Übungen, die das Prinzip des variablen Widerstands verwenden, sind in der Lage, die jeweils beanspruchte Muskulatur über die gesamte Bewegungsamplitude hinweg gleichmäßig intensiv zu erschöpfen und damit einen maximalen Trainingsreiz zu setzen. Vergleichende Untersuchungen zur neuromuskulären Beanspruchung apparativer und gymnastischer Rumpfttrainingsübungen führten darüber hinaus zu folgenden Erkenntnissen (vgl. Konrad et al. 2001):

- die Isolation der Rumpfmuskulatur kann nur durch apparative Übungen sichergestellt werden (Ausnahme: Rumpfflexion),
- bei apparativen Übungen ist die Varianz in der Übungsausführung von Individuum zu Individuum deutlich geringer (3-4%) als bei gymnastischen Übungen (7-17%),
- gymnastischen Übungen liegt per se kein Wirkungsautomatismus zugrunde,
- apparative Übungen ermöglichen eine präzisere Dosierbarkeit der Beanspruchung,
- apparative Übungen sind besser kontrollierbar und damit sicherer als gymnastische Übungen,
- bei manchen gymnastischen Übungen reicht das Eigengewicht des Trainierenden nicht aus, um einen adaptationsauslösenden Reiz zu setzen bzw.
- nur apparative Übungen sowie gymnastische Rumpfflexionsübungen sind qualitativ hochwertige Übungskonstruktionen.

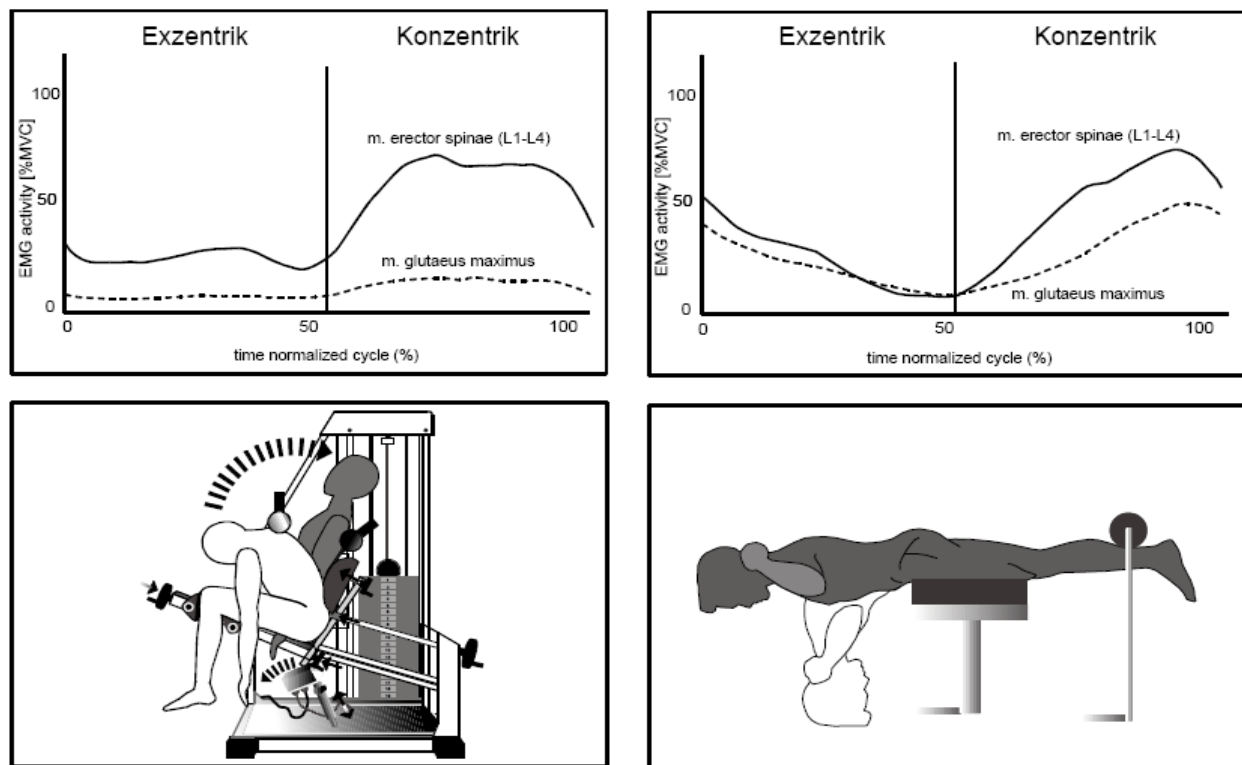


Abb. 9: Elektrische Aktivität der Rumpf- und Hüftextensoren unter submaximalen Arbeitsbedingungen bei einer typischen apparativen und einer typischen nichtapparativen Rumpfextensionsübung

3.2.6 Übungsauswahl, -anzahl und -reihenfolge

Stehen für eine Muskelgruppe mehrere geeignete spezifische Übungen zur Verfügung, erfolgt die Übungsauswahl primär in Abhängigkeit vom Trainingsziel. Für die Optimierung der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur ist das wichtigste Kriterium die Wirkungsspezifität, d. h. der Grad der Isolation der beanspruchten Hauptfunktionsmuskulatur. Die Effektivität einer Übung hängt darüber hinaus von der eingesetzten Muskelmasse (Kriterium 2) sowie von der Bewegungsamplitude (Kriterium 3) ab. Sie ist umso größer, je größer die jeweils eingesetzte Muskelmasse sowie die zur Verfügung stehende Bewegungsamplitude ist (vgl. Darden 1978). Krafttraining stellt hohe Anforderungen an die Motivation, Konzentration und Willenskraft des Trainierenden und resultiert in intensiven muskulären Beanspruchungen. Infolgedessen dauern Krafttrainingseinheiten i. d. R. nicht länger als 60 Minuten. Pro Trainingseinheit sollten nicht weniger als 6 und nicht mehr als 12 verschiedene Übungen durchgeführt werden (vgl. Darden 1978; American College of Sports Medicine 1990). Die Reihenfolge, in der ausgewählte Übungen absolviert werden, wird primär durch das Prioritätsprinzip bestimmt. Hierbei handelt es sich um ein fundamentales Prinzip zur Indi-

visualisierung von Trainingsprogrammen. Die einzelnen Muskelgruppen werden dabei auf der Basis des individuellen Analyseergebnisses in vier verschiedene Kategorien eingeteilt:

- Kategorie P1 (höchste Priorität),
- Kategorie P2 (hohe Priorität),
- Kategorie P3 (niedrige Priorität),
- Kategorie P4 (keine Priorität).

Innerhalb der einzelnen Prioritätengruppen ergibt sich die Übungsreihenfolge in Abhängigkeit von der Größe der jeweils eingesetzten Muskelmasse. Am Anfang werden diejenigen Übungen absolviert, welche die größte Muskelmasse involvieren, da für die Stimulation dieser Muskelgruppen am meisten Energie und Konzentration benötigt werden (vgl. Tesch 1994). Darüber hinaus ist es unmöglich einen großen Muskel zu stimulieren, wenn kleinere Muskeln derselben Muskelkette bereits erschöpfend ausgelastet wurden (vgl. Darden 1985). Unabhängig vom Prioritätsprinzip werden Kräftigungsübungen für die Halswirbelsäule prinzipiell immer zu Beginn einer Trainingseinheit absolviert (Vorsichtsmaßnahme). HWS-Übungen müssen immer mit maximaler Konzentration durchgeführt werden, die oberkörperstabilisierende Muskulatur darf weder ermüdet noch erschöpft sein (Kontrolle der Körperhaltung zur Eliminierung von Schwungelementen). Darüber hinaus wurde in der Trainingspraxis festgestellt, dass am Anfang eines Krafttrainings durchgeführte HWS-Übungen eine wirkungsvolle vorbeugende Maßnahme gegen trainingsinduzierte Kopfschmerzen darstellen. Im Anschluss an ein HWS-Krafttraining erhöht sich durch die übungsinduzierte Mehrdurchblutung in den umgebenden Nacken- und Halsmuskeln der Druck auf die Venae jugularis, wodurch sich der venöse Blutrückfluss in Richtung Gehirn verringert. Eine Erhöhung des Blutdrucks in den Zerebralvenen und die damit verbundene Dehnung der harten Hirnhaut werden vermieden (vgl. McGuff 1997).

3.2.7 Widerstandslast und Bewegungsgeschwindigkeit beim Krafttraining

Beim Krafttraining arbeitet die Hauptfunktionsmuskulatur gegen einen definierten, üblicherweise mechanisch erzeugten Widerstand. In die apparativen Trainingssysteme ist ein Gewichtsblock integriert, dessen Masse für eine ausreichend hohe Widerstandslast sorgt und vom Trainer jeweils in Abhängigkeit vom Trainingsziel bestimmt wird. Im Rahmen der Reizgestaltung stellt die Widerstandslast die Belastungshöhe dar. Sie wird angegeben in Prozent des dynamischen 1 rpm (one-repetition-

maximum) (vgl. De Lorme u. Watkins 1957). Das 1 rpm entspricht der Widerstandslast, die willkürlich einmal über die gesamte Bewegungsamplitude hinweg per konzentrischer Muskelaktion bewegt werden kann. Es lässt sich experimentell bestimmen. Die Krafttrainingslehre definiert die Zirkalast-Belastungshöhe in Abhängigkeit von der mit einer Last realisierten Wiederholungszahl (in % des 1 rpm), (vgl. Schmidbleicher 1995):

- 3-2 Wiederholungen $\approx$ 90- 95%,
- 8-5 Wiederholungen $\approx$ 80- 85%,
- 12-10 Wiederholungen $\approx$ 70- 75%,
- 30-20 Wiederholungen $\approx$ 40- 60%.

Eine Verbesserung der Maximalkraft ist nur möglich, wenn mit hoher Widerstandslast trainiert wird. Diese muss darüber hinaus mit fortschreitender Entwicklung der Maximalkraft progressiv erhöht werden. Die Bewegungsgeschwindigkeit reduziert sich dadurch kontinuierlich. Die maximale mechanische Leistung eines Muskels wird dann erreicht, wenn die entwickelte Kraft 35 bis 45% der Maximalkraft und die Bewegungsgeschwindigkeit 35 bis 45% der maximalen Geschwindigkeit beträgt (vgl. Bosco 1992). Beim spezifischen Kraftausdauer- /Muskelleistungsfähigkeitstraining muss daher mit relativ niedrigen Lasten bei gleichzeitig relativ hoher Bewegungsgeschwindigkeit (70 bis 90% der Maximalgeschwindigkeit, die mit der jeweiligen Last realisiert werden kann) trainiert werden. Inwieweit eine derart hohe Bewegungsgeschwindigkeit zumutbar ist, muss im Einzelfall entschieden werden.

3.2.8 Die Reizintensität entscheidet über die Wirksamkeit des Krafttrainings

Die Reizintensität ist der Schlüsselparameter im Krafttraining. Sie ergibt sich aus der Konstellation folgender Determinanten:

- Höhe der Widerstandslast (Belastungshöhe),
- Dauer der Reizeinwirkung (Reizdauer),
- Bewegungsgeschwindigkeit.

Nur durch Verwendung einer hohen Widerstandslast kann das gesamte Muskelfaserspektrum innerhalb einer Belastungsserie rekrutiert und die beanspruchte Muskulatur maximal aktiviert werden. Bei Belastungen von über 50% der Maximalkraft kommt die intramuskuläre Durchblutung eines Muskels zum Erliegen (vgl. Hollmann,

Hettinger 1990). Die Energiebereitstellung kann unter derartigen, für ein Maximalkrafttraining typischen Belastungsbedingungen nur anaerob (alaktazide und laktazide ATP-Resynthese) erfolgen, was nach spätestens ca. 50 sec Dauer den Abbruch der Arbeit bedingt. Zwischen der Reizintensität und der Reizdauer besteht prinzipiell ein umgekehrt proportionales Verhältnis. Eine hohe Kontraktionsintensität, d. h. eine möglichst umfassende willkürliche Aktivierung des kontraktiven Potentials bei gleichzeitig vollständiger muskulärer Kontrolle jeder konzentrischen und exzentrischen Bewegung setzt neben einer hohen Last eine geringe Bewegungsgeschwindigkeit voraus. Für die Verbesserung der willkürlichen Aktivierungsfähigkeit (power production) werden maximalintensive Belastungen benötigt. Von einem maximalintensiven Training (M.I.T.) kann dann gesprochen werden, wenn die beanspruchte Muskulatur innerhalb von unter 20 sec vollständig erschöpft wird (M.I.T.-Bereich, vgl. Abb. 10). Für die Vergrößerung des Muskelquerschnitts (muscle production) sind hochintensive Belastungen erforderlich. Bei einem hochintensiven Training (H.I.T.) erfolgt die völlige Erschöpfung der beanspruchten Muskulatur innerhalb von ca. 20 bis 50 sec (H.I.T.-Bereich, vgl. Abb. 10). Alle länger als 50 bis 60 sec dauernden sowie alle nicht-erschöpfenden Belastungen im M.I.T.- und H.I.T.-Bereich sind geringintensiv (G.I.T.-Bereich, vgl. Abb. 10). Beim Krafttraining geht es nicht darum, mit einer vordefinierten Widerstandslast eine vorgegebene Anzahl von Wiederholungen irgendwie zu absolvieren. Im Gegenteil, die Anzahl der Wiederholungen darf nicht im voraus, d. h. vor Übungsbeginn festgelegt werden (vgl. Bosco 1992). Eine Belastungsserie sollte niemals nach Erreichen einer vordefinierten Wiederholungszahl willkürlich abgebrochen werden.

Das Ziel eines Krafttrainings besteht vielmehr darin, die beteiligte Muskulatur in einem definierten Intensitätsbereich (Abb. 10) maximal zu beanspruchen, d. h. durch systematische gesteuerte Erschöpfung neurale und morphologische Adaptationen auszulösen. Zu Beginn eines Krafttrainingsprogramms genügen bereits geringgradige muskuläre Beanspruchungen zur Auslösung von Adaptationen. Training bis zum muskulären Versagen ist zu diesem frühen Zeitpunkt überhaupt nicht erforderlich (hohe Wirkungsspezifität des Reizes). Mit zunehmender Leistungsfähigkeit benötigt der Trainierende jedoch für weitere Adaptationen eine immer größere Reizintensität innerhalb des M.I.T.- bzw. H.I.T.-Bereich. Ansonsten erfolgt eine Gewöhnung an den Reiz mit der Konsequenz, dass die Leistungsfähigkeit ein Plateau erreicht. Eine kontinuierliche Superkompensation ist daher an die allmähliche, aber kontinuierliche Pro-

gression der Reizintensität von Trainingseinheit zu Trainingseinheit gebunden (Prinzip der progressiven Überlastung). Praktisch bedeutet dies, dass der Patient im Verlaufe eines Krafttrainingsprogramms lernen muss, sich innerhalb einer Belastungsserie immer stärker muskulär zu beanspruchen.

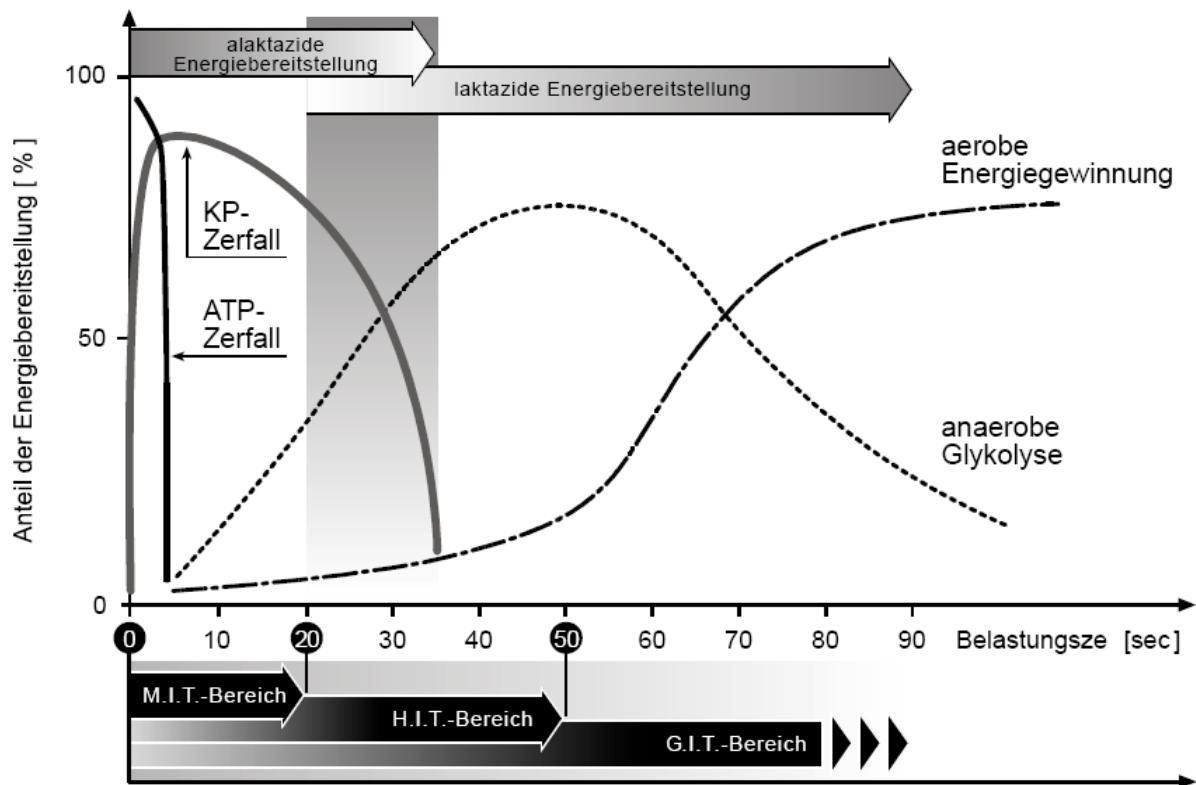


Abb. 10: Intensitätsbereiche unter Berücksichtigung der Energiebereitstellung

3.2.9 Die ideale Häufigkeit von Krafttraining

Kontrollierte Vergleichsstudien mit Gruppen von bisher krafttrainingsuntrainierten beschwerdefreien Personen haben die Effektivität von intensitätsorientiertem Maximalkrafttraining mit unterschiedlicher Trainingshäufigkeit untersucht und die nachfolgenden Empfehlungen für die ersten 3 bis 4 Trainingsmonate erarbeitet. Für die optimale Entwicklung der Maximalkraft der Knieextensoren sind drei Trainingseinheiten pro Woche am günstigsten. Mit zwei Trainingseinheiten pro Woche lassen sich ebenfalls ausgeprägte Maximalkraftsteigerungen erzielen, die ca. 80% der mit drei Trainingseinheiten pro Woche erzielten Kraftverbesserungen betragen (vgl. Braith et al. 1989; Starkey et al. 1996). Maximalkraft und dynamische Leistungsfähigkeit der Rumpflexoren lassen sich bereits mit einer Trainingseinheit pro Woche um 29% bzw. 39%

steigern. Zwei oder drei Trainingseinheiten pro Woche bewirken keine signifikant größeren Verbesserungen (vgl. Graves et al. 1990a). Für die Maximalkraftentwicklung der Rumpffrotatoren genügt eine Trainingseinheit pro Woche nicht. Diese benötigen zwei Einheiten pro Woche. Häufigeres Training bringt keine signifikant positiveren Ergebnisse (vgl. De Michele et al. 1997).

Die HWS- Extensoren benötigen im Minimum eine Trainingseinheit pro Woche, größere Kraftsteigerungen werden jedoch mit zwei wöchentlichen Einheiten erzielt (vgl. Graves et al. 1990b; Pollock et al. 1993). Für die Maximalkraftentwicklung der HWS- Rotatoren genügt eine Trainingseinheit pro Woche nicht. Es sind mindestens zwei wöchentliche Einheiten erforderlich. Die ausgeprägtesten Verbesserungen werden mit drei Trainingseinheiten pro Woche erzielt (vgl. Leggett et al. 1991). Zur Aufrechterhaltung der Maximalkraftverbesserungen über einen Zeitraum von zumindest drei bis sechs Monaten genügt eine Trainingshäufigkeit von einer Einheit pro Woche bzw. pro 7 bis 14 Tagen (Rumpfmuskulatur) (vgl. Graves et al. 1988; Denner 1998a; Tucci et al. 1990). Kontinuierliche Verbesserungen erfordern im Durchschnitt eine Trainingseinheit pro 4 bis 5 Tagen. Im Rahmen eines langfristig orientierten Krafttrainings muss die ideale Reizhäufigkeit jedoch individuell durch Verlaufsbeobachtung bestimmt werden. Dabei gilt der Grundsatz „Je höher der Grad der momentanen muskulären Beanspruchung in einer Trainingseinheit, desto länger muss die nachfolgende Erholungsphase sein“.

3.2.10 Erholung und Regeneration

Die im Rahmen einer Krafttrainingseinheit gesetzten Trainingsreize lösen über eine Homöostasestörung den Prozess der biologischen Adaptation aus. Sämtliche Anpassungserscheinungen spielen sich in der nun folgenden Erholungsphase ab. Die Erholung ist somit genauso wichtig wie das eigentliche Training. Sie muss ungestört und vollständig erfolgen. Die Erholung ist ein energieintensiver Prozess, in dem die durch das Krafttraining herabgesetzte Funktion und Leistungsfähigkeit der beanspruchten Muskulatur wiederhergestellt und über das ursprüngliche Niveau hinaus erhöht wird. Die Dauer der Erholung ist abhängig vom trainingsinduzierten Grad der muskulären Beanspruchung. Am Anfang eines Krafttrainingsprogramms ist der Patient noch nicht in der Lage, sich hochgradig muskulär zu beanspruchen. Er verfügt noch nicht über eine hochwertige Bewegungsqualität und kann nur eine geringe Zahl der motorischen

Einheiten simultan rekrutieren. Infolgedessen genügt eine relativ kurze Erholungsphase von ca. 48 bis 72 Stunden.

Im Laufe eines langfristig orientierten Trainingsprozesses entwickelt der Trainierende die Fähigkeit, sich mit Unterstützung seines Trainers immer stärker muskulär auszubelasten und seine Reserven anzugreifen. Das Ergebnis ist eine umfassend psychophysische Erschöpfung, die mit zunehmendem Grad der muskulären Beanspruchung exponentiell ansteigt. Der Erholungsbedarf erhöht sich dadurch erheblich. Fortgeschrittene pausieren daher durchschnittlich ca. 96 bis 120 Stunden. Die Maximalkraft eines Untrainierten lässt sich stärker und schneller verbessern als dessen Regenerationsfähigkeit (vgl. Darden 1978). Für die Trainingspraxis hat dies zur Konsequenz, dass sich mit fortschreitender Entwicklung eines Trainierenden/Patienten die Erholungsphase zwischen zwei Trainingseinheiten kontinuierlich verlängern muss.

3.2.11 Die Notwendigkeit individueller Betreuung beim Krafttraining

Krafttraining ist eine anspruchsvolle Trainingsform, die es ermöglicht, mit einem Minimum an Zeitaufwand ein Maximum an Effektivität zu erzielen. Hierzu müssen jedoch eine Reihe von Voraussetzungen erfüllt sein:

- systematische und dynamische Trainingsplanung und -steuerung (kontinuierliche Definition von Trainingszielen und Einsatz trainingszielgerechter Methoden und Übungen),
- optimale Trainingsdurchführung (Vollständigkeit und richtige Reihenfolge der Übungen, Vermeidung von Verletzungsrisiken, hochwertige Bewegungsqualität, Realisierung hochgradiger muskulärer Beanspruchungen),
- systematische Trainingskontrolle (Geräteeinstellungen, Fixierung, Positionierung, Übungsausführungen, Realisierung von Belastungsvorgaben und Trainingszielen),
- unmittelbares Feedback (Synchron- und Schnellinformationen sowie Trainingsverbessernde Hinweise während der Durchführung sowie innerhalb von 30 sec nach Beendigung einer Übung durch den Therapeuten, (Grosser et al. 1986),
- lückenlose Trainingsdokumentation (schriftliches Festhalten aller für die Trainingssteuerung relevanten Aspekte wie Belastungshöhe, Reizdauer, Reizumfang, Trainingshäufigkeit et al.),

- trouble shooting und systematische Trainingsvariation (Sofortmaßnahmen bei Auftreten von Störgrößen, Zeichen von Überbeanspruchung und Übertraining sowie Schmerz, systematische Maßnahmen zur Vermeidung von Plateaubildung und Leistungsabfall) und eine
- hochgradige Motivation über einen längeren Zeitraum (zur Überwindung von Leistungsplateaus, Frustration, Müdigkeit, Schmerz u. a.).

Diese Voraussetzungen können nur erfüllt werden, wenn der Patient stets durch einen Therapeuten individuell betreut wird. Der wesentliche Vorteil der individuellen Betreuung liegt darin, dass der Patient seine geistige und körperliche Energie vollständig auf die Durchführung der Trainingstherapie, d. h. auf die spezifische Reizgestaltung konzentrieren kann. Die für den Therapieerfolg nicht weniger wichtige Planung, Steuerung, Kontrolle und Dokumentation des Trainings erfolgen durch den Therapeuten. Krafttraining resultiert in ermüdenden bzw. erschöpfenden psychophysischen Beanspruchungen. Der trainierende Patient benötigt daher für die kontinuierliche Optimierung des Trainings ein externes Feedback. Darüber hinaus ermöglicht die Kombination aus intrinsischer und extrinsischer Motivation höhergradige muskuläre Beanspruchungen, die jenseits des isometrischen Muskelversagens auch der aktiven Mithilfe des Therapeuten bedürfen.

Individuell betreutes Krafttraining hat damit gegenüber unbetreutem bzw. von einer Aufsichtsperson überwachtem Krafttraining insbesondere drei substantielle Vorteile:

1. wesentlich größere Effizienz,
2. größere Sicherheit und geringeres Verletzungsrisiko,
3. schnellere und umfassendere Entwicklung der Eigenkompetenz des Patienten (durch vielfältige Interaktionen mit dem Therapeuten).

Unbetreutes bzw. von einer Aufsichtsperson überwachtes Krafttraining hat gegenüber individuell betreutem Krafttraining nur einen Vorteil: Es ist wesentlich billiger. Genauer gesagt: Der Patient erhält eine deutlich geringere Therapiequalität zu einem deutlich geringeren Preis. Dieser vermeintliche ökonomische Nachteil des betreuten Trainings wird jedoch teilweise dadurch kompensiert, dass für die Realisierung der Trainingsziele wesentlich weniger Trainingseinheiten erforderlich sind. Dabei gilt der Grundsatz „je höher der Qualitäts- und Effektivitätsanspruch ist, desto hochwertiger müssen die Betreuungsqualität und die Länge der Betreuungszeit pro Trainingseinheit sein“.

3.2.12 Dehnen vor, während und nach Krafttraining

Der Einsatz von dehnenden Maßnahmen im Rahmen eines Krafttrainings erfolgt primär aus drei Gründen (vgl. Wallin et al. 1985; Schober et al. 1990; Freiwald, Engelhardt 1996; Freiwald et al. 1998):

1. Dehnen verbessert die Gelenkbeweglichkeit,
2. Dehnen verbessert die Vorbereitung der Muskulatur auf nachfolgende Maximalkraftbelastungen (im M.I.T.- Bereich),
3. (Dynamisches) Dehnen beschleunigt die Regeneration der Muskulatur nach hochintensiven Kraft(ausdauer-) -belastungen im H.I.T.- Bereich.

Dehnende Maßnahmen haben dagegen keinen Einfluss auf die Entstehung bzw. Verhinderung von Laktatbildung in der Muskulatur oder auf die Entstehung und Ausprägung von Muskelkater. Die geschädigte Muskelzelle durchläuft mit oder ohne dehnende Reize die typischen entzündlichen Reparationsphasen (vgl. High et al. 1989; Freiwald, Engelhardt 1996; Freiwald et al. 1998). Zum Aufwärmen eignen sich Dehnungen nicht als alleiniger Inhalt. Vor dem Dehnen sollte ein allgemeines Aufwärmen in Form von ganzkörperlicher Herz-Kreislaufbelastung stattfinden. Nach dem allgemeinen Aufwärmen wird gedehnt. Die dynamischen Dehnungstechniken sind zu bevorzugen. Werden gehaltene Techniken (z. B. Stretching) eingesetzt, darf die Haltedauer ca. 10 sec nicht überschreiten (kurze Dehnungen) und es sollen pro Muskelgruppe nicht mehr als 3 bis 4 Dehnungen durchgeführt werden. Bei zu langer und intensiver Dehnung besteht die Gefahr, dass die plastische Verformung des Bindegewebes zu ausgeprägt ist. Es ist dann nicht mehr in der Lage, mechanische Energie im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus zu speichern und abzugeben. Folge: der Trainierende verliert an Leistungsfähigkeit (vgl. Freiwald, Engelhardt 1996; Freiwald et al. 1998; Hennig, Podzielný 1994). Beim Einsatz von Dehnen zur Beschleunigung der Regeneration der Muskulatur nach hochintensiven Kraft(ausdauer)belastungen im H.I.T.- Bereich ist folgendes zu beachten: Nach Belastungen im H.I.T.- Bereich mit hoher Laktatbildung und pH- Wertabfall benötigt die beanspruchte Muskulatur primär frisches Blut. Nährstoffe müssen ungehindert antransportiert, Stoffwechselzwischen- und -endsubstanzen durch eine optimale Durchblutung ausgeschwemmt werden. Durch länger dauernde statische Dehnungen (z. B. mittels Stretching) werden die Kapillaren komprimiert, die notwendige Durchblutung unterbrochen und damit der Stoffwechsel behindert. Es kommt zu einer messbaren Verzögerung.

rung der Regeneration. Intermittierende dynamische Dehnungen führen zu einer beschleunigten Regeneration der Muskulatur. Während einer Krafttrainingseinheit sollten daher zwischen den einzelnen Übungen dynamische Dehnungsübungen durchgeführt werden.

Unmittelbar nach Beendigung einer hochintensiven Krafttrainingseinheit sollte nicht gedehnt, sondern Maßnahmen zur Sofortregeneration durchgeführt werden (Auslaufen, sofortiger Flüssigkeits-, Mineralstoff- und Vitaminersatz, duschen/ baden/ saunieren). Erst zu einem späteren Zeitpunkt (>1 Stunde nach Trainingsende) kann und soll gedehnt werden. Dabei sollten passive Dehnungsformen bevorzugt und die Endstellungen für einen längeren Zeitraum gehalten werden, um das Muskelspindelssystem neu einzustellen (vgl. Freiwald, Engelhardt 1996; Freiwald et al. 1998; Schober et al. 1990). Dehnungen sind vermutlich am wirkungsvollsten, wenn sie separat, d. h. zur Verbesserung der Beweglichkeit zwischen zwei Krafttrainingseinheiten an verschiedenen Tagen durchgeführt werden. Dabei können alle zur Verfügung stehenden Dehnungstechniken eingesetzt werden. Dehnen hat nicht nur physische, sondern auch psychische Wirkungen. Bei der Auswahl der geeigneten Dehnungsform sollte daher auch den Persönlichkeitstypus des Trainierenden berücksichtigt werden. Für den aufgeregten, sympathikotonen Trainierenden werden statische Dehnungen, für den ruhigen, vagotonen Trainierenden eher dynamisch aktivierende Dehnungen empfohlen (vgl. Freiwald, Engelhardt 1996; Freiwald et al. 1998).

3.2.13 Die Analysegestützte Medizinische Trainingstherapie für die Wirbelsäule und ihre Struktur

Auf der Grundlage dieser wissenschaftlichen Trainingsprinzipien wurde vom Forschungs- und Präventionszentrum (FPZ) Köln ein neues Trainingskonzept für die wirbelsäulenstabilisierende Muskulatur entwickelt, mit großen Fallzahlen erprobt und evaluiert sowie kontinuierlich optimiert: die Analysegestützte Medizinische Trainingstherapie für die Wirbelsäule (FPZ Konzept). Das FPZ Konzept ermöglicht nachweislich den vorsichtigen und kontinuierlichen Aufbau sowie dauerhaften Erhalt der Kraft und Leistungsfähigkeit der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur durch regelmäßiges Training mit minimaler Häufigkeit. Dieses langfristig orientierte Trainingskonzept gliedert sich in drei Maßnahmen, die systematisch aufeinander aufbauen:

1. Die Analyse,

2. Das Aufbauprogramm,
3. Die weiterführende Prävention (wP).

Die Analyse besteht aus einer Biomechanischen Funktionsanalyse der Wirbelsäule, die nach der ärztlichen Untersuchung durchgeführt wird. In Abhängigkeit vom Analyseergebnis und dem dabei mathematisch bestimmten „Dekonditionierungsstadium“ werden Umfang, Dauer und Häufigkeit des initialen Aufbauprogramms bestimmt.

Ein Dekonditionierungsstadium 1 bzw. 2 indiziert dabei ein Aufbauprogramm mit 10 Trainingseinheiten (FPZ A10), ein Dekonditionierungsstadium 3 bzw. 4 ein Aufbauprogramm mit 24 Trainingseinheiten (FPZ A24). Die an das Aufbauprogramm anschließende weiterführende Prävention (FPZ wP) wird in Abhängigkeit vom erreichten Trainingszustand, der Motivation des Trainierenden sowie den finanziellen Rahmenbedingungen mit dem Ziel der Erhaltung oder aber der weiteren Steigerung von Kraft und Leistungsfähigkeit mit jeweils minimaler Trainingshäufigkeit durchgeführt. Der gesamte Trainingsprozess ist in vier unterschiedlich lange, aufeinander aufbauende Trainingsabschnitte unterteilt:

- Abschnitt 1: Spezifische Koordinationsschulung inkl. Entwicklung von Bewegungsqualität und -ökonomie (Entwicklung und kontinuierliche Automatisierung adäquater motorisch-dynamischer Stereotypen, Verbesserung der intermuskulären Koordination),
- Abschnitt 2: Maximalkraftsteigerung zur Verbesserung der neuromuskulären Aktivierung (Verbesserung der intramuskulären Koordination),
- Abschnitt 3: Maximalkraftsteigerung zur Vergrößerung des physiologischen Muskelquerschnitts (Hypertrophietraining),
- Abschnitt 4: Langfristig wirksames Erhaltungstraining mit dem Ziel der dauerhaften Stabilisierung von Kraft und Leistungsfähigkeit auf individuell hohem Niveau.

Die Trainingsabschnitte 1 und 2 erstrecken sich über die ersten drei Trainingsmonate. Sie dienen primär der Beseitigung der funktionellen Atrophie (neurale Adaptationen) sowie der systematischen Entwicklung von Belastungstoleranz und Ermüdungsresistenz. Die Beseitigung der strukturellen Atrophie (morphologische Adaptationen) erfolgt schwerpunktmäßig im Rahmen der weiterführenden Prävention unter Einsatz einer für kontinuierliche Steigerung konzipierten Trainingsmethodik. Das Erhaltungstraining beginnt mit der dauerhaften Plateaubildung der individuellen Leistungsfähigkeit trotz

systematischer Variation des Trainings. Wird keine Hypertrophie angestrebt, beginnt das Erhaltungstraining mit Beendigung des Aufbauprogramms. Jede einzelne Trainingseinheit (Dauer: jeweils 60 Minuten) hat ebenfalls eine charakteristische Struktur:

1. Allgemeines Aufwärmen,
2. Dehnen,
3. Apparatives Krafttraining mit nachfolgender Entlastung/Entspannung.

3.2.14 Das allgemeine Aufwärmen vor dem wirbelsäulenspezifischen Training

Das allgemeine Aufwärmen dient der mentalen und körperlichen Vorbereitung auf das eigentliche Training. Unter Einsatz von stationären Herz-Kreislauftrainingsgeräten (Standardübung für Rückenpatienten: Fahrradergometer) wird eine 6-12minütige Belastung im Bereich der allgemeinen aerobe Kurzzeitausdauer durchgeführt (Pulsfrequenz: ≤ 130 Schläge pro Minute). Der Trainierende sollte sich dabei noch mühelos mit dem Trainer unterhalten können. Das allgemeine Aufwärmen darf nicht zu einer vorzeitigen muskulären Ermüdung führen. Es wird beendet, wenn der Trainierende zu schwitzen beginnt und sich innerlich auf das nun folgende Training eingestellt hat. Im Anschluss an das allgemeine Aufwärmen werden dynamische Dehnungsübungen absolviert. Ein spezielles Aufwärmen an den Trainingssystemen ist nicht zwingend erforderlich, kann jedoch bei Personen mit mangelhafter Bewegungstechnik die Bahnung des spezifischen Bewegungsmusters unterstützen. Die für das allgemeine Aufwärmen eingesetzten Herz-Kreislaufübungen können zusätzlich nach Beendigung des eigentlichen Trainings im Sinne einer regenerativen Herz-Kreislaufbelastung (Dauer und Belastungsparameter: wie oben) eingesetzt werden. Jeder apparativen Kräftigungsübung ist eine spezifische, vorab zu absolvierende Dehnungsübung zugeordnet. Nach jeder Kräftigungsübung wird stets eine Entlastungs- bzw. Entspannungsübung durchgeführt. Kräftigungsübungen für die Nacken- und Halsmuskulatur werden prinzipiell immer zu Beginn einer Trainingseinheit, d. h. vor dem Training der Rumpfmuskulatur, durchgeführt. Dynamische Bewegungen der Wirbelsäule gegen externen Widerstand belasten Wirbelkörper, Zwischenwirbelscheiben und den Bandapparat der gesamten Wirbelsäule. Zum Zwecke der unmittelbaren Kompensation komprimierender Belastungen des passiven Bewegungsapparats werden im Anschluss an jede Krafttrainingsserie aktive und passive Entlastungs- bzw. Entspannungsübungen durchgeführt. Dabei werden vier verschiedene Techniken eingesetzt: Lagerung, Extension, Mobilisierung, Durchblutungsfördernde (Selbst-)massage. Die

Dauer jeder Entlastungs-/Entspannungsphase beträgt, abhängig vom Ermüdungsgrad der vorausgegangenen Krafttrainingsserie, durchschnittlich eine bis drei Minuten (Übungsauswahl bei "Analyse und Training der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur" [vgl. Denner 1998a]).

3.2.15 Das Aufbauprogramm mit 10 Trainingseinheiten (FPZ A10)

Das standardisierte Aufbauprogramm FPZ A10 ist für Patienten mit geringfügiger (Dekonditionierungsstadium 1) bzw. geringfügiger, jedoch signifikanter Dekonditionierung (Dekonditionierungsstadium 2) konzipiert. Die bei dieser Zielgruppe vorhandenen muskulären Insuffizienzen beruhen primär auf einer defizitären neuromuskulären Aktivierung.

Das Primärziel des Aufbauprogramms FPZ A10 ist daher die Verbesserung der simultanen Aktivierung und Ansteuerung der (bereits) vorhandenen Muskulatur. Der Trainierende soll nach 10 Trainingseinheiten in der Lage sein, die jeweils beanspruchte Muskulatur innerhalb einer Belastungsserie im H.I.T.- und/ oder M.I.T.- Bereich (vgl. Abb. 10) maximal zu aktivieren und bis zum momentanen muskulären Versagen erschöpfend auszubelasten.

Die ersten zwei bis drei Trainingseinheiten werden im G.I.T.- Bereich (vg. Abb. 10) absolviert (Reizdauer: >50 und <90 sec.). Sie dienen der Einübung und ersten Automatisierung einer adäquaten Bewegungstechnik bei kontinuierlich ansteigender Widerstandslast (Erhöhung um ca. 5% pro Trainingseinheit). Ab der vierten Trainingseinheit wird die Widerstandslast von Trainingseinheit zu Trainingseinheit linear ansteigend erhöht, so dass die beanspruchte Muskulatur innerhalb von weniger als ca. 50 sec. (Trainingseinheiten 4-8 im H.I.T.- Bereich) bzw. evtl. sogar innerhalb von ca. 20 sec. (Trainingseinheiten 9-10 im M.I.T.- Bereich) über die gesamte Bewegungsamplitude hinweg vollständig ermüdet bzw. mit fortschreitendem Training maximal erschöpft wird. Ab der 6. Trainingseinheit sollte jede Belastungsserie bis zum konzentrischen Muskelversagen durchgeführt werden. In den letzten zwei bis drei Trainingseinheiten kann die momentane muskuläre Beanspruchung bis zum konzentrisch- assistierten Muskelversagen gesteigert werden. Das Krafttraining innerhalb des Aufbauprogramms FPZ A10 beabsichtigt eine annähernd lineare Progression der Reizintensität von Trainingseinheit zu Trainingseinheit durch kontinuierliche Erhöhung der Widerstandslast sowie kontinuierliche Steigerung der momentanen muskulären Beanspruchung innerhalb einer Belastungsserie. Im Idealfall beträgt die

Erholungsphase zwischen zwei Trainingseinheiten in der ersten Trainingsphase (Einheiten 1-5) 72 Stunden, in der zweiten Trainingsphase (Einheiten 6-10) 96 bis 120 Stunden.

3.2.16 Das Aufbauprogramm mit 24 Trainingseinheiten (FPZ A24)

Das standardisierte Aufbauprogramm FPZ A24 wurde für Patienten mit ausgeprägter (Dekonditionierungsstadium 3) bzw. erheblicher Dekonditionierung (Dekonditionierungsstadium 4) entwickelt. Bei dieser Zielgruppe liegen multiple muskuläre Insuffizienzen vor, an denen sowohl neurale als auch muskuläre Faktoren beteiligt sind. Die körperliche Leistungsfähigkeit, Ermüdungsresistenz und Belastungstoleranz sind darüber hinaus i. d. R. ebenfalls erheblich eingeschränkt. Primärziele des Aufbauprogramms FPZ A24 sind daher die Verbesserung der inter- und intramuskulären Koordination bei gleichzeitiger Steigerung der körperlichen Belastbarkeit. Analog zum Aufbauprogramm FPZ A10 soll der Trainierende nach 24 Einheiten in der Lage sein, die jeweils beanspruchte Muskulatur innerhalb einer Belastungsserie im H.I.T.- und/oder M.I.T.- Bereich (vgl. Abb. 10) maximal zu aktivieren und bis zum momentanen muskulären Versagen erschöpfend auszubelasten. Die initialen Widerstandslasten für das apparative Krafttraining sind äußerst gering, die ersten sechs Trainingseinheiten dienen primär dem Erlernen und Einüben eines korrekten und stabilen motorisch-dynamischen Stereotyps bei gleichzeitiger allmählicher Steigerung der Widerstandslast (ca. 3-5% pro Trainingseinheit). Erst, wenn die segmentalen Bewegungen mit großer Konstanz unter vollständiger muskulärer Kontrolle und Beherrschung der Atemtechnik realisiert werden können, sind die Vorbedingungen für das ermüdende bzw. erschöpfende Maximalkrafttraining mit höheren und hohen Widerstandslasten erfüllt. Die Trainingsphase I (Einheiten: 1-6, Erholungsdauer: 48 Stunden) erfolgt im G.I.T.-Bereich, die Reizdauer wird dabei kontinuierlich mittels vorsichtiger Erhöhung der Widerstandslast auf ca. 60 bis 75 sec. reduziert, eine starke Ermüdung der beanspruchten Muskulatur jedoch vermieden. In der Trainingsphase II (Einheiten: 7-18, Erholungsdauer: 72 bis 96 Stunden) sollten 1. die Widerstandslast von Trainingseinheit zu Trainingseinheit linear um jeweils ca. 5% sowie 2. der Grad der belastungsinduzierten muskulären Ermüdung gesteigert werden, so dass spätestens in der zweiten Hälfte dieser Phase der H.I.T.- Bereich erreicht wird. Mit Beginn der zweiten Trainingshälfte wird die weitere kontinuierliche Progression der Reizin-

tensität zunehmend mittels Steigerung der momentanen muskulären Beanspruchung innerhalb einer Belastungsserie realisiert. In der Trainingsphase III (Einheiten: 19-24, Erholungsdauer: 96 bis 120 Stunden) sollte der Trainierende in der Lage sein, mit nochmals erhöhter Widerstandslast eine nun erschöpfende muskuläre Ausbelastung innerhalb von ca. 20 bis 30 sec. zu realisieren.

3.2.17 Die weiterführende Prävention (FPZ wP)

Primärziele des Erhaltungstrainings sind die langfristig wirksame Stabilisierung der im Rahmen des Aufbauprogramms erzielten Anpassungserscheinungen inklusive geringfügiger Verbesserung noch defizitärer Parameter. Diese Ziele können mit einer regelmäßigen Trainingseinheit pro 7-10 Tage (Minimalempfehlung: 50 Trainingseinheiten pro Kalenderjahr) realisiert werden. Der Trainingsreiz besteht aus einer Belastungsserie im H.I.T.- Bereich, welche die beanspruchte Muskulatur bis zum isometrischen Versagen (vgl. Abb. 10) und darüber hinaus maximal erschöpft. Im Idealfall wird der Trainierende durch die Teilnahme am Aufbauprogramm zu einem dauerhaften Training zur kontinuierlichen Steigerung der Leistungsfähigkeit stimuliert. Dieses langfristig orientierte Trainingsprogramm basiert auf einem 5-Phasen-Zyklus:

In Phase 1 (Dauer: ca. drei Monate) werden Kraft und Leistungsfähigkeit der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur durch progressive Intensivierung des Trainingsreizes (weitere Erhöhung der Widerstandslast und/ oder Steigerung des Grads der momentanen muskulären Beanspruchung innerhalb jeder Belastungsserie im H.I.T.- Bereich) bei gleichzeitiger Reduktion des Reizumfangs um ein Viertel bis ein Drittel und Verlängerung der Erholungsphase zwischen zwei Trainingseinheiten kontinuierlich weiterentwickelt.

Stellt sich eine Plateaubildung der Leistungsfähigkeit ein, wird in einen umfangsorientierten Kraftausdauerzyklus gewechselt (Phase 2, Dauer: ca. 4-6 Wochen, Methodik: siehe [vgl. Denner 1998a]). Im Anschluß daran erfolgt ein erneuter intensitätsorientierter Maximalkraftzyklus mit modifizierter Zielsetzung (Phase 3: Dauer: 6-12 Wochen). Hierfür wird das Trainingsprogramm, entsprechend dem individuellen Bedarf, auf den gesamten Bewegungsapparat erweitert und modifiziert. Es werden neue Trainingsziele definiert und Prioritäten gesetzt. An den Maximalkraftzyklus schließt sich wiederum ein umfangsorientierter Kraftausdauerzyklus (Phase 4: wie Phase 2) an. In unregelmäßigen Abständen kann danach anstelle eines intensitätsorientierten auch ein um-

fangsorientierter hypertrophieinduzierender Maximalkraftzyklus (Phase 5, Dauer: ca. drei Monate, Methodik: siehe [vgl. Denner 1998a]) durchgeführt werden.

3.2.18 Die typischen Trainingseffekte des FPZ Konzepts

Die kurz-, mittel- und langfristigen Effekte der Analysegestützten Medizinischen Trainingstherapie für die Wirbelsäule wurden in den Jahren 1990-2004 anhand von wissenschaftlichen Studien mit insgesamt 22845 Patienten systematisch und weitestgehend lückenlos untersucht. Folgende Erkenntnisse gelten als gesichert:

- Die Beweglichkeit von Rumpf und Halswirbelsäule vergrößert sich in allen Bewegungsebenen um im Durchschnitt 7 bis 8 Grad.
- Die Maximalkraft der Rumpf-, Nacken- und Halsmuskulatur erhöht sich um durchschnittlich 1 bis 2 Prozent pro Trainingseinheit (+ ≥ 30 Prozent in drei Monaten).
- Die dynamische Leistungsfähigkeit der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur erhöht sich um im Durchschnitt 2 bis 2,5 Prozent pro Trainingseinheit (+ > 50 Prozent in drei Monaten).
- 91 Prozent aller muskulären Dysbalancen und Asymmetrien lassen sich während eines bis zu 6- monatigen Trainingszeitraums vollständig beseitigen.
- Die Extensoren, Flexoren, Lateralflexoren und Rotatoren von Rumpf und HWS sind in gleicher Weise trainierbar.
- Die Trainierbarkeit der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur hängt weder vom Geschlecht, noch vom Alter, noch von der medizinischen Diagnose, noch vom Chronifizierungsgrad der Rückenbeschwerden ab.
- Die vor Trainingsbeginn vorhandenen Beschwerden im Bereich von Rumpf und Halswirbelsäule verbessern sich bei 93,5 Prozent aller am Training teilnehmenden Rückenschmerzpatienten.
- Die Lebensqualität steigert sich bei 49 bis 54% der Trainingsteilnehmer um im Durchschnitt 22 bis 23%.

4 Massagewirkung

4.1 Massage als physikalisch unterstützende Maßnahme

Unter dem Begriff der Massage werden in der Medizin alle Anwendungen zusammengefasst, die der mechanischen Reizung der Haut bzw. darunter liegende Schichten zu Heilzwecken dienen. Neben der klassischen Massage zählen hierzu auch spezielle Techniken wie die Bindegewebsmassage, Lymphdrainage oder die Periostmassage.

Doch nicht alles was "Massage" heißt, hat auch tatsächlich einen medizinischen Nutzen. Auf dem Markt gibt es eine ganze Reihe von unkonventionellen Techniken, teilweise basierend auf fernöstlichen und esoterischen Vorstellungen. Dazu zählen unter anderem Rolfing, die Polarity- Massage, die Biodynamische Massage, Shiatsu oder die Tantra- Massage. Sie haben genauso wie die so genannte Fußreflexzonenmassage bisher keinen wissenschaftlichen Nachweis ihrer Wirksamkeit erbracht, können aber durchaus der Entspannung und dem Wohlbefinden dienen. Eine medizinisch notwendige klassische Massage kann nur ein Arzt verordnet werden. Die klassischen Massagetechniken finden hauptsächlich bei Rücken-, Kopf- und Muskelschmerzen Anwendung. Aber auch in der Rehabilitation nach größeren Verletzungen oder Operationen, bei der Beseitigung narbiger Verwachsungen, bei Lähmungserscheinungen und nach sportlicher Anstrengung als propylaktische Maßnahme kommen Massagen zum Einsatz. (vgl. Földi, Kubik 1999)

4.2 Massage und ihre Wirkungen auf den Organismus

Die Massage beeinflusst den Organismus auf ganz vielfältige Weise. Die einzelnen Wirkungen ergänzen sich zu einer Behandlung die den ganzen Körper umfasst. Durch den Einsatz klassischer Massagen kommt es zu einer Steigerung der Durchblutung von Muskeln und Bindegewebe. Erzielt durch die Verschiebung von Gewebsflüssigkeiten dient die Massage als Mittel zur systematischen Entschlackung des Körpers. Weiterhin wird durch Massagen die Muskelspannung reguliert, und darüber hinaus das Schmerzempfinden reduziert (vgl. Földi, Kubik 1999). Außerdem führt die Anwendung von Massage zu einer Harmonisierung des vegetativen Nervensystems und zu einer psychischen Entspannung.

4.3 Klassische Grifftechniken der Massage

Die klassische Massage kennt fünf Griffarten, mit denen der Therapeut unterschiedliche Wirkungen erzielen kann: Streichungen, Knetungen, Reibungen, Klopfungen und Vibrationen. Diese Techniken mit Hinweisen zur technischen Applikation und deren Funktionen bzw. Ziele werden in dem folgenden Abschnitt umfassend beschrieben. Die Behandlung kann sowohl im Sitzen oder im Liegen erfolgen. Der Patient wird dabei so gelagert, dass die Gelenke in einer mittleren Stellung stabilisiert sind. Je nach ärztlicher Verordnung kann eine Teilmassage (z.B. Hand, Arm oder Knie) oder eine Großmassage (z.B. beide Beine oder Arme, Rücken) durchgeführt werden. Ganzkörpermassage wird zu medizinischen Zwecken nicht eingesetzt, sondern dient der allgemeinen Entspannung (vgl. Muschinsky 1992). Streichungen leiten eine Massageanwendung ein (Kontaktaufnahme mit dem zu massierenden Körper) und sind großflächige Bewegungen mit glatten Handflächen und leicht gebeugten Fingern. Sie erfolgen in Muskelfaserrichtung von "peripher" nach "zentral", d.h. von den Extremitäten zur Körpermitte hin (von lateral nach medial). Streichungen unterstützen den Blutstrom zum Herzen, ebenso wie den Lymphrückfluss und dauern ca. 3 sec. (eine der langsamsten Grifftechniken). Sie entspannen und erwärmen die Muskulatur und regen die Durchblutung an (Hautrötung). Diese Technik beschleunigt den Abtransport von Stoffwechselendprodukten und hat weiterhin einen entmüdenden Effekt im behandelten Bereich. Knetungen und Walkungen (Kneten und Walken) setzen die Massage nach den Streichungen fort und gehören zu den "härteren" Massagegriffen, die tief in den Muskel hinein wirken. Sie dauern pro Griff ca. 1 sec. und wirken mechanisch pressend auf Blut und Lymphgefäße. Diese werden mit geschlossenen Fingern ausgeführt, wobei der abgespreizte Daumen wie eine Zange eingesetzt wird. Sie werden für kleine Muskelgruppen mit einer Hand und für große Muskelgruppen mit beiden Händen durchgeführt. Es wird schräg oder quer zum Verlauf der Muskulatur gearbeitet (Hände arbeiten dehnend oder wringend) und erfolgen herzwärts, d.h. vom herzfernen zum herznahen Sehnenansatz des Muskels (vgl. Muschinsky 1992). Besonderheiten der Walkungen sind, dass der Muskel quer zum Verlauf der Faserrichtung kräftig aus seiner Lage herausgehoben und verschoben wird. Bei der Rollung wird die Muskulatur in Längsrichtung geknetet und dient der Dehnung der Muskulatur. Reibungen, Zirkelungen (Friktionen) und Spreizungen erfolgen unter Anwendung von kreisförmigen oder ellipsenförmigen Bewegungen. Reibungen entstehen, indem die Handflächen schnell auf der Haut hin und her bewegt

werden. Reibungen und Zirkelungen verursachen bei starkem Druck eine ausgeprägte Durchblutung und dauern ca. 3 Zirkelungen pro Sekunde. Sie sind somit die schnellsten Massagegriffe. Sie werden gezielt bei eng begrenzten und tiefgelegenen Muskelverhärtungen (Myogelosen) eingesetzt, die, wenn sie nicht beseitigt werden, leicht zu Muskelzerrungen oder Muskelfaserrissen führen können. Diese Massagetechniken erfolgen bei großflächigen Muskelverhärtungen und werden mit dem Handballen oder der Handkante durchgeführt (vgl. Földi, Kubik 1999). Neben den bereits genannten Massagegriffen werden auch Schüttelungen und Vibrationen eingesetzt. Dies sind rasche Bewegungen bei denen die Muskulatur durch rhythmische Erschütterungen gelockert wird. Klopfungen sind kurze Schlagbewegungen mit der Handkante, den Fingern oder der Hohlhand, welche die Durchblutung steigern. Eine Sonderform sind Klatschungen. Diese kennzeichnen sich durch schlagende Bewegungen mit der flachen Hand.

4.4 Lymphdrainage

Die manuelle Lymphdrainage ist eine Sonderform der klassischen Massage. Sie dient jedoch nicht der Lockerung und Entspannung der Muskulatur, sondern sie soll den Abtransport der Lympheflüssigkeit aus den Körpergeweben fördern. Die Behandlung erfolgt bei Masseuren oder Physiotherapeuten, die eine entsprechende Weiterbildung absolviert haben. Der Therapeut versucht, durch spezielle Massagegriffe entlang der Lymphbahnen den Abfluss der Flüssigkeit zu beschleunigen und so die Ödeme zurückzubilden. Neben dieser manuellen Form wird in der Praxis auch eine apparativ durchgeführte Lymphdrainage als entstauende Maßnahme eingesetzt (vgl. Muschinsky 1992). Hierzu zählen Kompressionsbehandlungen durch rhythmisch arbeitende Druckmanschetten um den Arm oder das Bein und Krankengymnastik sowie hautpflegerische Maßnahmen.

4.4.1 Lymphatisches System

Das lymphatische System stellt eigentlich kein getrenntes System des Körpers dar. Man betrachtet es als Teil des Kreislaufsystems, da es aus Lymphe besteht, einer beweglichen Flüssigkeit, die aus dem Blut stammt und über die lymphatischen Gefäße wieder dorthin zurückkehrt. Die Lymphe transportiert einige Nährstoffe, vorwiegend aber Fette, durch den Körper. Außerdem verteilt sie weiße Blutzellen, die Keime bekämpfen und abtöten. Diese Flüssigkeit ähnelt ein wenig dem Plasma, ist aber

von flüssiger Konsistenz und erhält nur etwa 5% Proteine, sowie 1% Salze und Ausgangsstoffe. Sie wird aus ein wenig Blut und anderen Körperflüssigkeiten gebildet, die man auch Gewebeflüssigkeit oder interstitielle Flüssigkeit nennt und sich in den Zwischenräumen der Zellen ansammelt. Ein Teil dieser Gewebeflüssigkeit kehrt durch die Kapillarmembran in den Körper zurück, die größte Menge jedoch wandert durch die lymphatischen Kapillaren und wandelt sich zur Lymphe. Neben dieser Gewebeflüssigkeit nimmt die Lymphe auch alle Partikel auf, die zu groß sind, um durch die Kapillarmembran absorbiert zu werden. Dazu gehören etwa Zellabfälle, Fettkügelchen und dünne Proteinpartikel. Anschließend fließt die Lymphe durch die größeren Lymphgefäße und -knoten, bis sie schließlich über die Venen im Nackenbereich das Blut erreicht. Daraus wird ersichtlich, daß das lymphatische System ein sekundäres Transportsystem darstellt. Die Lymphe besitzt keine eigene Pumpe, denn ihr Fluß hängt vom jeweiligen Druck des Blutsystems und dem Reibungseffekt der Muskeln ab. Lymphknoten oder Lymphdrüsen sind kleine ovale Strukturen, die normalerweise die Größe von kleinen Kidneybohnen besitzen. Sie ordnen sich im allgemeinen traubenförmig in der Nähe von Venen an und suchen dabei strategische Punkte entlang der mittelgroßen Lymphgefäße am Knie und Ellbogen, in der Achselhöhle, der Lende, im Hals, Unterleib und in der Brust auf. In den Lymphknoten wird das Blut gereinigt und gefiltert und während einer Krankheit versammeln sich hier die keimtötenden Zellen. Durch den Filterungsprozeß werden Bakterien, Krebszellen und andere Infektionserreger daran gehindert, ins Blut zu gelangen und sich über den gesamten Kreislauf auszubreiten. Lymphknoten stellen auch das Produktions- und Lagerungszentrum für einige weiße Blutzellen dar, besonders für die Lymphozyten und Monozyten, die eine wichtige Rolle im menschlichen Immunsystem spielen. Im Verlauf einer Infektion schwellen die Lymphknoten infolge der Vermehrung der Lymphozyten an (vgl. Földi, Kubik 1999).

4.4.2 Lymphdrainage und deren Wirkungen auf den Organismus

Die Wirkungsweise der manuellen Lymphdrainage ist breit gefächert. So dient sie hauptsächlich als Ödem- und Entstauungstherapie geschwollener Körperregionen, wie Körperstamm und Extremitäten (Arme und Beine). Durch kreisförmige Verschiebetechniken, welche mit leichtem Druck angewandt werden, wird die Flüssigkeit aus dem Gewebe in das Lymphgefäßsystem verschoben. Die Manuelle Lymphdrainage wirkt sich überwiegend auf den Haut- und Unterhautbereich aus und soll keine

Mehrdurchblutung, wie in der klassischen Massage, bewirken (vgl. Földi, Kubik 1999).

Auch in der Schmerzbekämpfung, wie auch vor und nach Operationen tut sie gute Dienste, das geschwollene, mit Zellflüssigkeit überladene Gewebe zu entstauen. Der Patient spürt eine deutliche Erleichterung, Schmerzmittelgaben können verringert werden, der Heilungsprozess verläuft schneller. Kontraindikationen (Gegenanzeigen) sind hierbei genauestens zu beachten.

4.5 Widersprüchliche Literaturstand – Wirkung der Massage

Aus offensichtlichen Gründen sind wissenschaftliche Untersuchungen im Vergleich zu einem adäquaten Placebo kaum möglich. Es gibt bisher nur wenige Untersuchungen zur Wirksamkeit von Massage bei Rückenschmerzen unterschiedlicher Genese. Die Untersuchungen die es gibt, sehen eine eindeutige, wenn auch nicht besonders starke Wirksamkeit für Massagebehandlungen. Die Wirkungsweise soll auf der Steigerung der Blut- und Lymphzirkulation im Haut und Unterhautgewebe und der dadurch besseren Sauerstoffversorgung und Entsorgung von Abfallprodukten und Schmerzmediatoren resultieren. Als wesentlicher wird allerdings die entspannende, Angst reduzierende Wirkung auf die Seele angesehen (vgl. Muschinsky 1992).

Sandy

4.6 Cochrane Metaanalyse

...

5 Borg- Skala

Die Bestimmung des Anstrengungsempfindens (RPE, ratings of perceived exertion) während körperlicher Arbeit, insbesondere bei der Ergometrie, gilt im angelsächsischen Sprachraum als Standard. Die Leitlinien der American Heart Association enthalten diese Methode, alle gängigen Bücher zum Thema Ergometrie („stress-test“) führen die „Borg- Skala“ als Routinemethode auf (vgl. Froelicher, Myers 2000; O`Conner, Wilder 2001). Auch in Deutschland wurde die Borg-Skala schon im Jahr 1977 bei wissenschaftlichen Fragestellungen eingesetzt (vgl. Löllgen, Ulmer, Nieding 1977; Löllgen, Graham, Sjogaard 1980). Sie hat sich methodisch bewährt. Zurzeit wird die Skala auch in Deutschland mit zunehmendem Interesse genutzt, wenngleich die aktuellen deutschen Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie die Borg-Skala noch nicht aufführen. Weitere Varianten dieser Skala zur Bestimmung des Anstrengungsempfindens ermöglichen die Schätzung des Dyspnoeempfindens (vgl. Löllgen, Graham, Sjogaard 1980) und der muskulären Anstrengung (vgl. Borg 1998). Das Anstrengungsempfinden gehört in die subjektive Sphäre eines Probanden oder Patienten. Mit der Borg-Skala kann er dieses Empfinden dem Untersucher mitteilen. Der Untersucher erhält somit Informationen darüber, wie Patienten die Schwere einer Arbeit bewerten. Die Verwendung der Borg-Skala ermöglicht eine zusätzliche diagnostische Aussage über den Grad der Beanspruchung und der Ausbelastung. Nur Borg- Werte über oder gleich 17 werden bei der Ergometrie als Hinweis auf eine Ausbelastung angesehen. Das Anstrengungsempfinden korreliert gut mit Messgrößen der Ergometrie wie Herzfrequenz, Sauerstoffaufnahme oder Lactatwerten. Auch für den 6-Minuten-Gehtest kann die Borg-Skala eingesetzt werden. Das Anstrengungsempfinden als Antwort auf den „Reiz“, Ergometrie-Arbeit zeigt einen exponentiellen Anstieg, wie Borg dies in vielen Studien zu dem Verhältnis Stimulus Antwort beschrieben hat (vgl. Borg 1998). Um die Skala dennoch linear anzulegen, erfolgte die Einteilung von 6 bis 20. Der Patient soll am Ende der Fahrradergometerbelastung (oder anderen Arbeiten) diejenige Zahl nennen, die seinem Anstrengungsempfinden am nächsten kommt, die nebenstehenden Worte dienen nur zur Erläuterung. Bemerkenswert ist, dass bei der Skala von 6 bis 20 die Multiplikation mit 10 ungefähr die zugehörige Herzfrequenz während der Ergometrie ergibt. Die Borg-Skala liefert somit eine zusätzliche Information zu den ergometrischen Messgrößen. Wichtig ist hierbei, dass der Patient sich zum Ausmaß der Anstrengung äußern kann.

Die gängige, pseudoexakte Durchführung der Ergometrie erhält dadurch eine wichtige subjektive Information. Die Ergometrie selber ist nur begrenzt objektiv, da die Registrierung der Messgrößen und ihre Interpretation bekanntlich einer großen individuellen ärztlichen Schwankungsbreite unterliegen und noch von einer exakten, reproduzierbaren Methode weit entfernt sind. Eine strenge Qualitätssicherung der Ergometrie (unter anderem Kalibrierung der Ergometer) wird in Deutschland derzeit nicht vorgenommen. In der Praxis wird es vorkommen, dass die Angaben zur Borg-Skala oberhalb oder unterhalb der bekannten Referenzwerte liegen. Patienten die im Rahmen einer Gutachtenerstellung sich einem Belastungstests unterziehen, schätzen eine Anstrengung eher mit zu hohen Werten ein, Patienten mit koronarer Herzkrankheit geben häufig zu niedrige Werte an. Der Bezug zu den gleichzeitig gemessenen physiologischen Variablen erlaubt es, weitere Schlussfolgerungen zu ziehen (Aggravation oder Dissimulation).

Neben den diagnostischen Aussagen der Borg-Skala gibt sie auch eine Hilfestellung in der Therapie bei Trainingsberatung und insbesondere in der Rehabilitation. Patienten mit Herz- und Lungenkrankheiten sind beispielsweise eine wesentliche Gruppe bei der die Borg-Skala in der Diagnostik erfolgreich eingesetzt wird. Diesen wird nach der Ergometrie mit Erfassung der Borg-Werte eine Übungs- und Trainingsempfehlung mitgegeben. Erstaunlicherweise sind die meisten Patienten in der Lage, diese Borg-Skalenwerte als Empfehlung umzusetzen und danach selbst ihr Training durchzuführen. Selbst bei Sportlern wird sie zur Einteilung der Intensität bei Sprintern oder Langstreckenläufern verwendet (vgl. O'Conner, Wilder 2001). Bei Tausenden von Einzelschätzungen (vgl. Kahle, Ulmer, Rummel 1977; Löllgen, Ulmer, Nieding 1977; Löllgen, Graham, Sjogaard 1980; Ulmer, 1966) konnten Probanden ohne Einübung reproduzierbare RPE-Werte angeben. Eine Standardisierung ist allerdings auch bei dieser Methode erforderlich. Eine Erklärung für den unproblematischen Einsatz der Borg-Skala liegt in der Erfahrung des täglichen Lebens. Im Alltag wird bei körperlicher Arbeit stets das Anstrengungsempfinden geschätzt, wenn beispielsweise beim Treppensteigen oder beim Heben und Tragen schwerer Lasten eine angemessene Intensität beurteilt werden muss. Dem entspricht die Beobachtung, dass die Schätzung des Anstrengungsempfindens bei Kindern mit dem Alter zunimmt (vgl. Kahle, Ulmer, Rummel 1977). Dies ist ein Hinweis darauf, dass alltägliche Lernprozesse zu einer adäquaten Einschätzung der Anstrengung entscheidend beitragen. Neu ist eine Skala zur Beschreibung der Anstrengung nach einer Belas-

tung. Hier werden andere subjektive Qualitäten erfasst, wie die Erholung nach einer Anstrengung oder beim Übertraining (vgl. Kennta, Hassmann 1998; O'Conner, Wilder 2001). Schließlich kann die aktuelle Version der Borg-Skala, durch die Skala von 1 bis 10 (so genannte CR-Skala, „category-ratio-scale“) auch mit einer Änderung der beschreibenden Worte sehr gut für die Schätzung von Schmerzintensitäten eingesetzt werden (vgl. Borg 1998). Die aufgeführten Beispiele zeigen wertvolle Einsatzmöglichkeiten bei der Skalierung subjektiver Kategorien auch im ärztlichen Alltag. Die vorliegende Darstellung von G. Borg soll die diagnostischen Möglichkeiten, die sich aus dem Einsatz der Borg-Skala ergeben, auch deutschen Ärzten stärker bekannt machen und als Option aufzeigen. Angesichts der momentanen Kostensituation im Gesundheitswesen sollte diese Methode verstärkt eingesetzt werden: Denn sie ist ausgesprochen preiswert. Im Prinzip benötigt man nur den auf Karton aufgeklebten Text und kann diese und ähnliche Skalen sofort bei der nächsten Ergometrie verwenden.

Stefan

6 Vorstellung des Analyse- und Trainingssystems

6.1 Abgleichsuntersuchung zum Vergleich der unterschiedlichen Gerätesysteme FPZ- Systems/David

In den, schon beschriebenen Gerätesystemen erfolgt die Belastungssteuerung auf den Übungs-/Kraftarm durch unterschiedliche Prinzipien:

FPZ Systems: der Belastungswiderstand wird mit einem festen Gewicht erzeugt. Durch Veränderung der Hebellänge mittels eines Schneckengewindes kann dieser Hebel stufenlos verstellt werden. Hierdurch wird das Drehmoment auf dem Übungs-/Kraftarm ebenfalls stufenlos verstellt. Die Relation "Drehmoment/Lastarmlänge = 1,125 [Nm/cm]" (vgl. Hellriegel B.: „Entwicklung einer computergestützten Analyse zur Quantifizierung der dynamischen Muskelleistungsfähigkeit der cervikalen Extensoren“, Diplomarbeit an der Deutschen Sporthochschule Köln 2001)



Abb. 11: David 140

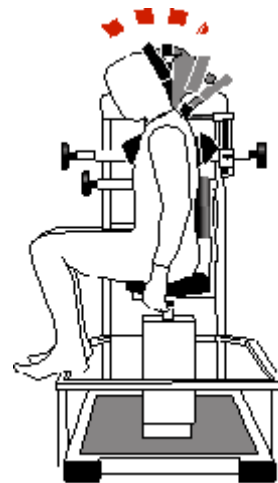


Abb. 12: FPZ-Systems

System David: der Belastungswiderstand wird mit variablen Steckgewichten von je 1 [kg] Gewicht auf der Lastarmseite erzeugt. Die Relation "Drehmoment/Last= 1,14291654 [Nm/kg]" (Quelle: Eigene Messungen).

An den Kraftarm wurde, frei hängend, eine Last von 5 [kg] angebracht. Durch wiederholtes Messen wurde dieses mithilfe der Steckgewicht bei 8 [kg] ins Gleichgewicht gebracht. Dabei konnte der Winkel zur senkrechten abgelesen werden. Hieraus wurde dann der Umrechnungsparameter berechnet.

Last am Lastarm	8 [kg] Steckgewichte
Last am Kraftarm	5 [kg]
Winkel senkr.	40°
$\sin(40^\circ)$	0,643
Lastarm am Kraftarm	0,29 [m]
Lastarm horiz.	0,186 [m]
Drehmoment	9,143 [Nm] (Lastarm horiz.*Last am Kraftarm*9,81 [m/sec ²])
Arbeitsgewicht	Drehmoment/ Last am Lastarm=
	9,143 /8 [Nm/kg] = 1,14291654 [Nm/kg]

Der Quotient aus

$(\text{Drehmoment}_{\text{FPZsystem}} / \text{Lastarmlänge}) / (\text{Drehmoment}_{\text{David}} / \text{Last}) = 0,984 \text{ [kg/cm]}$

diente als Umrechnungsfaktor, so dass die Belastungswerte der FPZ Systems auf die vergleichbare Werte in Kilogramm umgerechnet werden konnten.

6.2 Medyjet Massagesystem

Im Medyjet stecken jahrelange Erfahrungen mit Unterwasser- und Druckstrahlsystemen. Medyjet ist ein geschlossenes Massagesystem, welches mit Wasser gefüllt ist. Am Medyjet befindet sich ein Bedienteil mit Display, welches der Programmierung und Steuerung des Systems dient (vgl. Abb. 18). Am Gerät besteht die Möglichkeit die Druckstärke des Wasserstrahls und des Düsenverlaufs individuell und variabel einzustellen. Desweiteren kann man über das Bedienteil das Wasser bis auf maximal 40 Grad erwärmen und die Dauer der Anwendung wählen. Unter einer Naturkautschukoberfläche bewegen sich zwei voneinander getrennt einstellbare Wasserdüsen gegen die Liegefläche. Die kombinierte Wirkung der Elemente Wasser und Wärme bei der Medyjet Massage sollen für eine lokale Durchblutung und eine Stoffwechselanregung sorgen. Durch das Medyjetsystem sind neben Kreis-, Punkt- und Ausstreichmassagen auch parallele und gegenläufige Massagen möglich. Von folgenden Effekten geht man bei dieser Art der Massage aus:

- entspannenden Wirkung auf die Muskulatur,
- Lockerung des Unterhautelgewebes und damit
- Aktivierung oder Dämpfung des vegetativen Nervensystems und
- Entstauungen im venösen und lymphatischen System.

(vgl. www.medyjet.de). Hieraus ergibt sich die für diesen Ansatz die Hypothese der im folgenden beschriebenen Studie.

Abb. 13: Medyjet Massagesystem



7 Aufgabenstellung und Hypothesen

Das Hauptziel dieser Arbeit stellt die Überprüfung von Zusammenhängen zwischen der technischen Massagelösung, der hohen lactaziden Trainingsbelastungen, der isometrischen Maximalkraft der Hals-Nackenmuskulatur und des subjektiven Schmerz- und Belastungsempfindens dar. Es soll der Zusammenhang zwischen dem Einsatz der technischen Massagelösung mit deren synchronen und asynchronen Arbeitsweise und dem subjektiven Schmerzempfinden der Patienten überprüft werden. Damit diesbezüglich ein Zusammenhang geprüft werden kann, muß jeder Patient vor dem Training eine subjektive Selbsteinschätzung zu dem derzeitigen Schmerzempfinden abgeben. Nach dem Training kommt es zum Einsatz der technischen Massage und im Anschluß zur erneuten Befragung hinsichtlich des Schmerzempfindens. Dies ist notwendig, damit zu beiden Messzeitpunkten Aussagen über das Verhältnis der Schmerzparameters vor und nach der technischen Massageform gewonnen werden können. Demnach müßte es zu einer verbesserten Einschätzung des Schmerzempfindens kommen. Weiterhin soll demnach untersucht werden, ob anhand der Borg-RPE-Skala, also der persönlichen Einschätzung der Patienten bezüglich des Belastungsempfindens beim Training der halswirbelsäulenstabilisierenden Nackenmuskulatur (subjektive Bewertung), Rückschlüsse auf die isometrische Maximalkraft der Hals-Nackenmuskulatur (objektive Messergebnisse) gezogen werden können. Damit das Vorhandensein von Zusammenhängen überprüft werden

kann, müssen zum einen die Kraft vor dem Training und das Belastungsempfinden nach Borg-RPE-Skala nach dem Training überprüft werden. Aus diesem Tatbestand leiten sich folgende Hypothesen ab:

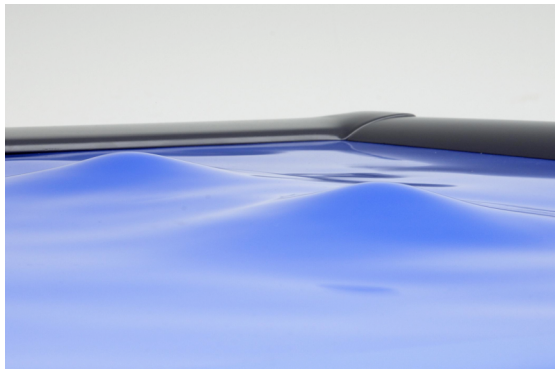
- A) Infolge der eingesetzten technischen Massage wird es zu geringeren belastungsinduzierten Beschwerden kommen, wobei die asynchrone Düsenführung mehr Erfolg verspricht.
- B) Auf Grund hoher lactazider Belastungen im H.I.T. kommt es zu einer besseren progressiven Entwicklung der isometrischen Maximalkraft.
- C) Durch die Steigerung der Maximalkraft wird sich das Belastungsempfinden nach Borg-RPE-Skala verbessern.
- D) Durch die technische Massagelösung kommt es zu einer allgemeinen Verbesserung der arteriellen Durchblutung und Entspannung und es erfolgt eine systematische venöse und lymphatische Entschlackung, insbesondere des produzierten Lactat.

8 Material und Methoden und Studiendesign

Im Rahmen einer prospektiven, kontrolliert/randomisierten Studie sollte die unterschiedliche Wirksamkeit verschiedener Massagetechniken mit Hilfe der trockenen Aufwassermassage als standardisierbare technische Lösung überprüft werden.

Bei der technischen Massagelösung liegt der Patient rücklings auf einer Massageliege, welche unter der Auflageplane mit warmem Wasser gefüllt ist. Durch das Hydrostatische Prinzip kann der Patient völlig gleichmäßig druckbelastet aufliegen. Innerhalb des Wassertanks üben zwei, bei diesem System getrennt steuerbare (vorprogrammierbare Steuerautomatik), Wasserdüsen, einen geregelten Massagedruck auf den Körper des Menschen aus (Abb. 14).

Abb. 14: Ausgeübter Druck der Wasserdüsen



Folgende Steuerungsmöglichkeiten standen hierbei für die Hals- und Nackenmuskulatur zur Diskussion:

1. allgemeine, ungerichtete Düsenführungen (synchrone Führung: abwechselnd von lateral nach medial und von medial nach lateral) bei gleichgerichteter Düsensteuerung und Düsendruck - synchrone Steuerungstechnik
2. spezifischen Düsenführung (asynchrone Düsenführung: nur jeweils von lateral nach medial) bei gegengerichteter Düsensteuerung (bei Rückführung von medial nach lateral ohne Druck) - asynchrone Steuerungstechnik

Zur Untersuchung der Hypothese wurde folgender Ansatz als randomisierte, kontrollierte und prospektive Studie gewählt.

Abb.15: Institut für Medizinische Trainingstherapie, **Abb.16:** Kreiskrankenhaus Alfeld/Leinebergkliniken Gesundheit und Service Halle/Saale

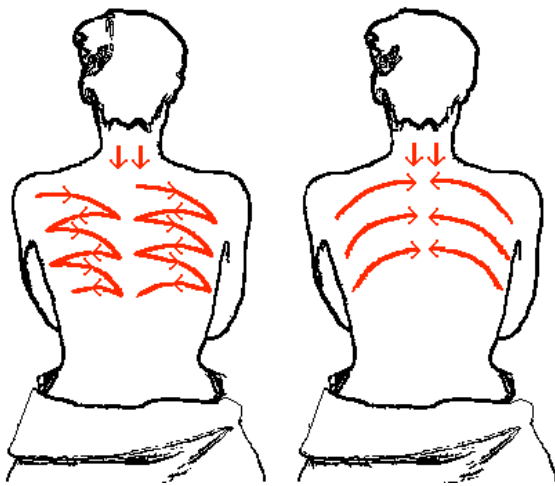
RELAX



An zwei unterschiedlichen Studienstandorten wurden Patienten mit subakuten oder chronischen Rückenbeschwerden in die Untersuchung randomisiert einbezogen. Innerhalb von 6 Therapieeinheiten der hochintensiven (lactaziden) Therapiephase der HWS-Extensoren (vgl. Abb. 11/ Abb. 12). Zur integrierten Funktionellen Rückenschmerztherapie nach FPZ-Methode (vgl. Harter et al. 2005) erhielten die Patienten nach jeder TE mit Hilfe des Medyjet (vgl. Abb. 13), einer trockenen Aufwassermassage, folgendes trainingstherapeutisch als auch physikalisch standardisiertes Mas-

sageprogramm. Die Studienteilnehmer (N=66) wurden in eine Kontroll- und eine Experimentalgruppe eingeteilt. Bei der Kontrollgruppe (N=35, Frauen 43%) lag eine synchrone Düsenführung vor und bei der Experimentalgruppe (N=31, Frauen 57 %) verlief die Düsenführung asynchron (vgl. Abb. 17). Die Behandlungsdauer betrug bei beiden Gruppen 20 Minuten.

Abb. 17: Studiendesign 1 und Studiendesign 2



Die untersuchten 66 Patienten waren in 35 Frauen und 31 Männer unterteilt (vgl. Tab. 1).

Tab. 1: Geschlechterverteilung

		Häufigkeit	Prozent
Gültig	Männer	31	47,0
	Frauen	35	53,0
	Gesamt	66	100,0

Die exakte standardisierte Reproduktion des jeweiligen Studiendesigns wurde über eine Kartenprogrammierung der Steuerung des Medyjetsystems realisiert (vgl. Abb. 18).

Abb. 18: Exakte Wiedergabe des Studiendesigns durch vorprogrammierte Karten



In den einzelnen Trainingseinheiten wurden folgende Parameter überprüft:

- das maximale isometrische Drehmoment,
- die Dauer der Belastung (gesamt),
- die Frequenz der Einzelwiederholung der Übung,
- die umgesetzte Gesamtlast (Arbeit) und Last/Zeit (Leistung),
- die Befindlichkeit nach Borg-RPR-Skala (rating of perceived exertion) zur Bestimmung des Belastungsempfindens und
- die Schmerzintensität (Visuelle Analog Skala).

Die Steuerungskriterien der Trainingstherapie waren in beiden Gruppen exakt gleich. Diese Parameter wurden varianz- und regressionsanalytisch innerhalb der Zeitfaktoren und der Gruppenvariablen auf die Hypothese überprüft.

Erläuterung des physiologischen Ansatzes

Innerhalb kurativer rehabilitativer oder therapeutischer Maßnahmen kommt der Verbesserung der Arbeits- und Leistungsfähigkeit eine zentrale Bedeutung zu. Dabei ist die Wiederherstellung der muskulären Funktion und insbesondere die psychophysische Belastungstoleranz gegenüber der objektiven Belastung wichtiger, aktiver Bestandteil der Verbesserung.

Die physikalische Bedeutung von Arbeit und Leistung ist innerhalb aktiver, intensitätsgesteuerter trainingstherapeutischer Maßnahmen das objektive Belastungskriterium der muskulären Beanspruchungs-/Belastungsrelation und der Effektivität muskulärer Rekonditionierung. Dabei muss die Intensität der Belastung zur Auslösung hyperthropher Prozesse in hochintensiven Phasen azidotische Reaktionen provozieren.

Der Abbau stoffwechselbedingter Endprodukte wie der Milchsäure geschieht über den venösen Rückstrom der cardiovascularen Strukturen. Weitere belastungsbedingte Rückstände (Zellmaterial u.a.) werden über das passive lymphatische System, welches normalerweise über Muskelaktivitäten gefördert wird, abtransportiert.

Patienten mit chronifizierten Rückenbeschwerden zeigen eine auffällige, kombinierte funktionelle und strukturelle Atrophie der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur als Pathologie gegenüber repräsentativen beschwerdefreien, untrainierten Normalpersonen (komplexes Dekonditionierungssyndrom) auf. Die Folgen sind mangelnde Funktionsbereitschaft des Erfolgsorgans und Stabilisation degenerierter gelenkiger Strukturen mit einer daraus resultierenden Risikoerhöhung zu einer erhöhten Morbidität. Weiterhin verstärken sich im Laufe der Chronifizierung, insbesondere durch mangelnde Verstoffwechselung, die Beschwerden durch myogene Schmerzen und Übersäuerung brachithropher Strukturen im Bereich der Wirbelsäule.

Innerhalb der hier kausal bedingten Trainingstherapie werden die betroffenen Muskeln hochintensiven Belastungen ausgesetzt (Azidose). Die lactaziden Stoffwechselendprodukte verursachen ein belastungsinduziertes Spannungsgefühl, und müssen innerhalb eines superkompensatorischen Zeitraums zwischen den Therapieeinheiten möglichst rasch abgebaut werden. Die Intensität der Übung bestimmt die Effektivität der Therapiemaßnahme und ist durch die belastungsbedingten Abbruchkriterien limitiert (muskuläre/mentale Erschöpfung → Irradiation, Schmerz).

Die Relation der objektiven Belastung und psychischer Ermüdungswiderstandsfähigkeit:

- Physiologische Stoffwechsel- Kapazität des Erfolgsorgans Muskel,
- Individuelles Belastungsempfinden,

regelt dabei die Arbeitsbereitschaft der Muskulatur.

Allgemeinen Objektivitäts- und Wirksamkeitsbetrachtungen physikalischer Maßnahmen zur Folge sollten bei der asynchronen Düsensführung zusätzlich zur

1. allgemeinen Verbesserung der arteriellen Durchblutung und Entspannung,
2. eine systematische venöse und lymphatische Entschlackung, insbesondere des produzierten Lactat.

erwartet werden (vgl. Muschinsky 1995). Dies sollte sich innerhalb hochintensiver lactazider Belastungen während einer repetitiven Bewegung in die HWS-Extension

zur physiologischen Entwicklung der isometrischen Maximalkraft und geringeren belastungsinduzierten Beschwerden darstellen. Das Training der Muskeln der HWS-Extensoren ist zudem stark abhängig von der Autostabilisation in dem Trainingssystem, welche über die Nackenmuskulatur realisiert wird.

Das individuelle Belastungsempfinden ist beim chronischen Rückenschmerzpatienten durch ein sogenanntes Angst- Vermeidungsverhalten nachhaltig gestört. Die wirbelsäulenstabilisierende Muskulatur des Patienten wird im Alltag, unter Belastung nicht mehr mit den normalen, physiologischen krafterhaltenden Reizen, wie bei einem beschwerdefreien, kraftuntrainierten Menschen versorgt. Die systematische Effektivität, aber auch die Verkürzung der superkompensatorischen Pause hat sowohl methodische als auch ökonomische Relevanz. Dies hat wiederum Einfluß auf die Optimierung von Kuraufenthalten in Reha- und Therapiezentren.

9 Ergebnisspiegel

Die Randomisierung wurde an den Parametern Schmerzintensität, Schmerzdauer, relative isometrische Maximalkraft, Alter und Geschlecht überprüft. Sie ergaben keine Unterschiede vor dem Treatment ($p > 0,102$).

Auch die Dauer des Treatments unterschied sich in den beiden Gruppen nicht (mittlere Dauer: 19,2 [$\pm 4,97$] Tage; $p = 0,795$ 2-seitig)

Die Schmerzintensität vor Durchführung der Übung ergab innerhalb der TE 1-4 keine signifikanten Unterschiede. In der TE 5 ($p = 0,014$) und, verbessert in der TE 6 war die Patienten der Experimentalgruppe (0,71 [1,49]) dann signifikant in Ihrer Schmerzintensität gebessert (KG: 1,73 [2,09]; $p = 0,012$). Aufgrund der gerichteten Hypothesenbildung werden die p-Values in der einseitigen Signifikanz ausgewiesen (vgl. Tab. 2). Dieser Trend war allerdings schon vorzeitig zu erkennen. Eine vergleichbare Signifikanz war in der nach der Übung erhobenen Schmerzintensität nicht zu erkennen ($p > 0,082$), obwohl der Trend vergleichbar war (vgl. Tab. 3).

Tab. 2: Schmerzintensität vor der Übung

	INDEX	N	Mittelwert	Std.Abw.	Sig. (2-seitig)
prä Schmerzint. T 1	EG	31	1,13	1,784	0,126
	KG	35	1,93	2,333	
prä Schmerzint. T 2	EG	31	1,52	2,336	0,345
	KG	35	2,06	2,274	
prä Schmerzint. T 3	EG	31	1,16	2,035	0,231
	KG	35	1,80	2,233	
prä Schmerzint. T 4	EG	31	1,06	1,843	0,449
	KG	35	1,43	2,019	
prä Schmerzint. T 5	EG	31	0,94	1,652	0,100
	KG	35	1,74	2,254	
prä Schmerzint. T 6	EG	31	0,71	1,488	0,025
	KG	35	1,73	2,091	

Tab. 3: Schmerzintensität nach der Übung

	INDEX	N	Mittelwert	Std.Abw.	Sig. (2-seitig)
prä Schmerzint. T 1	EG	31	0,84	1,614	0,453
	KG	35	10,14	1,648	
prä Schmerzint. T 2	EG	31	0,90	1,720	0,512
	KG	35	10,17	1,581	
prä Schmerzint. T 3	EG	31	0,94	1,672	0,774
	KG	35	0,83	1,339	
prä Schmerzint. T 4	EG	31	0,71	1,442	0,464
	KG	35	0,49	1,011	
prä Schmerzint. T 5	EG	31	0,7097	1,63694	0,925
	KG	35	0,7429	1,21493	
prä Schmerzint. T 6	EG	31	0,35	0,915	0,163
	KG	35	0,71	1,152	

Die mittlere Änderung der Schmerzintensität von jeweils vor und nach der Übung war allerdings bei $p=0,017$ (2-seitig) signifikant zugunsten der Kontrollgruppe (vgl. Tab. 7, Tab. 8). Diese hatte allerdings auch zunehmend die höheren Werte, so dass entsprechende trainingstherapeutische Reduktionen hierbei eine erheblich größere Varianz produzierten. Die Varianzanalytischen Vergleiche bestätigen dies hochsignifikant ($p=0,008$) (vgl. Tab. 4).

Tab. 4: Änderung der Schmerzintensität vor und nach der Übung

	INDEX	N	Mittelwert	Std.Abw.	F	Sig. Varianzh.	Sig. (2-seitig)
T1	EG	31	-0,290	0,9016	7,707	0,007	0,116
	KG	35	-0,786	1,5685			
T2	EG	31	-0,613	1,2021	3,706	0,059	0,528
	KG	35	-0,886	2,1932			
T3	EG	31	-0,226	1,8387	0,353	0,554	0,065
	KG	35	-0,971	1,3824			
T4	EG	31	-0,355	0,7978	11,993	0,001	0,044
	KG	35	-0,943	1,4541			
T5	EG	31	-0,2258	0,76200	9,559	0,003	0,017
	KG	35	-1,0000	1,67595			
T6	EG	31	-0,355	1,1704	8,725	0,004	0,041
	KG	35	-1,014	1,3958			

Das individuelle Anstrengungsempfinden wurde mit der Borgskala gemessen (vgl. Borg 2004). Die Borg-Skala ist ein international etabliertes Instrument zur Messung des individuellen Anstrengungsempfindens. Diese ist, neben der physiologisch-stoffwechselbedingten Ermüdung und der Koordination das entscheidende Kriterium zum Abbruch der (Trainings-) Arbeit unter Belastung. Sie ist ein Kriterium zur Steuerung der Therapie.

Hier ergaben sich zwischen Kontroll- und Experimentalgruppe zuerst keine signifikanten Unterschiede (EG 14,52 [1,83]; KG 14,5 [1,42] $p=0,968$). Sie korrelierte aber, zwischen den Studiengruppen erheblich mit den Belastungsparametern (vgl. Tab. 5). Die Dauer der Übung und damit auch die pro Wiederholung konstante Wiederholungsfrequenz der Übung (N-Wiederholungen pro TE) lassen den Therapeuten die Intensität und damit den Grad der muskulären Erschöpfung dokumentieren und die Belastung steuern (vgl. Denner 1998). Danach bestimmen sich auch die individuell eingesetzten Lasten durch den Therapeuten. Deren Relationen bestimmen die systematische standardisierte Auslösung des Trainingsreizes.

Tab. 5: Vergleich der Dauer der Übungsserie (Abstände Therapieeinheiten)

	INDEX	N	Mittelwert	Std.Abw.	Sig. (2-seitig)
Dauer ges.	Experimentalgruppe	31	19,323	5,8332	0,795
	Kontrollgruppe	35	19,000	4,1302	0,799
Dauer T1	Experimentalgruppe	31	3,452	2,0791	0,841
	Kontrollgruppe	35	3,543	1,5967	0,844
Dauer T2	Experimentalgruppe	31	3,94	1,263	0,749
	Kontrollgruppe	35	3,83	1,424	0,748
Dauer T3	Experimentalgruppe	31	3,645	3,6106	0,551
	Kontrollgruppe	35	4,086	2,2800	0,562
Dauer T4	Experimentalgruppe	31	4,58	1,628	0,056
	Kontrollgruppe	35	3,80	1,623	0,056
Dauer T5	Experimentalgruppe	31	3,710	3,4851	0,960
	Kontrollgruppe	35	3,743	1,6688	0,962
Mittl. Dauer	Experimentalgruppe	31	3,8645	1,16663	0,795
	Kontrollgruppe	35	3,8000	0,82605	0,799

Die entsprechenden Parameter ergaben zwischen den Gruppen im direkten Vergleich keine signifikanten Unterschiede. Auch die hieraus errechneten Parameter zur geleisteten Arbeit (umgesetzte Last) und Leistung (umgesetzte Last/Zeit) erwiesen sich als nicht unterscheidend. Die analytisch auffälligsten signifikanten Ergebnisse ergaben sich aus der Zusammenhangsaufklärung durch eine Korrelationsanalyse (vgl. Tab. 25, Tab. 26, Tab. 27, Tab. 28, Abb. 23a-f, Abb. 24a-f).

Hier zeigten sich die Wiederholungen, die Dauer der Einzelübung, die umgesetzte Last und die umgesetzte Last/Zeit als regressiv in der Zeit signifikant zum Anstrengungsempfinden nach Borg-RPE-Skala (vgl. Tab. 11, Tab. 12, Tab. 13, Tab. 14). Dies bestätigte prinzipiell die Erwartung, dass eben das Anstrengungsempfinden die Belastung, als individuelle Größe, mit steuert. Im Vergleich innerhalb der Studiengruppen wurde dieser hohe korrelative Zusammenhang allerdings nur noch in der Kontrollgruppe aufrechterhalten:

- die Wiederholungen pro Übungen korrelierten dabei noch in beiden Studiengruppen ($p < 0,02$),
- die Übungsdauer korrelierte in der Experimentalgruppe nur in der ersten TE ($p = 0,024$) (vgl. Tab. 15, Tab. 16, Abb. 19a-f). In der Kontrollgruppe korrelierte die Übungsdauer in den ersten vier TE ($p < 0,014$).

Die umgesetzte Last, als Ausdruck der Arbeit, berechnet aus dem Produkt von Last und Wiederholungen der Übung einer Therapieeinheit, korrelierte ab der dritten TE (TE 3: $p=0,044$; TE 4: $p=0,024$; TE 5: $p=0,013$; TE 6: $p=0,013$) zunehmend hochsignifikant nur in der Kontrollgruppe mit den durchschnittlichen Werten der Borgskala und damit mit dem Anstrengungsempfinden (vgl. Tab. 17, Tab. 18, Abb. 20a-f). Dies bestätigte sich demnach auch in der umgesetzten Last/Zeit, als Ausdruck der Leistung, für die Kontrollgruppe (TE 1: $p=0,017$; TE 2: $p=0,020$; TE 3: $p=0,012$; TE 4: $p=0,010$; TE 5: $p=0,009$; TE 6: $p=0,012$) (vgl. Tab. 23, Tab. 24, Abb. 22a-f). Diese Parameter waren für die Experimentalgruppe (umgesetzte Last $p>0,068$; umgesetzte Last/Zeit $p>0,163$) in keiner TE signifikant (vgl. Tab. 21, Tab. 22, Abb. 21a-f).

Regressionsanalytische Betrachtungen bestätigten dieses Ergebnis. Die Wiederholungszahlen waren, ab der dritten beziehungsweise vierten TE in beiden Gruppen hier signifikant regressiv (Experimentalgruppe $p<0,02$; Kontrollgruppe $p<0,009$) zur Borgskala.

Die Gesamtdauer der Übung korreliert in beiden Studiengruppen während T1 noch signifikant zum Anstrengungsempfinden (EG: $p=0,24$; KG: $p=0,001$), um dann in der Experimentalgruppe systematisch unabhängig vom Anstrengungsempfinden der Patienten zu werden ($p>0,241$) (vgl. Tab. 20). Die Patienten der Kontrollgruppe erhielten den regressiven Zusammenhang noch bis zu T4 ($p<0,014$) (vgl. Tab. 20).

Tab. 6: Zeitdauer der Versuchsreihen ?

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.Abw.
Dauer ges.	66	14,0	39,0	19,15	4,965
Dauer T1-2	66	1,0	11,0	3,500	1,825
Dauer T2-3	66	2,0	7,0	3,880	1,342
Dauer T3-4	66	2,0	22,0	3,879	2,964
Dauer T4-5	66	1,0	8,0	4,170	1,660
Dauer T5-6	66	2,0	21,0	3,727	2,658
Mittl. Dauer	66	2,80	7,80	3,830	0,993

Systematisch blieb aber ein solcher regressiver Zusammenhang für die Arbeit

- EG: TE 1: $p=0,488$; TE 2: $p=0,439$; TE 3: $p=0,260$;
TE 4: $p=0,100$; TE 5: $p=0,068$; TE 6: $p=0,109$;

- KG: TE 1: $p=0,054$; TE 2: $p=0,066$; TE 3: $p=0,044$;
TE 4: $p=0,024$; TE 5: $p=0,013$; TE 6: $p=0,013$

und die Leistung

- EG: TE 1: $p=0,315$; TE 2: $p=0,408$; TE 3: $p=0,218$;
TE 4: $p=0,170$; TE 5: $p=0,127$; TE 6: $p=0,163$;
- KG: TE 1: $p=0,017$; TE 2: $p=0,020$; TE 3: $p=0,012$;
TE 4: $p=0,010$; TE 5: $p=0,009$; TE 6: $p=0,012$

korrelierend zur Borgskala in der Kontrollgruppe dann über den gesamten Studienzeitraum erhalten (vgl. Tab. 23, Tab. 24, Abb. 22a-f). Die Experimentalgruppe erwies sich im Zusammenhang der umgesetzten Last und der Umgesetzten Last/Zeit als linear völlig unabhängig (vgl. Tab. 21, Tab. 22, Abb. 21a-f).

10 Interpretation und Ausblicke

Die Patienten wurden innerhalb eines systematischen Trainingstherapeutischen Prozess, der Integrierten Funktionellen Rückenschmerztherapie nach FPZ Methode (vgl. Denner 1998a; Harter et al. 2005) systematisch in einer individuellen Betreuung therapiert. Die Belastungsvorgaben wurden extern durch speziell geschulte Therapeuten gesteuert.

Daher war es auch nicht überraschend, dass die physiologischen Kernparameter der Therapie, wie das relative isometrische Drehmoment und die Intensitätsparameter Last und Intensität (Kriterium: Dauer der Übung) im direkten Vergleich der Studiengruppen keinen Unterschied ergaben. Es wurde bewusst die hochintensive Therapiephase mit lactaziden Belastungen ausgewählt, weil in dieser Phase die individuelle Belastungsverträglichkeit- und Toleranz gerade bei Patienten mit chronischen Rückenbeschwerden eine zentrale Rolle spielt. Allerdings werden allgemein in dieser Therapiephase, bei der Adaptation durch Hypertrophie, insbesondere der schnell kontrahierenden Typ II-Muskelfasern in der Regel keine besonderen Verbesserungen der relativen isometrischen Maximalkraft beobachtet (vgl. Denner 1998a).

Die Belastungsverträglichkeit, gemessen durch das Anstrengungsempfinden in der Borg- RPE-Skala erwies sich aber als das entscheidende, differenzierende Kriterium zwischen den Studiengruppen.

In der Experimentalgruppe ergaben sich anfänglich noch schwach korrelierende Zusammenhänge, die sich aber zunehmend verloren. Die Kontrollgruppe behielt diesen Zusammenhang systematisch weiter aufrecht. Dies lässt sich dahingehen interpretieren, dass der kontrollierende Einfluss des individuellen Anstrengungsempfindens auf die Therapie, gerade in dieser Patientengruppe einen entscheidenden Einfluss auf die Belastungstoleranz ausübt. Gerade die Veränderung der Belastungstoleranz spielt aber, insbesondere im Bezug zu den Kognitionen des Patienten eine entscheidende Rolle in der Änderung des Schmerzverhaltens (vgl. Hildebrandt et al. 1995).

Gerade die lineare Unabhängigkeit der umgesetzten Last und der Last/Zeit als physikalischer Ausdruck von Arbeit und Leistung in der Experimentalgruppe zeigt die hohe Bedeutung für rehabilitative und therapeutische Maßnahmen. Patienten, die nach einer hohen physiologischen Belastung derart physikalisch, systematisch im Sinne des Gewebe entschlackende Maßnahmen behandelt wurden (asynchrone medial gerichtete Massage), erlebten eine physikalische Arbeit unterschiedlich zu denen, die im entschlackenden Sinne, unkontrolliert (Kontrollgruppe) behandelt wurden. Diese systematische Studienbeobachtung deckt sich, in dieser standardisierten Form durch die trockenen Aufwassermassagen, mit der herkömmlichen Lehrmeinung zu den klassischen Massagetechniken (vgl. Muschinsky 1992, Földi 1995).

Die Vorgehensweise, belastetes Muskelgewebe systematisch in Richtung zur Körpermitte hin zu entstauen gehört mit zu den zentralen Strategien der Lymphdrainage. Die positive Wirkung von Massage nach sportlichen Belastungen wurde schon immer postuliert. In Kombination entsprechender Strategien dürften noch bessere Effekte zu erzielen sein. Allerdings spezifische ödemisierte Areale, schmerzhaft myoglotische und belastete tendinös/vasziale Strukturen gezielt zu behandeln, dürfte erfahrenen Therapeuten vorbehalten sein. Dadurch können Streueffekte innerhalb dieses Studiendesigns auch zu erklären sein.

In weiteren Studien wird noch zu zeigen sein, in wie weit sich die Effekte auf das Anstrengungsempfinden mit der verrichteten Arbeit und der Leistung auch auf physiologisch im Gewebe und im Abbau von Lactat nachweisen lassen. Auch die Überprüfung in unterschiedlichen Probanden (Patienten, Normalpersonen und Sportlern) werden weitere Erkenntnisse erwarten lassen.

Moderne technische Massagelösungen ermöglichen eine individuell vorprogrammierbare, insbesondere getrennt steuerbare Düsenführung, wie sie auch in dieser Studie standardisiert zur Anwendung kam. Mit Hilfe derartiger Technik ist es möglich

die physikalisch/mechanische Wirkung von Massage standardisiert zu verifizieren und in Rehabilitation und Therapie systematisch vor allem Evidenz basiert einzusetzen.

Literaturverzeichnis

- American College of Sports Medicine (1990). The recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness in healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 22, S. 265-274.
- Andersson, E., Swärd, L., Thorstensson, A. (1988). Trunk muscle strength in athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 20/6, S. 587-593.
- Bandy, W.-D., Lovelace-Chandler, V. (1990). Adaptation of skeletal muscle to resistance training. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 12/6.
- Borg, G. (1998). Borg's perceived exertion and pain scales. *Human Kinetics, Champaign* 2.
- Bosco, C. (1992). Eine neue Methodik zur Einschätzung und Programmierung des Trainings. *Leistungssport* 5, S. 21-28.
- Braith, R.-W., Graves, J.-E., Pollock, M.-L., Leggett, S.-H., Carpenter, D.-M., Colvin, A.-B. (1989). Comparison of 2 vs 3 days/ week of variable resistance training during 10- and 18- week programs. *International Journal of Sports Medicine* 10, S. 450-454.
- Brosius, G. & Brosius, F. (1998). SPSS: base system and professional statistics. Bonn u.a.: International Thompson Publishing.
- Bührle, M., Werner, E. (1985). Muskelquerschnittstraining der Bodybuilder. In: Bührle, M. (Hrsg.) *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings*. Schorndorf: Verlag Karl Hofmann S. 199-212.
- Carpenter, D., Brigham, T., Welsch, M., Foster, D., Graves, J., Hepler, D., Fulton, M., Pollock, M. (1994). Low back strength comparison of elite female collegiate athletes. *Medicine and Science in Sports & Exercise* 26/5, S. 113.
- Conley, M.-S., Stone, M.-H., Nimmons, M., Dudley, G.-A. (1997). Specificity of resistance training responses in neck muscle size and strength. *European Journal of Appl. Physiology* 75/5, S. 443-448.
- Darden, E. (1978). *How Your muscles work - featuring Nautilus training equipment*. Winter Park/USA.
- Darden, E. (1985). *The Nautilus Book*. 14. Aufl. Contemporary Books, Chicago/USA.
- De Lorme, T.-L., Watkins, A.-L. (1957). *Progressive Resistance Exercise*. 2. Aufl. Appleton-Century-Crofts Medical, NewYork.

- Denner, A. (1998). Analyse und Training der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur der Wirbelsäule. Berlin: Springer Verlag.
- Denner, A. (1995). Muskuläre Profile der Wirbelsäule. Band 2: Analyse- und Trainingskonzept. Köln: Sport & Buch Strauß.
- Foster, D.-N. (1992). Strength curves in athletic populations. Vortrag anlässlich des Symposiums Spine and Strength, San Diego/USA.
- Földi, M., Kubik, S. (1999). Lehrbuch der Lymphologie - für Mediziner und Physiotherapeuten. Ulm: 4.Auflage, Gustav Fischer Verlag.
- Földi, M., Stößenreuther, R. (1995). Grundlagen der manuellen Lymphdrainage. Jena: Urban&Fischer Verlag, 3. überarb. A., 03/2003.
- Freiwald, J., Engelhardt, M. (1996). Beweglichkeit und Dehnung in Sport und Therapie. Physikalische Therapie 11, S. 883-892 u. 12, S. 966-969.
- Froelicher, V., Myers, J.-N. 2000. Exercise and the heart. 4th ed. Philadelphia: Saunders.
- Goldspink, G. (1994). Zelluläre und molekulare Aspekte der Trainingsadaptation des Skelettmuskels. In: Komi, P.-V. (Hrsg.), Kraft und Schnellkraft im Sport. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, S. 213-231.
- Graves, J.-E., Pollock, M.-L., Leggett, S.-H., Braith, R.-W., Carpenter, D.-M., Bishop, L.-E. (1988). Effect of reduced training frequency on muscular strength. International Journal of Sports Medicine 9/5, S. 316-319.
- Graves, J.-E., Pollock, M.-L., Foster, D., Leggett, S.-H., Carpenter, D.-M., Vuoso, R., Jones, A. (1990a). Effect of training frequency and specificity on isometric lumbar extension strength. Spine 15/6, S. 504-509.
- Graves, J.-E., Leggett, S.-H., Carpenter, D.-M., Fix, C., Cirulli, J., Matkozych, J., Fulton, M. (1990b). Effect of frequency, volume, and mode of training on cervical extension strength. Vortrag anlässlich der APTA Annual Conference, Anaheim/USA.
- Grosser, M., Brüggemann, P., Zintl, F. (1986). Leistungssteuerung in Training und Wettkampf. München: BLV Verlagsgesellschaft.
- Harter, W.-H., Schifferdecker-Hoch, F., Denner, A., Uhlig, H. (2004). Trainingstherapie bei Patienten mit chronischen Rückenbeschwerden - Entwicklung eines Risikofaktorenmodells zur Prädiktion der Compliance. Orthopädische Praxis 142, S. 639-643.

- Harter, W.-H., Schifferdecker-Hoch, F., Denner, A. (2003). Verhaltenstypisierung als Assessmentinstrument zur prädiktiven Typisierung und Beurteilung von funktionellen Risiken bei chronischen Rückenbeschwerden. Orthopädische Praxis 39/12, S. 727-732.
- Harter, W.-H., Schifferdecker-Hoch, F., Denner, A. (2003). Die Beurteilung des rüchenschmerzbezogenen Angst- Vermeidungsverhalten in der alters- und geschlechtsspezifischen Referenz. Faktorenanalyse und systematische Bewertung des Fear-avoidance-Beliefs-Questionnaire. Orthopädische Praxis 39/11, S. 697-704.
- Harter, W.-H. (2002). Risikofaktoren- basierte Trainingstherapie- good and bad responder im Vergleich. Orthopädische Praxis 38/ 2, S. 106-113.
- Harter, W.-H. (2001). Verfahrensentwicklung zu prädiktiven Erfolgsfaktoren der Analysegestützten Medizinischen Trainingstherapie aus wirtschaftlicher Sicht. Ergomed 2, S. 62-66.
- Hennig, E., Podzielnny, S. (1994). Die Auswirkungen von Dehn- und Aufwärmübungen auf die Vertikalsprungleistung. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 45/6, S. 253-260.
- High, D.-M., Howley, E.-T., Franks, B.-D. (1989). The effects of static stretching and warm-up on prevention of delayed-onset muscle soreness. Research Quarterly for Exercise and Sport 60/4, S. 357-361.
- Hollmann, W., Hettinger, T. (1980). Sportmedizin - Arbeits- und Trainingsgrundlagen. 2. Auflage. Stuttgart: Schattauer Verlag.
- Hollmann, W., Hettinger, T. (1990). Sportmedizin - Arbeits- und Trainingsgrundlagen. Stuttgart: 3. Aufl. Schattauer Verlag.
- Howald, H. (1985). Morphologische und funktionelle Veränderung der Muskelfasern durch Training. In: Bührle, M. (Hrsg.), Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schorndorf: Schorndorfverlag.
- Kahle, C.-H., Ulmer, H.-V., Rummel, L. (1977). The reproducibility of BORG's RPE scale of female pupils from 7 to 11 years of age. Pflügers Arch. 368, Suppl. R26.
- Kennta, G., Hassmen, P. (1998). Overtraining and recovery. A conceptual model. Sports Med. 26, S. 1-6.
- Kapandji, A. (1985). Funktionelle Anatomie der Gelenke Bd 3: Rumpf und Wirbelsäule. Stuttgart: Enke Verlag.

- Komi, P.-V. (1986). Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic and mechanical factors. *International Journal of Sports Medicine* 7, S. 10-15.
- Komi, P.-V., Häkkinen, K. (1989). Maximalkraft und Schnellkraft. In: Dirix, A., Knuttgen, H.-G., Tittel, K. (Hrsg.), *Olympia Buch der Sportmedizin*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, S. 157-167.
- Konrad, P., Schmitz, K., Denner, A. (2001). Neuromuscular evaluation of trunk-training exercises. *Journal of Athletic Training* 36/2, S. 109-118.
- Leggett, S.-H., Defilippo, G., Trinkle, J., Graves, J.-E., Pollock, M.-L., Carpenter, D.-M. (1991). Effect of training frequency on cervical rotation strength. Vortrag anlässlich des American College of Sports Medicine Annual Meeting.
- Lenhardt, U., Elkeles, T., Rosenbrock, R. (1994). Rückenschmerzen - Befunde epidemiologischer Forschung. *Allg. Med.* S. 561-565.
- Löllgen, H., Ulmer, H.-V., Nieding, G. (1977). Heart rate and perceptual response to exercise with different pedalling speed in normal subjects and patients. *Europ. J. Appl. Physiol.* 37, S.297-304.
- Löllgen, H., Graham, T., Sjogaard, G. (1980). Muscle metabolites, force and perceived exertion bicycling at varying pedal rates. *Med. Sci. Sports Exerc.* 12, S. 345-351.
- Löllgen, H., Erdmann, E. (2000). *Ergometrie*. Heidelberg. Berlin: Springer Verlag, 2. Auflage.
- MacDougall, D. (1994). Hypertrophie und/oder Hyperplasie. In: Komi, P.-V. (Hrsg.), *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, S. 232-239.
- McGuff, D. (1997). The mystery of exercise induced headache. *The Super Slow Exercise Standard* 5/3, S. 86-99.
- Mayer, T. (1985). Using physical measurements to assess low back pain. In: *The Journal of Musculoskeletal Medicine* 6, S. 44-59.
- Muschinsky, B. (1992). *Massagelehre in Theorie und Praxis*. Jena: Urban&Fischer Verlag, 3. Aufl., S. 44 ff..
- Sale, D.-G. (1994). Neurale Adaptation im Verlaufe eines Krafttrainings. In: Komi, P.-V. (Hrsg.), *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, S. 249-265.
- Schifferdecker-Hoch, F. (2001). Entwicklung eines Risikoscreenings zur Identifikation von „good and bad respondern“ hinsichtlich somatischer Behandlungspro-

gramme bei Rückenschmerzpatienten. Dissertation an der Eberhard Karls Universität Tübingen.

- Schifferdecker-Hoch, F., Harter, W.-H., Denner, A. (2003). Muskuläre Dekonditionierung: Die Zivilisationsfalle der Gesellschaft? Orthopädische Praxis 39/10, S. 636-64.
- Schmidtbleicher, D. (1995). Neuere Ergebnisse der Forschung im Kraft und Schnelligkeitsbereich und ihre Übertragung auf die praktische Anwendung im Fitneßtraining. Frankfurt/Main: Informationsschrift der J.-W.-Goethe-Universität, Institut für Sportwissenschaften.
- Schober, H., Kraft, W., Wittekopf, G., Schmidt, H. (1990). Beitrag zum Einfluß verschiedener Dehnungsformen auf das muskuläre Entspannungsverhalten des M. quadrizeps femoris. Med. Sport 30/3, S. 88-91.
- Solberg, H.-E. (1994). Establishment and use of reference values. In: Burtis, C. A., Ashwood, E. R. (Hrsg.): Tietz Textbook of clinical chemistry (2. Auflage). New York.
- Starkey, D.-B., Pollock, M.-L., Ishida, Y., Welsch, M.-A., Brechue, W.-F., Graves, J.-E., (1996). Feigenbaum MS, Effect of resistance training volume on strength and muscle thickness. Medicine and Science in Sports & Exercise 28/10, S. 1311-1320.
- Stone, M.-H. (1994). Anpassungserscheinungen unter einem Krafttraining im Bereich von Bindegewebe und Knochen. In: Komi, P.-V. (Hrsg.), Kraft und Schnelkraft im Sport. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, S. 277-289.
- Tesch, P.-A. (1994). Kurzzeitige und langfristige histochemische und biochemische Adaptationen im Skelettmuskel. In: Komi, P.-V. (Hrsg.), Kraft und Schnelkraft im Sport. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, S. 240-248.
- Tucci, J.-T., Pollock, M.-L., Carpenter, D.-M., Graves, J.-E., Leggett, S.-H. (1990). Effect of reduced training frequency and detraining on lumbar extension strength. Medicine and Science in Sports and Exercise 22/2, S. 18.
- Uhlig, H., Denner, A., Harter, W.-H., Pape, H.-G., Schifferdecker-Hoch, F. (2003). Die analysegestützte medizinische Trainingstherapie für die Wirbelsäule (FPZ Konzept) unter den Bedingungen einer orthopädischen Praxis. Journal für Anaesthesie und Intensivbehandlung III.2003/ISSN 0941-4223.

- Wallin, D., Ekblom, P., Grahn, R., Nordenborg, T. (1985). Improvement of muscle flexibility. A comparison between two techniques. The Am. Journal of Sports Medicine 13/4, S. 263-268.
- Zaciorskij, V.-M., Aruin, A.-S., Selujanov, V.-N. (1984). Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates. Berlin: Sportverlag.

Anhang

Tab. 7: Korrelationen der Schmerzintensität vor der Übung zur Borg-RPE-Skala

	Schmerzintensität/prä	TE 1	TE 2	TE 3	TE 4	TE 5	TE 6
Borgskala							
TE 1	Korrelation nach Pearson	-0,105	-0,069	-0,103	-0,168	-0,084	0,041
	Signifikanz (2-seitig)	0,399	0,584	0,411	0,178	0,504	0,747
	N	66	66	66	66	66	66
TE 2	Korrelation nach Pearson	-0,152	-0,045	-0,161	-0,06	-0,18	-0,085
	Signifikanz (2-seitig)	0,224	0,718	0,198	0,632	0,147	0,497
	N	66	66	66	66	66	66
TE 3	Korrelation nach Pearson	-0,153	-0,109	-0,139	-0,197	-0,162	-0,072
	Signifikanz (2-seitig)	0,219	0,382	0,267	0,114	0,193	0,563
	N	66	66	66	66	66	66
TE 4	Korrelation nach Pearson	-0,162	-0,121	-,244(*)	-0,174	-0,241	-0,053
	Signifikanz (2-seitig)	0,193	0,333	0,048	0,163	0,051	0,672
	N	66	66	66	66	66	66
TE 5	Korrelation nach Pearson	-0,09	-0,175	-0,168	-0,242	-0,158	-0,015
	Signifikanz (2-seitig)	0,47	0,159	0,178	0,05	0,204	0,905
	N	66	66	66	66	66	66
TE 6	Korrelation nach Pearson	-0,213	-0,073	-0,233	-0,104	-0,216	0,011
	Signifikanz (2-seitig)	0,086	0,561	0,06	0,404	0,082	0,928
	N	66	66	66	66	66	66
Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	-0,184	-0,125	-0,223	-0,193	-0,222	-0,038
	Signifikanz (2-seitig)	0,14	0,319	0,072	0,12	0,073	0,762
	N	66	66	66	66	66	66

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Tab. 8: Korrelationen der Schmerzintensität nach der Übung zur Borg-RPE-Skala

	Schmerzintensität/post	TE 1	TE 2	TE 3	TE 4	TE 5	TE 6
Borgskala							
TE 1	Korrelation nach Pearson	-0,119	-0,041	-0,160	-0,122	-0,079	0,061
	Signifikanz (2-seitig)	0,343	0,746	0,200	0,328	0,531	0,629
	N	66	66	66	66	66	66
TE 2	Korrelation nach Pearson	-0,123	-0,081	-0,039	0,006	-0,066	-0,019
	Signifikanz (2-seitig)	0,323	0,518	0,757	0,962	0,596	0,877
	N	66	66	66	66	66	66
TE 3	Korrelation nach Pearson	-0,124	-0,010	-0,098	-0,119	-0,059	-0,069
	Signifikanz (2-seitig)	0,322	0,935	0,436	0,340	0,636	0,580
	N	66	66	66	66	66	66
TE 4	Korrelation nach Pearson	-0,195	-0,079	-0,215	-0,151	-0,182	-0,093
	Signifikanz (2-seitig)	0,117	0,528	0,083	0,226	0,145	0,459
	N	66	66	66	66	66	66
TE 5	Korrelation nach Pearson	-0,213	-0,043	-0,206	-0,172	-0,107	-0,033
	Signifikanz (2-seitig)	0,086	0,734	0,097	0,168	0,391	0,793
	N	66	66	66	66	66	66
TE 6	Korrelation nach Pearson	-0,145	-0,185	-0,176	-0,049	-0,153	0,007
	Signifikanz (2-seitig)	0,245	0,137	0,157	0,697	0,220	0,953
	N	66	66	66	66	66	66
Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	-0,192	-0,096	-0,187	-0,124	-0,138	-0,036
	Signifikanz (2-seitig)	0,122	0,443	0,133	0,321	0,269	0,777
	N	66	66	66	66	66	66

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tab. 9: Korrelationen des relativen isometrischen Drehmomentes zur Borg-RPE-Skala ?

	rel. isom. Drehmoment	TE 1	TE 2	TE 3	TE 4	TE 5	TE 6
Borgskala							
TE 1	Korrelation nach Pearson	-0,049	-0,077	-0,075	-0,098	-0,077	-0,155
	Signifikanz (2-seitig)	0,696	0,537	0,551	0,433	0,541	0,215
	N	66	66	66	66	66	66
TE 2	Korrelation nach Pearson	-0,146	-0,169	-0,206	-0,164	-0,165	-0,173
	Signifikanz (2-seitig)	0,241	0,174	0,097	0,188	0,186	0,164
	N	66	66	66	66	66	66
TE 3	Korrelation nach Pearson	-0,125	-0,144	-0,191	-0,135	-0,152	-0,158
	Signifikanz (2-seitig)	0,317	0,249	0,125	0,279	0,224	0,206
	N	66	66	66	66	66	66
TE 4	Korrelation nach Pearson	-0,146	-0,163	-0,227	-0,174	-0,156	-0,178
	Signifikanz (2-seitig)	0,243	0,192	0,066	0,162	0,211	0,153
	N	66	66	66	66	66	66
TE 5	Korrelation nach Pearson	-0,177	-0,185	-0,269(*)	-0,219	-0,223	-0,228
	Signifikanz (2-seitig)	0,155	0,138	0,029	0,078	0,072	0,065
	N	66	66	66	66	66	66
TE 6	Korrelation nach Pearson	-0,049	-0,083	-0,108	-0,082	-0,046	-0,081
	Signifikanz (2-seitig)	0,697	0,508	0,388	0,511	0,714	0,516
	N	66	66	66	66	66	66
Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	-0,145	-0,171	-0,227	-0,181	-0,170	-0,198
	Signifikanz (2-seitig)	0,245	0,170	0,067	0,145	0,173	0,111
	N	66	66	66	66	66	66

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Tab. 10: Korrelationen der Trainingslast zur Borg-RPE-Skala ?

	Trainingslast	TE 1	TE 2	TE 3	TE 4	TE 5	TE 6
Borgskala							
TE 1	Korrelation nach Pearson	-0,037	-0,033	-0,048	-0,042	-0,084	-0,103
	Signifikanz (2-seitig)	0,767	0,795	0,699	0,736	0,504	0,412
	N	66	66	66	66	66	66
TE 2	Korrelation nach Pearson	-0,158	-0,115	-0,153	-0,148	-0,180	-0,156
	Signifikanz (2-seitig)	0,204	0,359	0,221	0,237	0,147	0,210
	N	66	66	66	66	66	66
TE 3	Korrelation nach Pearson	-0,137	-0,102	-0,104	-0,127	-0,153	-0,171
	Signifikanz (2-seitig)	0,274	0,416	0,408	0,309	0,220	0,170
	N	66	66	66	66	66	66
TE 4	Korrelation nach Pearson	-0,151	-0,101	-0,093	-0,069	-0,104	-0,115
	Signifikanz (2-seitig)	0,226	0,420	0,456	0,583	0,408	0,360
	N	66	66	66	66	66	66
TE 5	Korrelation nach Pearson	-0,311(*)	-0,271(*)	-0,252(*)	-0,227	-0,230	-0,250(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,011	0,028	0,042	0,067	0,063	0,043
	N	66	66	66	66	66	66
TE 6	Korrelation nach Pearson	-0,128	-0,087	-0,097	-0,085	-0,098	-0,076
	Signifikanz (2-seitig)	0,305	0,490	0,441	0,497	0,436	0,543
	N	66	66	66	66	66	66
Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	-0,199	-0,152	-0,158	-0,147	-0,176	-0,179
	Signifikanz (2-seitig)	0,110	0,223	0,204	0,238	0,157	0,149
	N	66	66	66	66	66	66

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Tab. 11: Korrelationen der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala

	Wiederholungen/Übung	TE 1	TE 2	TE 3	TE 4	TE 5	TE 6
Borgskala							
TE 1	Korrelation nach Pearson	-0,062	-0,093	-0,016	-0,211	-0,206	-0,172
	Signifikanz (2-seitig)	0,621	0,457	0,897	0,089	0,098	0,167
	N	66	66	66	66	66	66
TE 2	Korrelation nach Pearson	-0,140	-0,305(*)	-0,322(**)	-0,478(**)	-0,475(**)	-0,509(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,261	0,013	0,008	0,000	0,000	0,000
	N	66	66	66	66	66	66
TE 3	Korrelation nach Pearson	-0,233	-0,265(*)	-0,320(**)	-0,345(**)	-0,395(**)	-0,411(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,060	0,032	0,009	0,005	0,001	0,001
	N	66	66	66	66	66	66
TE 4	Korrelation nach Pearson	-0,173	-0,235	-0,320(**)	-0,468(**)	-0,511(**)	-0,464(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,166	0,058	0,009	0,000	0,000	0,000
	N	66	66	66	66	66	66
TE 5	Korrelation nach Pearson	-0,208	-0,307(*)	-0,392(**)	-0,490(**)	-0,582(**)	-0,395(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,094	0,012	0,001	0,000	0,000	0,001
	N	66	66	66	66	66	66
TE 6	Korrelation nach Pearson	-0,111	-0,247(*)	-0,278(*)	-0,358(**)	-0,404(**)	-0,410(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,373	0,045	0,024	0,003	0,001	0,001
	N	66	66	66	66	66	66
Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	-0,195	-0,307(*)	-0,357(**)	-0,495(**)	-0,545(**)	-0,499(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,117	0,012	0,003	0,000	0,000	0,000
	N	66	66	66	66	66	66

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Tab. 12: Korrelationen der Belastungsdauer pro Übung zur Borg-RPE-Skala

	Belastungsdauer/Übung	TE 1	TE 2	TE 3	TE 4	TE 5	TE 6
Borgskala							
TE 1	Korrelation nach Pearson	0,249(*)	0,195	0,230	0,101	0,036	0,006
	Signifikanz (2-seitig)	0,044	0,116	0,063	0,419	0,773	0,961
	N	66	66	66	66	66	66
TE 2	Korrelation nach Pearson	0,399(**)	0,249(*)	0,377(**)	0,209	0,140	0,044
	Signifikanz (2-seitig)	0,001	0,044	0,002	0,091	0,264	0,725
	N	66	66	66	66	66	66
TE 3	Korrelation nach Pearson	0,357(**)	0,274(*)	0,164	0,186	0,149	0,027
	Signifikanz (2-seitig)	0,003	0,026	0,187	0,134	0,233	0,832
	N	66	66	66	66	66	66
TE 4	Korrelation nach Pearson	0,423(**)	0,336(**)	0,270(*)	0,118	0,008	-0,061
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,006	0,028	0,344	0,949	0,629
	N	66	66	66	66	66	66
TE 5	Korrelation nach Pearson	0,408(**)	0,335(**)	0,275(*)	0,202	-0,059	0,017
	Signifikanz (2-seitig)	0,001	0,006	0,025	0,103	0,640	0,889
	N	66	66	66	66	66	66
TE 6	Korrelation nach Pearson	0,352(**)	0,236	0,245(*)	0,142	0,069	-0,071
	Signifikanz (2-seitig)	0,004	0,057	0,048	0,255	0,581	0,569
	N	66	66	66	66	66	66
Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	0,457(**)	0,339(**)	0,321(**)	0,199	0,067	-0,012
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,005	0,008	0,109	0,591	0,923
	N	66	66	66	66	66	66

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Tab. 13: Korrelationen der gesamten umgesetzten Last zur Borg-RPE-Skala

	ges. umgesetzte Last	TE 1	TE 2	TE 3	TE 4	TE 5	TE 6
Borgskala							
TE 1	Korrelation nach Pearson	-0,035	-0,050	-0,036	-0,124	-0,135	-0,134
	Signifikanz (2-seitig)	0,781	0,690	0,771	0,323	0,280	0,284
	N	66	66	66	66	66	66
TE 2	Korrelation nach Pearson	-0,167	-0,207	-0,270(*)	-0,333(**)	-0,345(**)	-0,349(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,179	0,096	0,028	0,006	0,005	0,004
	N	66	66	66	66	66	66
TE 3	Korrelation nach Pearson	-0,194	-0,179	-0,216	-0,257(*)	-0,281(*)	-0,308(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,118	0,151	0,081	0,038	0,022	0,012
	N	66	66	66	66	66	66
TE 4	Korrelation nach Pearson	-0,183	-0,167	-0,213	-0,266(*)	-0,304(*)	-0,292(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,141	0,181	0,086	0,031	0,013	0,017
	N	66	66	66	66	66	66
TE 5	Korrelation nach Pearson	-0,315(*)	-0,316(**)	-0,350(**)	-0,390(**)	-0,430(**)	-0,358(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,010	0,010	0,004	0,001	0,000	0,003
	N	66	66	66	66	66	66
TE 6	Korrelation nach Pearson	-0,135	-0,155	-0,200	-0,223	-0,256(*)	-0,240
	Signifikanz (2-seitig)	0,281	0,215	0,108	0,072	0,038	0,052
	N	66	66	66	66	66	66
Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	-0,221	-0,229	-0,276(*)	-0,335(**)	-0,370(**)	-0,353(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,074	0,064	0,025	0,006	0,002	0,004
	N	66	66	66	66	66	66

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Tab. 14: Korrelationen der Last pro Zeit zur Borg-RPE-Skala

	Last/Zeit	TE 1	TE 2	TE 3	TE 4	TE 5	TE 6
Borgskala							
TE 1	Korrelation nach Pearson	-0,067	-0,065	-0,075	-0,118	-0,124	-0,132
	Signifikanz (2-seitig)	0,595	0,603	0,551	0,345	0,319	0,289
	N	66	66	66	66	66	66
TE 2	Korrelation nach Pearson	-0,217	-0,218	-0,313(*)	-0,329(**)	-0,343(**)	-0,340(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,080	0,079	0,011	0,007	0,005	0,005
	N	66	66	66	66	66	66
TE 3	Korrelation nach Pearson	-0,241	-0,216	-0,246(*)	-0,274(*)	-0,295(*)	-0,305(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,051	0,082	0,047	0,026	0,016	0,013
	N	66	66	66	66	66	66
TE 4	Korrelation nach Pearson	-0,252(*)	-0,225	-0,266(*)	-0,271(*)	-0,283(*)	-0,270(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,041	0,070	0,031	0,028	0,021	0,028
	N	66	66	66	66	66	66
TE 5	Korrelation nach Pearson	-0,356(**)	-0,346(**)	-0,377(**)	-0,388(**)	-0,382(**)	-0,355(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,003	0,004	0,002	0,001	0,002	0,003
	N	66	66	66	66	66	66
TE 6	Korrelation nach Pearson	-0,179	-0,172	-0,224	-0,221	-0,246(*)	-0,202
	Signifikanz (2-seitig)	0,150	0,167	0,070	0,074	0,047	0,105
	N	66	66	66	66	66	66
Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	-0,280(*)	-0,265(*)	-0,320(**)	-0,338(**)	-0,353(**)	-0,336(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,023	0,032	0,009	0,006	0,004	0,006
	N	66	66	66	66	66	66

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Tab. 15: Korrelationen der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE- Skala der Experimentalgruppe

		Borgskala
Wiederholung		
TE 1	Korrelation nach Pearson	-0,176
	Signifikanz (2-seitig)	0,344
	N	31
TE 2	Korrelation nach Pearson	-0,322
	Signifikanz (2-seitig)	0,077
	N	31
TE 3	Korrelation nach Pearson	-0,422(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,018
	N	31
TE 4	Korrelation nach Pearson	-0,557(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,001
	N	31
TE 5	Korrelation nach Pearson	-0,595(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,000
	N	31
TE 6	Korrelation nach Pearson	-0,505(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,004
	N	31

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tab. 16: Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Experimentalgruppe

	Rsq	d.f.	F	Sigf	bo	b1
TE 1	0,031	29	0,92	0,344	23,7205	- 0,4385
TE 2	0,104	29	3,35	0,077	25,0778	- 0,6254
TE 3	0,178	29	6,29	0,018	26,4054	- 0,6901
TE 4	0,310	29	13,06	0,001	30,1806	- 1,0502
TE 5	0,354	29	15,91	0,000	31,0480	- 1,0589
TE 6	0,255	29	9,93	0,004	29,0490	- 0,9678

Abb. 19a: Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Experimentalgruppe

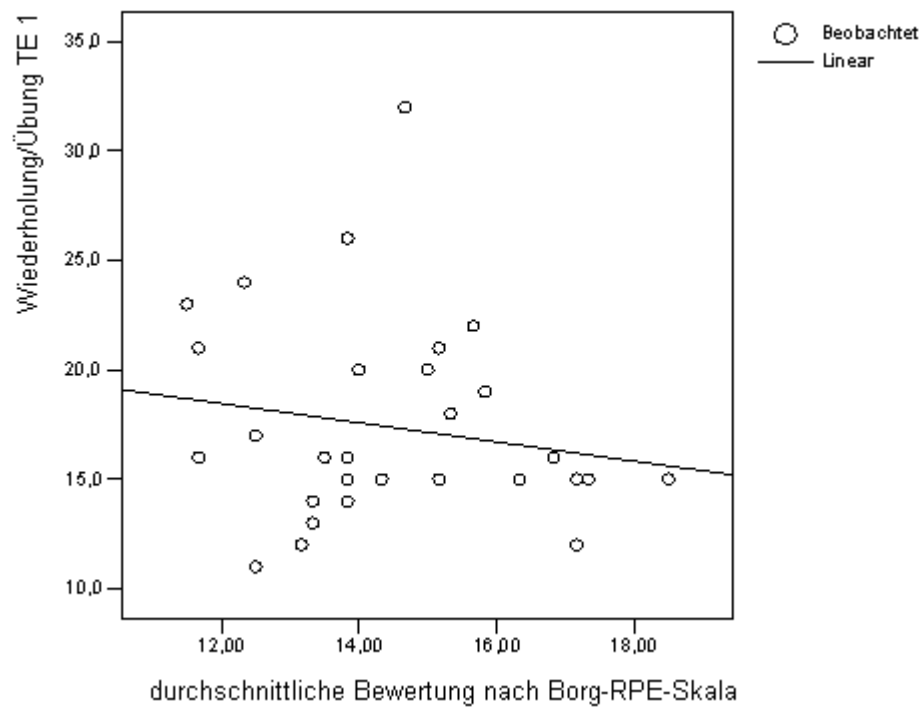


Abb. 19b: Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Experimentalgruppe

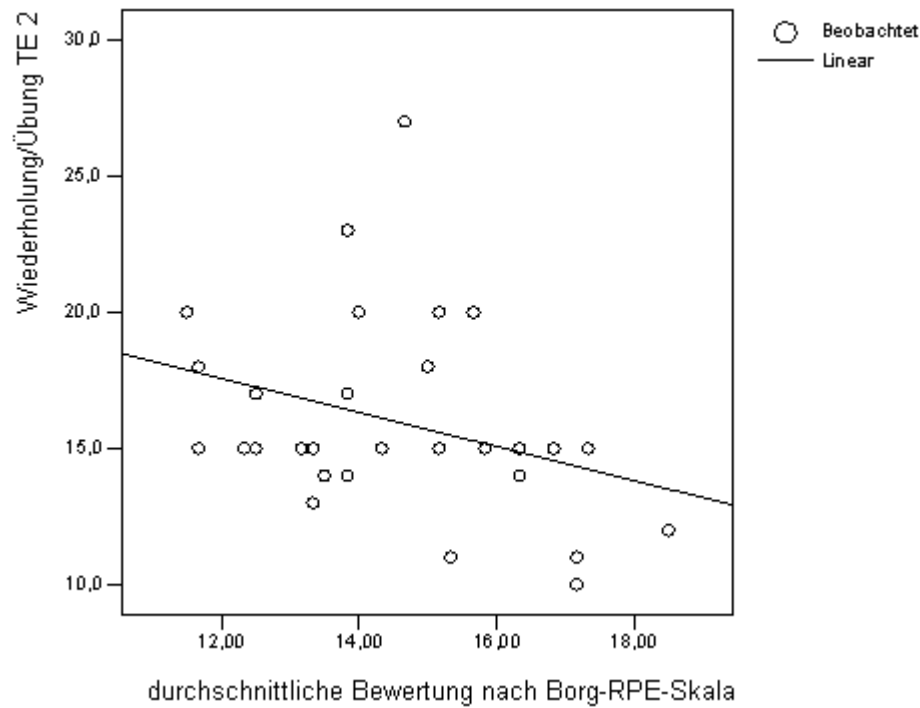


Abb. 19c: Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Experimentalgruppe

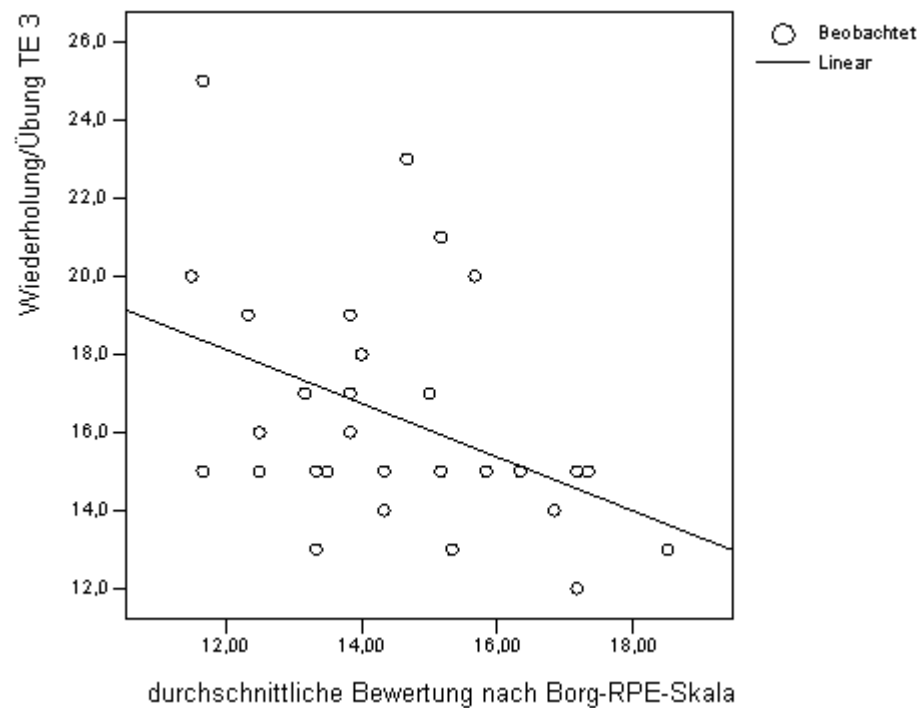


Abb. 19d: Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Experimentalgruppe

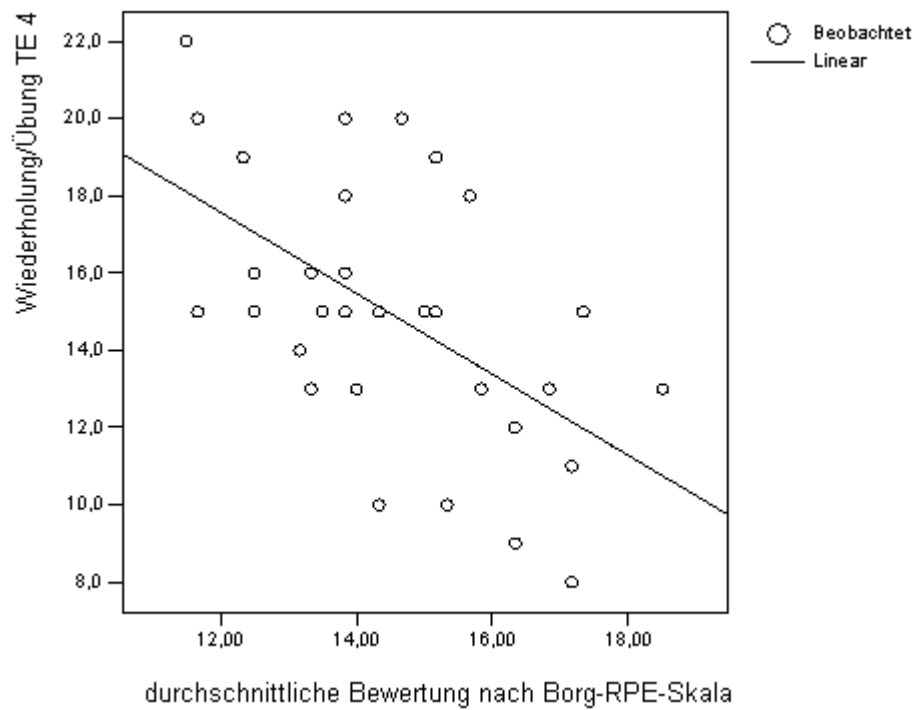


Abb. 19e: Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Experimentalgruppe

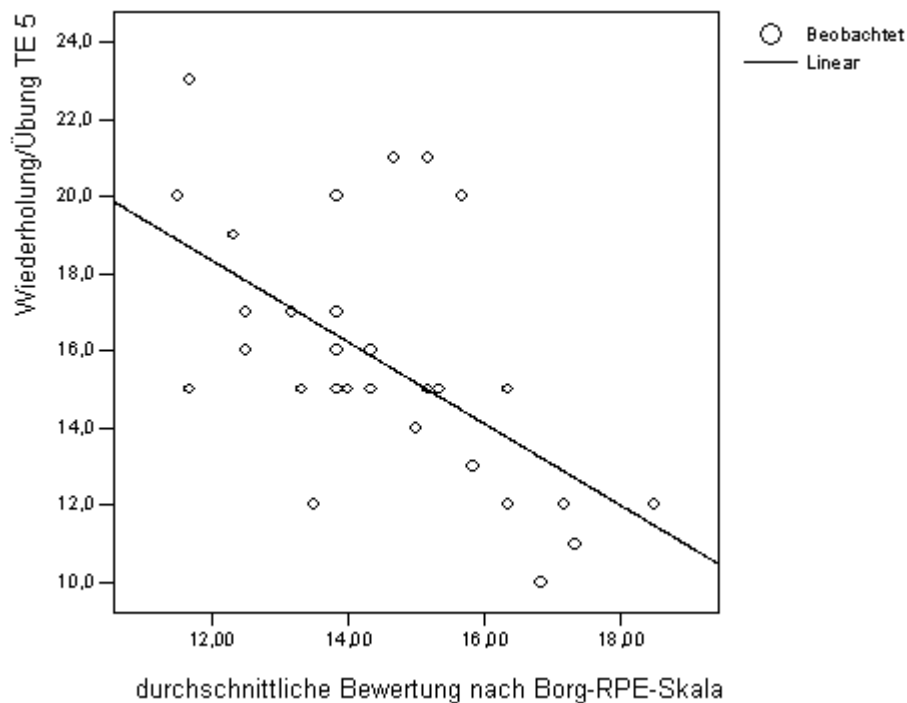
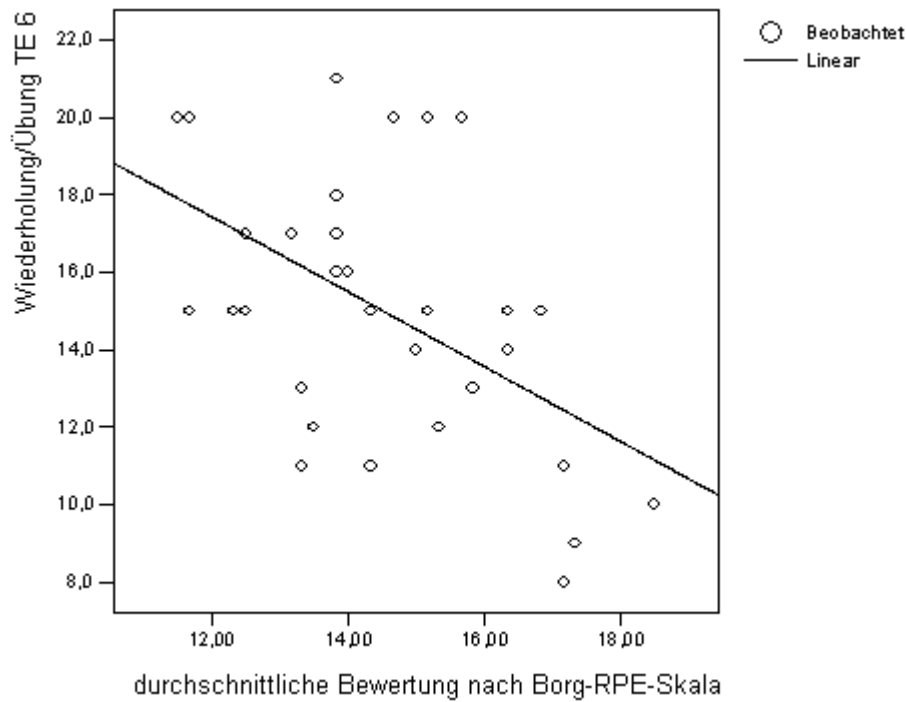


Abb. 19f: Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Experimentalgruppe



Tab. 17: Korrelationen der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Kontrollgruppe

Wiederholung	Borgskala	
TE 1	Korrelation nach Pearson	-0,240
	Signifikanz (2-seitig)	0,165
	N	35
TE 2	Korrelation nach Pearson	-0,289
	Signifikanz (2-seitig)	0,092
	N	35
TE 3	Korrelation nach Pearson	-0,312
	Signifikanz (2-seitig)	0,068
	N	35
TE 4	Korrelation nach Pearson	-0,436(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,009
	N	35
TE 5	Korrelation nach Pearson	-0,495(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,003
	N	35
TE 6	Korrelation nach Pearson	-0,504(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,002
	N	35

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tab. 18: Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Kontrollgruppe

	Rsq	d.f.	F	Sigf	bo	b1
TE 1	0,058	33	2,02	0,165	23,3779	- 0,4911
TE 2	0,084	33	3,01	0,092	25,2881	- 0,6248
TE 3	0,098	33	3,57	0,068	27,9910	- 0,7974
TE 4	0,190	33	7,75	0,009	30,4530	- 0,9968
TE 5	0,245	33	10,71	0,003	31,7803	- 1,1159
TE 6	0,254	33	11,23	0,002	33,8868	- 1,2690

Abb. 20a: Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Kontrollgruppe

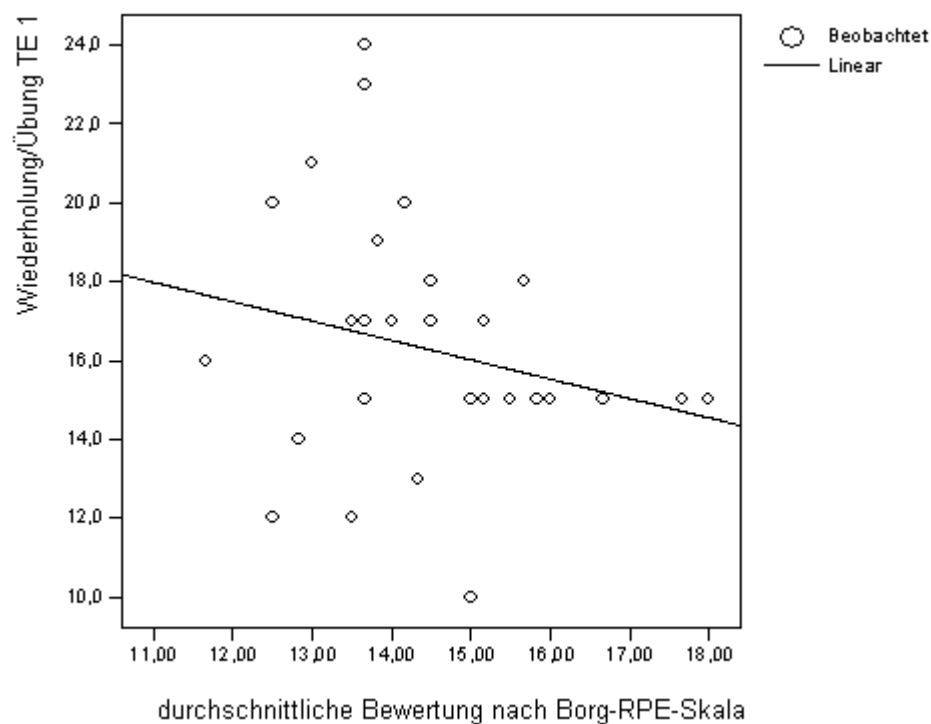


Abb. 20b: Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Kontrollgruppe

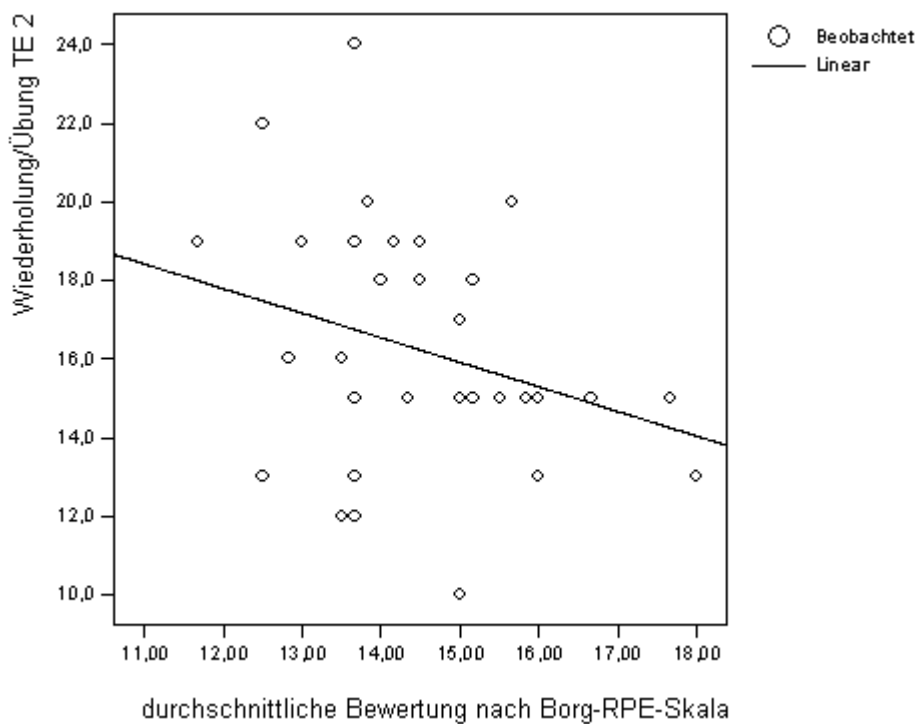


Abb. 20c: Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Kontrollgruppe

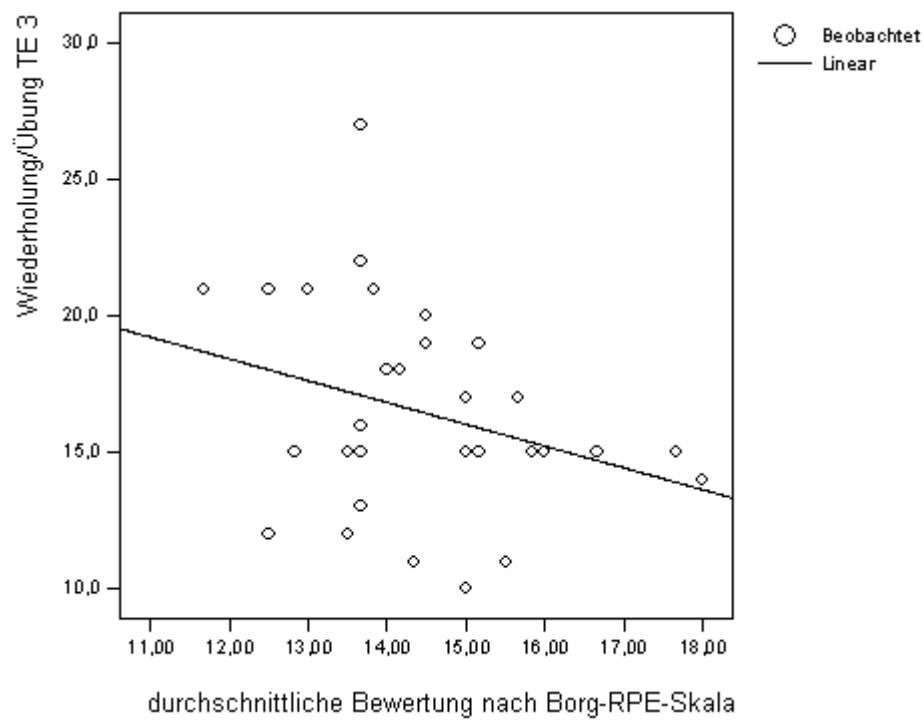


Abb. 20d: Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Kontrollgruppe

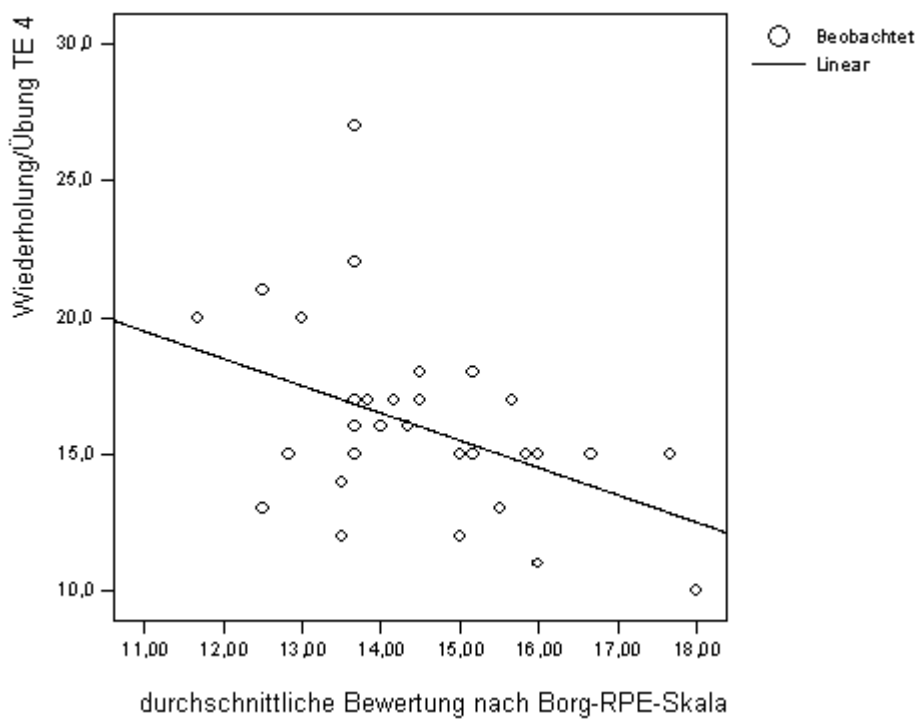


Abb. 20e: Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Kontrollgruppe

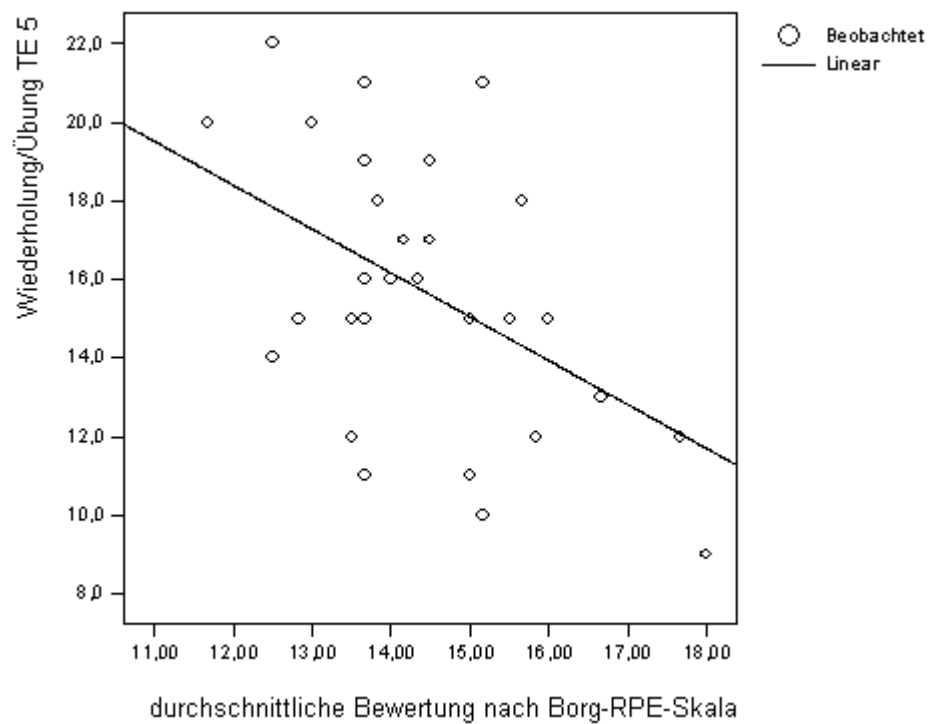
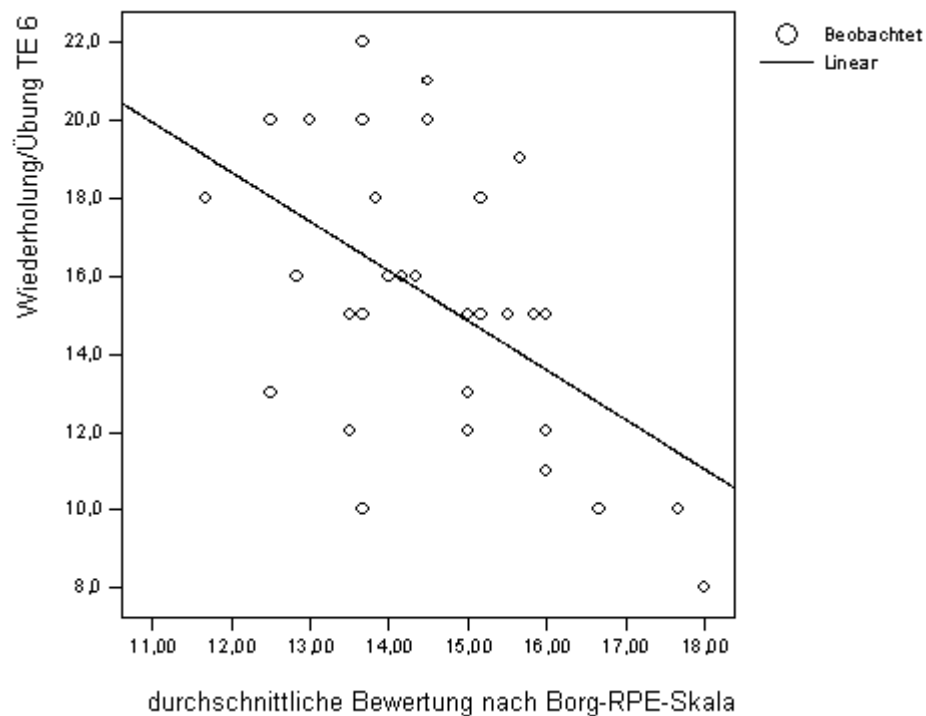


Abb. 20f: Lineare Regression der Anzahl der Wiederholungen pro Übung zur Borg-RPE-Skala der Kontrollgruppe



Tab. 19: Korrelationen der Experimentalgruppe Dauer der Übung

		Borgskala
--	--	-----------

Belastungsdauer		
TE 1	Korrelation nach Pearson	0,405(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,024
	N	31
TE 2	Korrelation nach Pearson	0,175
	Signifikanz (2-seitig)	0,346
	N	31
TE 3	Korrelation nach Pearson	0,217
	Signifikanz (2-seitig)	0,241
	N	31
TE 4	Korrelation nach Pearson	0,027
	Signifikanz (2-seitig)	0,886
	N	31
TE 5	Korrelation nach Pearson	-0,093
	Signifikanz (2-seitig)	0,617
	N	31
TE 6	Korrelation nach Pearson	-0,110
	Signifikanz (2-seitig)	0,556
	N	31

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tab. 20: Korrelationen der Kontrollgruppe Dauer der Übung

		Borgskala
--	--	-----------

Belastungsdauer		
TE 1	Korrelation nach Pearson	0,528(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,001
	N	35
TE 2	Korrelation nach Pearson	0,542(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,001
	N	35
TE 3	Korrelation nach Pearson	0,445(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,007
	N	35
TE 4	Korrelation nach Pearson	0,411(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,014
	N	35
TE 5	Korrelation nach Pearson	0,235
	Signifikanz (2-seitig)	0,174
	N	35
TE 6	Korrelation nach Pearson	0,089
	Signifikanz (2-seitig)	0,613
	N	35

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Tab. 21: Korrelationen der Experimentalgruppe der gesamten umgesetzten Last

		Borgskala
umgesetzte Last		
TE 1	Korrelation nach Pearson	-0,135
	Signifikanz (2-seitig)	0,470
	N	31
TE 2	Korrelation nach Pearson	-0,150
	Signifikanz (2-seitig)	0,420
	N	31
TE 3	Korrelation nach Pearson	-0,215
	Signifikanz (2-seitig)	0,246
	N	31
TE 4	Korrelation nach Pearson	-0,306
	Signifikanz (2-seitig)	0,094
	N	31
TE 5	Korrelation nach Pearson	-0,336
	Signifikanz (2-seitig)	0,065
	N	31
TE 6	Korrelation nach Pearson	-0,299
	Signifikanz (2-seitig)	0,103
	N	31

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tab. 22: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfinden (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der EG

	Rsq	d.f.	F	Sigf	bo	b1
TE 1	0,018	29	0,54	0,470	333,457	- 8,4026
TE 2	0,023	29	0,67	0,420	335,722	- 8,4509
TE 3	0,046	29	1,40	0,246	402,644	- 11,750
TE 4	0,094	29	3,00	0,094	446,696	- 15,510
TE 5	0,113	29	3,69	0,065	505,732	- 18,162
TE 6	0,089	29	2,84	0,103	479,027	- 16,266

Abb. 21a: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfinden (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der EG

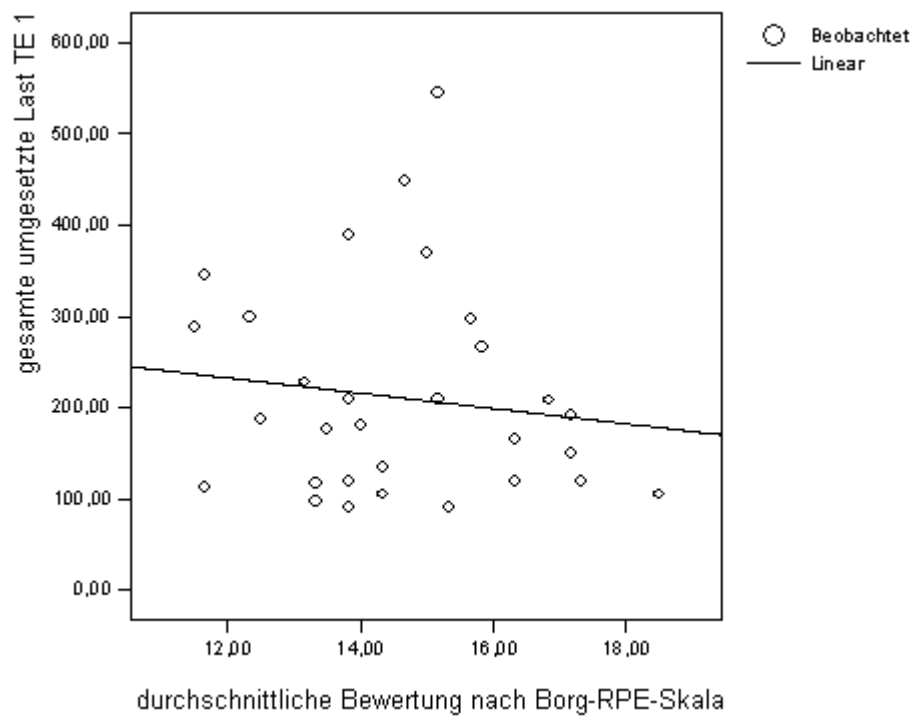


Abb. 21b: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfinden (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der EG

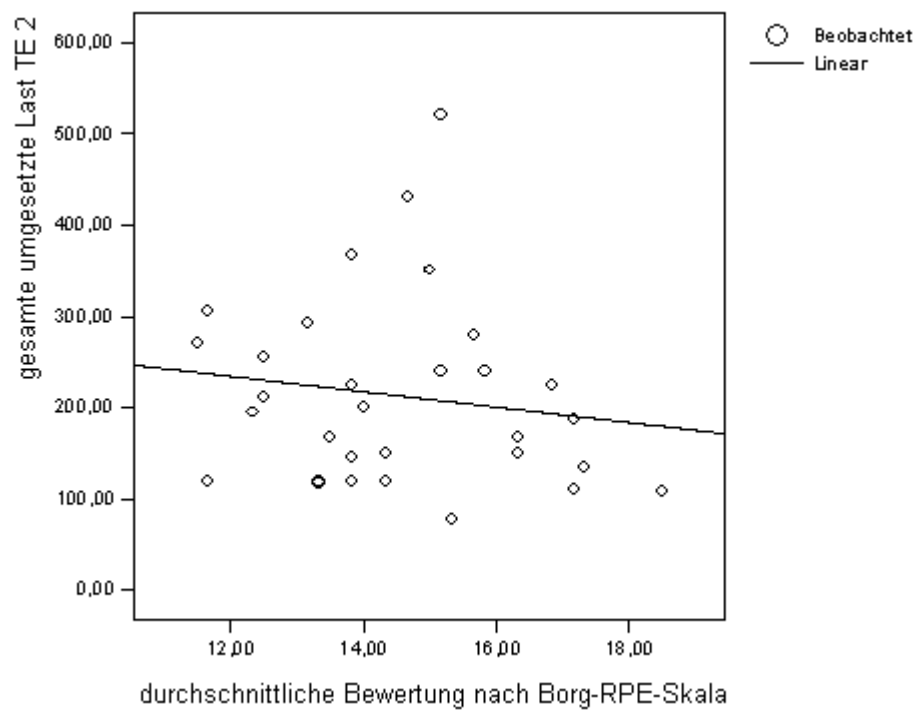


Abb. 21c: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfinden (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der EG

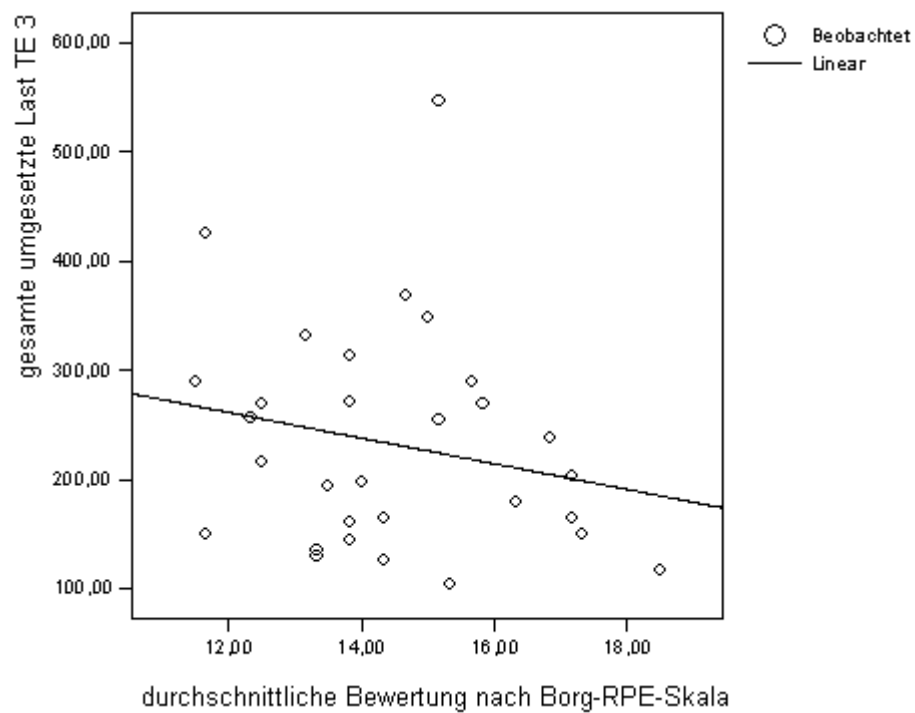


Abb. 21d: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfinden (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der EG

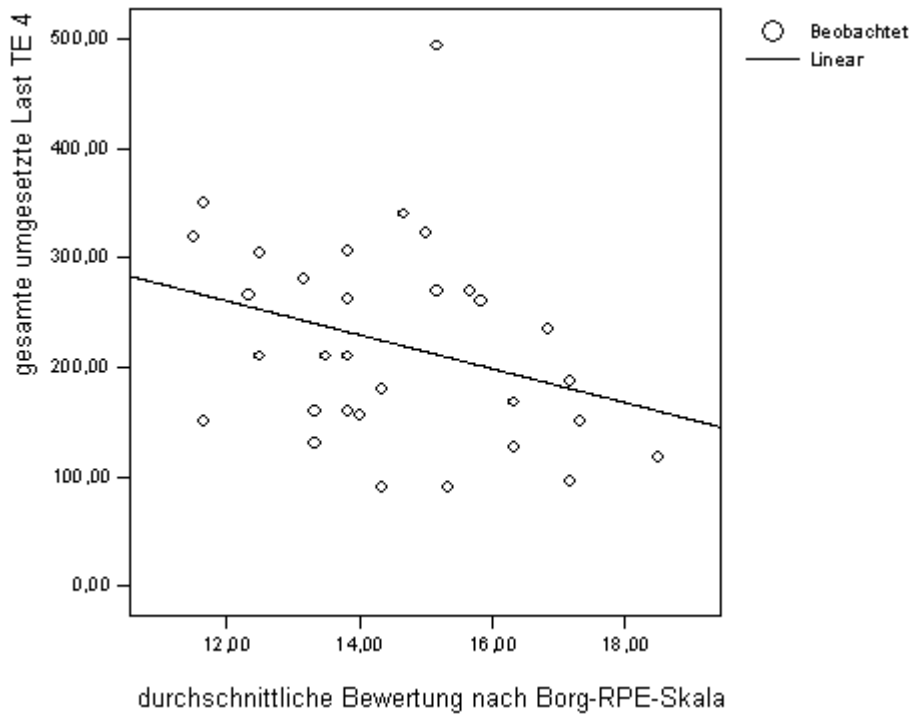


Abb. 21e: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfinden (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der EG

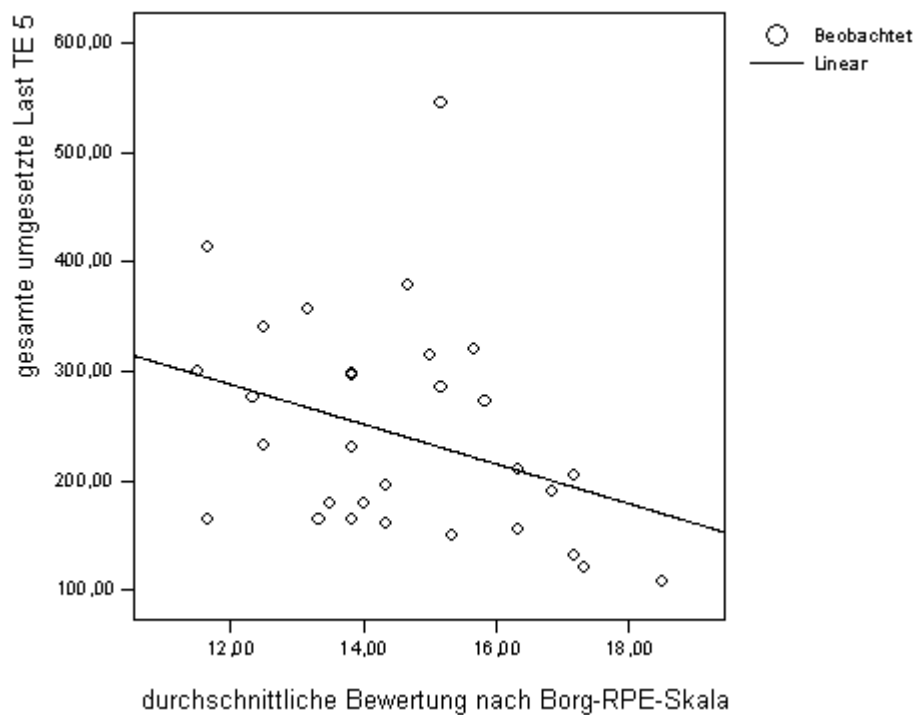
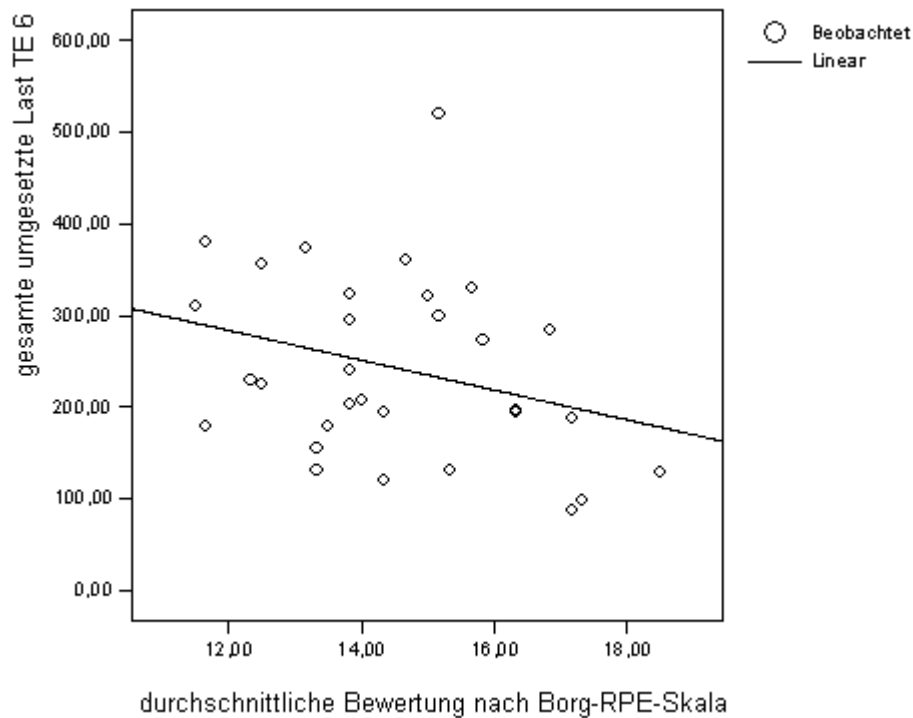


Abb. 21f: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfinden (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der EG



Tab. 23: Korrelationen der Kontrollgruppe der gesamten umgesetzten Last

		Borgskala
umgesetzte Last		
TE 1	Korrelation nach Pearson	-0,332
	Signifikanz (2-seitig)	0,051
	N	35
TE 2	Korrelation nach Pearson	-0,319
	Signifikanz (2-seitig)	0,062
	N	35
TE 3	Korrelation nach Pearson	-0,348(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,041
	N	35
TE 4	Korrelation nach Pearson	-0,383(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,023
	N	35
TE 5	Korrelation nach Pearson	-0,418(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,013
	N	35
TE 6	Korrelation nach Pearson	-0,421(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,012
	N	35

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tab. 24: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfindens (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der KG

	Rsq	d.f.	F	Sigf	bo	b1
TE 1	0,110	33	4,09	0,051	555,594	- 24,143
TE 2	0,102	33	3,74	0,062	586,562	- 25,229
TE 3	0,121	33	4,54	0,041	656,561	- 29,040
TE 4	0,147	33	5,69	0,023	704,766	- 32,000
TE 5	0,174	33	6,97	0,013	719,095	- 32,931
TE 6	0,177	33	7,10	0,012	735,760	- 33,864

Abb. 22a: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungsempfindens (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der KG

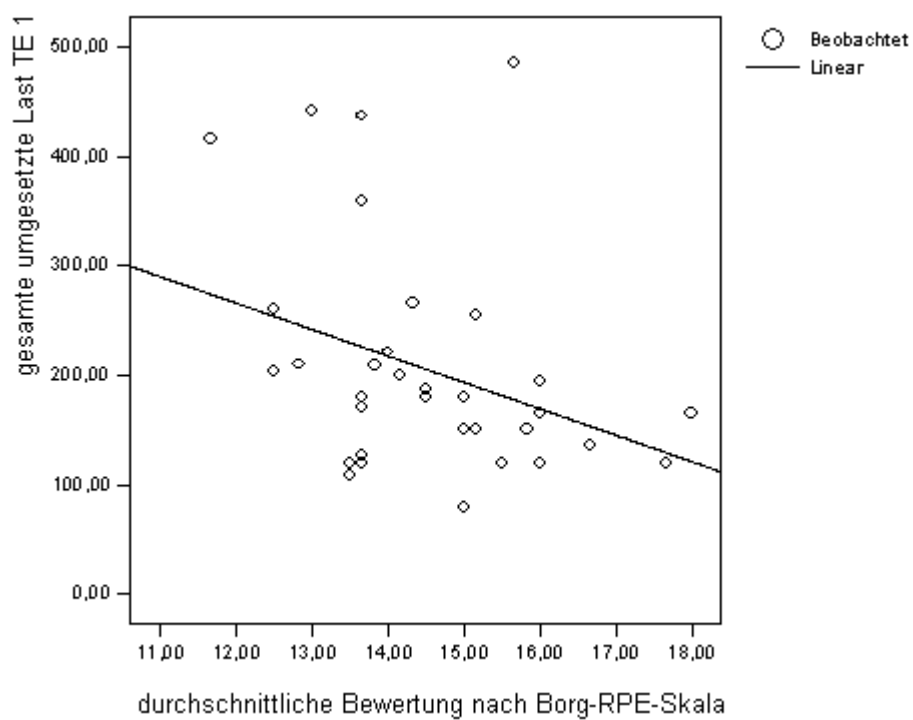


Abb. 22b: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfindens (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der KG

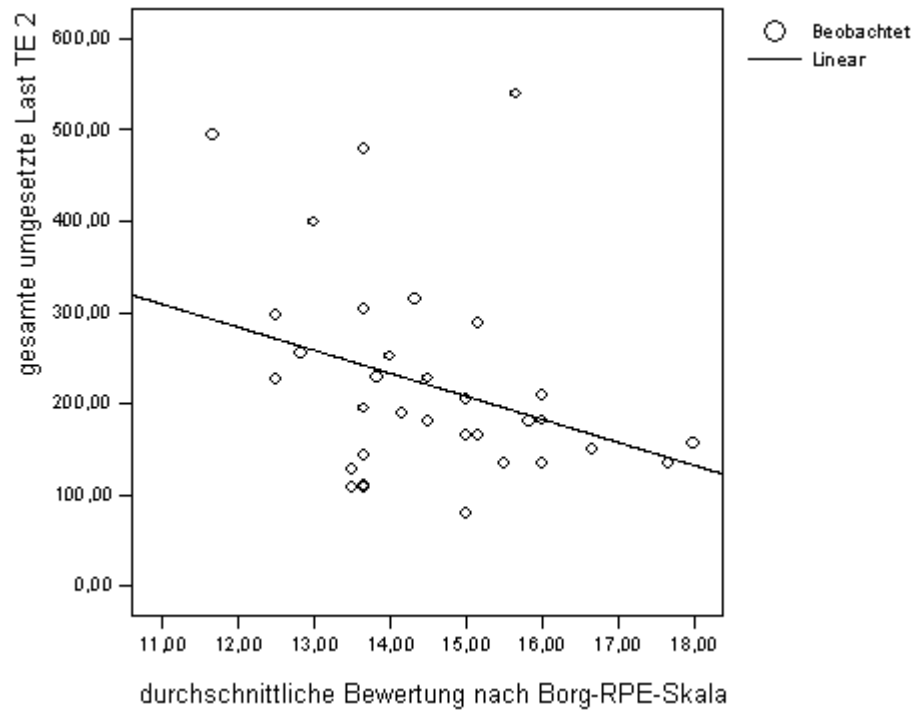


Abb. 22c: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfindens (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der KG

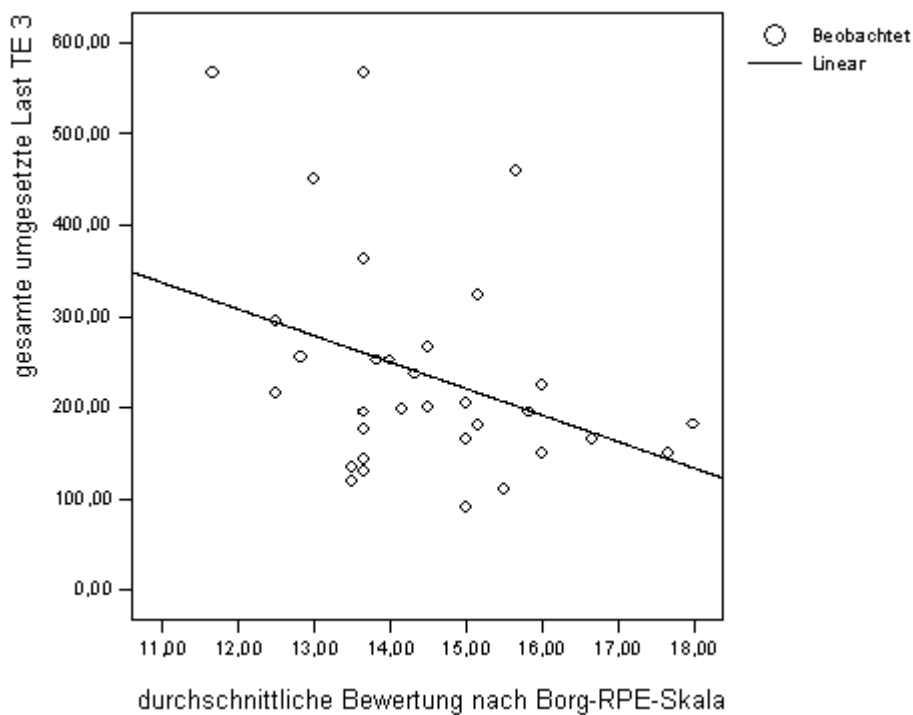


Abb. 22d: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungsempfindens (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der KG

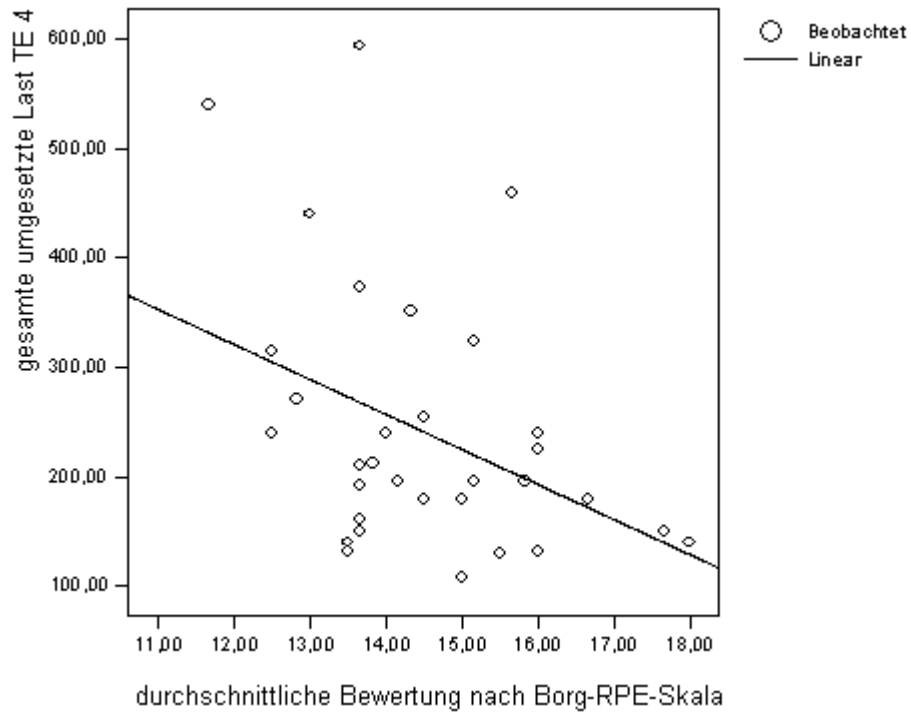


Abb. 22e: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungsempfindens (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der KG

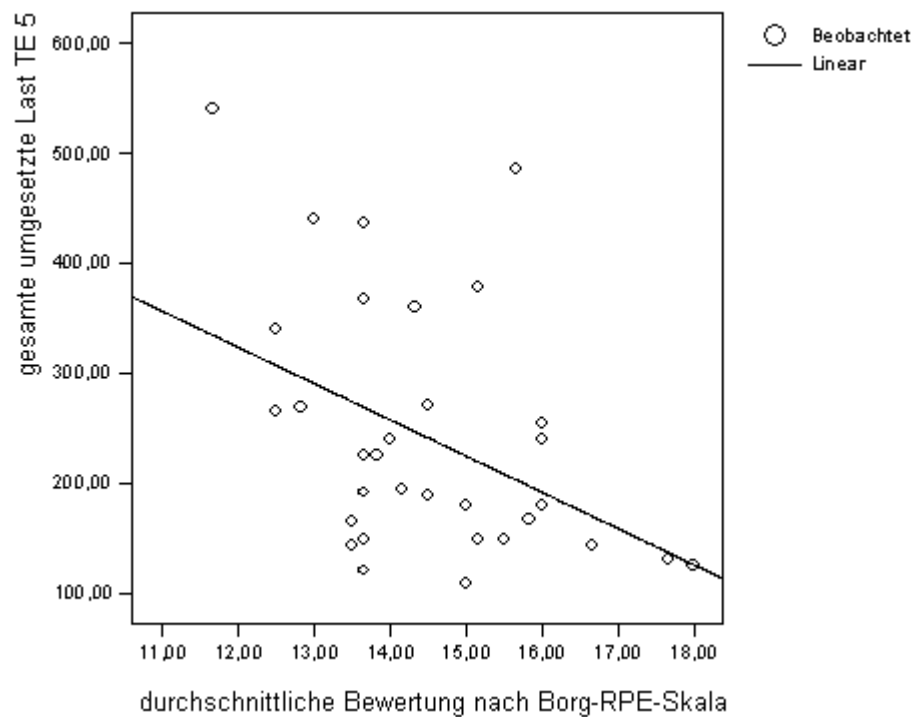
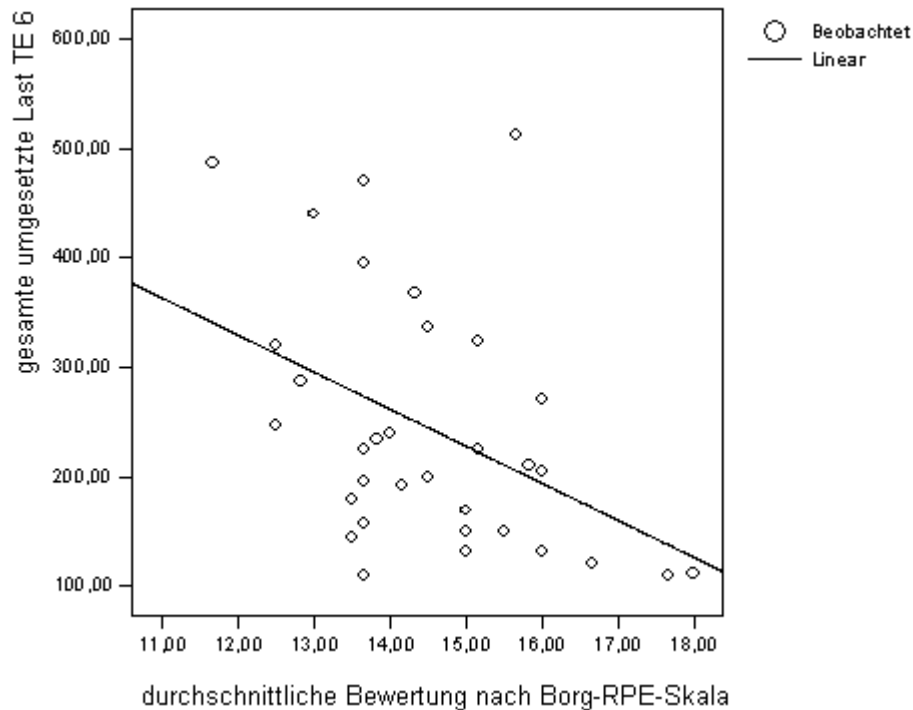


Abb. 22f: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungsempfindens (Borg-RPE-Skala) zur gesamten umgesetzten Last der KG



Tab. 25: Korrelationen der Experimentalgruppe Last pro Zeit

		Borgskala
Last/Zeit		
TE 1	Korrelation nach Pearson	-0,189
	Signifikanz (2-seitig)	0,307
	N	31
TE 2	Korrelation nach Pearson	-0,158
	Signifikanz (2-seitig)	0,397
	N	31
TE 3	Korrelation nach Pearson	-0,232
	Signifikanz (2-seitig)	0,210
	N	31
TE 4	Korrelation nach Pearson	-0,257
	Signifikanz (2-seitig)	0,163
	N	31
TE 5	Korrelation nach Pearson	-0,284
	Signifikanz (2-seitig)	0,121
	N	31
TE 6	Korrelation nach Pearson	-0,262
	Signifikanz (2-seitig)	0,155
	N	31

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tab. 26: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-
empfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der EG

	Rsq	d.f.	F	Sigf	bo	b1
TE 1	0,036	29	1,08	0,307	6,6021	- 0,2339
TE 2	0,025	29	0,74	0,397	5,9816	- 0,1857
TE 3	0,054	29	1,65	0,210	7,1669	- 0,2519
TE 4	0,066	29	2,05	0,163	7,2539	- 0,2598
TE 5	0,081	29	2,55	0,121	7,8736	- 0,2811
TE 6	0,068	29	2,13	0,155	7,5141	- 0,2542

Abb. 23a: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-
empfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der EG

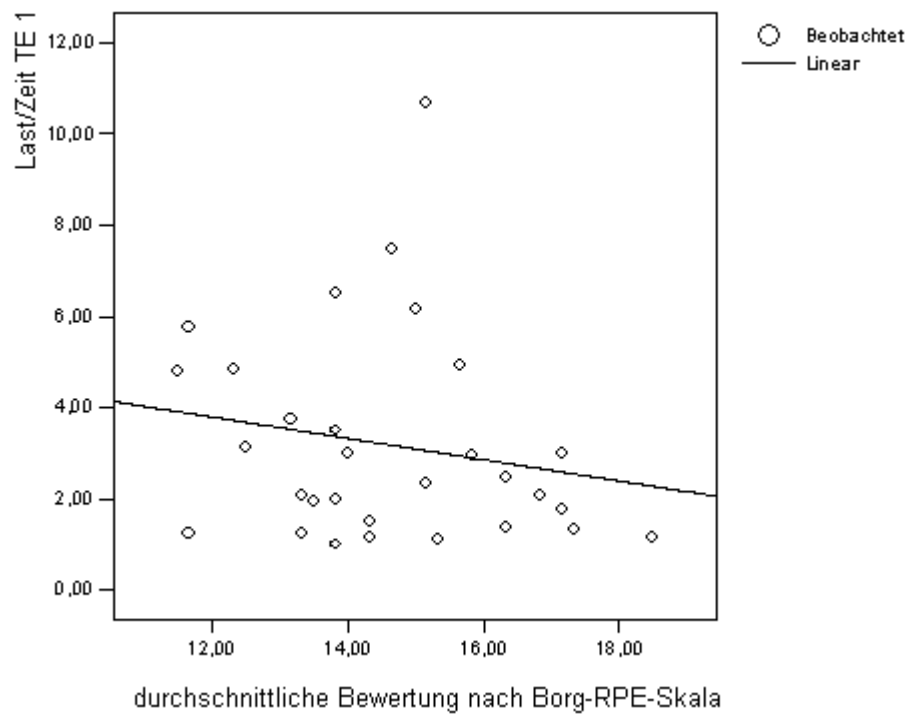


Abb. 23b: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungsempfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der EG

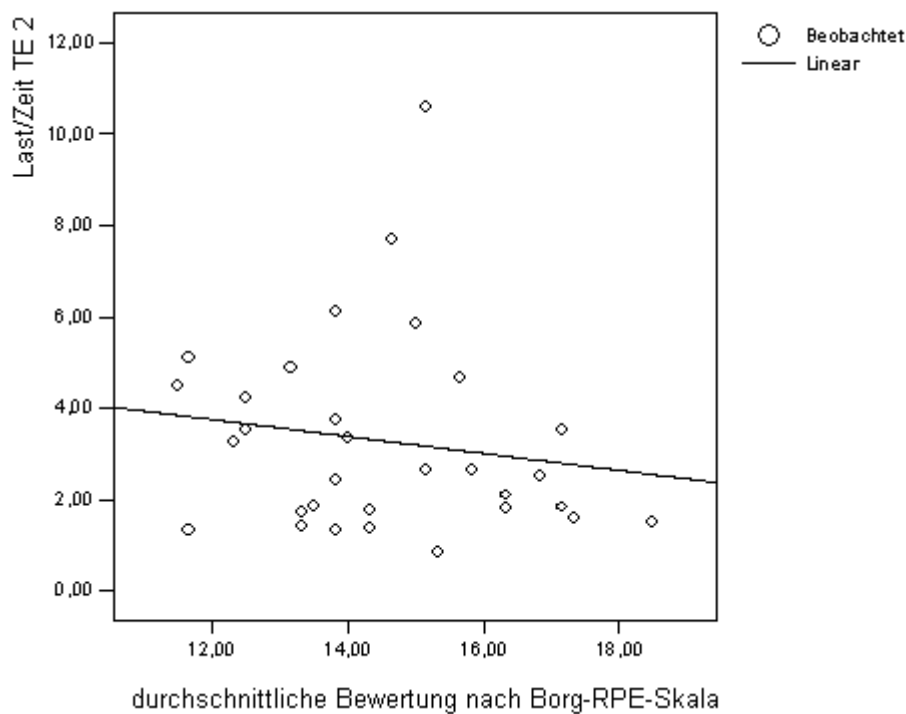


Abb. 23c: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungsempfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der EG

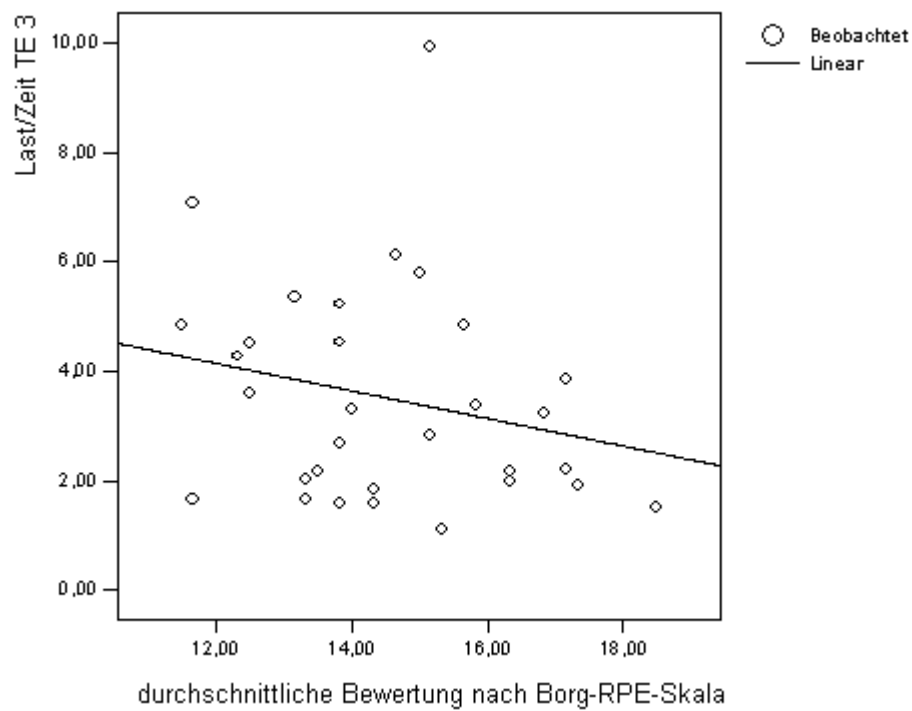


Abb. 23d: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der EG

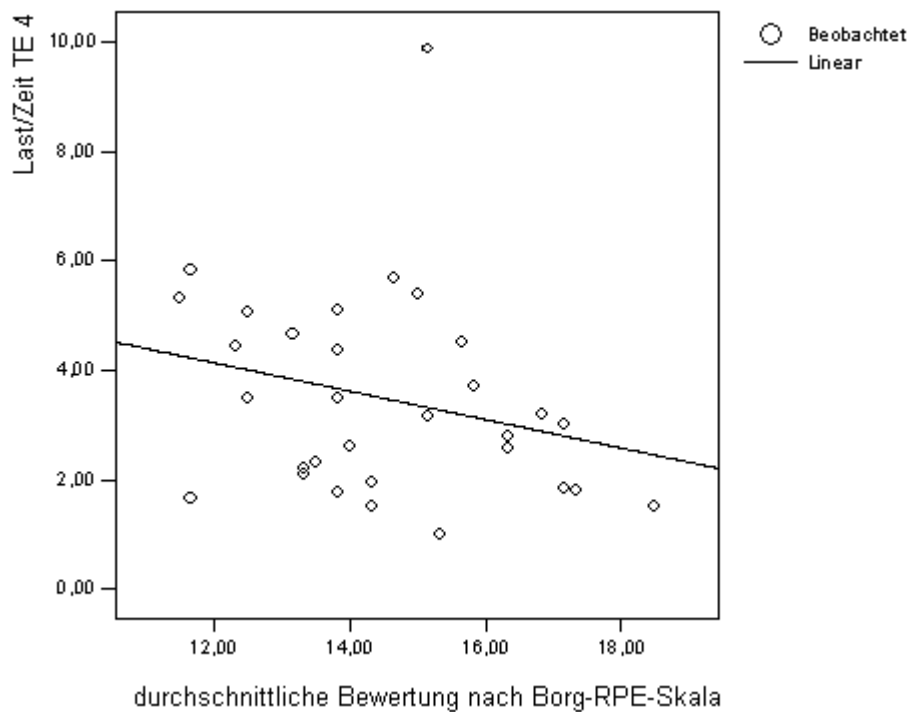


Abb. 23e: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der EG

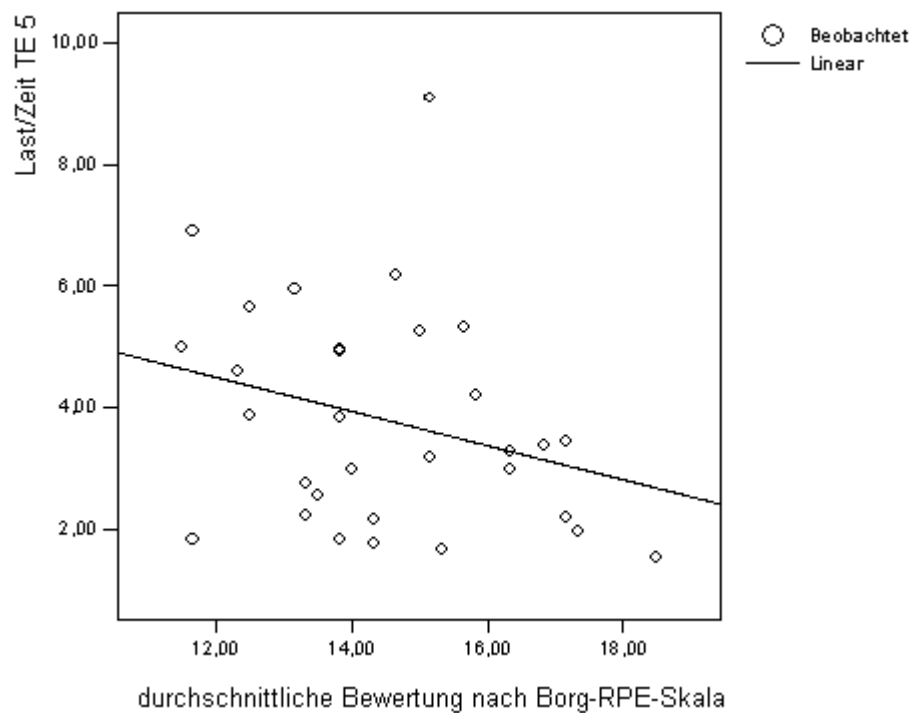
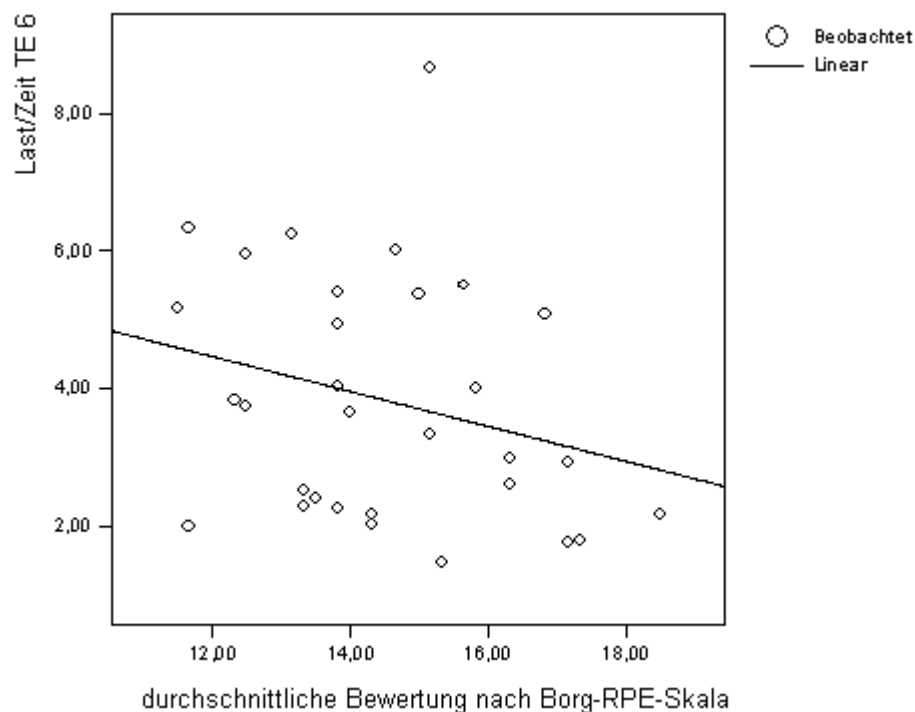


Abb. 23f: Lineare Regression der durchschnittliche Bewertung des Belastungs-empfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der EG



Tab. 27: Korrelationen der Kontrollgruppe umgesetzte Last pro Zeit

		Borgskala
--	--	-----------

Last/Zeit		
TE 1	Korrelation nach Pearson	-0,401(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,017
	N	35
TE 2	Korrelation nach Pearson	-0,394(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,019
	N	35
TE 3	Korrelation nach Pearson	-0,421(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,012
	N	35
TE 4	Korrelation nach Pearson	-0,430(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,010
	N	35
TE 5	Korrelation nach Pearson	-0,435(**)
	Signifikanz (2-seitig)	0,009
	N	35
TE 6	Korrelation nach Pearson	-0,423(*)
	Signifikanz (2-seitig)	0,011
	N	35

* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tab. 28: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der KG

	Rsq	d.f.	F	Sigf	bo	b1
TE 1	0,161	33	6,33	0,017	11,0554	- 0,5565
TE 2	0,155	33	6,07	0,019	11,7013	- 0,5843
TE 3	0,177	33	7,12	0,012	12,9522	- 0,6591
TE 4	0,185	33	7,48	0,010	13,3142	- 0,6757
TE 5	0,189	33	7,71	0,009	12,7304	- 0,6277
TE 6	0,179	33	7,20	0,011	12,3566	- 0,5987

Abb. 24a: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der KG

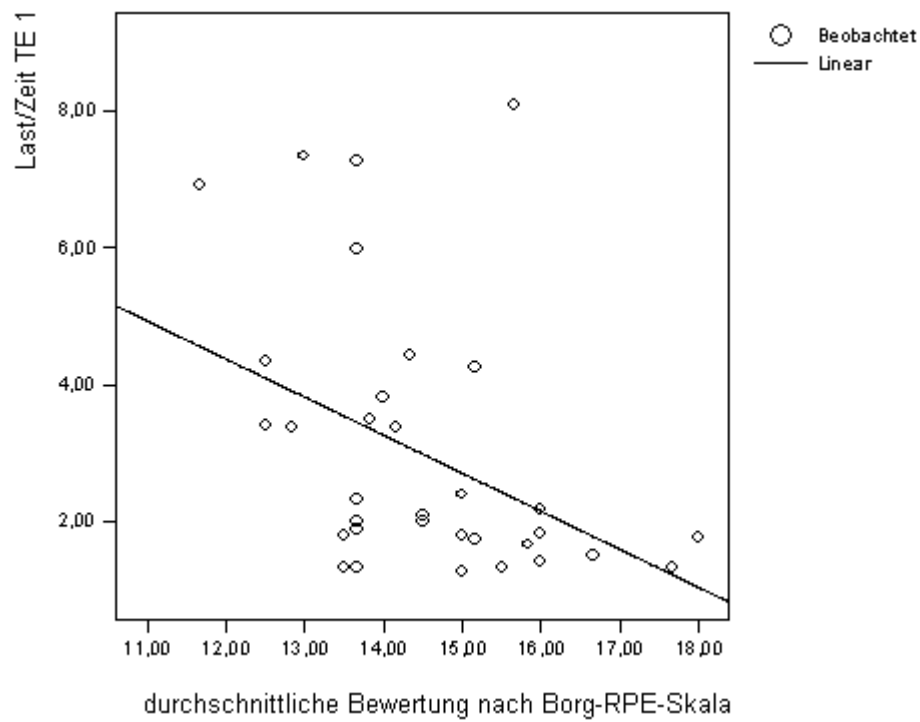


Abb. 24b: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der KG

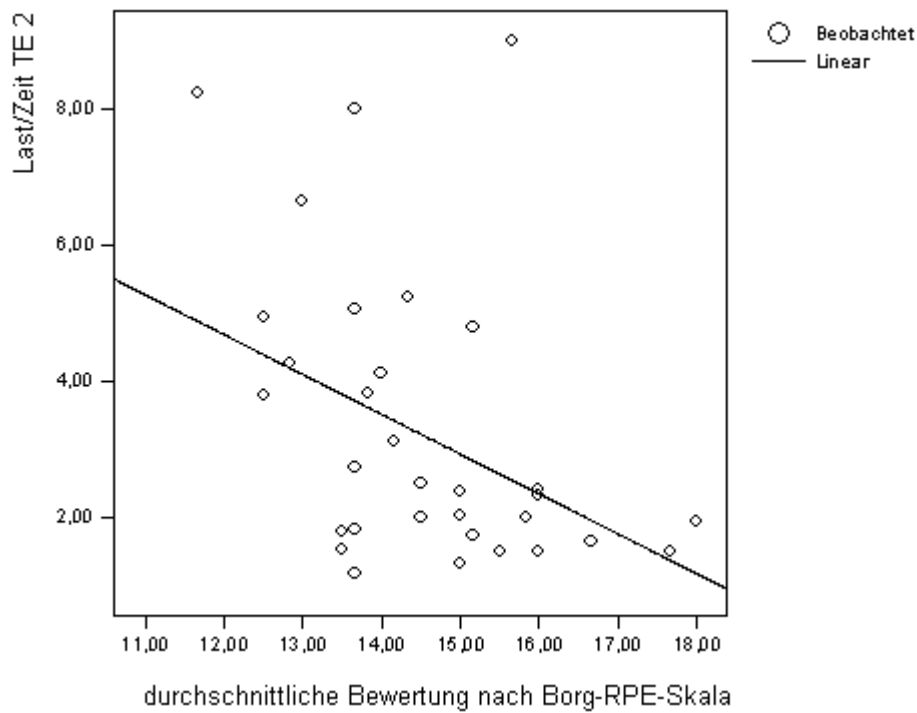


Abb. 24c: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der KG

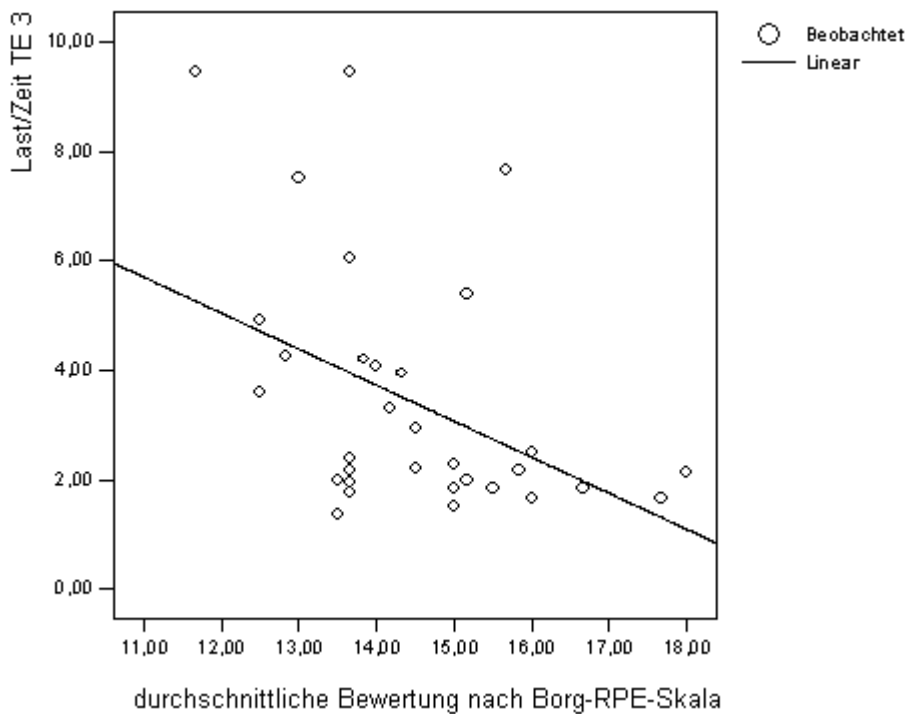


Abb. 24d: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der KG

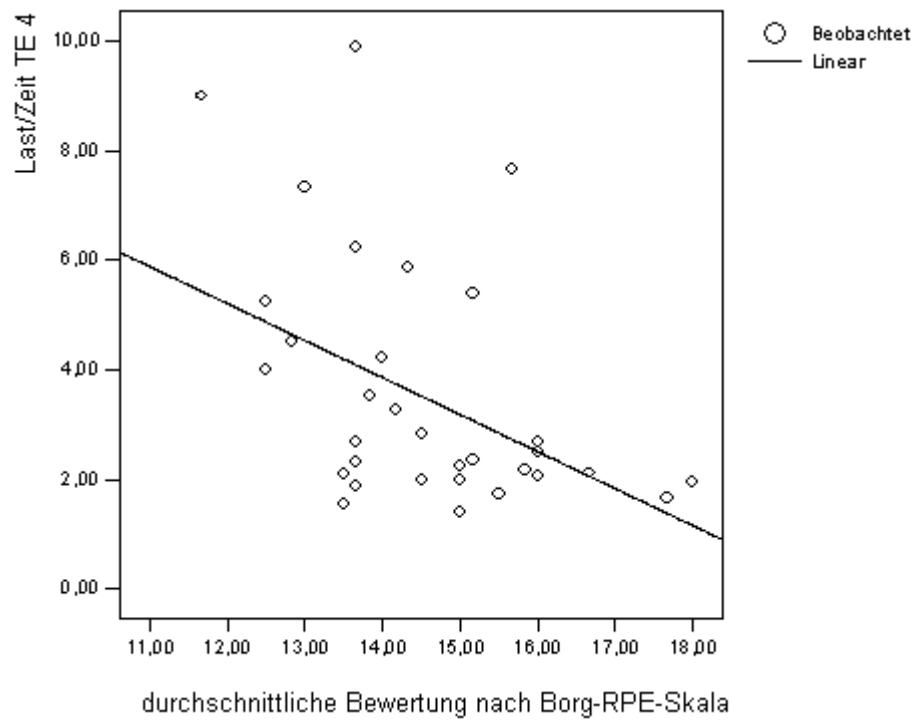


Abb. 24e: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der KG

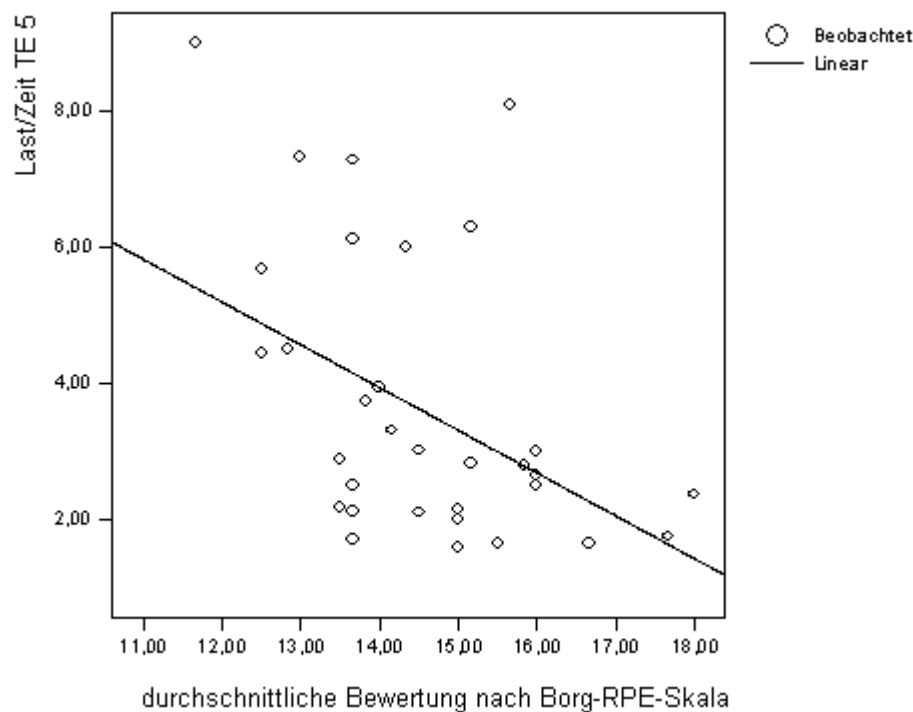
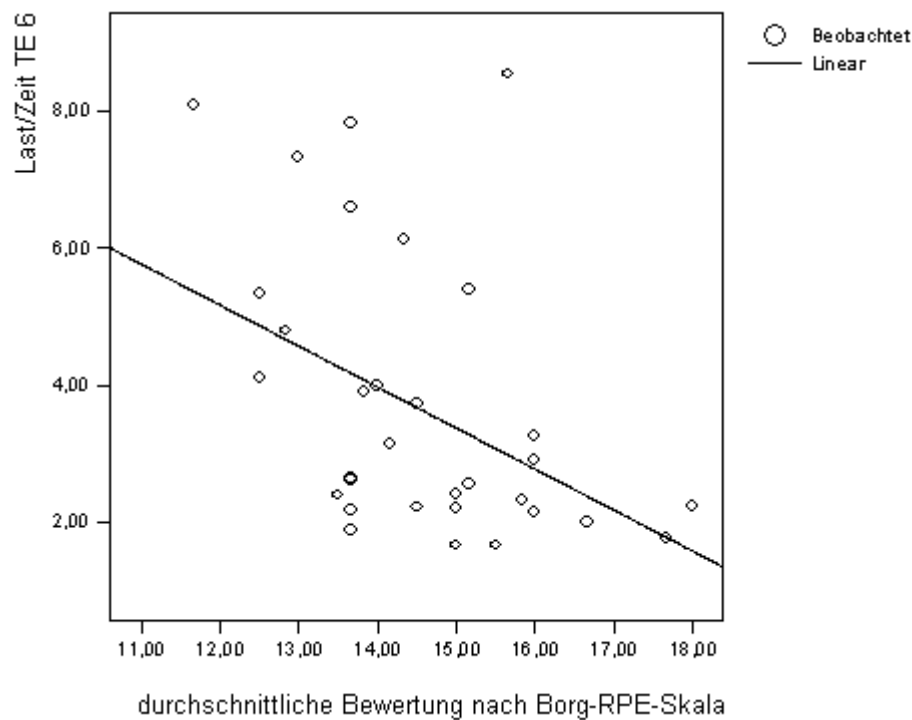


Abb. 24f: Lineare Regression der durchschnittlichen Bewertung des Belastungs-empfindens (Borg-RPE-Skala) zur umgesetzten Last pro Zeit der KG



???????

Tab. 29: T- Test der Änderung der Maximalkraft von Therapieeinheit zu Therapieeinheit

	INDEX	N	Mittelwert	Standardabweichung	Sig. (2-seitig)
ISOMAX1	Experimentalgruppe	31	42	12,4	
	Kontrollgruppe	35	39	10,2	0,264
ISOMAX2	Experimentalgruppe	31	43	11,5	
	Kontrollgruppe	35	41	10,8	0,477
ISOMAX3	Experimentalgruppe	31	44	12,6	
	Kontrollgruppe	35	42	11,1	0,584
ISOMAX4	Experimentalgruppe	31	43	11,5	
	Kontrollgruppe	35	42	11,7	0,618
ISOMAX5	Experimentalgruppe	31	43	12,6	
	Kontrollgruppe	35	42	11,6	0,707
ISOMAX6	Experimentalgruppe	31	44	12,4	
	Kontrollgruppe	35	43	10,2	0,683

Tab. 30: Test bei unabhängigen Stichproben

		Levene- Test der Varianzgleichheit		T- Test für die Mittelwertgle				
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	St. d.
ISOMAX1	Varianzen sind gleich	2,589	0,113	1,126	64	0,264	3,130	
	Varianzen sind nicht gleich			1,113	58,304		3,130	

ISOMAX2	Varianzen sind gleich	1,012	0,318	0,715	64	0,477	1,960	
	Varianzen sind nicht gleich			0,713	61,935		1,960	
ISOMAX3	Varianzen sind gleich	1,580	0,213	0,550	64	0,584	1,602	
	Varianzen sind nicht gleich			0,546	60,256		1,602	
ISOMAX4	Varianzen sind gleich	0,008	0,929	0,501	64	0,618	1,429	
	Varianzen sind nicht gleich			0,501	63,297		1,429	
ISOMAX5	Varianzen sind gleich	0,852	0,359	0,378	64	0,707	1,126	
	Varianzen sind nicht gleich			0,376	61,297		1,126	
ISOMAX6	Varianzen sind gleich	2,131	0,149	0,411	64	0,683	1,142	
	Varianzen sind nicht gleich			0,406	58,051		1,142	

Tab. 31: T- Test der durchschnittlichen Änderung der Maximalkraft über alle Therapieeinheiten

	INDEX	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
ISOMAXT1	Experimentalgruppe	31	0,5	5,4	0,96149
	Kontrollgruppe	35	1,7	3,3	0,55272
ISOMAXT2	Experimentalgruppe	31	0,6	5,0	0,8988
	Kontrollgruppe	35	1,0	3,9	0,6604
ISOMAXT3	Experimentalgruppe	31	-0,3	4,3	0,77732
	Kontrollgruppe	35	-0,1	3,0	0,49936
ISOMAXT4	Experimentalgruppe	31	0,1	3,3	0,5963
	Kontrollgruppe	35	0,4	2,7	0,4587
ISOMAXT5	Experimentalgruppe	31	0,4	3,3	0,60050
	Kontrollgruppe	35	0,4	4,3	0,72771

Tab. 32: Test bei unabhängigen Stichproben

		Levene- Test der Varianzgleichheit		T- Test für die Mittelwertgleichheit				
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	S
ISOMAXT1	Varianzen sind gleich	3,962	0,051	-1,085	64	0,282	-1,1696	
	Varianzen sind nicht gleich			-1,055	48,437	0,297	-1,1696	

ISOMAXT2	Varianzen sind gleich	0,814	0,370	-0,326	64	0,745	-0,359	
	Varianzen sind nicht gleich			-0,321	56,582	0,749	-0,359	
ISOMAXT3	Varianzen sind gleich	1,270	0,264	-0,191	64	0,849	-,1724	
	Varianzen sind nicht gleich			-0,187	52,049	0,853	-,1724	
ISOMAXT4	Varianzen sind gleich	1,479	0,228	-0,408	64	0,685	-0,303	
	Varianzen sind nicht gleich			-0,403	58,068	0,688	-0,303	
ISOMAXT5	Varianzen sind gleich	0,905	0,345	0,016	64	0,987	0,0157	
	Varianzen sind nicht gleich			0,017	62,975	0,987	0,0157	

Tab. 33: T- Test der durchschnittlichen Änderung...

	INDEX	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
DIFFISOM	Experimentalgruppe	31	0,3	1,0	0,16939
	Kontrollgruppe	35	0,7	1,0	0,16356
durchsch. Änderung [%]	Experimentalgruppe	31	0,8	2,5	0,44125
	Kontrollgruppe	35	2,1	2,6	0,44531

Tab. 34: Test bei unabhängigen Stichproben

		Levene- Test der Varianzgleichheit		T- Test für die Mittelwertgle				
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	S c
DIFFISOM	Varianzen sind gleich	0,252	0,617	-1,686	64	0,097	-0,3976	
	Varianzen sind nicht gleich			-1,689	63,395	0,096	-0,3976	
durchsch. Änderung [%]	Varianzen sind gleich	1,047	0,310	-2,012	64	0,048	-1,2666	
	Varianzen sind nicht gleich			-2,020	63,818	0,048	-1,2666	

Tab. 35: T- Test der Änderung der Wiederholungszahlen in den Therapieeinheiten

	INDEX	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
WH1	Experimentalgruppe	31	17	4,6	0,8212
	Kontrollgruppe	35	16	2,9	0,4908
WH2	Experimentalgruppe	31	16	3,6	0,6392
	Kontrollgruppe	35	16	3,1	0,5187
WH3	Experimentalgruppe	31	16	3,0	0,5382
	Kontrollgruppe	35	16	3,6	0,6126
WH4	Experimentalgruppe	31	14	3,5	0,6203
	Kontrollgruppe	35	16	3,2	0,5485
WH5	Experimentalgruppe	31	16	3,3	0,5855
	Kontrollgruppe	35	16	3,2	0,5411
WH6	Experimentalgruppe	31	15	3,5	0,6308
	Kontrollgruppe	35	15	3,6	0,6044

Tab. 36: Test bei unabhängigen Stichproben

		Levene- Test der Varianzgleichheit		T- Test für die Mittelwertgleichheit				
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardabweichung der D
WH1	Varianzen sind gleich	5,591	0,021	1,178	64	0,243	1,098	

	Varianzen sind nicht gleich			1,147	49,672	0,257	1,098	
WH2	Varianzen sind gleich	0,081	0,777	-0,280	64	0,780	-0,229	
	Varianzen sind nicht gleich			-0,278	59,683	0,782	-0,229	
WH3	Varianzen sind gleich	1,205	0,277	-0,050	64	0,960	-0,041	
	Varianzen sind nicht gleich			-0,051	63,719	0,960	-0,041	
WH4	Varianzen sind gleich	0,311	0,579	-1,291	64	0,202	-1,065	
	Varianzen sind nicht gleich			-1,286	61,875	0,203	-1,065	
WH5	Varianzen sind gleich	0,021	0,886	0,097	64	0,923	0,077	
	Varianzen sind nicht gleich			0,097	62,745	0,923	0,077	
WH6	Varianzen sind gleich	0,019	0,891	-0,555	64	0,581	-0,486	
	Varianzen sind nicht gleich			-0,556	63,298	0,580	-0,486	

Tab. 37: T- Test

	INDEX	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
WHT1	Experimentalgruppe	31	-1,4	2,7	0,4898
	Kontrollgruppe	35	-0,1	1,8	0,3054
WHT2	Experimentalgruppe	31	0,4	2,2	0,3926
	Kontrollgruppe	35	0,2	1,7	0,2922
WHT3	Experimentalgruppe	31	-1,5	2,3	0,4118
	Kontrollgruppe	35	-0,4	1,8	0,2993
WHT4	Experimentalgruppe	31	0,7	2,3	0,4147
	Kontrollgruppe	35	-0,4	2,2	0,3717
WHT5	Experimentalgruppe	31	-0,7	2,1	0,3807
	Kontrollgruppe	35	-0,1	2,0	0,3375

Tab. 38: Test bei unabhängigen Stichproben

		Levene- Test der Varianzgleichheit		T- Test für die Mittelwertgleichheit				
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler
WHT1	Varianzen sind gleich	4,078	0,048	-2,354	64	0,022	-1,326	
	Varianzen sind nicht gleich			-2,298	51,051	0,026	-1,326	
WHT2	Varianzen sind gleich	0,457	0,501	0,388	64	0,699	0,187	

	Varianzen sind nicht gleich			0,382	57,005	0,704	0,187	
WHT3	Varianzen sind gleich	3,062	0,085	-2,041	64	0,045	-1,023	
	Varianzen sind nicht gleich			-2,010	56,222	0,049	-1,023	
WHT4	Varianzen sind gleich	0,786	0,379	2,057	64	0,044	1,142	
	Varianzen sind nicht gleich			2,051	62,163	0,045	1,142	
WHT5	Varianzen sind gleich	0,277	0,600	-1,111	64	0,271	-0,563	
	Varianzen sind nicht gleich			-1,107	61,933	0,273	-0,563	

Tab. 39: T- Test der durchschnittlichen Änderung...

	INDEX	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
DIFFWH	Experimentalgruppe	31	-0,5	0,8	0,14798
	Kontrollgruppe	35	-0,2	0,5	0,08910
DIFFWHPR	Experimentalgruppe	31	-2,4	5,2	0,94185
	Kontrollgruppe	35	-1,0	3,8	0,63593

Tab. 40: Test bei unabhängigen Stichproben

		Levene- Test der Varianzgleichheit		T- Test für die Mittelwerte			
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz
DIFFWH	Varianzen sind gleich	5,028	0,028	-1,881	64	0,064	-0,3167
	Varianzen sind nicht gleich			-1,833	49,908	0,073	-0,3167
DIFFWHPR	Varianzen sind gleich	2,284	0,136	-1,245	64	0,218	-1,3873
	Varianzen sind nicht gleich			-1,221	53,734	0,228	-1,3873

Tab. 41: T- Test der Änderung der Dauer der Therapieeinheiten

	INDEX	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
DAUER1	Experimentalgruppe	31	73	15,1	2,71252
	Kontrollgruppe	35	75	14,9	2,51192
DAUER2	Experimentalgruppe	31	71	14,4	2,5817
	Kontrollgruppe	35	74	13,8	2,3374
DAUER3	Experimentalgruppe	31	72	13,4	2,4065
	Kontrollgruppe	35	75	15,5	2,6202
DAUER4	Experimentalgruppe	31	67	13,3	2,3871
	Kontrollgruppe	35	74	13,6	2,2905
DAUER5	Experimentalgruppe	31	67	12,2	2,1916
	Kontrollgruppe	35	71	13,8	2,3279
DAUER6	Experimentalgruppe	31	66	11,9	2,1314
	Kontrollgruppe	35	69	13,2	2,2312

Tab. 42: Test bei unabhängigen Stichproben

		Levene- Test der Varianzgleichheit		T- Test für die Mittelwertglei				
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Sta
DAUER1	Varianzen sind gleich	0,000	0,998	-0,631	64	0,530	-2,3318	

	Varianzen sind nicht gleich			-0,631	62,779	0,531	-2,3318	
DAUER2	Varianzen sind gleich	0,146	0,704	-0,804	64	0,425	-2,792	
	Varianzen sind nicht gleich			-0,802	62,365	0,426	-2,792	
DAUER3	Varianzen sind gleich	7,129	0,010	-1,074	64	0,287	-3,855	
	Varianzen sind nicht gleich			-1,084	63,968	0,283	-3,855	
DAUER4	Varianzen sind gleich	1,182	0,281	-1,978	64	0,052	-6,552	
	Varianzen sind nicht gleich			-1,981	63,315	0,052	-6,552	
DAUER5	Varianzen sind gleich	2,497	0,119	-1,130	64	0,263	-3,640	
	Varianzen sind nicht gleich			-1,138	64,000	0,259	-3,640	
DAUER6	Varianzen sind gleich	2,385	0,127	-1,189	64	0,239	-3,694	
	Varianzen sind nicht gleich			-1,197	63,982	0,236	-3,694	

Tab. 43: T- Test der Änderung...

	INDEX	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
DVZ1	Experimentalgruppe	31	4,5	1,4	0,25605
	Kontrollgruppe	35	4,8	1,2	0,20677
DVZ2	Experimentalgruppe	31	4,7	1,5	0,26355
	Kontrollgruppe	35	4,8	1,3	0,21901
DVZ3	Experimentalgruppe	31	4,6	1,3	0,23782
	Kontrollgruppe	35	4,8	1,3	0,22678
DVZ4	Experimentalgruppe	31	4,8	1,4	0,25536
	Kontrollgruppe	35	4,8	1,3	0,22475
DVZ5	Experimentalgruppe	31	4,5	1,2	0,21134
	Kontrollgruppe	35	4,7	1,2	0,20649
DVZ6	Experimentalgruppe	31	4,6	1,3	0,23375
	Kontrollgruppe	35	4,7	1,2	0,19453

Tab. 44: Test bei unabhängigen Stichproben

		Levene- Test der Varianzgleichheit		T- Test für die Mittelwertgleichheit				
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardabweichung
DVZ1	Varianzen sind gleich	1,550	0,218	-0,887	64	0,378	-0,2892	

	Varianzen sind nicht gleich			-0,879	59,543	0,383	-0,2892	
DVZ2	Varianzen sind gleich	1,309	0,257	-0,130	64	0,897	-0,0443	
	Varianzen sind nicht gleich			-0,129	60,348	0,898	-0,0443	
DVZ3	Varianzen sind gleich	0,007	0,934	-0,776	64	0,440	-0,2553	
	Varianzen sind nicht gleich			-0,777	63,232	0,440	-0,2553	
DVZ4	Varianzen sind gleich	0,000	0,992	-0,207	64	0,837	-0,0700	
	Varianzen sind nicht gleich			-0,206	61,773	0,838	-0,0700	
DVZ5	Varianzen sind gleich	0,057	0,813	-0,852	64	0,398	-0,2522	
	Varianzen sind nicht gleich			-0,854	63,531	0,397	-0,2522	
DVZ6	Varianzen sind gleich	0,837	0,364	-0,188	64	0,852	-0,0567	
	Varianzen sind nicht gleich			-0,187	60,386	0,853	-0,0567	