



Vergleichende Untersuchung zur Trainingswirksamkeit
eines an der Bewegungsgeschwindigkeit orientierten
Trainings der Beinmuskulatur

Dissertation zur Erlangung des sozialwissenschaftlichen
Doktorgrades der Sozialwissenschaftlichen Fakultät der
Georg-August-Universität Göttingen vorgelegt von

Bianca Schirmacher
aus Kassel
Göttingen im September 2012

1. Gutachter: Prof. Dr. med. et Dr. rer. nat. A. Niklas
2. Gutachter: Prof. Dr. A. Krüger

Tag der mündlichen Prüfung: 23.01.2013

Ich versichere, dass ich die eingereichte Dissertation „Vergleichende Untersuchung zur Trainingswirksamkeit eines an der Bewegungsgeschwindigkeit orientierten Trainings der Beinmuskulatur“ selbständig und ohne unerlaubte Hilfsmittel verfasst habe. Anderer als der von mir angegebenen Hilfsmittel und Schriften habe ich mich nicht bedient. Alle wörtlich oder sinngemäß den Schriften anderer Autoren entnommenen Stellen habe ich kenntlich gemacht.

Göttingen, den 30.09.2013

Danksagung

Für die Vollendung dieser Arbeit schulde ich sehr vielen Menschen einen herzlichen Dank.

Zunächst möchte ich mich bei Herrn Prof. Niklas, meinem Doktorvater und Betreuer, für die Themenstellung und die wertvollen Anregungen und seine immer offenen Worte bedanken.

Mein ganz besonderer Dank gilt auch Frau Dr. Hillmer-Vogel für Ihre Diskussionsbereitschaft.

Dem Rehabilitationszentrum Rainer Junge in Göttingen und seinem Team gilt mein besonderer Dank für die Möglichkeit zur Durchführung der Studie in dessen Räumlichkeiten.

Weiterhin danke ich der Firma Schnell für die Bereitstellung der Desmotronic und Herrn Hauser sowie Herrn Schury für Ihr Fachwissen bezüglich des Untersuchungsgerätes.

Für die Bereitstellung der Messgeräte bin ich der Firma Otto Bock dankbar, dem Labor Stibbe und Wagner in Göttingen danke ich für die Unterstützung bei der Bestimmung der CK-Werte.

Ebenso bedanke ich mich bei meinen freiwilligen Probanden, für die Zeit und ihr immer sehr diszipliniertes Training.

Herrn Dr. Andreas Kappes möchte ich danken für seine tatkräftige Unterstützung bei der statistischen Auswertung und Aufbereitung der umfangreichen Messergebnisse.

Da die Anfertigung der Dissertationsschrift ein hohes Maß an zeitlichem Aufwand bedeutet, konnte ich in dieser Zeit nicht immer umfänglich für unseren drei Monate alten Sohn Caspar da sein. Ihm ist diese Arbeit von ganzem Herzen gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Grundlagen	6
2.1 Kraftfähigkeit – die Bedeutung für die Gesundheit.....	6
2.2 Gerätegestütztes (apparatives) Muskelaufbautraining.....	10
2.2.1 Muskuläres Training an der Beinpresse „ <i>Funktionsstemme V2</i> “	11
2.2.2 Muskuläres Training an der „ <i>Desmotronic Beinpresse</i> “ – desmodromisches Training	12
2.2.3 Trainingsmethodik.....	14
2.3 Subjektive Selbsteinschätzung (SSE) nach muskulärer Beanspruchung	16
2.4 Die Oberflächenelektromyographie (EMG)	18
2.4.1 Das EMG mit Oberflächenelektroden.....	19
2.4.2 EMG - Auswertung bei unterschiedlichen Muskelaktivitäten	20
2.5 Atemgasanalyse: Sauerstoffaufnahme und Energieumsatz	21
2.5.1 Energieumsatzbestimmung.....	25
2.5.2 Messtechnische Grundlagen der Spiroergometrie/Leistung (à posteriori bestimmt).....	26
2.5.3 Energiebereitstellung und Sauerstoffverbrauch	27
2.5.4 Ergostase: Ausreichende Anpassung an eine Belastung.....	29
2.6 Bioelektrische Impedanzanalyse (BIA)	31
2.7 Trainingssteuerung über Creatinkinase	32
2.8 Komponenten der Leistungsstruktur – Krafttraining in der Rehabilitation orthopädisch - traumatologischer Patienten	34
3. Grundidee und Hypothesen	37
4. Untersuchungsmethodik	39
4.1 Personenstichprobe	39
4.1.1 Gruppe 1: Sportstudenten V2 Beinpresse	40
4.1.2 Gruppe 2: Sportstudenten Desmotronic Beinpresse	41

4.1.3 Gruppe 3: Patienten V2 Beinpresse	41
4.1.4 Gruppe 4: Patienten Desmotronic Beinpresse	41
4.1.5 Gruppe 5: Kontrollgruppe Sportstudenten	41
4.1.6 Gruppe 6: Kontrollgruppe Patienten	41
4.2 Messmethodik.....	42
4.2.1 Sichtbefund	42
4.2.2 Beinumfangsmessung.....	42
4.2.3 Bioelektrische Impedanzanalyse	43
4.2.4 Isometrische und dynamische Maximalkraft der unteren Extremität	44
4.2.5 Atemgasanalyse.....	48
4.2.6 Elektromyographie	50
4.2.7 Biochemische Funktionsdiagnostik	53
4.2.8 Schriftliche Befragung anhand eines Fragebogens.....	54
4.3 Das Krafttraining	55
5. Untersuchungsergebnisse	58
5.1 Deskriptive Statistik.....	58
5.1.1 Isometrische und dynamische Maximalkraft.....	58
5.1.2 Mechanische Leistung.....	64
5.1.3 Atemgasanalyse: Energieumsatz und Wirkungsgrad	67
5.1.4 Belastung des Herz-Kreislauf-Systems: Herzfrequenz.....	69
5.1.5 Subjektive Selbsteinschätzungsskala als Parameter der muskulären Beanspruchung.....	70
5.1.6 Creatinkinase (CK)	71
5.1.7 Bioelektrische Impedanzanalyse (BIA)	75
5.1.8 Bioelektrische Impedanzanalyse (BIA) der Reevaluation.....	79
5.1.9 Elektromyographie	82
5.1.10 Auswertung der Fragebögen.....	89
5.1.11 Auswertung der Fragebögen zur Reevaluation	93
5.2 Statistische Auswertungsverfahren.....	97
5.2.1 Maximalkraft und Beinumfangsmessungen.....	100
5.2.2 Maximalkraft und Beinumfangsmessungen der	

Reevaluation - Nachhaltigkeit.....	105
6. Diskussion	111
6.1 Kraft und Beinumfang	111
6.1.2 Kraft und Umfänge der Nachuntersuchung	119
6.2 Mechanische Leistung, Energieumsatz und Wirkungsgrad	120
6.3 EMG.....	124
6.4 Trainingsbedingte Veränderungen der Creatinkinase.....	128
6.5 Aussagefähigkeit der BIA.....	131
6.6 Zusammenhang zwischen Herzfrequenz und SSE.....	132
7. Ergebnisanalyse der Untersuchungen.....	135
7.1 Hypothesenprüfung	135
7.2 Schlussfolgerung und Ausblick	139
8. Zusammenfassung.....	143
9. Literaturverzeichnis	147
Anhang A – Ergänzungen.....	166
Anhang B – Dokumentation	177

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Desmotronic Beinpresse	5
Abbildung 2: Funktionsstemme V2.....	12
Abbildung 3: Energiebereitstellung in der Skelettmuskulatur	28
Abbildung 4: O ₂ -Aufnahme bei unterschiedlich schwerer Arbeit	29
Abbildung 5: Elektrodenplatzierung.....	43
Abbildung 6: Winkeleinstellung Rückenlehne.....	45
Abbildung 7: Schulterfixationspolster	45
Abbildung 8: Konzentrische und exzentrische Kraftveränderungen während des dynamischen Maximalkrafttests	48
Abbildung 9: Verlauf der abgeleiteten Muskulatur der Oberschenkelvorderseite	51
Abbildung 10: Verlauf der abgeleiteten Muskulatur der Oberschenkelrückseite.....	52
Abbildung 11: SSE - Skala	56
Abbildung 12: Mittelwerte isometrische Maximalkraft (Zusammenfassung beider Trainingsgeräte).....	59
Abbildung 13: Isometrische Maximalkraft – Streuung der Einzelwerte.....	59
Abbildung 14: Isometrische Maximalkraft der Kontrollgruppe.....	60
Abbildung 15: Isometrische Maximalkraft (Probandengruppen spezifisch)	60
Abbildung 16: Dynamische Maximalkraft – Geschwindigkeit 3.....	61
Abbildung 17: Dynamische Maximalkraft – Geschwindigkeit 5.....	62
Abbildung 18: Dynamische Maximalkraft – Geschwindigkeit 3 (Kontrollgruppe).....	63
Abbildung 19: Dynamische Maximalkraft – Geschwindigkeit 5 (Kontrollgruppe).....	64
Abbildung 20: Mechanische Leistung – 15. Trainingseinheit.....	65
Abbildung 21: Mechanische Leistung – 20. Trainingseinheit.....	66
Abbildung 22: Mechanische Leistung während der dynamischen Maximalkraftmessungen	67

Abbildung 23: Herzfrequenzen (MW) der Trainingsgerätegruppen: Desmotronic und V2 – nach der 3. Serie jeder Trainingseinheit.....	70
Abbildung 24: SSE der Trainingsgerätgruppen „Desmotronic und V2“	71
Abbildung 25: CK Mittelwerte Desmotronic Patient	72
Abbildung 26: CK - Werte Vergleich Patienten und Sportstudenten der Bewegungsgeschwindigkeit 5, T2	74
Abbildung 27: CK: Streuung der Einzelwerte; Bewegungsgeschwindigkeit 5, T2	74
Abbildung 28: BIA Messung: Desmotronic - Patient.....	75
Abbildung 29: BIA Messung: Desmotronic – Sportstudent.....	76
Abbildung 30: BIA Messung: V2 - Patient	77
Abbildung 31: BIA Messung: V2 - Sportstudent	77
Abbildung 32: BIA Messung: Kontrollgruppe – Patient.....	78
Abbildung 33: BIA Messung: Kontrollgruppe - Sportstudent	79
Abbildung 34: BIA Reevaluation: Desmotronic – Patient.....	80
Abbildung 35: BIA Reevaluation: Desmotronic - Sportstudent	80
Abbildung 36: BIA Reevaluation: V2 – Patient	81
Abbildung 37: BIA Reevaluation: V2 - Sportstudent	82
Abbildung 38: EMG Messung DP4: 15. TE, 2. Serie	83
Abbildung 39: EMG Messung DP4: 20. TE, 2. Serie	84
Abbildung 40: EMG Messung VP1: 15. TE, 2. Serie	85
Abbildung 41: EMG Messung VP1: 20. TE, 2. Serie	86
Abbildung 42: EMG Messung DS13: 15. TE, 3. Serie	86
Abbildung 43: EMG Messung DS13: 20. TE, 1. Serie	87
Abbildung 44: Prozentuale Verteilung der elektrischen Aktivität - DP4	88
Abbildung 45: Prozentuale Verteilung der elektrischen Aktivität - VP1.....	88
Abbildung 46: Prozentuale Verteilung der elektrischen Aktivität - DS13	89
Abbildung 47: Fragebogen: Teil 2, Frage Nr. 1	90
Abbildung 48: Fragebogen: Teil 2, Frage Nr. 2a	90
Abbildung 49: Fragebogen: Teil 2, Frage Nr. 2c.....	92
Abbildung 50: Fragebogen: Teil 2, Frage Nr. 4	93
Abbildung 51: Fragebogen Reevaluation: Frage Nr. 6	94

Abbildung 52: Fragebogen Reevaluation: Frage Nr. 7	95
Abbildung 53: Fragebogen Reevaluation: Frage Nr. 8	96
Abbildung 54: Umfangvergleich männlich – weiblich Unterschenkel, 10 cm ..	101
Abbildung 55: Maximalkraftvergleich der Geräte Desmotronic und V2 (MW).	102
Abbildung 56: Vergleich dynamische Maximalkraft (Geschwindigkeit 3) der Geräte Desmotronic und V2 (MW)	103
Abbildung 57: Vergleich dynamische Maximalkraft (Geschwindigkeit 5) der Geräte Desmotronic und V2	103
Abbildung 58: Vergleich Oberschenkelumfang 10 cm – Desmotronic und V2	104
Abbildung 59: Vergleich isometrische Maximalkraft aller Probanden (20. TE und Reevaluation)	105
Abbildung 60: Isometrische Maximalkraft (Reevaluation): Streuung der Einzelwerte aller Probanden.....	106
Abbildung 61: Vergleich der Maximalkraftveränderung gerätespezifisch	107
Abbildung 62: Vergleich der Maximalkraft gruppenspezifisch	107
Abbildung 63: Veränderung Oberschenkelumfang 20 cm im Vergleich (geräteunabhängig)	108
Abbildung 64: Geräteabhängige Veränderung Oberschenkelumfang 20 cm .	109
Abbildung 65: Gerät- und gruppenabhängige Veränderung Oberschenkelumfang 20 cm.....	109
Abbildung 66: KAQ Proband VP1.....	127
Abbildung 67: KAQ DP4	127
Abbildung 68: RPE - Skala nach BORG.....	167

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Energieumsatz und Wirkungsgrad.....	68
Tabelle 2: CK Werte der Desmotronic - Patienten - Gruppe	72
Tabelle 3: CK Mittelwerte Desmotronic SpoStu.....	73
Tabelle 4: Gewichtsbezogene maximale Sauerstoffaufnahme von Frauen und Männern	168

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
bzw.	beziehungsweise
ggf.	gegebenenfalls
Nr.	Nummer
lat.	lateralis
med.	medialis
Tab.	Tabelle
u. a.	unter anderem
vgl.	vergleiche
z.B.	zum Beispiel
m	männlich
w	weiblich
BIA	Bioelektrische Impedanzanalyse
EMG	Elektromyographie
KAQ	Kraft - Ausdauer - Quotient
LCA	Ligamentum cruciatum anterius
MTT	Medizinische Trainingstherapie
M.	Musculus
RPE - Skala	Rating of Perceived Exertion - Skala
SSE - Skala	Subjektive Selbsteinschätzungsskala
TE	Trainingseinheit
Pat	Patient
SpoStu	Sportstudenten
Desmo	Desmotronic
DP	Proband der Trainingsgruppe Desmotronic und Patient
DS	Proband der Trainingsgruppe Desmotronic und Sportstudent
V2	V2 Beinpresse

Abkürzungsverzeichnis

VP	Proband der Trainingsgruppe V2 und Patient
VS	Proband der Trainingsgruppe V2 und Sportstudent
ADP	Adenosindiphosphat
ATP	Adenosintriphosphat
CK	Creatinkinase, U/L
CO ₂	Kohlendioxid
CP	Creatinphosphat
F	Kraft, N
HR	Herzfrequenz, min ⁻¹ , 1/min
J	Joule
l	Länge, m
min	Minute
N	Newton
O ₂	Sauerstoff
P	Leistung, W, J/s
RQ	respiratorischer Quotient
s	Sekunde
t	Zeit, s
U/l	Units pro Liter (Enzymaktivität)
W	Arbeit, J
η	Wirkungsgrad
°	Grad
°C	Grad Celsius

1. Einleitung

Sport und Bewegung gewinnt in unserer Gesellschaft zunehmend an Bedeutung. Körperliche Aktivität wird nicht nur als Ausgleich zur beruflichen Bewegungsarmut genutzt, sondern stellt auch einen wesentlichen Baustein in der Prävention und Rehabilitation vieler Erkrankungen dar. Der „Spiegel“ hat es in seiner Ausgabe 5/2006 verdeutlicht: *„Heilmittel Sport [...]“*.

Rehabilitationsmaßnahmen orthopädisch - traumatologischer Patienten haben sich Mitte der 80er Jahre des 20. Jahrhunderts aus den Bedürfnissen des Leistungssports entwickelt (Freiwald et al. 2003, 18ff). In der Zwischenzeit hat sich das Spektrum der verordneten Rehabilitationsmaßnahmen auf Krankheitsbilder aus weiteren medizinischen Fachbereichen (z.B. Kardiologie, Pulmologie, Neurologie, Psychiatrie, Onkologie) erweitert.

Einschränkungen nach einer Verletzung äußern sich nicht nur physisch bei Bewegungen und Alltagsaktivitäten, sondern können zudem mit erheblichen Beeinträchtigungen der psychischen Befindlichkeit einhergehen. Entsprechend erfordert die Therapie während einer Rehabilitationsmaßnahme einen ganzheitlichen Ansatz: Psychisch, physisch und sozial. Stoll (2005) zeigt in einer Untersuchung zur Veränderung psychosozialer und funktionaler Variablen bei Patienten mit künstlichem Kniegelenk, dass sich im Rahmen einer Anschlussheilbehandlung die psychosozialen Variablen insgesamt im Vergleich zu den medizinisch - funktionalen nur wenig geändert haben. Dennoch hat sich eine Verbesserung der Variablen „Optimismuseinschätzung“ und „allgemeine Selbstwirksamkeit“ gezeigt.

Unabhängig von der Diagnose ist das zentrale rehabilitationsbezogene Ziel, die schnelle und möglichst vollständige Wiederherstellung der Funktionsfähigkeit in Alltag und Beruf. Dabei steht nicht nur der möglichst kurze berufliche Ausfall im Vordergrund, sondern auch die schnelle Reintegration in das soziale Umfeld.

Im Jahr 2011 sind bei der deutschen Rentenversicherung mehr als 1,7 Mio. Anträge auf ambulante medizinische Rehabilitation eingegangen, bewilligt wurden davon ca. 1,08 Mio. (Deutsche Rentenversicherung – Bund, 2012). Die Kosten

für medizinische Rehabilitation beliefen sich im selben Jahr auf 4.1 Mrd. €. Für Leistungen zur Teilhabe am Berufsleben (z.B. Veränderungen des Arbeitsplatzes) wurden ca. 525 Mio. € aufgewendet. Die hohen Kosten im Gesundheitssystem für medizinische Rehabilitation und Prävention fordern eine ständige Kontrolle der eingesetzten Therapiemethoden und deren Erfolg beim Patienten.

In der vorliegenden Studie wird das Hauptaugenmerk auf Patienten mit orthopädisch - traumatologischen Verletzungen der unteren Extremität gerichtet. Die Zahl der betroffenen Personen mit Verletzungen und Beschwerden in diesem Bereich nimmt stetig zu. 2004 wurden von den gesetzlichen Rentenversicherern insgesamt 31.230 ambulante Leistungen zur medizinischen Rehabilitation und sonstige Leistungen zur Teilhabe für Erwachsene mit Erkrankungen des Muskel - Skelett - Systems genehmigt (www.deutsche-rentenversicherung-bund.de). Eine Ursache für die steigende Anzahl betroffener Personen ist u.a. die zunehmende Anzahl der Sportverletzungen. Automatisierung und Technisierung betrifft in diesem Zusammenhang besonders die Weiterentwicklung der Sportgeräte.

Die zeitlich zunehmende sitzende Tätigkeit der Menschen in Beruf und Alltag, und die damit einhergehende geringe physische Belastung des Körpers und seiner Strukturen, fördern u. a. den Abbau der Muskulatur. Insbesondere fehlende Bewegungsreize bereits im frühen Kindesalter gehen häufig mit einem Bewegungsmangel im Erwachsenenalter einher. In der Folge treten bereits im jungen Alter Schmerzen am Haltungs- und Bewegungsapparat auf (Mensink 1999). Mit steigendem Alter ist eine zunehmende Minder- und Fehlbelastung des Muskel - Skelett - Systems zu beobachten, so dass - bedingt u. a. durch eine Abnahme der Muskelmasse - vielfach Beschwerden auftreten und pathophysiologische Reaktionen der Gelenkstrukturen und des Gewebes einsetzen. Die Muskulatur ist nicht mehr in der Lage, die Gelenkbewegung wirkungsvoll zu unterstützen.

Innerhalb einer Rehabilitationsmaßnahme nimmt die *medizinische Trainingstherapie (MTT)* einen großen Stellenwert ein. In Abhängigkeit von Diagnose, Ätio-

logie und Pathogenese wird die MTT kombiniert mit weiteren Therapieformen wie physikalischer und pharmakologischer Schmerztherapie, Manualtherapie, Massagen und Bäderbehandlung, Ergotherapie sowie verschiedenen Formen der Psychotherapie. Die Gesamtheit der Maßnahmen fördert den Heilungsverlauf. Die Aufgabe der MTT besteht dabei nicht nur in der rehabilitativen Wirkung auf das geschädigte Gelenk oder einzelner Strukturen, sondern in der aktiven Wiederherstellung der komplexen Haltungs- und Bewegungsfunktionen des gesamten Körpers (Laube et al 2005). Allgemein kann das Ziel der medizinischen Trainingstherapie mit dem *Aufbau der körperlichen Gesundheit* bezeichnet werden (Gustavsen, Streeck 1991, 38 / Gustavsen 1997, 39):

Funktionsverbesserung und Steigerung der Belastbarkeit des Bewegungsapparates (Krämer et al. 2005, 58 zitiert nach Gustavsen 1991).

Die MTT beinhaltet die physikalische und rehabilitative Medizin, die Trainingswissenschaften sowie Biomechanik und Neurophysiologie als interdisziplinären Grundlagenkomplex. Aus sport- und rehabilitationsmedizinischer Sicht sind als Ziele der Trainingstherapie unter anderem ein funktionelles Training der geschädigten Körperregion, Steigerung konditioneller und koordinativer Fähigkeiten, Üben komplexer alltags- und sportartspezifischer Bewegungsmuster sowie Optimierung und Stabilisierung individueller motorischer Stereotype zu nennen (Laube et al 2005 / Mucha 2010, 505f).

Je nach definiertem Ziel sind unterschiedliche Methoden zum Muskelaufbautraining beschrieben (Martin 1991 / Mayer et al. 1999 / Kunz 2000 / Güllich et al. 1999 / Gottlob 2001 / Friedmann 2007 / Radlinger et al. 1998). Die Trainingssteuerung erfolgt dabei in der Regel über den Widerstand. Dieser muss dabei so hoch gewählt werden, dass der Patient am Ende der Trainingseinheit eine muskuläre Ermüdung spürt. Verringert sich das Ermüdungsgefühl im Verlauf der Trainingseinheiten, wird der Widerstand in Absprache des Therapeuten mit dem Patienten gesteigert. Dabei erhöht sich die Belastung auf das Gelenk und seine umgebenen Strukturen zunehmend bei damit einhergehender Steigerung der Belastbarkeit. Bei Patienten mit Gonarthrosen ist die Regulierung des Trainingswiderstandes komplex. Eine zu hohe Belastung der vorgeschädigten

Strukturen führt häufig zu vermehrten Beschwerden. Daraus resultiert eine zunehmende Belastungsreduzierung mit Minderung der Belastbarkeit. Alltags- und sportartspezifische Bewegungen führen bereits bei moderater Belastungsintensität zu wiederholten Mikrotraumatisierungen mit entsprechenden pathophysiologischen Reaktionen an den unterschiedlichen Strukturen des Gelenkes.

Ausgehend von der Problematik der Trainingssteuerung über den Widerstand bei Arthrosepatienten ergeben sich Fragestellungen für die eigene Untersuchung:

Wie verändern sich die Messgrößen „dynamische und isometrische Maximalkraft“ bei einem an der Bewegungsgeschwindigkeit orientierten Training?

Kann ein Patient mit – durch Training – gesteigerter isometrischer Maximalkraft des M. quadriceps femoris diese zur Bewältigung von Kraft- bzw. Beschleunigungsmaxima oder maximalen Kraftänderungen bzw. hohen Kraftstößen im Alltag einsetzen?

Schützt die erhöhte isometrische Maximalkraft vor Mikro- bzw. Makrotraumatisierungen im Alltag und Sport?

In der eigenen vergleichenden Studie wird geprüft, inwieweit eine Trainingssteuerung über die Bewegungsgeschwindigkeit Auswirkungen auf Muskulatur und Stabilität des Kniegelenks zeigt. Die Trainingssteuerung über die Bewegungsgeschwindigkeit ist aufgrund der Gegebenheiten einer „klassischen“ Beinpresse (s. Abbildung 2) nur eingeschränkt möglich. Die Firma Schnell hat für diese Art Training eine „Desmotronic“ Beinpresse entwickelt (s. Abbildung 1).



Abbildung 1: Desmotronic Beinpresse
Firma Schnell, Peutenhausen (www.schnell-online.de)

Zusätzlich geben Messungen biochemischer, elektrophysiologischer und aus dem Gasstoffwechsel abgeleiteter energetischer Parameter Auskunft über Verträglichkeit (Membranstabilität der Muskelzellen) und Ökonomie des Trainings und der Leistungserbringung der Beinmuskulatur bei Variation der Bewegungsgeschwindigkeit. Kontrolluntersuchungen ein Jahr nach Trainingsende ermöglichen Aussagen zu Langzeitwirkungen der Trainingsadaptationen.

2. Grundlagen

2.1 Krafftähigkeit – die Bedeutung für die Gesundheit

Positive Effekte eines Ausdauertrainings sind als Trainingsadaptation im Bereich des Sports ausreichend bekannt (Hoffmann 2002 / Sanders et al 2001). Auch die Bedeutung des Ausdauertrainings bei internistischen und orthopädischen sowie psychischen Erkrankungen wird immer wieder diskutiert (Hebestreit et al 2000 / Worth et al 2000 / <http://www.lungensport.org/> / <http://www.sportbund-pfalz.de>). Grundvoraussetzung einer guten Ausdauerleistung ist die Muskelkraft.

Die Muskulatur hat in Bezug auf den aktiven und passiven Bewegungsapparat des Menschen eine Doppelfunktion: Zum einen beeinflusst sie die Haltung eines Menschen – *Stützfunktion* (Gottlob 2011, 16f). Zum anderen bewegt sie die Gelenke des Körpers – *Bewegungsfunktion*.

Für Bewegungen (= Bewegungskönnen) des Alltags, der Freizeit und des Berufes sowie im Sport sind nicht nur Teilkomponenten der sensomotorischen Hauptbeanspruchungsformen notwendig, sondern vielmehr eine Kombination aller Komponenten, insbesondere der konditionellen Fähigkeiten Kraft und Ausdauer (Laube et al. 2005, 14 / Laube 2005, 299 / Meinel, Schnabel 2007, 24). Zusammengefasst sind Kraft, Ausdauer, Schnelligkeit und die koordinativen Fähigkeiten als Leistungsvoraussetzung einer menschlichen Bewegungshandlung zu betrachten (Weineck 2004, 137 / Schnabel et al. 2008, 42).

Henatsch und Langer (1983, 27) beschreiben keine Unterschiede der Regulationsmechanismen bei sportmotorischen oder Bewegungen des Alltags: „[...] die muskulären und neuronalen Bausteine sind die dieselben, und Hirn und Rückenmark haben in beiden Fällen ähnliche Programmierungs- und Koordinierungsaufgaben zu lösen.“ Diese neurophysiologischen Grundlagen gelten für gesunde Personen, Sportler sowie nicht sportlich Aktive im Alltag und Beruf sowie im Sport.

Bei *orthopädisch - traumatologischen Patienten* sind jedoch – bei gleichen Regulationsmechanismen – die speziellen, vielfältigen, individuellen anatomischen und physiologischen / pathophysiologischen Voraussetzungen der motorischen Leistungserbringung (muskuläre, neuronale und sensorische "Bausteine") zu berücksichtigen, die durch die Verletzung oder Schädigung direkt und durch die nachfolgenden Maßnahmen der operativen oder konservativen Behandlung mit verursacht worden sind, gefolgt von einer mehr oder weniger langen, relativen Inaktivitätsphase bis zum Beginn der *Rehabilitationsmaßnahmen*. Alle Bewegungen müssen unter diesen Bedingungen "neu" erlernt werden. In der Rehabilitationsphase begleiten und unterstützen Physiotherapeuten die ersten Schritte der Umlernprozesse, die über längere Zeit zu einem neuen motorischen Stereotyp führen. Die Regenerations- und Repairmechanismen für sportmotorische- und Alltagsbewegungen dauern viele Monate und Jahre; d.h., dass eine lebenslange Weiterführung des motorischen "Könnens und Lernens" notwendig ist, um eine *restitutio ad optimum* zu erlangen. Eine *restitutio ad integrum* kann nicht erfolgen; eine *restitutio ad defectum* ist leider ein häufig gesehenes motorisches Ergebnis, wenn nach der Rehabilitationsphase keine weiteren Lernprozesse initiiert und umgesetzt werden.

Nach Schnabel et al (2008, 42) repräsentieren die Kraft-, Ausdauer- und Schnelligkeitsfähigkeit dabei die energetische Komponente der Leistungsvoraussetzung einer motorischen Handlungskompetenz, die koordinativen Fähigkeiten dagegen die neuromuskuläre Ansteuerung bzw. die informationelle Komponente (Schnabel et al. 2008, 155).

Die Beweglichkeit, als weitere motorische Fähigkeit, ist nur bedingt den konditionellen Fähigkeiten zuzuordnen, da diese zum Teil koordinativ bedingt ist (Meinel, Schnabel 2007, 228). Während einer Bewegungshandlung ergibt sich ein Abhängigkeitsverhältnis der energetischen und informationellen Komponente. Die Koordination ist als Basis einer gerichteten, zielgenauen Bewegung zu verstehen. Sie bestimmt die Bewegungsqualität einer Bewegungshandlung. Kraft- und Ausdauerfähigkeit sind eine weitere Komponente einer Bewegung und bilden die Grundlage der Quantität und der Häufigkeit einer Leistung (Laube 2005, 299f).

Das Stütz- und Bewegungssystem des Körpers beinhaltet die konstitutionellen Eigenschaften der Leistungsvoraussetzung einer körperlichen Leistung. Insbesondere die mechanische Belastbarkeit basiert auf dem passiven Bewegungsapparat (Schnabel et al. 2008, 42).

Die Bedeutung der Muskelkraft für den Knochen beschreiben u.a. Tittel und Schmidt 1974. Ausreichend hohe Druck-, Zug- und Scherbelastungen des Knochens fördern eine vermehrte Mineralisierung und verstärken die spongiöse Architektur entlang der Hauptspannungstrajektoren.

Fehlen dem Knochen mechanische Belastungsreize wird die Knochenmasse ebenso reduziert wie bei Veränderungen der hormonellen Regulationsmechanismen im Körper (Schiebler, Schmidt 1987, 66). Charakteristisch für Frauen nach der Menopause ist aufgrund des reduzierten Östrogens ein beschleunigter systemischer Knochenabbau¹ (Siegenthaler, Blum 2006, 317).

Das Knorpelgewebe unterliegt ähnlichen Belastungsanpassungen auf mechanische Reize. Bei einer Ruhigstellung nach Verletzungen erfolgt eine unzureichende Ernährung des Knorpelgewebes mit Absterben von Knorpelzellen (<http://www.uni-duesseldorf.de/WWW/MedFak/Orthopadie>). Mit zunehmender Muskelmasse durch Training und Kraftentwicklung kommt es zu einer Verstärkung des straffen Bindegewebes. Der Gelenkknorpel wird durch wechselnde Druckbeanspruchungen besser ernährt: Anzahl und Größe der Knorpelzellen nehmen zu. Eine Zunahme der Knorpelschichtdicke führt zu einer verbesserten Absorbierung der Druck und Zugkräfte unter Belastung (Conroy, Earle 1994,51ff). Für die Kraftübertragung ist das straffe Bindegewebe von großer Bedeutung, so dass dieser Effekt als positiv bewertet werden muss (Gottlob 2001, 14f / Zimmermann 2000, 72f.).

Für *orthopädisch - traumatologische Patienten* in der *Rehabilitation* ist somit zu berücksichtigen, in welchem Ausgangszustand sich der passive Bewegungsapparat vor der Verletzung befand. Des Weiteren ist zu beachten, welche pathologischen Veränderungen (anatomisch, physiologisch, biomechanisch) durch

¹ Siehe Anhang Ergänzung 2.1

die Verletzung und die nachfolgenden operativen oder konservativen Maßnahmen eingetreten sind sowie in welchem Maße bereits Regenerations- und Repairmechanismen in der Zeit bis zur *Rehabilitationsphase* aktiviert wurden. In die Neu- und Umlernprozesse zur angestrebten *restitutio ad optimum* der Bewegungsausführungen sind die vielfältigen Komponenten des passiven Bewegungsapparates, die der Stabilität und/oder der Kraftübertragung bei der Bewegung dienen, einzubinden.

Die Skelettmuskulatur ist mit einem Anteil von ungefähr 40% der Gesamtkörpermasse das größte Stoffwechselorgan des Körpers. Eine Beanspruchung dieser im Sinne eines Krafttrainings ist daher gleichbedeutend mit einer Erhöhung der Stoffwechselleistung. Positive Wirkungen eines differenzierten Krafttrainings beziehen ferner auch die Energiebereitstellung (intensive Trainingssätze von 60-90% F_{max} , kurze Trainingspausen), die Kapillarisation (hohe Intensitäten, 50-80% F_{max} , kurze Pausen) und einzelne Herz - Kreislauf - Parameter (Absenkung der Ruheherzfrequenz, Blutdruckregulation bei Hypertonikern, Verringerung der myokardialen Arbeitsleistung in Ruhe Verbesserung des Sauerstofftransports in die Muskelzelle) mit ein (Gottlob 2001, 22ff und 70ff).

Das muskuläre Training unter Anleitung von korrigierenden Physiotherapeuten oder Sporttherapeuten ist daher als eine wichtige Komponente in der *orthopädisch - traumatologischen Rehabilitation* einzusetzen. Dabei ist darauf zu achten, dass die in der Literatur genannten positiven Effekte eines Krafttrainings, die überwiegend für gesunde, meist moderat ausdauer- und / oder krafttrainierte Personen durch vielfältige Studien belegt sind, nur sehr eingeschränkt auf *orthopädisch - traumatologische Patienten* übertragen werden können. Einsetzende Um- und Neulernprozesse in der Rehabilitation nach Verletzung und nachfolgender Therapie folgen "eigenen" Gesetzmäßigkeiten: Der "alte" motorische Stereotyp ist nicht mehr vorhanden, ein "Neuer" zunächst in vorläufiger Entwicklung.

2.2 Gerätegestütztes (apparatives) Muskelaufbautraining

Muskuläres Aufbautraining (MAT) als fester Bestandteil der orthopädischen Rehabilitation verfolgt einerseits das Ziel des Leistungsaufbaus und der Kompensation von Verletzungen, andererseits die frühzeitige Prävention muskulärer Dysbalancen.

Im Rahmen eines methodisch und planmäßig aufgebauten Prozesses werden die mit dem Patienten vereinbarten und auf diesen und seine Verletzung angepassten Maßnahmen eines Trainingsplanes umgesetzt.

Der Begriff Training beschreibt diesbezüglich die „systematische Wiederholung gezielter überschwelliger Muskelanspannungen zum Zwecke der Leistungssteigerung mit morphologischen und funktionellen Anpassungserscheinungen“ (Kunz, Koll, Droste 2000, 9) im Skelettmuskel.

Schnabel et al. (2008, 203) beschreiben den Begriff des sportlichen Trainings aus leistungssportlicher Sicht als „[...] planmäßige und zielorientierte Einwirkung auf die sportliche Leistungsfähigkeit und Leistungsbereitschaft durch Trainings-tätigkeit des Sportlers [...] mit dem Ziel, die Leistungsfähigkeit zu steigern bzw. zu stabilisieren.“

Aus leistungsphysiologischer Sicht definiert Stegemann (1971, 227) den Begriff des Trainings als „[...] einen Einfluss, der die Leistungsfähigkeit durch messbare Änderung der Organstruktur verbessert.“

Krafttrainingsmaschinen eignen sich im Allgemeinen zum Training mehrerer Muskelgruppen. Sie arbeiten zweidimensional und geben eine Bewegungsbahn vor, die durch die betroffenen Gelenke des Körpers nachempfunden wird. Besonders in der Frührehabilitation nach Gelenkverletzungen ist der Aspekt der Bewegungsführung von besonderer Bedeutung. Unzureichende koordinative Leistungen der Gelenkrezeptoren können zum Teil über die Bewegungsführung des Trainingsgerätes ausgeglichen werden. Eine daraus resultierende verminderte Schulung der Propriozeption ist ein weiteres Charakteristikum der meist nur zweidimensional ausgerichteten Trainingsgeräte. Die Bewegungsgeschwindigkeit wird durch die trainierende Person selbst bestimmt, der Widerstand über

Gewichtsscheiben reguliert (<http://user.phil-fak.uni-duesseldorf.de>). Der Alltags-transfer ist geräteabhängig als eingeschränkt zu bezeichnen (Trunz, Schröder 1998, 167).

Ein muskuläres Training wie es in der MTT durchgeführt wird unterliegt bestimmten Voraussetzungen: Eine Verletzung muss belastungsstabil² sein (Kolster, Ebel-Paprotny 1996, 290). Eine weitere Voraussetzung ist eine möglichst intakte inter- und intramuskuläre Koordination zur Unterstützung eines optimalen Zusammenarbeitens der Synergisten und Antagonisten (Tittel 2003, 73 / Spring et al. 2008, 40).

2.2.1 Muskuläres Training an der Beinpresse „Funktionsstemme V2“

Bei Verletzungen der unteren Extremität ist das Training an der Funktionsstemme³ (s. Abbildung 2) in der Regel fester Bestandteil des Therapieplanes. Gegen eine Widerstandsleiste erfolgt eine kontinuierliche Extensions- und Flexionsbewegung im Hüft-, Knie- und oberen Sprunggelenk.

Über ein dem physiologischen Kraftkurvenverlauf der Muskulatur angepasstes System bewirkt dieses Therapiegerät ein effizientes muskuläres Training der Bein- und Glutealmuskulatur bzw. der gesamten Knie- und Hüftstreckschlinge.

In der Rehabilitation von Patienten mit einer operativ versorgten LCA Ruptur gilt als Grundlage des muskulären Trainings der Kraftfähigkeiten die geschlossene Bewegungskette (Renström, Kelm 2007, 393). An einer Funktionsstemme ist die Tatsache einer geführten Bewegung im geschlossenen System gegeben.

Ein aufgezeichneter Kraftkurvenverlauf an der V2 Beinpresse zeigt an den Umkehrpunkten der Extensions- und Flexionsbewegung einen geringen Abfall der Kraftkomponente. Im Moment der „Umschaltung“ von konzentrischer⁴ auf ex-

² Belastungsstabilität: Mit Ausnahme von Schmerzen bestehen keine Kontraindikationen während Belastung.

³ Siehe Anhang Ergänzung 2.2

⁴ Konzentrisch: verkürzend

zentrische⁵ Arbeitsweise und umgekehrt hat die Muskulatur somit kurzzeitig die Möglichkeit zu entspannen.



Abbildung 2: Funktionsstemma V2
Firma Schnell, Peutenhausen (www.schnell-online.de)

2.2.2 Muskuläres Training an der „Desmotronic Beinpresse“ – desmodromisches⁶ Training

Die Desmotronic Beinpresse⁷ (s. Abbildung 1) ist ein computergesteuertes System zum Training der Beinmuskulatur (Friedmann 2007, 16). Das von der Firma Schnell entwickelte Trainingsgerät wird seit längerer Zeit mit Erfolg im Bereich des Leistungs- und Hochleistungssport eingesetzt. Der Einsatz im Bereich der Rehabilitation und Prävention ist derzeit noch nicht weit verbreitet.

Das desmodromische Training beinhaltet einen stetigen Wechsel von konzentrischer und exzentrischer Muskelarbeitsweise⁸. Wie auch an der Beinpresse

⁵ Exzentrisch: bremsend

⁶ desmodromisch: motorgesteuert

⁷ Im weiteren Text als **Desmotronic** bezeichnet

⁸ Physikalisch betrachtet ist *Arbeit W* eine Energiemenge, die von einem System auf ein anderes übertragen wird. Die Übertragungsrichtung wird durch das Vorzeichen dargestellt: Ein negatives Vorzeichen bedeutet, dass Energie von einem System wegfleht.

wird gegen eine wandernde Widerstandsleiste mit den Füßen Druck ausgeübt. Dabei kommt es ebenso zu einer ständigen Extensions- und Flexionsbewegung der unteren Extremität (Weineck 2004, 283f).

Ein entscheidender Unterschied zu einem nicht computergesteuerten Trainingsgerät ist die Bewegungsgeschwindigkeit, die beim desmodromischen Training über einen Computer gesteuert wird und nicht durch den Druck der Trainierenden beeinflusst werden kann. Aufgrund des sofortigen Umschaltens ohne Druckverlust von konzentrischer- in exzentrische Bewegungsphase und umgekehrt, ist der Kraftabfall im Moment des Umschaltens der Bewegungsrichtung sehr gering. Entsprechend hat die Muskulatur zu keinem Zeitpunkt die Möglichkeit zu entspannen. Für die arbeitende Muskulatur stellt dies einen großen Spannungsreiz dar.

In der jeweils belasteten Muskulatur kommt es zur nahezu vollständigen energetischen Auslastung (Radlinger et al. 1998, 139). Dem folgt eine nahezu vollständige Ausschöpfung der muskulären ATP - Vorräte und ein hoher ATP - Umsatz.

Des Weiteren ist die zu erbringende Leistung der konzentrischen und exzentrischen Belastung als relativ gleich zu bewerten (Friedmann 2007, 16). Komi et al. haben bereits 1977 in einer Studie zum konventionellen Krafttraining festgestellt, dass die maximal willkürliche Kraftentwicklung während der exzentrischen Muskelaktion größer ist als während der konzentrischen. Daraus folgernd ist bei gleicher Last in beiden Bewegungsphasen die Belastung während der exzentrischen Phase relativ geringer.

Verschiebt eine *Kraft* F (die Kraft wirkt dabei in Bewegungsrichtung) einen Körper um einen bestimmten *Weg* s verrichtet diese Arbeit W , die in dem Körper als Energie gespeichert oder weitergegeben wird. Sind Richtung der Kraft und Bewegungsrichtung entgegengesetzt, die Vektoren bilden entsprechend einen Winkel von 180° , wird von negativer Arbeit gesprochen, da dessen Kosinus -1 ist: = Bremskraft. Betrachtet man *Arbeit* aus muskelphysiologischer Sicht, arbeitet die Skelettmuskulatur bei exzentrischer Muskelarbeitsweise negativ (= bremsend / nachgebend).

Der Bewegungsablauf an der Desmotronic wird während des gesamten Trainingsablaufes über *online monitoring* messtechnisch erfasst und kann daher zur späteren Analyse des Trainings optimal heran gezogen werden.

2.2.3 Trainingsmethodik

Training im Allgemeinen orientiert sich an der trainierenden Person, der Verletzung und den individuellen Voraussetzungen.

Grundlage jeder Bewegung ist die Beweglichkeit eines Gelenkes sowie die Kraft der Muskulatur, die das Gelenk bewegt. Durch eine dynamische Arbeitsweise der Muskulatur ist es möglich, Widerstände zu überwinden (Konzentrik) oder ihnen entgegenzuwirken (Exzentrik). Wird ein Widerstand ausschließlich gehalten, arbeitet die Muskulatur isometrisch.

Das rehabilitative Krafttraining mit dem Ziel des Muskelaufbaus und der Steigerung der Kraftausdauer ist nach Boeckh-Behrens und Buskies (1998, 42f) im Bereich des gesundheitsorientierten Fitnessstrainings einzuordnen. Ausreichend hohe Belastungsintensitäten sind eine Voraussetzung für die Anpassung der Muskulatur (Trainingsadaptation) an steigende Belastungen im Training.

Zur Einordnung des rehabilitativen Krafttrainings in den Gesamtbereich der Krafttrainingsmethoden wird an dieser Stelle einen Überblick über die Trainingsmethodik der Hypertrophie und Kraftausdauer gegeben:

Ein muskuläres Training mit dem Ziel der *Hypertrophie* erfordert einen hohen Spannungsreiz der Muskulatur durch eine angepasste Trainingsintensität. Die Belastung sollte etwa 20-30 Sekunden andauern und mit einem zügigen Bewegungstempo durchgeführt werden. Nach Durchführung der letzten Wiederholung sollte keine weitere Wiederholung möglich sein. Bührle (1985, 94) bezeichnet diese Trainingsmethode als „*Methode der wiederholten submaximalen Kontraktionen bis zur Erschöpfung*“.

Im Gegensatz hierzu fordert das Training der Kraftausdauer eine länger andauernde Belastung der Strukturen. Nach Schmidtbleicher (2003, 15ff) ist Kraftaus-

dauer die Fähigkeit des neuromuskulären Systems, eine möglichst hohe Impulssumme innerhalb eines definierten Zeitraumes zu erreichen.

Der Maximalkraft stellt dabei nach Güllich und Schmidtbleicher (1999, 224) die Basisfähigkeit für Kraftausdauer dar. So kann davon ausgegangen werden, dass das Ausprägungsniveau der Kraftausdauer von der Maximalkraft abhängig ist (Schmidtbleicher 1999, 224). Zur Sicherstellung einer hohen Stoffwechselrate als weitere Voraussetzung zur Verbesserung der Kraftausdauer sind höhere Wiederholungszahlen notwendig. Die Bewegungsgeschwindigkeit sollte im Vergleich zum Hypertrophietraining langsam sein (Martin et al 1991, 132).

Neben der Stabilisierung des Bewegungsapparates ist ferner ein verbessertes Zusammenspiel der Muskulatur, neuromuskuläre Ansteuerung (Innervationsfähigkeit der Muskulatur), durch ein muskuläres Training zu verbessern (Zimmermann 2000, 31). Eine Erhöhung der neuronalen Aktivität nehmen Schmidtbleicher (1987) und Sale (1994) beim Hypertrophietraining an.

Zur optimalen Trainingssteuerung ist eine genaue Festlegung der Belastungsnormative notwendig. Belastungsintensität, -dauer, -häufigkeit, -umfang und -dichte werden individuell angepasst (Radlinger 1998, 39ff) und orientieren sich an der bisherigen Trainingsadaptation.

Um einen „bestmöglichen“ und spezifischen Trainingseffekt der Muskulatur zu gewährleisten, ist zusätzlich das optimale Verhältnis zwischen aktivem Training und Erholungszeiten zu beachten, welches sich nach Belastungsintensität und -umfang richtet (Froböse / Nellessen 1998, 11).

Die Wiederholungszahl eines am Muskelaufbau orientierten Trainings sollte bei 8 - 15 Wiederholungen pro Trainingsserie liegen, die Pausenlänge, abhängig vom Leistungsniveau, zwischen 1 und 5 Minuten (Boeckh-Behrens, Buskies 1998, 44f).

Die Trainingshäufigkeit liegt nach Gottlob (2001, 148f) für das rehabilitative Krafttraining bei zwei- bis dreimal wöchentlich mit einer Pause von mindestens 48 Stunden, um einen optimalen Trainingseffekt zu erreichen. In Abhängigkeit der zu trainierenden Muskulatur und deren Regenerationszeiten sind unterschiedlich lange Trainingspausen notwendig. Gottlob (2001, 148) teilt die

Hauptmuskelgruppen in Kurz-, Mittel- und Langzeiterholer ein. Die an der Funktionsstemme arbeitende Muskulatur wird den Kurz- und Langzeiterholern zugeteilt, so dass sich eine Trainingspause von mindestens 48 Stunden ergibt.

Ein überschwelliger Reiz führt im Körper zu einer Stresssituation und einer katabolen Stoffwechsellage. Die Folge ist ein Abbau von Muskel- und Bindegewebsstrukturen. Gottlob (2001, 147f) beschreibt dabei eine Korrelation zwischen Abbau des Gewebes, Trainingsintensität und -dauer. Der Abbau wiederum löst im Körper eine nachfolgende anabole Phase aus. Energiespeicher werden aufgefüllt, Mikrorisse repariert und abgebautes Material über das Ausgangsniveau hinaus aufgebaut. Erreicht der Aufbau den höchsten Punkt, ist ein neuer Trainingsreiz (Belastung) zu setzen. Wird eine erneute Belastung zu früh gesetzt, kann die Folge ein Übertraining sein. Erfolgt dieser zu spät, kann die erhöhte Ausgangslage nicht genutzt werden. Die Kenntnis der Regenerationszeiten ist daher von großer Bedeutung für die Trainingsplanung. In die Regenerationsdauer fließen weitere Faktoren ein, die das Spitzenniveau der Superkompensation entscheidend beeinflussen können (Weineck 2004, 32f).

Anzeichen einer Überbelastung sind während der Trainingseinheiten zu beachten und als negativ zu bewerten. Muskuläre Schmerzen, kompensatorische Ausgleichsbewegungen und ein veränderter Bewegungsrhythmus signalisieren eine Überbeanspruchung.

2.3 Subjektive Selbsteinschätzung (SSE) nach muskulärer Beanspruchung

Zur Trainingssteuerung beim muskulären Aufbautraining wird zunehmend (Fröhlich et al. 2007, 27f / Buskies 1999) eine Skala zur Bestimmung des Anstrengungsempfindens eingesetzt.

BORG entwickelte 1970 eine Skala zur Einschätzung einer körperlichen Belastung: *RPE - Skala*⁹ (s. Abbildung 68)¹⁰. Die ursprüngliche Skala von 6-20 wur-

⁹ RPE - Skala: Rating of Perceived Exertion Skala

de zur Bestimmung der Ausdauerleistung eingesetzt. Der Zusammenhang von O₂-Verbrauch, Herzfrequenz und Belastungsintensität stellt die Grundlage der Anwendung in diesem Bereich dar.

Ausgehend von der BORG - Skala haben sich weitere vereinfachte Skalen zur Trainingssteuerung im Krafttraining entwickelt. Boeckh-Behrens und Buskies (2000, 32 und 75) beschreiben eine veränderte Form der BORG - Skala. Ihre Einteilung reicht von 1 (sehr leicht) bis 7 (schwer).

Im rehabilitativen Trainingsalltag hat sich eine weitere Skaleneinteilung manifestiert: SSE Skala¹¹. Diese klassifiziert das körperliche Anstrengungsempfinden von 1 (sehr leicht) bis 10 (sehr schwer) (vgl. Abb. 11).

Anhand der genannten Skalen lassen sich Empfehlungen für die Trainingssteuerung ableiten. Boeckh-Behrens und Buskies (Boeckh-Behrens, Buskies 2000, 31f) orientieren sich bei Ihrer Empfehlung für das gesundheitsorientierte Muskelaufbautraining an der Wiederholungszahl. Sie empfehlen 8-15 Wiederholungen bei einer Einschätzung auf der SSE - Skala zwischen 4 (mittel) und 6 (schwer) abhängig von der Trainingserfahrung. Die subjektive Selbsteinschätzungsskala wird zudem bei der Bestimmung des Trainingswiderstandes nach Beendigung einer Serie eingesetzt (Trunz, Freiwald und Konrad 1992, 23ff).

Wird auf der Borg - Skala zu Beginn einer Serie bereits ein Wert oberhalb der 13 (etwas schwer) angegeben, so ist davon auszugehen, dass der Proband nicht die vorgegebene Anzahl von 15 Wiederholungen absolvieren kann. Anzustreben ist dieser Wert erst nach Beendigung der Serien. Werden Werte auf der Borg - Skala unter 12 angegeben, werden die Belastungsparameter an die veränderten Bedingungen angepasst.

¹⁰ Siehe Anhang Ergänzung 2.3

¹¹ SSE - Skala: Subjektive Selbsteinschätzungsskala

2.4 Die Oberflächenelektromyographie (EMG)

Die Elektromyographie ist ein technisches Untersuchungsverfahren, das die Registrierung und die Analyse der elektrischen Begleiterscheinungen der Muskelaktivität beinhaltet. Dargestellt wird dabei die elektrische Aktivität für den gesamten Querschnitt eines Muskels (Laube 2005, 243 / Küchler 1983, 57f).

Bezogen auf eine Bewegungsanalyse bedeutet dies, dass zu einem bestimmten Bewegungszeitpunkt die elektrische Aktivität des zu untersuchenden Muskels gemessen wird und somit Rückschlüsse auf die Bewegungspräzision gezogen werden können (Laube 2005, 251). Über die Elektromyographie wird das Ausmaß der Muskelaktivierung durch die Rekrutierung und Entladungsraten gemessen, nicht jedoch die Kraft (Laube 2005, 244).

Zur Erfassung der elektrischen Aktivität eines Muskels bestehen zwei Möglichkeiten:

Zum einen das EMG mit Nadelelektroden und zum anderen mit Oberflächenelektroden. Bei der hier vorliegenden Untersuchung sind Oberflächenelektroden verwendet worden, da die Applikation schmerzfrei ist und die Beweglichkeit der Probanden weder eingeschränkt noch durch Nadeln verändert wird.

Neben der klinischen Diagnose von Myopathien und der qualitativen Beurteilung von Schädigung und Regeneration, können mittels EMG im Rahmen der Physiologie und der funktionellen Anatomie auch orientierende Beurteilungen von Muskelaktivitäten bzw. Innervations- und Bewegungsmustern während bestimmter Bewegungsabläufe getroffen werden. Die qualitative Untersuchung der bei Bewegungen entwickelten muskulären Aktivität ist möglich (Poeck, Hacke 2001, 43).

Im Rahmen einer komplexen Bewegungsanalyse wird das EMG in den Kontext von kinematischen und dynamometrischen Messverfahren gestellt. Mit den aus dieser Untersuchungsmethode gewonnenen Ergebnissen lassen sich Aussagen über die Bewegungsqualität treffen (Pfeiffer, Vogt, Banzer 2003, 331).

2.4.1 Das EMG mit Oberflächenelektroden

Mit Hilfe von bipolaren Oberflächenelektroden, die in Längsrichtung auf dem Muskelbauch angeordnet sind, werden Potentialschwankungen vom Muskel abgeleitet, welche durch die Aktivierung motorischer Einheiten erzeugt werden. Diese Biopotentiale sind als räumliche und zeitliche Summation von Aktionspotentialen aufzufassen, da sich das Gesamtsignal des Oberflächen - EMG aus mehreren Muskelaktionen zusammensetzt (MUAP= motor unit action potential / Pfeiffer, Vogt, Banzer 2003, 331). Es handelt sich dabei um eine Anzahl von negativen und positiven Peaks im Elektromyogramm, die Informationen im Frequenzbereich zwischen wenigen Hz und ca. 1,5 kHz enthalten.

Das Oberflächen - EMG ist ein Summations - EMG (SAP). Über oberflächliche Elektroden kann ausschließlich die algebraische Summe aller auftretenden Dipole erfasst werden (Konrad, Schachinger 1998, 56ff / Hollmann, Hettinger 2000, 172f).

Bei der longitudinalen (längs verlaufend: im Muskelverlauf) Elektrodenapplikation ist, im Vergleich zur transversalen (quer verlaufend), die Empfindlichkeit ungefähr doppelt so hoch. Daraus ergibt sich eine bessere Lokalisation des Erregungsfeldes. In der vorliegenden Untersuchung werden daher Spannungsdifferenzen einer longitudinalen Elektrodenapplikation gemessen.

Das Ergebnis einer EMG - Untersuchung kann durch zum Teil nicht veränderbare Faktoren beeinflusst werden. Faktoren sind beispielsweise die Stärke des Unterhautfettgewebes, das eine Art Filterwirkung auf das Signal ausübt sowie die Gewebeeigenschaften der Haut (vgl. Konrad 2005, 11). Des Weiteren sind die Struktur des aktivierten Muskelgewebes (phasisch / tonisch¹²) und die Ober-

¹² Die in der vorliegenden Untersuchung abgeleiteten Muskeln zeigen tonische und phasische Verteilungsmuster (Radliner et al. 1998, 117).

Tonisch: M. biceps femoris
M. gastrocnemius medialis et lateralis
M. semitendinosus
Phasisch: M. vastus medialis
M. vastus lateralis

fläche der Haut zu nennen. Aus diesem Grund ist es vor der Elektrodenapplikation unumgänglich, die Haut mit einem (Fett-) Lösungsmittel zu säubern (vgl. Konrad 2005, 14). Aufgrund der starken Einflüsse auf ein EMG - Signal ist auch die Interpretation erschwert: Differenzierte Aussagen sind daher primär intraindividuell zu treffen (Küchler 1983, 54 und 61).

Das am Muskel über Oberflächenelektroden abgeleitete Summenaktionspotential wird über eine Kabelverbindung einem Integrator zugeführt. Dieser übernimmt eine Signalverstärkerfunktion. Über ein Voltmeter, das mit dem Kondensator verbunden ist und der mathematischen Auswertung dient, können zahlreiche Werte eines integrierten Potentials erhalten werden (Hollmann, Hettinger 2000, 172f).

2.4.2 EMG - Auswertung bei unterschiedlichen Muskelaktivitäten

Konditionelle und koordinative Leistungsveränderungen sind mittels Oberflächen EMG zu betrachten (Komi 1981). Über eine quantitative Analyse werden das elektrophysiologische Signal bzw. die strukturellen Merkmale beobachtet: U.a. die Abschätzung des Frequenzgehaltes. Voraussetzung allgemein genutzter Verfahren (FFT¹³) ist, dass eine Stationarität innerhalb eines gleitenden Zeitfensters vorliegt. Bei Bewegung und Muskelkontraktionen kann davon ausgegangen werden, dass keine Stationarität des Signals vorliegt. Die zeitvariante Spektralanalyse¹⁴ hingegen stellt ein Verfahren zur Analyse nicht stationärer Signale dar (Schack et al 1995).

Die Muskelkraft des Gesamtmuskels, als Summe der Zugkräfte der einzelnen Muskelfasern, wird über zwei Mechanismen gesteuert: Rekrutierung motorischer Einheiten und Änderung der Aktionspotentialfrequenz (Frequentierung) (Schmidt, Thews 1987, 75f).

Ein entspannter Muskel zeigt normalerweise nur eine geringe elektrische Aktivität (Ruhe SAP). Bei einer leichten Kontraktion entsteht eine elektrische Aktivität,

¹³ FFT: Fast-Fourier-Transformation

¹⁴ Siehe Anhang Ergänzung 2.4

die sich mit zunehmender Muskeltätigkeit erhöht. In der Literatur wird eine funktionelle Beziehung zwischen einem EMG - Signal und der Muskelspannung beschrieben. Demzufolge kann von einem linearen Zusammenhang zwischen integriertem EMG und einer isometrischen Muskelspannung gesprochen werden. Unter statischen Bedingungen und geringen Kontraktionskräften verhalten sich die mittlere Amplitudenfrequenz und die muskuläre Spannung weitgehend proportional. Bei Kraftentwicklungen, die über 25 - 30 % der maximal willkürlichen Kraftentfaltung liegen, verhält sich die mittlere Amplitudenfrequenz unabhängig von der muskulären Spannung (Taylor, Bronks 1995, 252ff).

In Untersuchungen, wie z.B. von Muro et al. (1983), wird eine weitgehende Proportionalität von mittlerer Amplitudenfrequenz und muskulärer Spannung bis fast zur maximal willkürlichen Kontraktion angegeben. Die Ursache für diese unterschiedlichen Ergebnisse könnten z.B. die verschiedenen untersuchten Muskelgruppen und Muskelfasertypen sein. Auch die Anordnung der Elektroden und die unterschiedliche Rekrutierung und Frequentierung können zu verschiedenen Ergebnissen führen.

Bei dynamischer Arbeit und konstanter Geschwindigkeit besteht nach Hollmann und Hettinger (2000, 172f) eine direkte Proportionalität zwischen elektrischer Aktivität und Muskelspannung.

Eine muskuläre Ermüdung führt zu einer Verstärkung der niederfrequenten Amplituden mit Abschwächung der höherfrequenten Komponenten des EMG - Signals. Eine Auswertung dieser Signale gibt jedoch lediglich einen orientierenden Aufschluss über die allgemeine Kraftentwicklung der Muskulatur.

2.5 Atemgasanalyse: Sauerstoffaufnahme und Energieumsatz

Die Atemgasanalyse als Teil der metabolisch - physiologischen Diagnoseverfahren wird einerseits angewendet im Bereich der Leistungsdiagnostik im Spitzensport und andererseits bei der Beurteilung kardiopulmonaler Funktionen bei Sportlern und Personen mit Erkrankungen aus dem Bereich der Kardiologie und Pulmonologie.

Des Weiteren ist die Sauerstoffaufnahme auch zur Beurteilung der Bewegungsökonomie ein wichtiger Parameter. Bei koordinativ anspruchsvollen Sportarten, wie zum Beispiel den Schwimmdisziplinen, kommt diese Untersuchungsmethodik zum Tragen (Basset und Howley 1997, 594ff / Bremer 2003).

Grundlagenphysiologie:

Bei körperlicher Aktivität steigt der Sauerstoffverbrauch entsprechend dem höheren Energiebedarf der Muskulatur an. Das Ausmaß sowie der zeitliche Verlauf dieses Anstieges hängen bei gegebenem Belastungsanstieg neben der Sauerstofftransportkapazität maßgeblich von der Kapazität der oxidativen Phosphorylierung ab.

Die maximale Sauerstoffaufnahme, als Bruttokriterium der aeroben Leistungsfähigkeit, ist ein pauschales Maß für die aerobe (Ausdauer-) Leistungsfähigkeit des Organismus und somit ein leistungsbestimmender Faktor nicht nur im Sport (Hollmann 1972, 56ff).

Meyer und Kindermann (1999, 285) bezeichnen die maximale Sauerstoffaufnahme auch als „Bruttokriterium“ der kardiopulmonal - metabolischen Kapazität.

Nowacki (Nowacki 1977, 251ff) hingegen interpretiert die maximale Sauerstoffaufnahme als integralen Grenzwert der maximalen aeroben und anaeroben Kapazität bzw. „[...] integrale Größe aller den Sauerstoff aufnehmenden, transportierenden und verwertenden Zellen und Funktionssysteme“ (Nowacki 1977, zitiert nach Elgohari 2003, 2).

Alle Interpretationen verdeutlichen gleichermaßen die Wichtigkeit dieser Messgröße vor allem bei der Einschätzung der Ausdauerleistungsfähigkeit in der sportmedizinischen Diagnostik¹⁵.

Die Gesamtheit der metabolischen Mechanismen, die zur Erbringung einer Leistung notwendig sind, vereinigt die maximale Sauerstoffaufnahme. Sie repräsentiert das maximale Transportvermögen von Sauerstoff aus der Atemluft in die Arbeitsmuskulatur.

¹⁵ Siehe Anhang Ergänzung 2.5

Anhand von $\dot{V}O_2$ - Messungen können wichtige Parameter wie die Stoffwechselrate im Ruhezustand (RMR), die aerobe Kapazität ($\dot{V}O_2 \text{ max}$) und der Energieumsatz (kcal/min) bei körperlichen Aktivitäten genau bestimmt werden.

Gemessen wird die Sauerstoffaufnahme vorwiegend bei kontinuierlich oder stufenweise ansteigenden Ergometerbelastungen. Mithilfe der spiroergometrischen, nichtinvasiven Meßmethode können die Funktionen von Herz, Kreislauf, Atmung und muskulärem Stoffwechsel von der Ruhesituation bis zu hoher Belastung beurteilt werden. Dabei werden Zusammenhänge zwischen der Belastung und der Herzförderleistung, dem Sauerstoffverbrauch und der Ventilation der Lunge aufgezeigt. Die Messung erfasst neben dem Atemstrom pro Zeiteinheit ($\text{l} \cdot \text{min}^{-1}$) die Sauerstoff- und Kohlendioxidkonzentration in der Ein- und Ausatemluft. Daraus ist eine Bestimmung der Sauerstoffaufnahme möglich, anhand derer Aussagen über den Trainingszustand einer Personen getroffen werden können.

Für den Erhalt lebenswichtiger Funktionen sind die Zellen des Körpers auf eine ständige Zufuhr von Energie angewiesen. Aus Nährstoffen wie Kohlenhydraten, Fetten (und Eiweißen) entsteht im Stoffwechsel durch Abbau der energiereichen Substrate spezifische Energie in Form von ATP, die nur zu einem Teil zur Aufrechterhaltung lebenswichtiger Funktionen genutzt werden kann. Ein weiterer, viel größerer Anteil wird in Form von Wärme abgegeben. Schmidt und Thews beschreiben einen Anteil von 50-60% als initiale Wärme und einen weiteren Anteil als Erholungswärme, so dass der mechanische Nutzungseffekt (= Wirkungsgrad) nur bei ungefähr 20 - 30% beträgt (Schmidt, Thews 1987, 82 und 650 / de Marées 1981, 454).

Der Energieumsatz unterliegt tageszyklischen Schwankungen und ist zudem abhängig von körperlicher und geistiger Arbeit. Des Weiteren wird die Höhe durch Aufnahme von Nahrung beeinflusst.

Grundlagenphysiologie:

Im Organismus ist es notwendig zwischen Ruhe-, Grund- (basaler Energieumsatz) und Arbeitsumsatz zu unterscheiden. Der Energieumsatz, den ein Mensch

morgens, bei Ruhe, Nüchternheit, thermischer Indifferenz und psychischer Entspannung aufweist, wird als *Grundumsatz*¹⁶ bezeichnet.

Der *Ruheumsatz* wird beschrieben als Steigerung des Umsatzes aufgrund von Verdauungstätigkeiten, wärmeregulatorischer Maßnahmen oder muskulärer Aktivität im Sitzen über das Maß des Grundumsatzes hinaus. Man kann den Ruheumsatz zusammenfassen als Grundumsatz ohne die Bedingungen (s.o.) des Grundumsatzes einzuhalten (Spatz 2009, 8).

Bei körperlicher Arbeit steigt der Energieumsatz an. Der gesteigerte Energieumsatz wird als *Arbeitsumsatz* bezeichnet. Dieser berechnet sich als Differenz aus Gesamtumsatz und Ruheumsatz oder Grundumsatz plus Leistungszuwachses (Spatz 2009, 8 / de Marées 1981, 454 / Schmidt, Thews 1987, 653). Der Arbeitsumsatz bezeichnet den Energieumsatz für eine bestimmte Tätigkeit.

Eine geleistete äußere Arbeit steht physiologisch mit der dazu aufgewendeten Energie in Zusammenhang. Wie jede Maschine kann auch der Organismus nur einen Teil der zur Verfügung stehenden Energie in äußere mechanische Leistung umsetzen (s.o.). Lässt man eine Person auf einem Fahrradergometer arbeiten und Strom erzeugen, so kann die nach außen abgegebene elektrische Leistung gemessen werden. Zugleich ist es möglich aus dem O₂ - Verbrauch die umgesetzte Energie zu berechnen. Um das Verhältnis von Arbeitsumsatz zu tatsächlich geleisteter Arbeit klassifizieren zu können, wird der *Wirkungsgrad* η benutzt. Er¹⁷ gibt denjenigen Anteil des Energieumsatzes an, der in äußere Leistung umgesetzt wird.

Es muss grundsätzlich zwischen Brutto- und Nettowirkungsgrad unterschieden werden. Zur Berechnung des Bruttowirkungsgrades wird die äußere Leistung in Beziehung zum Gesamtumsatz gesetzt, also Ruheumsatz plus leistungsbedingte Umsatzsteigerung. Die abgebildete Formel¹⁸ stellt den Nettowirkungsgrad dar, der den Arbeitsumsatz (Gesamtumsatz minus Ruheumsatz) einbezieht.

¹⁶ Siehe Anhang Ergänzung 2.6

¹⁷ Siehe Anhang Ergänzung 2.7

¹⁸ Siehe Anhang Ergänzung 2.7

Die Höhe des Wirkungsgrades verändert sich mit der Art und Form der muskulären Tätigkeit sowie der Dauer der körperlichen Belastung. Es ist aber festzuhalten, dass der mechanische Nutzungseffekt maximal 30% beträgt (Schmidt, Thews 1987, 82 und 650 / de Marées 1981, 455).

2.5.1 Energieumsatzbestimmung

Zur Bestimmung des Energieumsatzes sind in der Literatur unterschiedliche Methoden dargestellt. Grundsätzlich ist zwischen einer direkten und indirekten Messung zu unterscheiden.

Als Grundlage der *direkten Energieumsatzbestimmung*¹⁹ ist die Messung der Wärmeabgabe durch Konvektion, Verdunstung und Leitung zu nennen (Schmidt, Thews 1987, 654 / Löffler, Petrides 1998, 711). Die Menge der vom Menschen abgegebenen Wärme wird als Ausdruck seines Energieumsatzes direkt gemessen. Nach Nadel, Holmér und Bergh (1974 und 1977, zitiert nach Niklas 2001, 63) erfolgen Messungen des Wärmeübergangs in $W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}$. Die Bestimmungen sind sehr genau, aber aufwendig und mit hohen Kosten verbunden.

Die *indirekte Bestimmung des Energieumsatzes*²⁰ wird mit Hilfe der Sauerstoffaufnahme einer Person ermittelt. Die Berechnung des Energieumsatzes ergibt sich aus dem Sauerstoffverbrauch multipliziert mit dem kalorischen Äquivalent.

Die Höhe des Energieumsatzes ist u.a. davon abhängig, welches energiereiche Substrat eingesetzt wird. Das energetische Äquivalent von Glucose ist 21kJ/l O₂ oder 5kcal/l O₂. Im Vergleich zur Glucose ist das energetische Äquivalent von Fetten (19,7kJ/l O₂) und Proteinen (19,3kJ/l O₂) geringer (Schmidt, Thews 1987, 655 / Löffler, Petrides 1998, 711).

¹⁹ direkte Kalorimetrie

²⁰ indirekte Kalorimetrie

2.5.2 Messtechnische Grundlagen der Spiroergometrie/Leistung (à posteriori bestimmt)

In der Literatur (Schmidt, Thews 1987, 656 ff.) werden unterschiedliche Messmethoden zur Bestimmung der Sauerstoffaufnahme und des Energieumsatzes beschrieben: Offene, geschlossene und halboffene Systeme.

Die Douglassackmethode – als goldener Standard aufgrund der geringen Messfehler – wird den (halb-) offenen Respirationssystemen (Stegemann 1984, 350ff / Schmidt, Thews 1987, 656ff) zugeordnet. Sie wurde von dem Physiologen Douglas 1911 entwickelt. Ein Proband atmet bei dieser Methode mit Mundstück oder Halbmaske über ein Ventil Frischluft ein.

Die Luft während der Expiration wird über den zu messenden Zeitraum über ein Atemventil und Atemschläuche in einen luftdichten Sack geleitet. Danach wird das Gasvolumens des PVC - Douglas Sackes mit Hilfe einer Gasuhr gemessen. Die O₂- und CO₂-Konzentration wird mittel Gasanalysatoren bestimmt.

Die Douglassackmethode ist in der eigenen Untersuchung aufgrund des auf dem Rücken zu tragenden PVC - Sackes nicht umgesetzt worden. Dieser hätte den für das Training und die Messungen notwendigen Kontakt des Rückens zur Rückenlehne des Gerätes verhindert.

Die Atemgasanalyse ist aus diesem Grund mit einem portablen Gerät, dem *Metamax 3B* der Firma Cortex durchgeführt worden.

Im Vergleich zur Douglassackmethode ist das Metamax 3B ein mobiles System, das durch Einzelatemzuganalyse eine online Bestimmung von V'O₂ und V'CO₂ erlaubt (Hillmer - Vogel et al. 1996, zitiert nach Wüpper 2002, 12).

Das Basissystem des Metamax 3B befindet sich in zwei Gehäuseschalen mit einer zentralen Recheneinheit, welches aus einem mit 20 Mhz getakteten 16bit-Prozessor besteht. Der Volumensensor (Modell Standard - DVT, Turbine, 0,1-12 l/s) hat laut Herstellerangabe dabei eine Auflösung von 7ml und eine Genauigkeit von 2% (Cortex 2000, zitiert nach Wüpper 2002, 13).

Die Messungen werden mittels O₂-Analysator vom Typ einer elektrochemischen Zelle (Messbereich von 0-35%, Genauigkeit von 0,1%) durchgeführt. Die CO₂-

Analysen werden mit Infrarotabsorption durch den CO₂-Analysator (angegebener Messbereich von 0-13%) und die Temperaturmessungen mittels Temperatursensor vom Typ *NTC Thermistor* (Messbereich -55 bis 155°C, Genauigkeit 1°C) ausgeführt. Der Drucksensor (Typ Silicon) arbeitet im Bereich von 200-1050 mbar und mit einer Genauigkeit von 1,8% (Herstellerangaben).

Die Problematik der Wasserdampfsättigung der Atemluft wird beim *Metamax 3B* über eine Absaugstrecke aus Nafion gelöst. Die Feuchtigkeit wird hier ähnlich einer Klimafaser nach außen in die Umgebung transportiert, so dass in die Analysatoren im Inneren des Gerätes nur trockene Luft einströmt (Cortex 2000, zitiert nach Wüpper 2002, 14).

Die Herzfrequenz wird während eines gesamten Messvorgangs über ein in das Gerät integrierten Polar[®] Empfänger ermittelt.

2.5.3 Energiebereitstellung und Sauerstoffverbrauch

Die Skelettmuskulatur ist bei körperlicher Belastung das größte Stoffwechselorgan des Körpers. Kontraktion und Relaxation sind Prozesse, die ATPase abhängig sind. Sie sind auf die Hydrolyse von ATP zu ADP und Phosphat angewiesen (Löffler, Petrides 1999, 959ff / Weineck 1994, 38).

Gesteigerte muskuläre Aktivität geht mit einem erhöhten Stoffwechsel (Gottlob 2001, 22f) und entsprechend einem Mehrbedarf an ATP einher. Während schwerer körperlicher Belastung steigt zudem der Sauerstoffverbrauch der Skelettmuskulatur im Vergleich zu den Ruhe - Ausgangswerten um ein Vielfaches an (Martin 1991, 176). Die notwendige (Mehr-) Energiebereitstellung des Körpers ist abhängig von der Intensität, der Dauer, der Art der Belastung sowie der Bewegungsform.

Grundsätzlich ist im Energiestoffwechsel zwischen aeroben und anaeroben Bedingungen zu unterscheiden. Unter aeroben Bedingungen wird die vom Muskel benötigte Energie im Wesentlichen durch die intramitochondriale oxidative Phosphorylierung aus den Substraten Glucose und Fettsäuren geliefert. Unter anaeroben Bedingungen deckt der Muskel seinen Energiebedarf vorwiegend

durch anaerobe Glykolyse, wobei die muskeleigenen Glykogenvorräte zu Lactat abgebaut werden. Die Zelle muss unter anaeroben Bedingungen sehr viel mehr Glucose umsetzen, um die gleiche Energiemenge wie unter aeroben Bedingungen zu gewinnen.

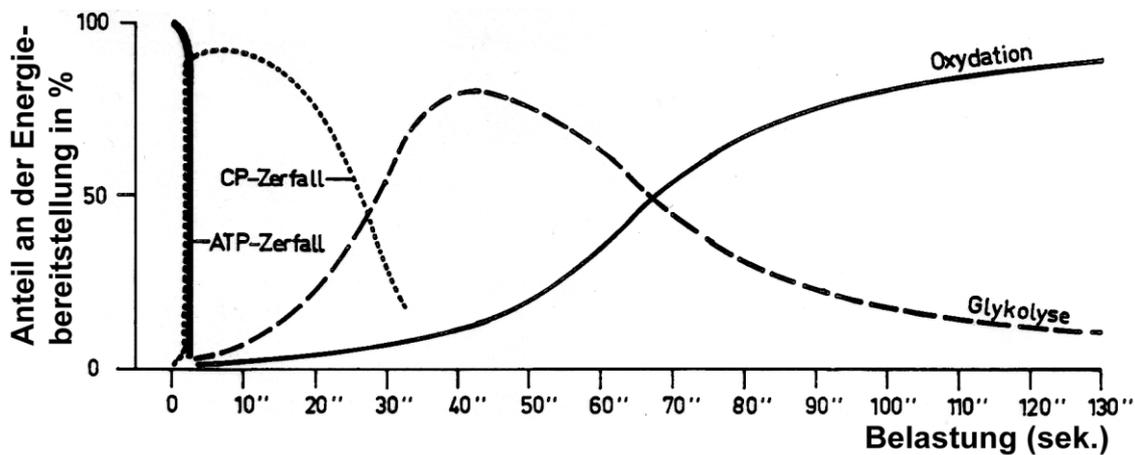


Abbildung 3: Energiebereitstellung in der Skelettmuskulatur
(Keul, Doll, Keppler 1969, 38)

Der Organismus überbrückt Kurzleistungen mit dem Einsatz seiner gespeicherten Energiereserven, ATP und CP (s. Abbildung 3).

In der Erholungsphase erfolgt die Resynthese des Creatinphosphats über glykolytische und oxidative Prozesse. Für längere Muskeltätigkeiten und schwere körperliche Arbeit ist die Skelettmuskulatur auf die Hydrolyse von ATP aus ADP und anorganischem Phosphat angewiesen. Aus Glykogen und Fett erfolgt die Mobilisierung der Energiereserven. Zudem erfolgt bei schwerer Arbeit ein Teil der Energiegewinnung immer auf anaeroben Weg (Schmidt, Thews 1987, 686).

In Abhängigkeit von der zu erbringenden körperlichen Beanspruchung verändert sich die Sauerstoffaufnahme des Organismus. Bei leichter körperlicher Arbeit stellt sich nach einigen Minuten ein Gleichgewicht zwischen Sauerstoffbedarf und -aufnahme ein (s. Abbildung 4). In der Literatur wird in Abhängigkeit der Qualität und Quantität der Arbeit ein Zeitraum von 2-6 Minuten beschrieben (Hollmann, Strüder 2009, 74). Die zeitliche Verzögerung entsteht durch das

verzögerte Einstellverhalten der Durchblutung und des aeroben Muskelstoffwechsels (Schmidt, Thews 1987, 687). Das zusätzlich eingegangene O_2 -Defizit²¹ zu Beginn der Belastung wird durch erhöhte Nachatmung am Ende einer körperlichen Leistung über das Maß des eingegangenen O_2 -Defizits hinaus ausgeglichen (s. Abbildung 4) (Schmidt, Thews 1987, 637 und 686).

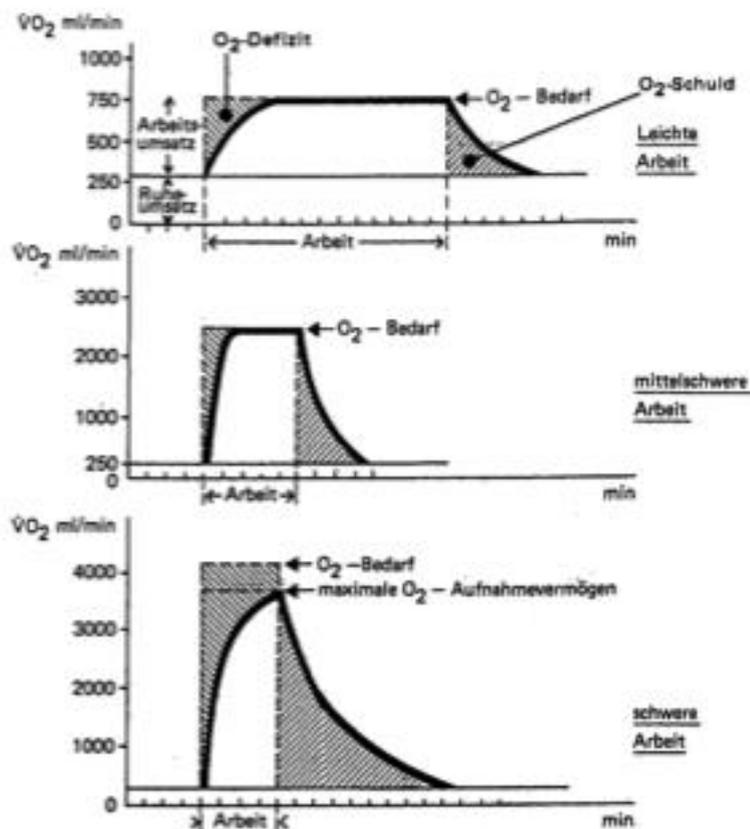


Abbildung 4: O_2 -Aufnahme bei unterschiedlich schwerer Arbeit (mod. nach Lehmann) (de Marées 1981, 446)

2.5.4 Ergostase: Ausreichende Anpassung an eine Belastung

Konstante Leistungen unterhalb der Dauerleistungsgrenze sind längerfristig durchhaltbar und führen nicht kurzfristig zu einer Ermüdung. Aber auch in diesem Fall entsteht initial ein O_2 -Defizit, im weiteren Verlauf entspricht die O_2 -

²¹ Siehe Anhang Ergänzung 2.8

Aufnahme dem O_2 -Verbrauch. Die Sauerstoffaufnahme pendelt sich nach einem zu Beginn steilen Anstieg bei einem konstanten stationären Wert, der Ergostase²², ein. Dieses Plateau bleibt bei leichter und mittelschwerer Arbeit über die gesamte Zeit der muskulären Beanspruchung erhalten. Nach Beendigung der Arbeit sinkt der O_2 -Verbrauch und das zum Arbeitsbeginn eingegangene O_2 -Defizit wird ausgeglichen. Dieses entspricht in etwa der nach Ende der Arbeit gegenüber dem Ruhebedarf vermehrt aufgenommenen O_2 -Menge (s. Abbildung 4) (de Marées 1981, 445ff).

Schwere körperliche Arbeit kann nicht über einen längeren Zeitraum durchgeführt werden. Es treten abhängig von Dauer und Schwere der Arbeit sehr schnell Ermüdungserscheinungen auf. Die O_2 -Aufnahme steigt kontinuierlich über die gesamte Arbeitszeit an und erreicht keine Plateauphase. Das zu Beginn der Arbeit entstandene O_2 -Defizit wird durch die Nachatmung über das Ausgangsmaß hinaus ausgeglichen. Die Sauerstoffmehraufnahme wird dabei nicht nur von den Wiederherstellungsvorgängen im Skelettmuskel (Wiederaufbau der energiereichen Phosphate und zur Laktatumwandlung) beeinflusst, sondern auch von Faktoren wie z.B. einer erhöhten Körpertemperatur, Tonus-erhöhung der Skelettmuskulatur und dem Wiederauffüllen der Sauerstoffspeicher (Hämoglobin und Myoglobin) (vgl. Schmidt, Thews 1987, 687 zitiert nach Keul et al 1969 / Hollman, Strüder 2009, 75).

Das Anstrengungsempfinden einer körperlichen Belastung ist individuell. Bei *orthopädisch - traumatologischen Patienten* die nach einer Verletzungspause mit einer Rehabilitationsmaßnahme beginnen treten Ermüdungserscheinungen zeitlich früher auf im Vergleich zu trainierten bzw. gesunden Personen, die keine längere Inaktivitätsphase hatten. Ein erhöhter Tonus der belasteten Muskulatur, partiell anaerobe Stoffwechselforgänge und eine erhöhte Herzfrequenz charakterisieren die vorzeitige schnellere Ermüdung.

²² Siehe Anhang Ergänzung 2.9

2.6 Bioelektrische Impedanzanalyse (BIA)

Die Bestimmung der Körperzusammensetzung über ein *Bioelektrisches - Impedanz - Analyse - Gerät* ist eine anerkannte, etablierte und nichtinvasive Technik. Haupteinsatzgebiet ist derzeit die Adipositasforschung (Edlinger 2002, 24).

Auf der Basis der Einteilung des Körpers in Kompartimente lassen sich drei unterschiedliche Kompartiment - Modelle unterscheiden:

Das *Ein - Kompartiment - Modell* beinhaltet ausschließlich das Körpergewicht. Im *Zwei - Kompartiment - Modell* wird unterschieden zwischen Fettgewebe und fettfreier Masse (Magermasse). Eine weitere Unterteilung der fettfreien Masse in aktive Körperzellmasse (*BCM*) und Extrazellulärmasse (*ECM*) stellt das *Drei-Kompartiment-Modell* dar.

Die aktive Körperzellmasse umfasst unter anderem die Zellen der Skelettmuskulatur, der Herzmuskulatur und der glatten Muskulatur. Als zentrale Größe im Stoffwechsel bestimmt diese den Energiebedarf des Organismus. Die BCM wird durch das Lebensalter, den Konstitutionstyp und den Trainingszustand beeinflusst.

Die Extrazellulärmasse ist der nicht zelluläre Anteil der fettfreien Masse. Fasern des Binde- und Stützgewebes sowie der Knochen sind feste Bestandteile der ECM. Der flüssige Anteil besteht aus den variablen extrazellulären Flüssigkeiten, die ihrerseits den entscheidenden Einfluss auf die Variabilität der ECM haben.

Konstant sinusförmige Strominjektionen mit einer festen Frequenz von 50 kHz werden mit einem Gerät der klassischen Tetrapolar - Technik angewendet. Der Strom wird bei 800 mA in einem Widerstandsbereich (Bereich der Resistanz) von 1 bis 999 Ohm konstant gehalten. Die Genauigkeit liegt bei 1%. Der Bereich der Reaktanz ist mit einer Genauigkeit von 1% bei 1 bis 200 Ohm eingeordnet. Um den ganzen Körper mit einem konstanten Mikrostrom zu sättigen, werden Versorgungsklemmen, die mit der Stromquelle verbunden sind, am Probanden befestigt. Dazu werden hautfreundliche Elektroden distal platziert.

Die Sensoren werden mit einem Voltmeter und einem Phasenverschiebungsdetektor verbunden und am Patienten mit Elektroden innerhalb des erzeugten konstanten Stromfeldes befestigt.

Der Strom wird über die Elektroden in den Körper geleitet. Das Messgerät registriert den Spannungsabfall.

Nach erfolgter Messung werden am Messgerät folgende Werte angezeigt:

RX – Resistanz und XC – Reaktanz.

Resistenz (RX) ist der Hochfrequenzwiderstand in Ohm und als Maß der Körperzusammensetzung, also Fettgewebe und Magermasse, zu bezeichnen. Die Reaktanz (XC), der kapazitive Widerstand (ebenfalls in Ohm) stellt die Zellen im Organismus dar (Edlinger 2004, 24).

Grundlage der BIA Messung ist die unterschiedliche Leitfähigkeit der Gewebe- und Zellarten des Körpers für elektrischen Strom. Muskelgewebe z.B. leitet den Strom aufgrund ihres Wassergehalts besser als Fettgewebe (Edlinger 2004, 24).

Die Ergebnisse einer BIA - Messung sind sehr empfindlich. Ein entscheidender Einflussfaktor ist das Körperwasser. Der Wasserhaushalt des Körpers ist nicht konstant, sondern wird durch Nahrungs- und Flüssigkeitsaufnahme, Ödeme, Diuretikaaufnahme²³ etc. beeinflusst.

Auch ein zu kurzes oder aber auch zu langes Liegen / Stehen vor einer Messung können die Ergebnisse aufgrund einer Umverteilung der Flüssigkeiten beeinflussen. Zudem kann eine intensive körperliche Belastung den Wassergehalt der fettfreien Masse reduzieren und somit die Messwerte verändern.

2.7 Trainingssteuerung über Creatinkinase

Körperliche Belastungen im Sport oder Alltag stellen Bedingungen zur Adapta-

²³ Diuretika: Arzneimittel, die durch direkte Wirkung an der Niere die Ausscheidung von Natrium (u. Wasser) steigern und daneben zu einer Schwächung der pressorischen Wirkung von Noradrenalin und Angiotensin II führen (Lang, Lang 2007, 202 und 220f).

tion des Organismus dar. Änderungen in der Enzymkinetik sind dabei Voraussetzungen für Anpassungsreaktionen. Dieses betrifft in besonderem Maße die Enzyme der Skelettmuskulatur, wie beispielsweise die Creatinkinase (CK) und Lactatdehydrogenase.

Nach körperlichen Belastungen sind intravasale Anstiege der Creatinkinase bis in den pathologischen Bereich hinein gemessen worden; diese Veränderungen können bis zu mehreren Stunden und Tagen nach einer Belastung anhalten (Thomas 2005, 88).

Die Creatinkinase ist ein Eiweißmolekül, welches in großen Mengen in Muskelzellen vorhanden ist. Intrazellulär liegt sie teilweise in freier Form, teils an entsprechende Zellstrukturen assoziiert vor (Thomas 2005, 88). Aufgrund der Beschaffenheit der Zellmembran ist ein Austritt von sehr großen Molekülen aus der Zelle i. d. R. nicht möglich. Durch muskuläre Belastung kann es zu einer Änderung der Membranpermeabilität kommen, mit nachfolgendem Ausstrom der CK nach extrazellulär. Mit einer zeitlichen Verzögerung sind Veränderungen der CK-Werte dann im Blut nachweisbar.

Dabei ist zu beachten, dass die Creatinkinase aufgrund ihres Konzentrationsgradienten von der Zelle in das Blut (500.000:1) besonders empfindlich auf Muskelaktivität reagiert (Fabian et al. 1992, 350ff / Thomas 2005, 1985ff). Insbesondere bei Ausdauerbelastungen und intensiver Muskelbeanspruchung ist dieser Gradient zu beobachten (Aigner et al. 1994, 136ff). Auf ungewohnte und exzentrische Belastungen reagiert der Körper ebenso empfindlich mit einem intravasalen Anstieg der CK - Aktivität (Urhausen et al. 2000, 229 / Thomas 2005, 90).

Abhängig von Dauer und Art der muskulären Beanspruchung sowie vom Muskelfasertyp zeigt sich ein unterschiedliches Bild der veränderten Laborwerte. Die Höhe der Serumaktivität ist außerdem abhängig von der eingesetzten Muskelmasse, dem Geschlecht und dem Alter des Individuums (Shumate, Brook, Carroll, Davis 1979, 902ff.). Fabian et al. (1992, 350ff) haben in einer Untersuchung mit Leistungssportlern zur Trainingssteuerung mittels Serumcreatinkinase festgestellt, dass die Creatinkinase bei einem Schnellig-

keits- und Krafttraining in gleicher Weise ansteigt. Thomas (Thomas 2005, 1989f) beschreibt eine Abhängigkeit der Enzymaktivität von der Intensität und Dauer einer Belastung. Des Weiteren verhält sich die Enzymaktivität bei Trainierten und Untrainierten verschieden.

Operative Eingriffe, Traumata, arterielle Embolien sowie Verbrennungen und Stromunfälle, welche die Skelettmuskulatur direkt betreffen oder sekundär mitbelasten, führen zu z. T. extremen Erhöhungen der CK - Aktivität (Thomas 2005, 89). Maximalwerte der CK - Aktivität können um das 33-fache höher sein als die Ausgangs- bzw. Kontrollwerte (Thomas 2005, 1990).)

In der vorliegenden Untersuchung von *orthopädisch - traumatologischen Patienten* während der *Rehabilitation* wird das Hauptaugenmerk auf das Verhalten der Creatinkinase bei kurzzeitigen Kraft-Belastungen mit verschiedenen Trainingsgeschwindigkeiten an der Desmotronic Beinpresse gelegt.

2.8 Komponenten der Leistungsstruktur – Krafttraining in der Rehabilitation orthopädisch - traumatologischer Patienten

Das Zustandekommen spezifischer Leistungen ist an bestimmte Voraussetzungen (Leistungsbedingungen) gebunden. Zu unterscheiden sind personale und apersonale Bedingungen, die u.a. die Güte einer Bewegungshandlung beeinflussen. In der Literatur sind Modelle zur Darstellung der Voraussetzung sportlicher (Höchst-) Leistungen zu finden (Hohmann, Lames, Letzelter 2002, 43ff / Weineck 2000, 17). Nach dem Modell der „verallgemeinerten Struktur sportlicher Leistungen“ von Gundlach (Hottenrott, Neumann 2010, 99) ist die Struktur der Leistungsfähigkeit gekennzeichnet durch eine Wechselbeziehung mannigfaltiger Leistungsvoraussetzungen sowie leistungsbestimmender Fähigkeiten der Persönlichkeit. Er unterscheidet dabei die Ebenen der Bewegungs- und Handlungsregulation, sowie die Energiebereitstellung und Körpermechanik, die in Bezug zu Leistungsvoraussetzungen, zum Leistungsvollzug und zur Vollzugsebene gesetzt werden. Einfluss haben zudem äußere Gegebenheiten

(Umweltfaktoren), welche beispielsweise dargestellt werden durch die Sportstätten.

Sportliche Höchstleistungen werden im Rahmen einer *Rehabilitationsmaßnahme orthopädisch - traumatologischer Patienten* nicht abgefordert; die individuelle körperliche Beanspruchung einer Rehabilitationsmaßnahme kann aber durchaus in den Grenzbereich führen. Die allgemeinen Voraussetzungen zur Leistungserbringung haben auch hier ihre Gültigkeit; die speziellen, individuellen Gegebenheiten der Patienten sind jedoch besonders zu berücksichtigen, da sie leistungsbegrenzend auf eine geforderte Bewegungsaufgabe wirken können.

Die Bewegungsregulation der *orthopädisch - traumatologischen Patienten* ist aufgrund der besonderen Ausgangsbedingungen zu Beginn der Rehabilitationsmaßnahme beeinträchtigt (u.a. eine veränderte neuromuskuläre Ansteuerung). Dieses beeinflusst in besonderem Maße den Bewegungsfluss; in der eigenen Untersuchung betrifft es die Bewegungsausführungen zur Testung der isometrischen und dynamischen Maximalkraft.

Die Energiebereitstellung als leistungsbestimmender Faktor der konditionellen Fähigkeiten ist eine weitere Ebene des Modells nach Gundlach. Grundsätzlich nehmen alle Faktoren, die an der Substratbereitstellung und an der speziellen muskulären Leistungserbringung beteiligt sind, Einfluss auf die Energiebereitstellung. Insbesondere sind dies:

- Qualität und Quantität der eingesetzten Muskelmasse ("Einsatz" und "Ablösung motorischer Einheiten (Henneman und Mendell 1981))
- Qualität der eingesetzten Muskelfasern (Muskelfasertypen)
- Qualität und Quantität der Muskelenzymmuster und Muskelenzymaktivitäten
- Qualität und Quantität der Substratspeicher und deren anteilige Mobilisierung

Alle genannten Faktoren haben bei *orthopädisch - traumatologischen Patienten* in der Rehabilitation durch die Verletzung / Schädigung und Folgemaßnahmen Veränderungen erfahren gegenüber den "gesunden" Vorbedingungen.

Bei dem in der vorliegenden Studie untersuchten Bewegungsablauf erfolgt die Energiebereitstellung zu Beginn der Belastung vorwiegend anaerob - alaktazid, zeitlich folgend zunehmend auch anaerob - laktazid sowie aerob. In Abhängigkeit vom Trainingsgerät und der -intensität während einer Trainingseinheit verändert sich die Art der Energiebereitstellung der genannten Energiebereitstellungswege quantitativ und führt zu vorzeitigen Ermüdungserscheinungen. Dieser Aspekt ist besonders in der Patientengruppe zu beachten, da die Veränderungen der Energiebereitstellung aufgrund vorausgegangener längerer Inaktivität ggfs. auch einer operativen Intervention zeitlich früher erfolgen können im Vergleich zur Sportstudentengruppe. Der Gesamttrainingsplan muss dieses berücksichtigen, ebenso wie die Ergebnisse einsetzender adaptiver Regulationsmechanismen.

3. Grundidee und Hypothesen

Der therapeutische Einsatz der *Desmotronic* ist derzeit noch nicht weit verbreitet. Die Studienlage zum Thema *Desmodromisches Training* und zum *Einsatz der Desmotronic* außerhalb des Leistungs- und Hochleistungssport ist bisher wenig umfangreich.

Fragen, wie z.B. „Ist der Einsatz eines geschwindigkeitsorientierten Trainings mit Patienten jeder Altersgruppe durchführbar?“ und „Treten aufgrund der schnelleren Bewegungsgeschwindigkeit vermehrt Beschwerden auf?“ sind noch nicht ausreichend beantwortet worden.

Anhand der aufgestellten Hypothesen und des Studiendesigns wird die Einsatzmöglichkeit der *Desmotronic* in der Rehabilitation nach Knieverletzungen geprüft.

Hypothesen:

1. Die Belastung des Herz-Kreislauf-Systems, dargestellt über die Herzfrequenz, ist während des desmodromischen Trainings höher als an der V2 Beinpresse.
2. Die Steigerung der isometrischen Maximalkraft ist durch ein am Muskelaufbau orientiertes Training an der V2 Beinpresse größer.
3. Probanden der *Desmotronic* erreichen höhere Werte bei der Messung der dynamischen Maximalkraft.
4. Der Anstieg der Serumcreatinkinase ist geschwindigkeitsabhängig.
5. Die an der *Desmotronic* gemessene mechanische Leistung und die über die Atemgasanalyse ermittelte metabolische Leistung der Probanden sowie der Wirkungsgrad verhalten sich divergent zueinander.
6. Der Einsatz der Atemgasanalyse bei kurzen, intensiven Belastungen ist nur eingeschränkt möglich.

7. Reevaluation:

Unabhängig vom Trainingsgerät verringern sich bei allen Probanden die Werte der isometrischen Maximalkraft und der Umfang des Ober- und Unterschenkels nach zwei Jahren.

4. Untersuchungsmethodik

Die Untersuchungen der eigenen experimentellen Studie wurden im ambulanten Rehabilitationszentrum Rainer Junge in Göttingen durchgeführt. Die Blutentnahmen erfolgten ebenfalls über klinisches Personal der ambulanten Rehabilitationseinrichtung. Die Vorbereitung der Proben zur Bestimmung der Creatinkinase übernahm die MTA aus dem Bereich der Sportmedizin der Universitätsmedizin Göttingen, die Analyse erfolgte im Labor Wagner und Stibbe in Göttingen.

4.1 Personenstichprobe

An der vorliegenden Studie nahmen 67 Probanden, 32 männliche und 35 weibliche im Alter von 20 bis 67 Jahren teil. Das Durchschnittsalter der Versuchspersonen betrug zum Untersuchungsbeginn 29,6 Jahre.

Eine erste Einteilung erfolgt über die Zuordnung zur Sportstudenten- oder Patientengruppe.

Probanden der Sportstudentengruppe setzten sich aus Studenten und einer Mitarbeiterin des Göttinger Institutes für Sportwissenschaften sowie Mitarbeitern des Göttinger Rehabilitationszentrums Rainer Junge zusammen²⁴. Charakteristisch für alle Probanden dieser Gruppe war, dass sie zum Zeitpunkt der Untersuchung noch sportpraktische Kurse im Rahmen des Studiums absolvierten bzw. sich mindestens zweimal wöchentlich im Rahmen einer sportlichen Belastung betätigten.

Für Probanden der Patientengruppe galt als Voraussetzung eine ärztlich diagnostizierte Verletzung im Bereich des Kniegelenks, die im Vorfeld der Studie operativ oder konservativ behandelt wurde.

Zu Beginn der Studie waren keinerlei Beschwerden zugelassen, um die steigenden Anforderungen des muskulären Trainings beschwerdefrei erfüllen zu

²⁴ Im Folgenden werden die Probanden des Rehabilitationszentrums sowie die Mitarbeiterin des Institutes für Sportwissenschaften den Sportstudenten zugeordnet.

können: Physisches und psychisches Wohlbefinden war eine gemeinsame Grundvoraussetzung für alle teilnehmenden Probanden.

Auf dieser Grundlage ergab sich folgende Stichprobe:

- **31 Sportstudenten (19 weiblich, 12 männlich)**
 - > ohne Verletzungen im Bereich der unteren Extremität
- **26 Patienten (12 weiblich, 14 männlich)**
 - > konservativ oder operativ versorgte Verletzung im Bereich des Kniegelenks
- **10 Probanden in der Kontrollgruppe (4 weiblich, 6 männlich)**
 - > nahmen nicht am Krafttraining teil

Die Studienteilnehmer der Sportstudenten- und Patientengruppe sind nach den Grundsätzen der Randomisierung den Krafttrainingsgeräten *Desmotronic Beinpresse* und *V2 Beinpresse* der Firma Schnell zugeordnet worden. Daraus resultieren nach abschließender Zuordnung zu den Trainingsgeräten vier Gruppen, die 20 Trainingseinheiten an einem der beschriebenen Trainingsgeräte durchführten. Sowohl Sportstudenten als auch Patienten trainierten an beiden Trainingsgeräten.

Zusätzlich zu den insgesamt 67 bis zum Ende der Studie trainierenden Probanden haben während des gesamten Studienzeitraumes 13 Probanden die Studie aus verschiedenen persönlichen Gründen vor Erreichen der 20. Trainingseinheit beendet.

4.1.1 Gruppe 1: Sportstudenten V2 Beinpresse

Diese Probandengruppe (V2_SpoStu) setzt sich aus 15 Sportstudenten, 11 weibliche und vier männliche, mit einem Durchschnittsalter von 26,5 Jahren zusammen.

4.1.2 Gruppe 2: Sportstudenten Desmotronic Beinpresse

Das Durchschnittsalter der 16 Desmotronic - Sportstudentenprobanden (Desmo_SpoStu), acht weibliche und acht männliche, beträgt 27,9 Jahre.

Voraussetzung zur Studienteilnahme für die Probandengruppen 1 und 2 war, dass zu Beginn der Untersuchung und während des gesamten Trainingszeitraumes keine zusätzlichen Verletzungen im Bereich des Kniegelenks auftreten durften. Ein schmerzfreies Training der Beinmuskulatur sowie die Durchführung der Messungen mussten möglich sein.

4.1.3 Gruppe 3: Patienten V2 Beinpresse

Das Probandenkollektiv dieser Gruppe (V2_Pat) setzt sich aus sieben weiblichen und sechs männlichen Patienten zusammen, deren Durchschnittsalter bei 30,8 Jahren liegt.

4.1.4 Gruppe 4: Patienten Desmotronic Beinpresse

In der vierten Probandengruppe (Desmo_Pat) wurden fünf weibliche und acht männliche Patienten zusammengefasst. Das Durchschnittsalter dieser Versuchspersonen beträgt 34,7 Jahre.

4.1.5 Gruppe 5: Kontrollgruppe Sportstudenten

4.1.6 Gruppe 6: Kontrollgruppe Patienten

Die Gruppen fünf und sechs stellen die Kontrollgruppen dar. Sie setzen sich aus jeweils fünf Patienten und fünf Sportstudenten zusammen.

Das Probandenkollektiv dieser Gruppen trainiert nicht, führt aber die gleichen Untersuchungen wie die Probanden der Gruppen eins bis vier durch.

4.2 Messmethodik

Die nachfolgend beschriebenen Untersuchungen sind bei allen Probanden vor Beginn und nach Beendigung der Trainingseinheiten zeitnah durchgeführt worden. Ausnahmen stellen die Atemgasanalyse, die Aufzeichnung des EMG und die Bestimmung der CK - Werte dar. Die Atemgasanalyse wurde exemplarisch mit fünf Probanden und die Aufzeichnung des EMG mit drei Probanden durchgeführt. Die Analyse der CK - Werte erfolgte bei zehn Probanden des Gesamtkollektivs.

Zwei Jahre nach Beendigung des Trainings ist bei 36 Probanden erneut ein Teil der Untersuchungen durchgeführt worden: Die isometrische Maximalkraft, die Beinumfangmessungen sowie die bioelektrische Impedanzanalyse. Des Weiteren ist wiederum ein Fragebogen eingesetzt worden (vgl. 4.2.8).

4.2.1 Sichtbefund

Es werden die äußeren Strukturen der Kniegelenke und der umgebenen Gelenke in Augenschein genommen.

Ist eine Schwellung oder eine andere nicht physiologische Veränderung im Bereich der Kniegelenke sichtbar, so wird der Proband von der Studienteilnahme ausgeschlossen.

4.2.2 Beinumfangsmessung

Die Beinumfangsmessung erfolgt bei jedem Studienteilnehmer an Ober- und Unterschenkel mit einem Maßband der Firma *medi*. Ausgehend vom medialen Kniegelenksspalt als Bezugspunkt und bei entspannter Beinmuskulatur, wird eine Umfangmessung an zwei Stellen am Oberschenkel, bei 10cm und 20cm oberhalb des Kniegelenksspalts durchgeführt. Unterhalb des Kniegelenksspalts erfolgt diese Messung ebenso. Der Abstand zum lateralen Kniegelenksspalt bleibt identisch.

4.2.3 Bioelektrische Impedanzanalyse

Zur Ermittlung der Körperzusammensetzung ist das Bioelektrische - Impedanz - Analyse - Gerät der Firma *EU-Sana®* GmbH eingesetzt worden. Dabei werden hautfreundliche Einweg-Hautelektroden der Fa. Skintact® (*EASITABS RT 34*) genutzt.

Die Messungen wurden stets zwei Stunden nach der letzten „sportlichen“ Aktivität und Nahrungs- und Flüssigkeitsaufnahme sowie mit entleerter Blase durchgeführt (Pirlich et al. 1999, 82ff).

Bei den Messungen vor (prae-) und nach (post) dem Training wurde eine genaue Platzierung der Elektroden eingehalten. In der vorliegenden Studie wurden alle bioelektrischen Impedanzanalysen über die linke Seite vollzogen. Die Probanden befinden sich in Rückenlage flach auf einer Untersuchungsfläche, die Beine haben bei einem Winkel von ungefähr 45° Abduktion im Hüftgelenk (Abstand zwischen den Füßen ca. 30cm). Der Winkel der Arme im Vergleich zum Oberkörper beträgt ca. 30° Abduktion im Schultergelenk (Kushner et al. 1996, 423ff). Die Probanden bleiben in dieser Position zunächst fünf Minuten liegen, um eine gleichmäßige Verteilung der Körperflüssigkeiten zu gewährleisten.

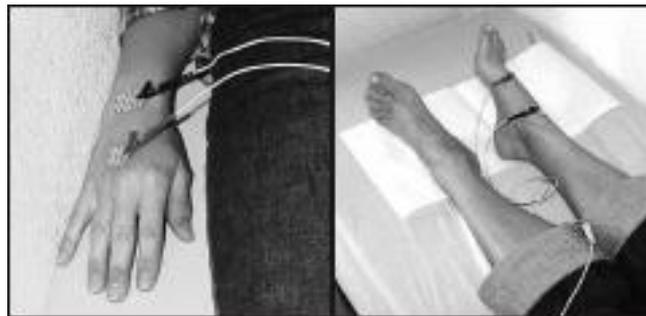


Abbildung 5: Elektrodenplatzierung

Die distale Elektrode der unteren Extremität wird mit Bereich der Os metatarsale auf der Dorsalseite des Fußes, zwischen Digitus III und IV, angebracht. Die distale Elektrode der oberen Extremität wird ebenso auf der Dorsalseite der Hand, im Bereich der Ossa metacarpalia zwischen Digitus III und IV

angebracht. Die proximalen Elektroden der unteren und oberen Extremität werden unterhalb des Fuß- bzw. Handgelenkspalts platziert (s. Abbildung 5). Mittels Reaktanz und Resistanz und einer Analysesoftware werden die Werte für Körperwasser, Körperfett und Körperzellmasse ermittelt.

4.2.4 Isometrische und dynamische Maximalkraft der unteren Extremität

Unabhängig vom Trainingsgerät der Probanden werden die isometrischen und dynamischen Maximalkraftmessungen an der Desmotronic durchgeführt.

Die Maximalkraftmessungen, die mit 36 Probanden zwei Jahre nach Beendigung des Trainings durchgeführt wurden, konnten nicht an der Desmotronic umgesetzt werden. Das Gerät stand zu diesem Zeitpunkt für die Studie nicht mehr zur Verfügung, so dass in der Nachuntersuchung ausschließlich die isometrische Maximalkraft bestimmt wurde.

Messvorbereitung:

Vor der ersten Messung der Maximalkraft werden die Probandendaten in das Programmsystem der Desmotronic eingegeben. Danach erfolgt die Eingabe der Messparameter.

Des Weiteren ist eine *obere* und *untere Kraftgrenze* als Sicherheitsmaßnahme einzustellen. Die eingetragenen Daten werden gespeichert und sind so für jede Messung erneut zugänglich.

Die isometrische Maximalkraftmessung wird bei einem Knieflexionswinkel von 70° bestimmt. Zur Einstellung dieses individuellen Kniewinkels sitzt der Proband auf dem Testgerät. Die Rückenlehne der Desmotronic wird individuell vor der ersten Messung eingestellt. Aufgrund der stufenlosen Einstellungsmöglichkeiten der Desmotronic kann dieser Winkel exakt auf 75° eingestellt werden und wird während der Kraftmessungen und Trainingseinheiten für alle Probanden beibehalten (s. Abbildung 6).



Abbildung 6: Winkeleinstellung Rückenlehne

Bei Ausübung des maximalen Drucks auf die Messplatte besteht für die Testpersonen die Möglichkeit, sich aus dem Sitz nach oben zu drücken. Eine Veränderung (Vergrößerung) des zuvor eingestellten Kniewinkels wäre die Folge. Um dieses zu vermeiden, wird das in Abbildung 7 dargestellte Schulterpolster zur Fixierung der Probanden von oben genutzt. Zusätzlich erhält die zu testende Person das Kommando, sich über die Hände in Richtung Sitzfläche zu ziehen.



Abbildung 7: Schulterfixationspolster

Zur Bestimmung der Kraftwerte wird zunächst über das Menü die Messart ausgewählt. Für die isometrische Kraftmessung ist die Messart *Kraft / Zeitverlauf* auszuwählen. Die Aufnahmezeit beträgt in dieser Studie fünf Sekunden.

Darauf folgt die Einstellung der Schlittenposition. Der Kniewinkel zur Kraftmessung wird über ein Goniometer bestimmt. Ausgehend vom lateralen Kniegelenksspalt wird der proximale Schenkel des Winkelmessers über eine gedachte Linie Richtung Trochanter major ausgerichtet. Der distale Schenkel zeigt zum Malleolus lateralis. Ist der Knieflexionswinkel von 70° eingestellt, muss die Fußplatte der Desmotronic in dieselbe Position gefahren werden, um diese Position für die Messung zu fixieren. Diese Einstellung wird im Messprogramm eingetragene und kann für jede weitere Messung erneut aufgerufen werden.

Die isometrischen Messungen werden bei Prae- und Postmessungen jeweils dreimal durchgeführt. Ebenso wie die Anzahl sind auch die Dauer und das Kommando jedes einzelnen Versuchs standardisiert.

Messvorgang isometrische Maximalkraft:

Über den gesamten Messzeitraum drückt der Proband mit beiden Füßen so kraftvoll wie möglich gegen die fixierte Fußplatte, in die die Kraftaufnehmer eingebaut sind. Der Druck soll bei der isometrischen Maximalkraftmessung nicht plötzlich sondern langsam aufgebaut werden. Das Kommando lautet: „*Eins, zwei, drei, Druck, Druck, Druck!*“

Die Aufgabe bei der Messung der dynamischen Maximalkraft besteht darin, plötzlich und nicht langsam aufbauend, maximal schnell, eine Kraft in Richtung Knieextension und folgend Knieflexion aufzubauen. Der Ablauf der dynamischen Maximalkraftmessung gleicht dem der isometrischen Messungen. Aufgrund der dynamischen Bewegung muss in diesem Fall das Bewegungsausmaß festgelegt werden.

Messvorbereitung dynamische Maximalkraft:

Eine endgradige Streckung sollte bei den dynamischen Maximalkraftmessungen nicht erfolgen. Je nach muskulärer Situation besteht die Gefahr, dass es in der Extensionsbewegung zu einer Hyperextension im Kniegelenk kommt. Aus

diesem Grund wird eine maximale Extension von ungefähr 10° angestrebt. Der Bewegungsweg in der Knieflexion wird auf ein Bewegungsausmaß von 90° begrenzt.

Messvorgang dynamische Maximalkraft:

Zur Gewöhnung an die Geschwindigkeit und die Fußplattenbewegung, lassen die Probanden vor dem eigentlichen, maximalen Druck gegen die Fußplatte im Rahmen der Messung, die Füße auf der Platte ausschließlich mitlaufen. In dieser Phase der Testung wird nur ein minimaler Druck gegen die Fußplatte aufgebracht. Nach der fünften oder sechsten Knieextension- bzw. Knieflexionsbewegung erfolgt der maximale Druck mit beiden Füßen gegen die Platte.

Abbildung 8 zeigt eine graphische Darstellung der Kräfte während des „Mitlaufenlassens“ der Beine und der maximalen Druckphasen (s. Pfeil). Diese Messung wird, wie in Abbildung 8 dargestellt, dreimal mit jedem Probanden vor Beginn der ersten Trainingseinheit und nach Beendigung der zwanzig Trainingseinheiten durchgeführt.

Die Messung der dynamischen Maximalkraft wird bei drei Bewegungsgeschwindigkeiten (v_3 , v_4 und v_5) absolviert.

Zur Gewöhnung an die Bewegungsgeschwindigkeit wird bei Kraftmessung mit der niedrigsten Geschwindigkeit begonnen. Die Testgeschwindigkeiten entsprechen bei den Probanden, die an der Desmotronic trainiert haben, den Trainingsgeschwindigkeiten.

Die Kraftwerte werden sowohl in der konzentrischen als auch in der exzentrischen Bewegungsphase gemessen. Für unsere Studie werden die Maximalkraft der konzentrischen Bewegungsphase genutzt.

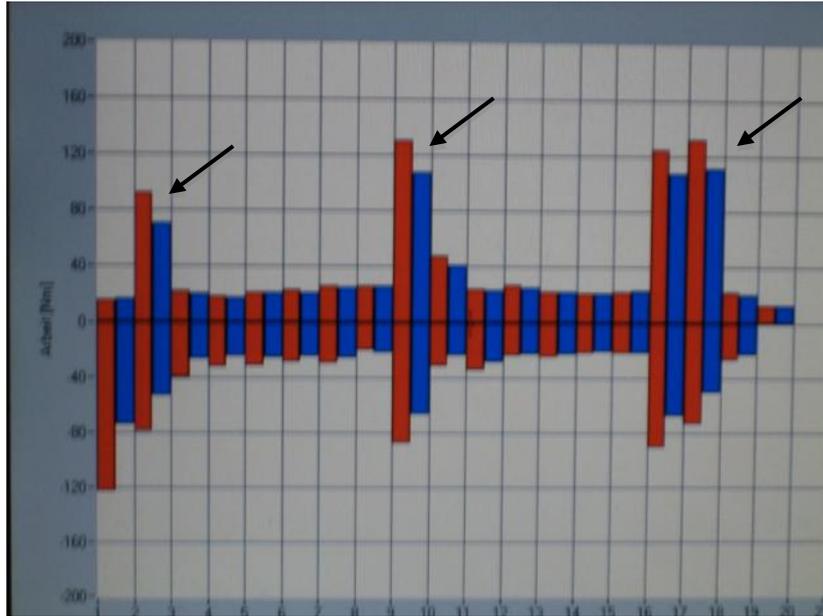


Abbildung 8: Konzentrische und exzentrische Kraftveränderungen während des dynamischen Maximalkrafttests

4.2.5 Atemgasanalyse

Die Atemgasanalyse wird exemplarisch mit fünf Probanden (2 weibliche und 3 männliche Probanden) des Kollektivs durchgeführt. Zwei Probanden sind Teilnehmer der Sportstudenten - Gruppe und zwei der Patienten - Gruppe. Das Trainingsgerät dieser vier Probanden ist die Desmotronic. Ein weiterer Proband ist Teilnehmer der Patienten - V2 Trainingsgruppe.

Die Atemgasanalyse wird während der 15. und 20. Trainingseinheit in Verbindung mit der EMG - Messung durchgeführt.

Die Atemgasparameter werden mit dem Messgerät *Metamax 3B „Breath by Breath“ Triple V* der Firma Cortex, Biophysik Leipzig, erhoben.

Die Atemmaske wird mit einem Haarnetz am Kopf des Probanden befestigt und der Flow Messkopf Triple V Volumensensor zur Bestimmung der Gas - Strömung in die Atemmaske eingesteckt. Im Programm Metasoft werden die Messwerte und weiteren ermittelten Parameter für jeden einzelnen Atemzug in einer separaten Tabellenzeile abgebildet.

Das Programm ermöglicht es, neben den „echten“ Messwerten, weitere Parameter wie zum Beispiel die O₂-Aufnahme, die CO₂-Abgabe, den „ventilatorischen“ respiratorischen Quotienten *RQ* und den Energieumsatz zu berechnen.

Angaben zu den „Messfehlern“ der O₂-Aufnahme, CO₂-Abgabe und zum Energieumsatz finden sich bei Wüpper (2002).

Während der Messung können in dem Programm kommentierte und unkommentierte Marker gesetzt werden. In der vorliegenden Untersuchung sind Marker zur Verdeutlichung des Beginns und des Endes der einzelnen Trainingsserien gesetzt. Die ermittelten Daten der O₂-Aufnahme und des Energieumsatzes der Untersuchung werden zur Weiterverarbeitung in Excel[®] übertragen.

Über eine festgelegte Zeiteinteilung erfolgte die Berechnung des Energieumsatzes und des Wirkungsgrades.

Die Messung wird bereits vor Beginn der ersten Trainingsserie gestartet. Diese Zeitspanne (2min) wird als Vorstart bezeichnet und geht in die Energieumsatzberechnungen als Ruheumsatz ein.

Der zeitliche Ablauf der Messung gliedert sich folgendermaßen:

Vorstart:	2 min
1. Serie:	45 sec
Pause:	3 min
2. Serie:	45 sec
Pause:	3 min
3. Serie:	45 sec
Nachbelastung:	6 min

Zur Bestimmung des Energieumsatzes werden ausschließlich die Daten der dritten Serie betrachtet.

Die Belastungsintensität der eigenen Untersuchung ist im Vergleich zu anderen in der Literatur beschriebenen Bestimmungen des Energieumsatzes mit Hilfe der Atemgasanalyse sehr hoch und die Belastungszeit sehr kurz (Mellwig et al. 2009, 5). Das Sauerstoffdefizit wird durch die Sauerstoffschuld nach Beendigung der Belastung ausgeglichen. Zur Bestimmung der O₂-Aufnahme, die in der Ergostase zu erwarten wäre, muss die Integralmethode (integrative Methode) angewendet werden (Lehmann 1961, 66ff). Dabei kommen drei Bestimmungsvarianten zum Einsatz:

1. Die „Vorstartwerte“ der ersten Trainingsserie werden als Ruhewerte eingesetzt.
2. Grundumsatzwerte werden als Ruhewerte eingesetzt.

Der Grundumsatz wurde anhand der Harris - Benedict - Standard Formel zur Bestimmung der Normal - Kalorien pro Stunde bestimmt (Geigy 1962, 592):

$$\text{Männer: } W = 66,473 + 13,7516 G + 5,0033 H - 6,7550 A$$

$$\text{Frauen: } W = 655,0955 + 9,5634 G + 1,8496 H - 4,6756 A$$

W = Totalkalorien in 24 Stunden

G = Gewicht in Kilogramm

H = Größe in Zentimeter

A = Alter in Jahren

3. Grundumsatzwerte werden als Ruhewerte eingesetzt; zusätzlich wird unter Berücksichtigung des Ausschwingverhaltens (Zwiener 1977 / Zwiener, Tiedt, 1978) die O₂-Schuld bis eine Stunde nach Belastungsende berücksichtigt.

4.2.6 Elektromyographie

Bei drei Probanden wird exemplarisch während der Atemgasanalyse zusätzlich eine EMG - Messung (EMG Gerät der Firma *Noraxon, USA*) durchgeführt.

Für den in der eigenen Untersuchung gewählten Bewegungsablauf an der V2 Beinpresse und Desmotronic Beinpresse werden die im Folgenden genannten Muskeln (s. Abbildung 9 und 10) der unteren Extremität untersucht:

1. *Musculus vastus lateralis*
2. *Musculus vastus medialis*
3. *Musculus biceps femoris*
4. *Musculus semitendinosus*
5. *Musculus gastrocnemius medialis*
6. *Musculus gastrocnemius lateralis*

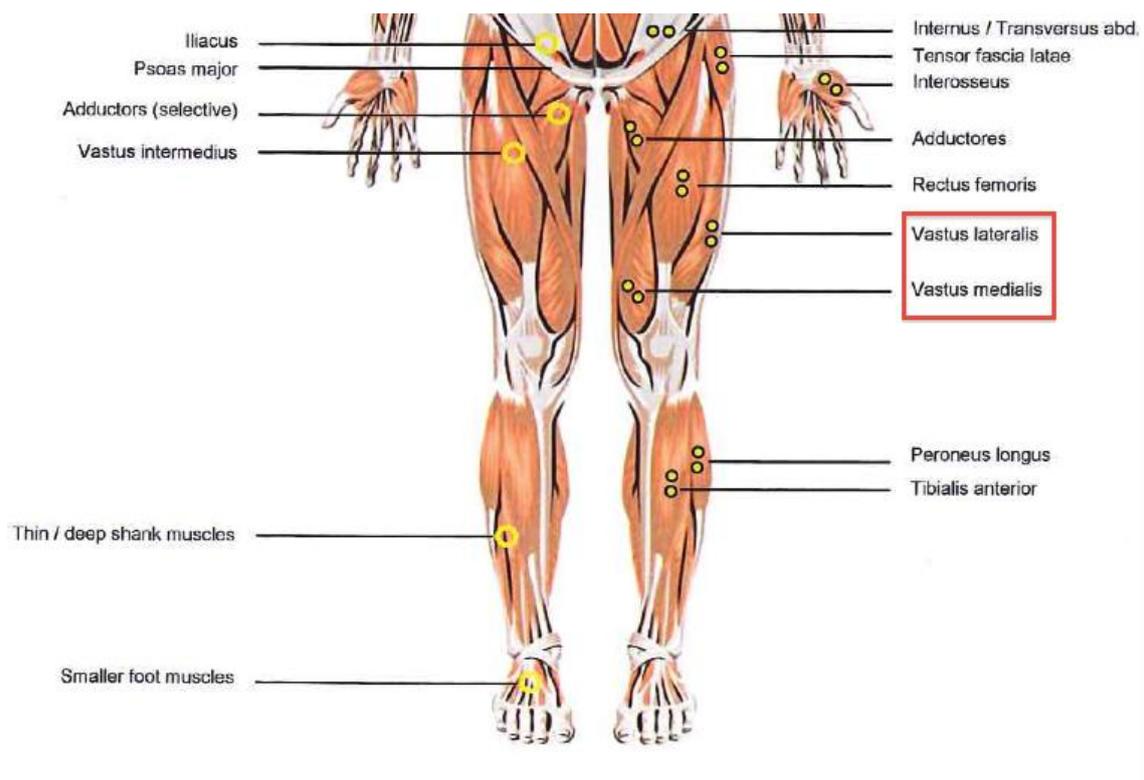


Abbildung 9: Verlauf der abgeleiteten Muskulatur der Oberschenkelvorderseite (Konrad 2005, 19)

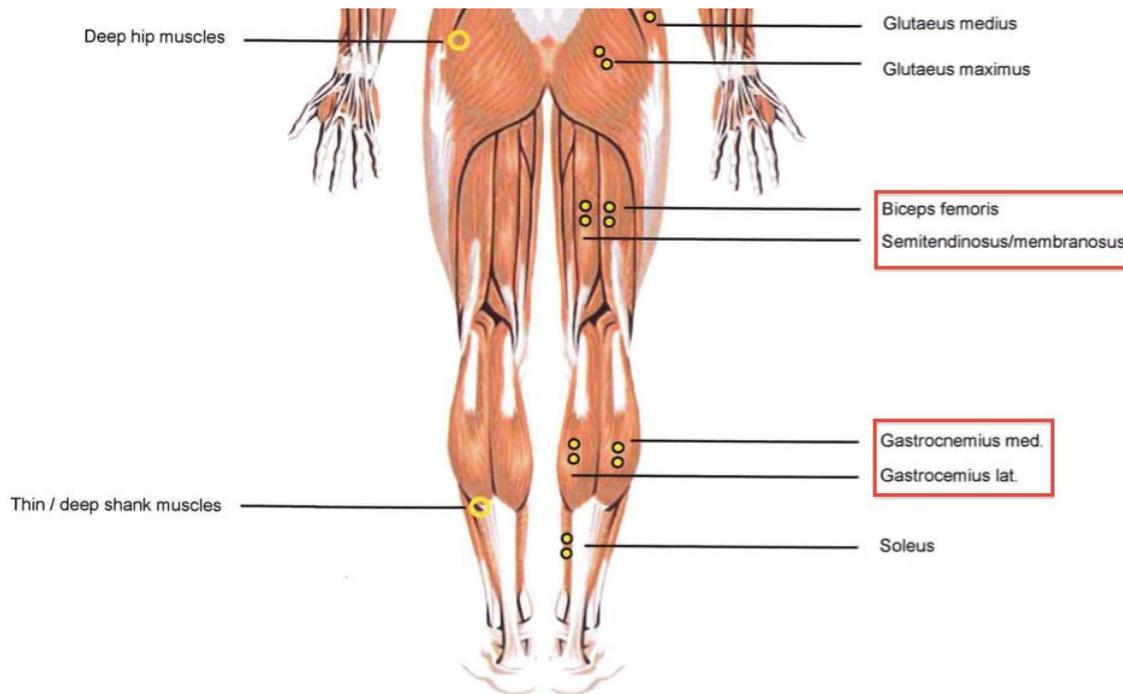


Abbildung 10: Verlauf der abgeleiteten Muskulatur der Oberschenkelrückseite
(Konrad 2005, 20)

Vor Beginn der Messung wird die Haut der Probanden über den abzuleitenden Muskeln mit einem Hautdesinfektionsmittel sorgfältig gesäubert. Anschließend werden zwei Klebeelektroden auf dem jeweiligen Muskelbauch in Längsrichtung (Faserverlauf) angelegt und über ein Kabel mit der Messstation des EMG verbunden. Der Abstand der ableitenden Elektroden muss so gering wie möglich sein, ohne dass diese sich berühren. Eine weitere wird als indifferente bzw. Referenzelektrode an einem elektrisch neutralen Punkt des Körpers fixiert. Bei der eigenen Untersuchung ist die Referenzelektrode auf der Tuberositas tibiae platziert worden.

Die Bearbeitung der Daten erfolgt über eine Software der Firma *Noraxon*. Danach folgt die Übertragung der Rohdaten in Excel[®] zur Weiterverarbeitung.

Die Daten für die abzuleitenden Muskeln werden im Prae- / Postvergleich betrachtet und im Ergebnisteil dargestellt.

4.2.7 Biochemische Funktionsdiagnostik

Die Bestimmung der Creatinkinase ist exemplarisch bei zehn Probanden der „Desmotronic - Gruppe“ durchgeführt worden, sechs Probanden aus der Patienten- und vier aus der Sportstudentengruppe.

Bei den Probanden aus der Patienten-Gruppe werden insgesamt neun Messungen, bei den Probanden der Sportstudentengruppe drei Messungen vorgenommen.

Innerhalb der zwanzig Trainingseinheiten verteilen sich die Messzeitpunkte für die Patientengruppe wie folgt:

- 10. Trainingseinheit:** vor Trainingsbeginn
1 Stunde nach Beendigung der TE
24 Stunden nach Beendigung der TE
- 15. Trainingseinheit:** vor Trainingsbeginn
1 Stunde nach Beendigung der TE
24 Stunden nach Beendigung der TE
- 20. Trainingseinheit:** vor Trainingsbeginn
1 Stunde nach Beendigung der TE
24 Stunden nach Beendigung der TE

Die Messzeitpunkte der Sportstudentengruppe ergeben sich folgendermaßen:

- 20. Trainingseinheit:** vor Trainingsbeginn
1 Stunde nach Beendigung der TE
24 Stunden nach Beendigung der TE

Direkt nach Beendigung der Trainingseinheit bis zur nächsten Probenentnahme ruhten die Patienten.

Die Probenentnahme führte eine Krankenschwester des ambulanten Rehabilitationszentrums Rainer Junge durch.

Um Veränderungen durch mechanische Muskelzellschädigungen zu vermeiden, wird die Stauung vor der Entnahme rechtzeitig gelöst. Anschließend wurden die Proben zentrifugiert und danach in Eppendorfcups eingefroren. Die weitere Verarbeitung der Proben erfolgte in Labor Wagner und Stibbe in Göttingen.

4.2.8 Schriftliche Befragung anhand eines Fragebogens

In der vorliegenden Arbeit wird unter anderem der Frage nachgegangen, ob ein Zusammenhang zwischen der physischen und psychischen Leistungsverbesserung besteht. Hierzu ist eine schriftliche Erhebung anhand eines Fragebogens durchgeführt worden. Ziel dieser Analyse war es außerdem, die Ergebnisse der einzelnen Messreihen zu unterstützen oder aber auch einzuschränken.

Anhand der Fragebögen (vgl. Anhang 1.1) ist ein weites Spektrum unterschiedlicher psychischer und physischer Merkmale erfasst worden. Unter anderem ist mittels Fragebogen erfragt worden, ob sich bei den Studienteilnehmern eine Verbesserung der physischen Gesundheit bei gleichzeitiger Verbesserung der psychischen Gesundheit eingestellt hat.

Weitere Fragen befassen sich mit der Selbsteinschätzung zur Physis (z.B. Verbesserung der Belastungsfähigkeit in unterschiedlichen Bereichen) aber auch mit Fragen aus dem psychologischen Bereich (z.B. Motivation bei Durchführung der Trainingseinheiten).

Um den Zeitaufwand für die Studienteilnehmer so gering wie möglich zu gestalten, ist nur eine geringe Anzahl an Fragen ausgewählt worden.

Im Rahmen der Nachuntersuchung ist erneut ein Fragebogen (vgl. Anhang 1.2) eingesetzt worden. Das Hauptaugenmerk richtet sich dabei auf die physische Gesundheit der Probanden. Auch dieser wurde von den Studienteilnehmern vollständig ausgefüllt. Erfragt werden unter anderem: aktuelle Beschwerden, Anzahl der körperlichen oder sportlichen Betätigungen pro Woche, der momen-

tane Trainingszustand und die Veränderung der Leistungsfähigkeit seit Beendigung der Studie.

Auch hier ist wieder von besonderem Interesse, in welchen Bereichen eine Veränderung der Leistungsfähigkeit (Alltag, Freizeit, Beruf) deutlich wird.

4.3 Das Krafttraining

Nach Durchführung der Eingangsuntersuchung beginnt für alle Studienteilnehmer der Trainingszeitraum. Es werden zwanzig Trainingseinheiten, abhängig von der Studiengruppe, an der *Desmotronic* oder der *V2* absolviert.

Die Trainingshäufigkeit sollte dreimal pro Woche nicht übersteigen. Vorgabe für die Studienteilnehmer ist, mindestens einen Tag Pause nach jeder Trainingseinheit einzuhalten.

Der Trainingswiderstand der ersten Trainingseinheit ist individuell abhängig vom Wert des isometrischen Maximalkrafttests der Eingangsuntersuchung.

Aufgrund der verschiedenen Trainingsgeschwindigkeiten wird bei der Bestimmung des Anfangswiderstandes zwischen Trainierenden der *Desmotronic* und *V2* unterschieden:

An der *V2* beträgt der Widerstand in der ersten Trainingseinheit 75% der isometrischen Maximalkraft, an der *Desmotronic* 50% der isometrischen Maximalkraft. Die Trainingsgruppen der *V2* haben keine durch das Gerät vorgegebene Trainingsgeschwindigkeit. Die Geschwindigkeitsvorgabe „zügig“ wird durch mehrmaliges Üben vor Beginn der ersten Trainingseinheit erarbeitet.

Die Studienteilnehmer der *Desmotronic* beginnen mit der durch den Hersteller definierten, langsamen „Bewegungsgeschwindigkeit 2“. Bis zur 20. Trainingseinheit wird die Bewegungsgeschwindigkeit entsprechend des Studiendesigns bis zur „schnellen Bewegungsgeschwindigkeit“ der Stufe fünf gesteigert.

Der Ablauf der Trainingseinheiten unterscheidet bei sich bei den Trainingsgruppen nicht. Vor Trainingsbeginn legen die Studienteilnehmer Sporttester der Firma Polar® zur Bestimmung der Herzfrequenz an.

Eine Trainingseinheit beginnt mit dem Aufwärmen auf einem Fahrradergometer. Bei einer Umdrehungszahl von 70-80/min fahren die Studienteilnehmer 10 Minuten mit einem selbst gewählten Widerstand.

Nach individueller Einstellung des Trainingsgerätes (Desmotronic / V2) wird die Herzfrequenz, als physiologischer Beanspruchungsparameter des Herz - Kreislauf - Systems, auf dem Trainingsplan protokolliert (vgl. Anhang 3.1 und 3.2). Die Herzfrequenz ist außerdem nach jeder Trainingsserie, vor Beginn der folgenden Serie und zwei Minuten nach dem letzten Trainingssatz erneut zu protokollieren.

Die Intensitätsgestaltung des Trainings erfolgt über das subjektive Belastungsempfinden. Anhand der subjektiven Selbsteinschätzung der Probanden wird der Widerstand der nächsten Trainingseinheit festgelegt. Angestrebt wird ein Belastungsempfinden, das nach Absolvieren einer Trainingseinheit im Bereich 5-7 der SSE - Skala bzw. 13-15 der BORG - Skala eingeordnet werden kann.

Mit Beendigung einer Trainingseinheit ist von jedem Probanden die muskuläre Anstrengung der letzten fünf Wiederholungen auf zwei unterschiedlichen Skalen einzuordnen:

Zum einen auf der BORG - Skala (s. Abbildung 68) und zum anderen auf einer vereinfachten subjektiven Selbsteinschätzungsskala (SSE - Skala) (s. Abbildung 11) von 1 bis 10.

1	Sehr leicht
2	
3	Leicht
4	
5	Mittel
6	
7	Mittelschwer
8	
9	Sehr schwer
10	

Abbildung 11: SSE - Skala

Die Trainingsintensitäten der V2 sind über Widerstandsplatten vorgegeben. Eine Trainingsintensitätssteigerung erfolgt bei allen Probanden grundsätzlich um maximal eine Platte pro Trainingseinheit.

Die trainingspezifische Anpassung für die an der *Desmotronic* Trainierenden erfolgt ebenso über eine Erhöhung des Widerstandes. Über eine Software kann die Intensität in sehr kleinen Schritten gesteigert werden. Hier wird maximal um 50 N gesteigert. Des Weiteren wird an der *Desmotronic* nach jeder fünften Trainingseinheit die Bewegungsgeschwindigkeit erhöht bei gleichzeitiger Reduktion des Trainingswiderstands um 50 N. Eine Verringerung des Trainingswiderstandes zu Beginn einer neuen Bewegungsgeschwindigkeit erfolgt zur Gewöhnung an eine schnellere Geschwindigkeit und um weiterhin eine korrekte Bewegungsausführung zu gewährleisten.

Die Anzahl der Trainingssätze (3) ist für beide Geräte identisch. Bei der Anzahl der Wiederholungen ergeben sich Unterschiede in den Trainingsgruppen. Die an der V2 trainierenden Gruppen absolvieren 15 Wiederholungen pro Trainingssatz. Die Vorgabe an der *Desmotronic* bezieht sich nicht auf die Anzahl der Wiederholungen sondern auf die Trainingszeit. Ein Trainingssatz dauert 45 Sekunden.

Aufgrund der individuell unterschiedlich langen Bewegungswege und Geschwindigkeitsstufen während der 20 Trainingseinheiten ergibt sich daher keine einheitliche Anzahl der Wiederholungen.

5. Untersuchungsergebnisse

Die Ergebnisse der Untersuchung zum geschwindigkeitsorientierten desmodromischen Training werden im Vergleich zum Training an der V2 Beinpresse sowohl für Sportstudenten (Probanden ohne Knieverletzung) als auch für Patienten (Probanden mit Knieverletzung) zunächst für die Parameter Maximalkraft und mechanische Leistung dargestellt.

Anschließend folgen die Ergebnisse aus der Atemgasanalyse (Energieumsatz und Wirkungsgrad) sowie aus den EMG - Messungen und die Werte der Creatinkinasekonzentration.

Abschließend erfolgt die Ergebnisdarstellung der Fragebögen zu subjektiven Veränderungen der Probanden.

Die Originaldaten der Messreihen sind einer am Ende der Arbeit beigefügten CD zu entnehmen.

5.1 Deskriptive Statistik

5.1.1 Isometrische und dynamische Maximalkraft

Die isometrische Kraftmessung erfolgte über eine sogenannte Punktmessung bei 70° Knieflexion. Die dynamische Maximalkraft ist ebenfalls bei 70° Knieflexion bestimmt worden.

Die Messungen der isometrischen (statischen) und dynamischen Maximalkraft wurde bei allen Probanden an der Desmotronic Beinpresse durchgeführt. Die im weiteren Verlauf dargestellten Ergebnisse sind zu Mittelwerten zusammen geschlossene Einzelergebnisse der Probanden.

Abbildung 12 zeigt die Veränderung der isometrischen Maximalkraft als Mittelwerte vor (Prae) und nach dem Training (Post) aller Probanden beider Trainingsgeräte. Es ist zu erkennen, dass es an beiden Trainingsgeräten zu einer Steigerung der isometrischen Maximalkraft durch das Training gekommen ist. Abbildung 13 bildet die Streuung der Einzelwerte des gesamten Probandenkollektivs ab. Im Vergleich dazu stellt Abbildung 14 die isometrische Maximalkraft der Kontrollgruppe dar.

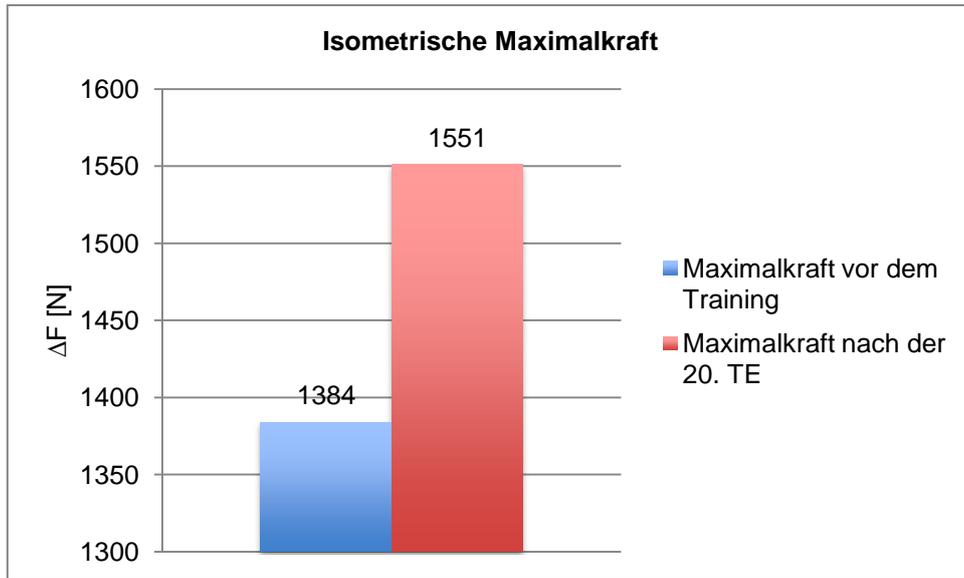


Abbildung 12: Mittelwerte isometrische Maximalkraft (Zusammenfassung beider Trainingsgeräte)

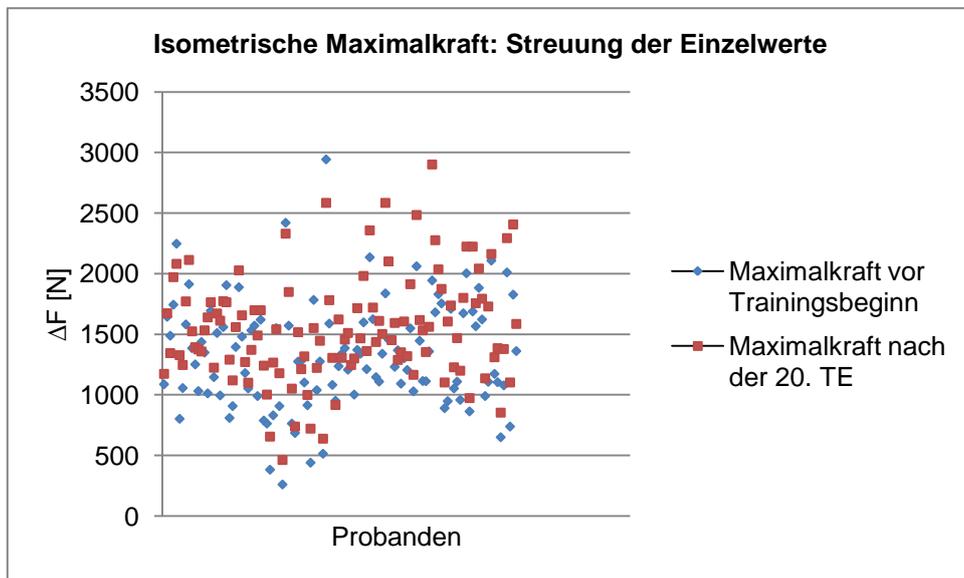


Abbildung 13: Isometrische Maximalkraft – Streuung der Einzelwerte

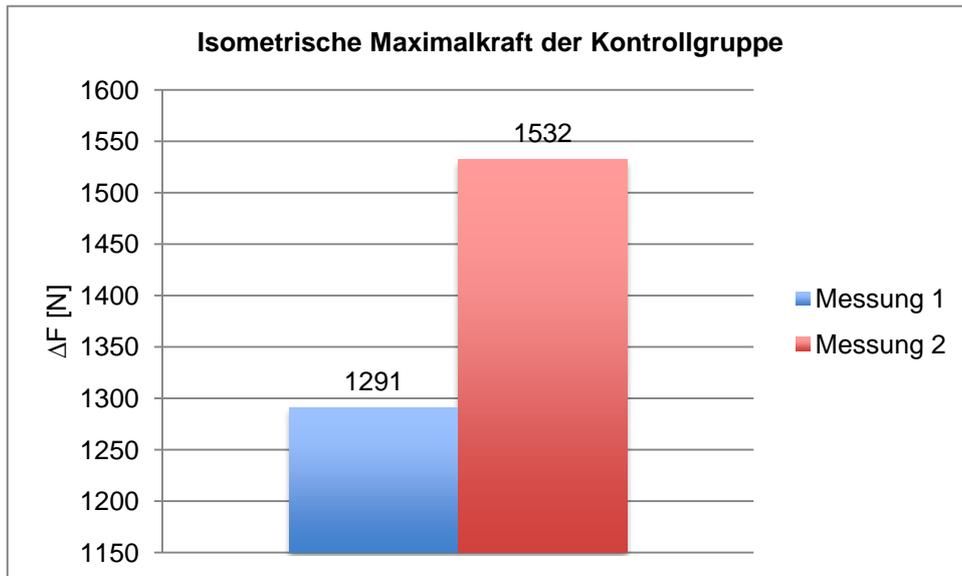


Abbildung 14: Isometrische Maximalkraft der Kontrollgruppe

Abbildung 15 zeigt die Gruppenmittelwerte der isometrischen Maximalkraft in den vier Trainingsgruppen vor und nach dem Training.

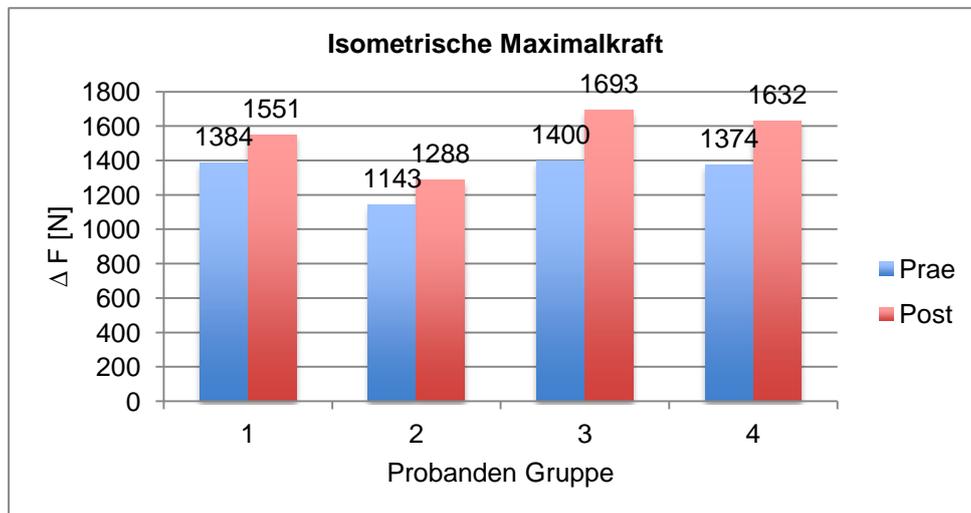


Abbildung 15: Isometrische Maximalkraft (Probandengruppen spezifisch)

- 1: Desmo_SpoStu 2: Desmo_Pat
- 3: V2_SpoStu 4: V2_Pat
- (Prae: vor Trainingsbeginn / Post: nach 20. TE)

In der Desmotronic - Sportstudenten Gruppe (Säule 1) ist eine Zunahme der isometrischen Maximalkraft nach dem Training von 12% erfolgt (s. Abbildung 15), in der Desmotronic Patienten - Gruppe (Säule 2) eine ähnliche Steigerung 12,7 %.

Die Zunahme der Maximalkraft durch Training an der Beinpresse ist für die Sportstudenten (Säule 3) mit 20 % nur um 1 % höher als in der Patienten Gruppe (Säule 4) (s. Abbildung 15).

Der Mittelwert der isometrischen Maximalkraft bei den Probanden der Kontrollgruppe ist in Messung 2 (10 Wochen nach Messung 1) im Vergleich zur Messung 1 um 18,7 % höher (s. Abbildung 14).

Abbildung 16 zeigt die Gruppenmittelwerte der dynamischen Maximalkraft in den vier Trainingsgruppen vor und nach dem Training für die Bewegungsgeschwindigkeit drei.

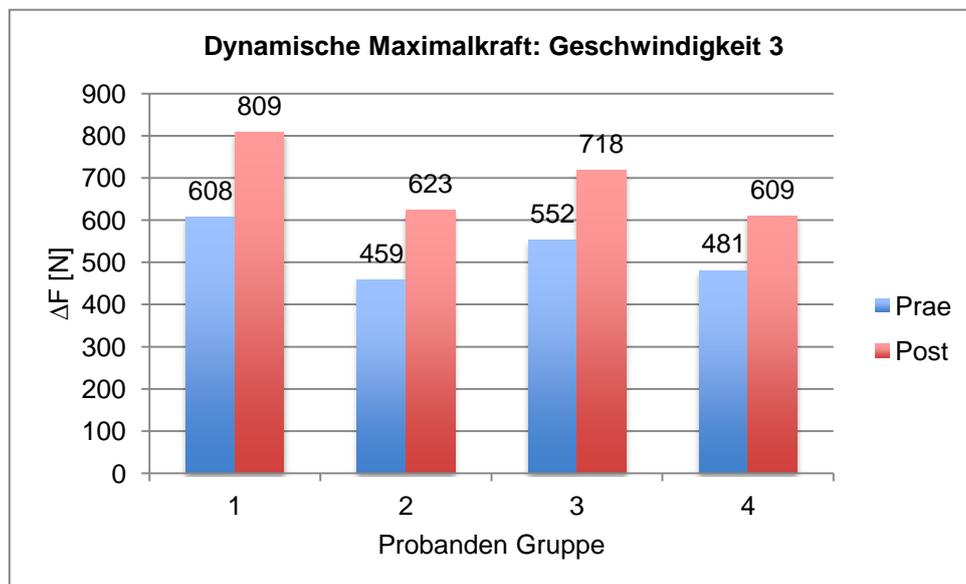


Abbildung 16: Dynamische Maximalkraft – Geschwindigkeit 3

1: Desmo_SpoStu 2: Desmo_Pat
 3: V2_SpoStu 4: V2_Pat
 (Prae: vor Trainingsbeginn / Post: nach 20. TE)

Des Weiteren ist Abbildung 16 zu entnehmen, dass es in jeder Probandengruppe zu einem Zuwachs der dynamischen Maximalkraft nach dem Training gekommen ist. Die größte Steigerung verzeichnen dabei die Sportstudenten der Desmotronic Gruppe mit 33 %.

Der Mittelwert der Prae- und Postmessung der dynamischen Maximalkraft der Bewegungsgeschwindigkeit 5 des Probandenkollektivs zeigt Abbildung 17.

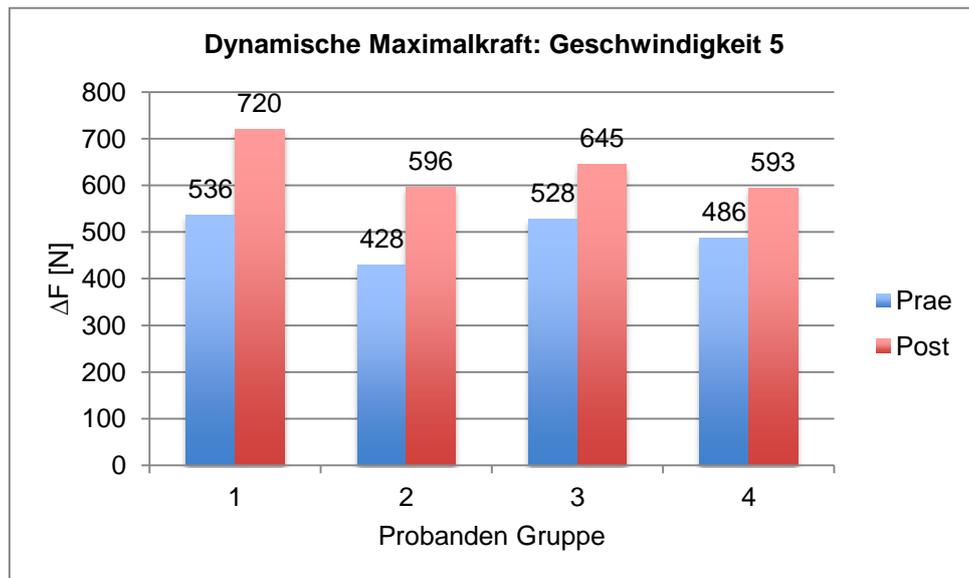


Abbildung 17: Dynamische Maximalkraft – Geschwindigkeit 5

1: Desmo_SpoStu 2: Desmo_Pat

3: V2_SpoStu 4: V2_Pat

(Prae: vor Trainingsbeginn / Post: nach 20. TE)

Probanden der Desmotronic Patienten-Gruppe (Säule 2) weisen mit 39,3 % den größten Anstieg auf, Probanden der V2 Patienten-Gruppe (Säule 4) hingegen mit 22 % den geringsten Zuwachs.

Abbildung 18 und 19 zeigen die Entwicklung der dynamischen Maximalkraft beider Geschwindigkeitsstufen für die Kontrollgruppe. Eine Zunahme der dynamischen Maximalkraft ist auch bei Patienten und Sportstudenten dieser Probandengruppe (ohne Training) in beiden Bewegungsgeschwindigkeiten zu erkennen:

Die Kontrollgruppe der Sportstudenten weist eine Steigerung der Maximalkraft der Bewegungsgeschwindigkeit 3 von 38 % auf, bei Bewegungsgeschwindigkeit 5 hingegen eine Steigerung von 12,2 %.

Das Bild der Kontrollgruppe der Patienten zeigt ein gegenläufiges Bild, eine Zunahme der Maximalkraft um 19,6 % bei Bewegungsgeschwindigkeit 3 und eine Steigerung um 31,3 % bei Geschwindigkeit 5.

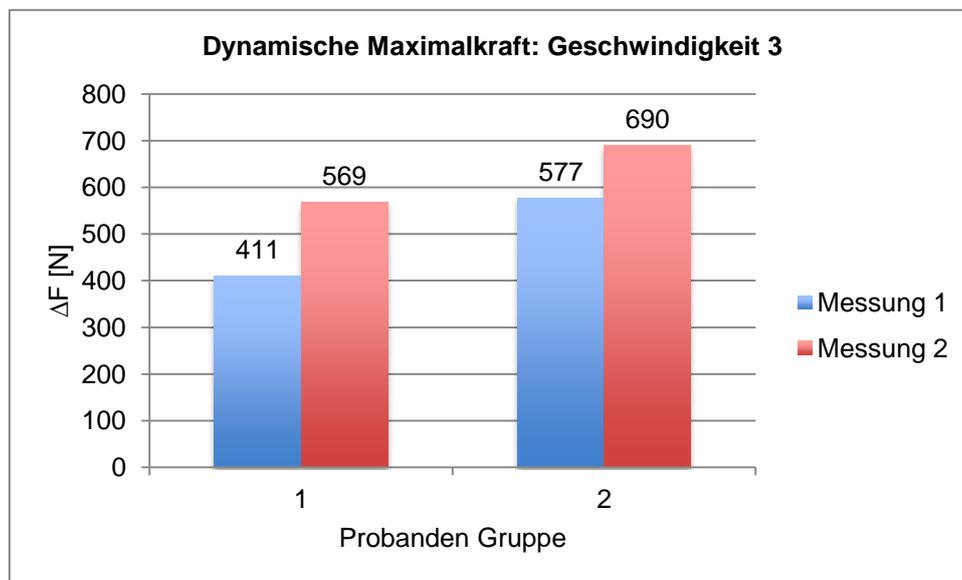


Abbildung 18: Dynamische Maximalkraft – Geschwindigkeit 3 (Kontrollgruppe)

1: Kontrollgruppe Sportstudenten 2: Kontrollgruppe Patienten

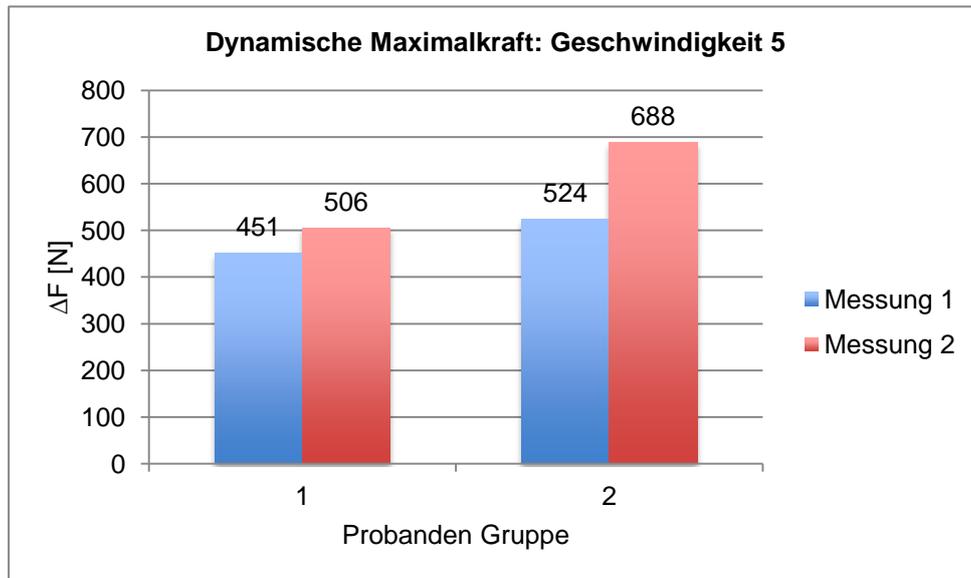


Abbildung 19: Dynamische Maximalkraft – Geschwindigkeit 5 (Kontrollgruppe)

1: Kontrollgruppe Sportstudenten 2: Kontrollgruppe Patienten

5.1.2 Mechanische Leistung

In der Ergebnisdarstellung wird zwischen der Leistungsveränderung (Messung vor und nach dem Training) der dynamischen Maximalkraft der Bewegungsgeschwindigkeiten drei und fünf sowie dem Vergleich der mechanischen Leistung zur aufgewendeten metabolischen Gesamtleistung unterschieden.

Für ersteres wird die Leistung nur in der konzentrischen Bewegungsphase betrachtet, also in der Phase, in der die Messung der dynamischen Maximalkraft erfolgt ist.

Der Leistungsvergleich, mechanische Leistung versus metabolische Gesamtleistung, beinhaltet die gemittelte gesamte mechanische Leistung während der konzentrischen und exzentrischen Bewegungsphase der einzelnen Trainingsserie. In die Ergebnisdarstellung und den Vergleich mit der metabolischen Gesamtleistung geht ausschließlich die dritte Trainingsserie der zwei Messzeitpunkte (15. und 20. Trainingseinheit) ein.

Abbildung 20 zeigt die gemittelte gesamte mechanische Leistung der 1., 2. und 3. Trainingsserie der mittels Atemgasanalyse getesteten Probanden zum Zeitpunkt der ersten Gasanalysemessung – 15. Trainingseinheit.

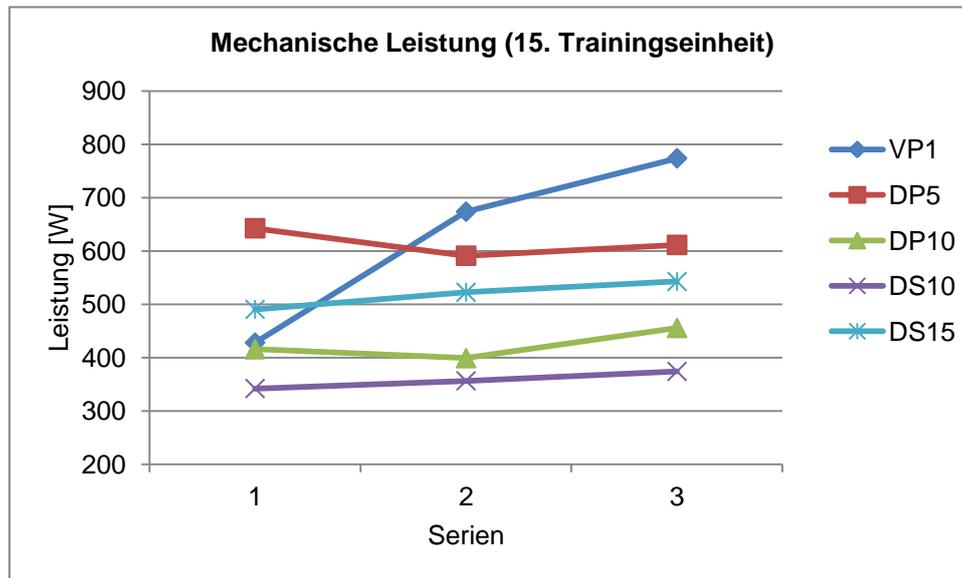


Abbildung 20: Mechanische Leistung – 15. Trainingseinheit

Die Grafik verdeutlicht, dass die mechanische Leistung der Probanden mit zunehmender Anzahl der trainierten Serien ansteigt.

Ausnahme ist Proband DP5, dessen Verlauf von der ersten zur zweiten Trainingsserie einen geringen Abfall der mechanischen Leistung zeigt.

Der größte Anstieg ist bei Proband VP1 zu verzeichnen. Anzumerken ist an dieser Stelle, dass Proband VP1 nicht an der Desmotronic trainiert hat.

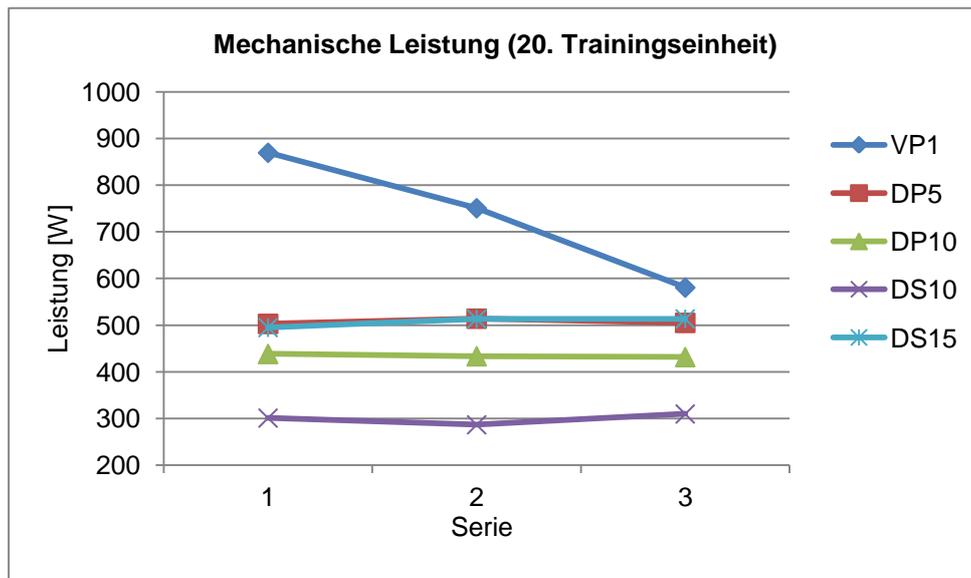


Abbildung 21: Mechanische Leistung – 20. Trainingseinheit

Betrachtet man im Vergleich zur 15. Trainingseinheit die Veränderungen der mechanischen Leistung zum zweiten Messzeitpunkt (20. Trainingseinheit) (s. Abbildung 21) zeigt sich ein ähnliches Bild:

Die minimalen und maximalen Werte der Leistung liegen im Bereich zwischen 300 W und 869 W. Jedoch erfolgt im Vergleich zur 15. Trainingseinheit kein Anstieg der mechanischen Leistung.

Der Verlauf von Proband VP1 unterscheidet sich hingegen grundsätzlich vom Verlauf zum Messzeitpunkt 15. TE. Der in Abbildung 20 beschriebene Anstieg der Werte ist in Abbildung 21 nicht zu erkennen. VP1 zeigt einen Abfall der mechanischen Leistung mit jeder Trainingsserie.

Die Mittelwerte der mechanischen Leistung während der dynamischen Maximalkraftmessungen für die vier an der Studie teilgenommenen Probandengruppen für die Bewegungsgeschwindigkeiten 3 und 5 zeigt Abbildung 22.

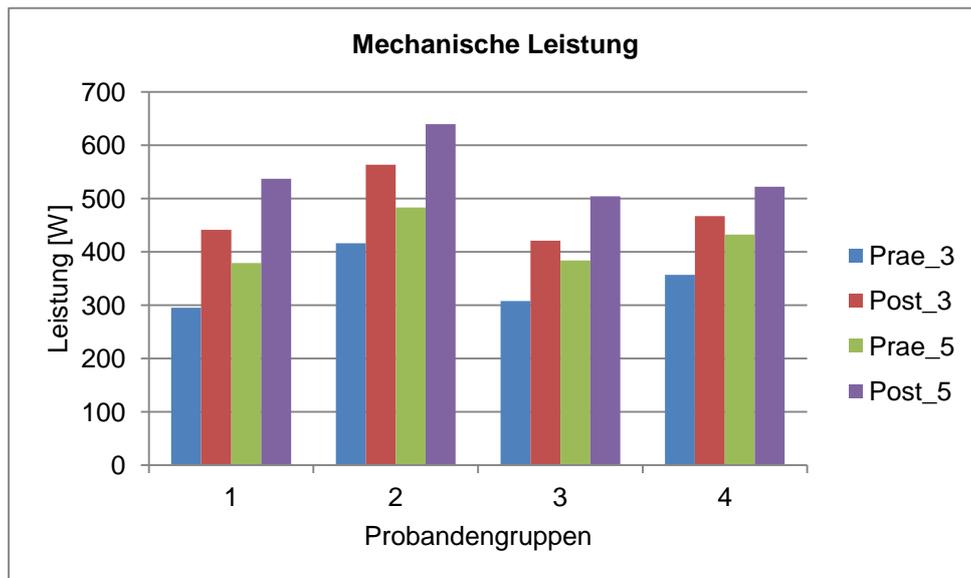


Abbildung 22: Mechanische Leistung während der dynamischen Maximalkraftmessungen

1: Desmo_Pat 2: Desmo_SpoStu

3: V2_Pat 4: V2_SpoStu

(Prae: vor Trainingsbeginn / Post: nach 20. TE)

(Bewegungsgeschwindigkeiten 3 und 5)

Grundsätzlich ist eine Steigerung der mechanischen Leistung von der Prae- zur Postmessung erkennbar. Auch eine im Allgemeinen größere erbrachte Leistung der Sportstudentengruppen (2 und 4) ist der Graphik zu entnehmen.

Auffällig ist zudem die höhere Leistung der an der Desmotronic trainierenden Probanden (1 und 2). Dies ist insbesondere bei Bewegungsgeschwindigkeit fünf zu erkennen.

5.1.3 Atemgasanalyse: Energieumsatz und Wirkungsgrad

Die Atemgasanalyse wurde bei fünf Probanden an zwei Messzeitpunkten (15. und 20. Trainingseinheit) durchgeführt.

Des Weiteren werden die Ergebnisse der mechanischen Leistung an dieser Stelle erneut aufgegriffen und für einen Vergleich sowie zur Berechnung des

Wirkungsgrads (mechanische Leistung in Relation zur metabolischen Gesamtleistung, mittels Energieumsatz berechnet) herangezogen.

Tabelle 1 zeigt die Werte der einzelnen Versuchspersonen:

Versuchsperson	P[W]	Wirkungsgrad [%]	Energieumsatz [W]	Energieumsatz [W] Wirkungsgrad [%]	
				GU + 6' Nachbel.	GU + 1h Nachbel.
ds10 - prae w	374,33	70	530,19	750,23	50
ds10 - post	310,10	24	1284,65	885,56	35
dp10- prae w	455,81	46	988,87	1347,87	33
dp10 - post	431,95	49	872,67	1185,18	36
ds15 - prae m	542,76	60	904,86	1401,73	39
ds15 - post	513,71	62	832,92	1152,06	45
dp5. - prae m	611,33	68	900,88	1389,59	44
dp5 - post	505,24	81	624,61	1434,03	35
vp1 - prae m	773,71	49	1593,56	1802,67	43
vp1 - post	580,81	52	1115,14	1311,29	44

Tabelle 1: Energieumsatz und Wirkungsgrad

w: weiblich m: männlich

prae: 15. Trainingseinheit, 3. Serie

post: 20. Trainingseinheit, 3. Serie

Wirkungsgrad und Energieumsatz der linken Spalte sind ausschließlich anhand der experimentell erhobenen Daten (ermittelter Ruheumsatz aus original Messdaten, Erholungszeitraum 6 Minuten) der Atemgasanalyse berechnet. In der zweiten Spalte werden die Ergebnisse durch den Einsatz des Grundumsatzes statt des Ruheumsatzes korrigiert. Eine weitere Korrektur der Werte erfolgt über eine Verlängerung der Nachbelastungszeit und damit des Nachbelastungsenergieverbrauchs (Tabelle 1, rechte Spalte). Dabei wird die in der eigenen Untersuchung festgelegte Erholungs- / Nachatmungszeit von 6 Minuten in der Berechnung des Energieumsatzes auf 60 Minuten verlängert und eine mittlere Erhöhung des Energieumsatzes (über dem Ruheumsatz) von 20ml / min angenommen.

Die Ergebnisse der mechanischen Leistung P [W] zeigen zunächst den erwarteten Unterschied zwischen männlichen und weiblichen Teilnehmern. Alle Pro-

banden verzeichnen dabei eine Reduzierung der mechanischen Leistung von der Prae- (15. TE) zur Postmessung (20. TE). Die größte Differenz weist dabei Proband *VP1* (Trainingsgruppe Patient – Beinpresse), mit einer Verminderung der mechanischen Leistung um 25%, auf.

Der ermittelte Energieumsatz zeigt, mit Ausnahme von Probandin *ds10* (Trainingsgruppe Sportstudenten – Desmotronic), ebenso eine Reduzierung der Werte „prae – post“.

Bei Betrachtung des Wirkungsgrades ist allgemein festzuhalten, dass dieser bei unterschiedlichen Bestimmungsansätzen in den Spalten zwei und drei geringer wird (mit einer Ausnahme: *ds10 post*).

In der zweiten (Grundumsatz + 6`Nachbelastung) und dritten (Grundumsatz + 1h Nachbelastung) Spalte ist bei einem weiteren Probanden *dp5* (Trainingsgruppe Patient – Desmotronic) eine Erhöhung des Energieumsatzes mit Verringerung des Wirkungsgrades, von der Prae- zur Postmessung zu erkennen.

Bei Betrachtung des Wirkungsgrades der Probandin *ds10* fällt außerdem auf, dass trotz der hohen Differenz des Energieumsatzes zwischen der Prae- und Postmessung in der ersten Spalte der Wirkungsgrad mit veränderten Bestimmungsansätzen zu ähnlichen Wirkungsgraden führt wie bei den weiteren untersuchten Probanden.

Die Energieumsätze der beiden weiblichen Versuchspersonen unterscheiden sich folgendermaßen: Versuchsperson *ds10* zeigt deutlich niedrigere Werte im Vergleich zu den männlichen Probanden; Versuchsperson *dp10* unterscheidet sich weniger deutlich.

5.1.4 Belastung des Herz-Kreislauf-Systems: Herzfrequenz

Die Herzfrequenz aller Probanden wurde vor, während und nach jeder Trainingseinheit gemessen.

Abbildung 23 zeigt die Herzfrequenzen der Trainingsgruppen „Desmotronic und V2“: Der Mittelwert der Herzfrequenz der Desmotronic Gruppe (Patienten und

Sportstudenten) ist mit 141 min^{-1} um ca. 20 % höher im Vergleich zur V2 Trainingsgruppe; für die V2 Trainingsgruppe ergibt sich ein Mittelwert von 113 min^{-1} .

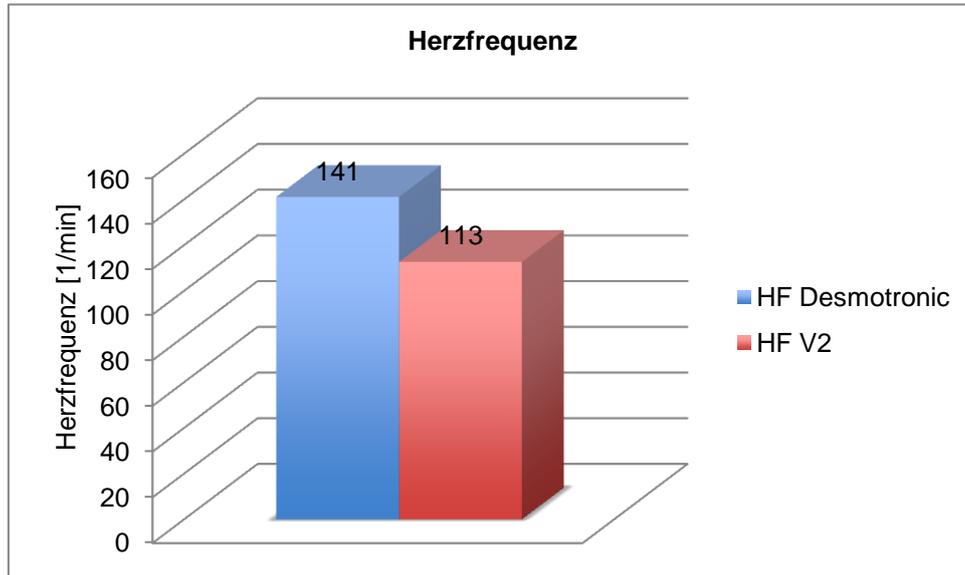


Abbildung 23: Herzfrequenzen (MW) der Trainingsgerätegruppen: Desmotronic und V2 – nach der 3. Serie jeder Trainingseinheit

5.1.5 Subjektive Selbsteinschätzungsskala als Parameter der muskulären Beanspruchung

Die Werte der subjektiven Selbsteinschätzung des gesamten Probandenkollektivs sind, nach Trainingsgeräten geordnet, zusammengefasst und als Mittelwert in Abbildung 24 dargestellt.

Die Probanden der Trainingsgruppen schätzen im Durchschnitt die letzte Trainingsserie als mittelschwer (V2) bis schwer (Desmotronic) ein.

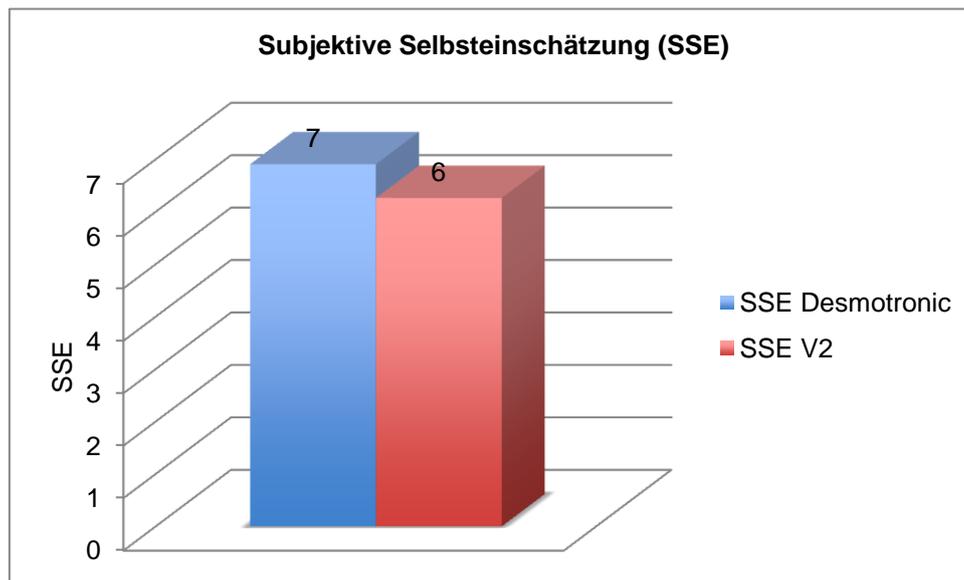


Abbildung 24: SSE der Trainingsgerätgruppen „Desmotronic und V2“

5.1.6 Creatinkinase (CK)

Zur Veranschaulichung unterschiedlicher Anpassungsreaktionen bei einem geschwindigkeitsorientierten Training, ist bei einem Teil der Probanden zu verschiedenen Messzeitpunkten Blut aus der Kubitalvene zur Bestimmung der Creatinkinase - Aktivität entnommen worden.

In Tabelle 2 die CK - Werte der Probanden der Desmotronic Patienten Gruppe dargestellt.

Normwerte der Creatinkinase in Ruhe liegen bei *Männern* < 190 U/l und bei *Frauen* < 170 U/l.

Die Probanden *dp4* und *dp6* verzeichnen einen Anstieg der CK - Werte bei allen Bewegungsgeschwindigkeiten vom Messzeitpunkt T0 bis T3 (Ausnahme *dp4*, Messzeitpunkt T1). Ein Teil der Werte liegt außerhalb des Normbereichs für Ruhe. Der Maximalwert (gelb markiert) aller aufgezeichneten CK - Werte erreicht *dp6* zum Messzeitpunkt T2.

Die CK-Werte der Probanden *dp7*, *dp9*, *dp10* und *dp13* zeigen nur einen geringen oder gar keinen Anstieg. Bei einigen Probanden ist ein Rückgang der Werte erkennbar (s. Tabelle 2).

CK[U/l]	Geschwindigkeit 3			Geschwindigkeit 4			Geschwindigkeit 5		
	vor	1h danach	24h danach	vor	1h danach	24h danach	vor	1h danach	24h danach
	T0	T1	T2	T0	T1	T2	T0	T1	T2
dp4 (w)	141	139	253	191	206	393	229	250	286
dp6 (m)	179	241	340	275	367	425	174	251	326
dp7 (w)	148	152	100	165	163	110	77	88	108
dp9 (m)	68	65	55	56	59	60	64	66	53
dp10 (w)	80	77	61	72	78	81	91	92	79
dp13 (m)	170	169	164	132	136	142	97	106	170

Tabelle 2: CK Werte der Desmotronic - Patienten - Gruppe

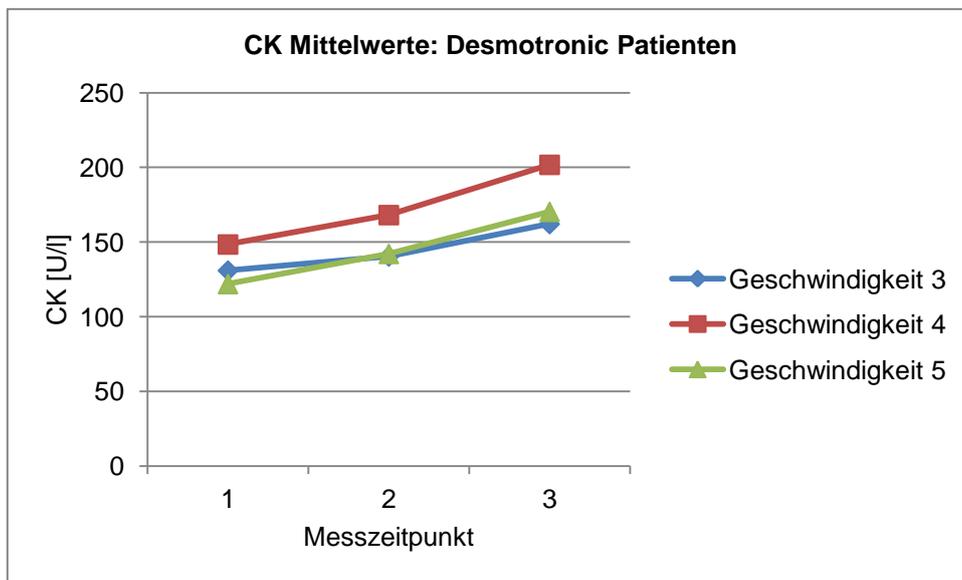


Abbildung 25: CK Mittelwerte Desmotronic Patient

Messzeitpunkt 1: T0
 Messzeitpunkt 2: T1
 Messzeitpunkt 3: T2

Abbildung 25 zeigt die CK - Mittelwerte der sechs Probanden (Desmo_Pat) der Bewegungsgeschwindigkeiten 3, 4 und 5. Bei allen drei Bewegungsgeschwindigkeiten erhöhen sich die CK - Mittelwerte vom Messzeitpunkt 0 bis zum Messzeitpunkt 3. Die Veränderungen sind bei den drei Geschwindigkeiten nahezu gleich.

Die CK - Mittelwerte der Geschwindigkeiten drei und fünf liegen sehr eng zusammen. Bei Geschwindigkeit vier hingegen liegen alle CK-Werte etwas höher.

In der Desmotronic Sportstudentengruppe ist bei vier Probanden eine CK - Wert Bestimmung nach der Bewegungsgeschwindigkeit 5 erfolgt. Ein Proband zeigt CK - Werte außerhalb des Normwertebereichs. Auf Nachfragen hat sich ergeben, dass dieser Proband bis eine Woche vor Probenentnahme ein Antibiotikum eingenommen hat. Die CK - Werte dieses Probanden wurden daher nicht in die Auswertung einbezogen.

Tabelle 3 zeigt einen Überblick über die Veränderung der CK - Werte von T0 nach T2 der getesteten Probanden:

CK [U/l]	Geschwindigkeit 5		
	vor	1h danach	24h danach
	T0	T1	T2
ds 2	124	114	121
ds12	82	86	75
ds13	67	66	71

Tabelle 3: CK Mittelwerte Desmotronic SpoStu

Bei diesem Probandenkollektiv sind nur geringe Veränderungen von T0 zu T2 zu beobachten.

Abbildung 26 zeigt den Vergleich der CK - Mittelwerte von Bewegungsgeschwindigkeit 5 der Patientengruppe mit denen der Sportstudentengruppe. Dargestellt sind die Werte zum Messzeitpunkt T2. Es ist festzustellen, dass das Kollektiv der Patienten im Mittel einen höheren Wert aufweist.

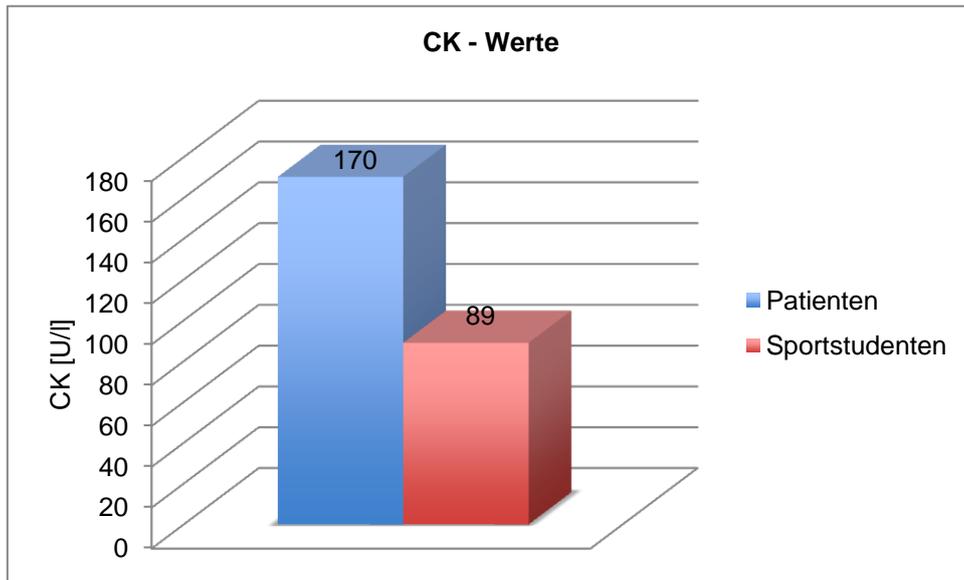


Abbildung 26: CK - Werte Vergleich Patienten und Sportstudenten der Bewegungsgeschwindigkeit 5, T2

Abbildung 27 zeigt die Streuung der Einzelwerte in beiden Probandengruppen. Die CK - Werte über 200 U/l sind einer weiblichen (*dp4*) und männlichen (*dp6*) Person zuzuordnen.

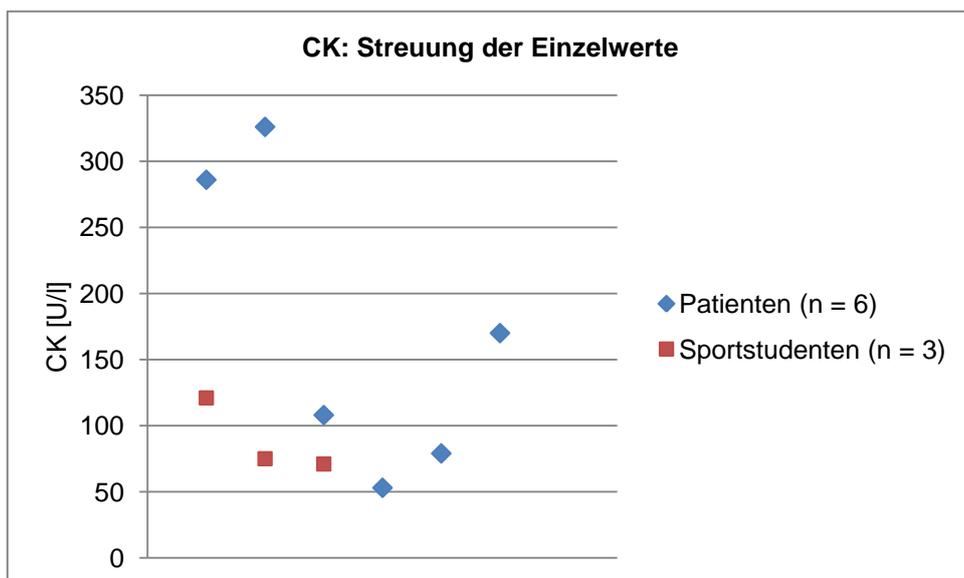


Abbildung 27: CK: Streuung der Einzelwerte; Bewegungsgeschwindigkeit 5, T2

5.1.7 Bioelektrische Impedanzanalyse (BIA)

Der Einsatz der bioelektrischen Impedanzanalyse weist ein breites Fehlerspektrum auf. Daher muss an dieser Stelle darauf hingewiesen werden, dass die im Folgenden dargestellten Ergebnisse nur als Tendenz und nicht als „Untermauerung“ weiterer Ergebnisse zu bewerten sind.

Das Körpergewicht des Probandenkollektivs hat sich nur innerhalb normaler Schwankungen, +/- 1kg, während der Studiendauer verändert. Diese Tatsache sowie die ebenso unveränderte Körpergröße der Probanden, haben dazu geführt, die Darstellung des Körpergewichts und des BMI zu vernachlässigen.

Die folgenden Abbildungen zeigen Veränderungen der Mittelwerte des Körperfettanteils (1), der Körperzellmasse (2) und des Körperwassers (3) der Probanden – Patienten (s. Abbildung 28) und Sportstudenten (s. Abbildung 29) –, die an der Desmotronic trainiert haben.

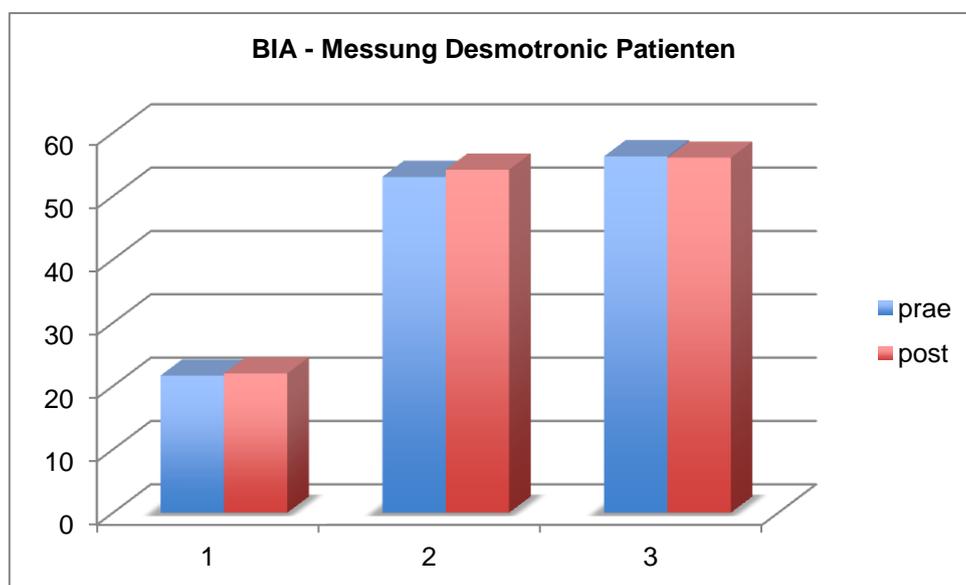


Abbildung 28: BIA Messung: Desmotronic - Patient

1: Körperfett 2: Körperzellmasse 3: Körperwasser
prae: Messung vor Beginn der Trainingsaufnahme
post: Messung nach 20 durchgeführten Trainingseinheiten

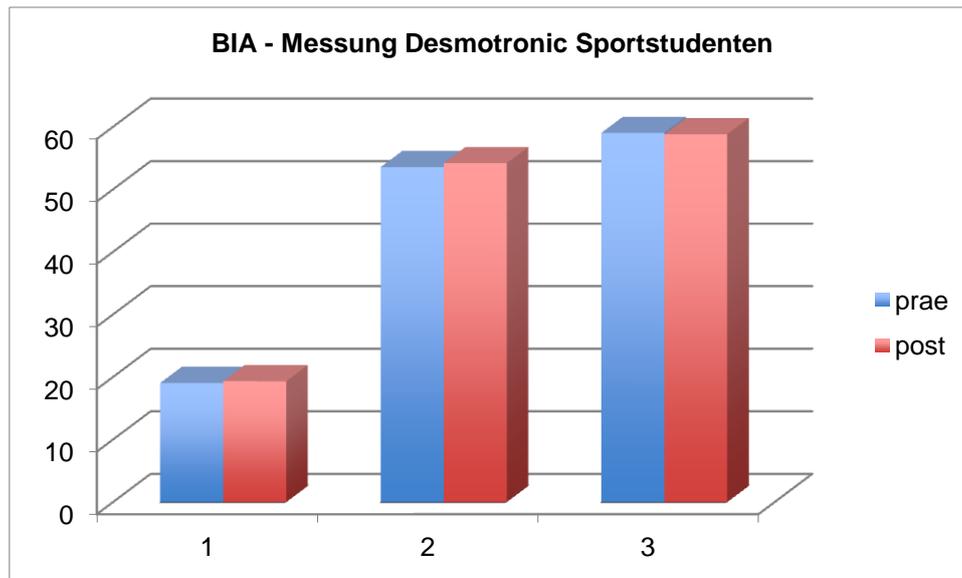


Abbildung 29: BIA Messung: Desmotronic – Sportstudent

1: Körperfett 2: Körperzellmasse 3: Körperwasser
prae: Messung vor Beginn der Trainingsaufnahme
post: Messung nach 20 durchgeführten Trainingseinheiten

Aus den Grafiken wird ersichtlich, dass sich unabhängig von der Probandengruppe Körperfett und Körperzellmasse vermehrt haben bei gleichzeitiger Verminderung des Körperwassers .

Die Gruppen derer, die an der V2 trainiert haben, zeigen ein konträres Bild (s. Abbildungen 30 und 31):

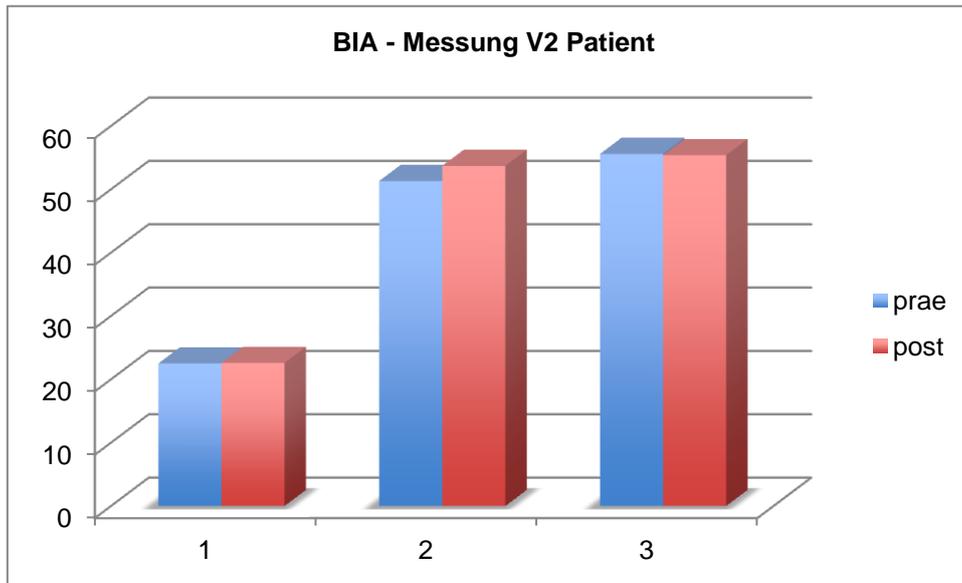


Abbildung 30: BIA Messung: V2 - Patient

1: Körperfett 2: Körperzellmasse 3: Körperwasser
 prae: Messung vor Beginn der Trainingsaufnahme
 post: Messung nach 20 durchgeführten Trainingseinheiten

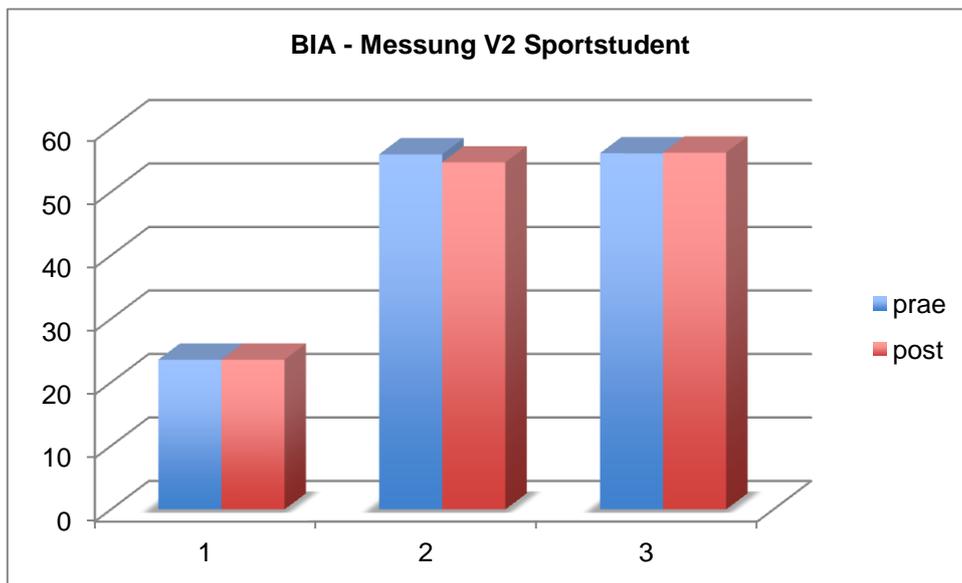


Abbildung 31: BIA Messung: V2 - Sportstudent

1: Körperfett 2: Körperzellmasse 3: Körperwasser
 prae: Messung vor Beginn der Trainingsaufnahme
 post: Messung nach 20 durchgeführten Trainingseinheiten

Die Gruppe der Sportstudenten (s. Abbildung 31) hat im Vergleich zum Ausgangswert an Körperzellmasse verloren. Dagegen verzeichnet die Patientengruppe (s. Abbildung 30) an diesem Gerät einen Anstieg der Körperzellmasse. Konstant geblieben ist der Körperfettanteil in diesen Trainingsgruppen.

Die Kontrollgruppen, Patienten und Sportstudenten, bestätigen das nicht einheitliche Ergebnis der BIA Messung. Auch hier zeigt sich kein gleichmäßiges Bild, betrachtet man z.B. die Körperzellmasse.

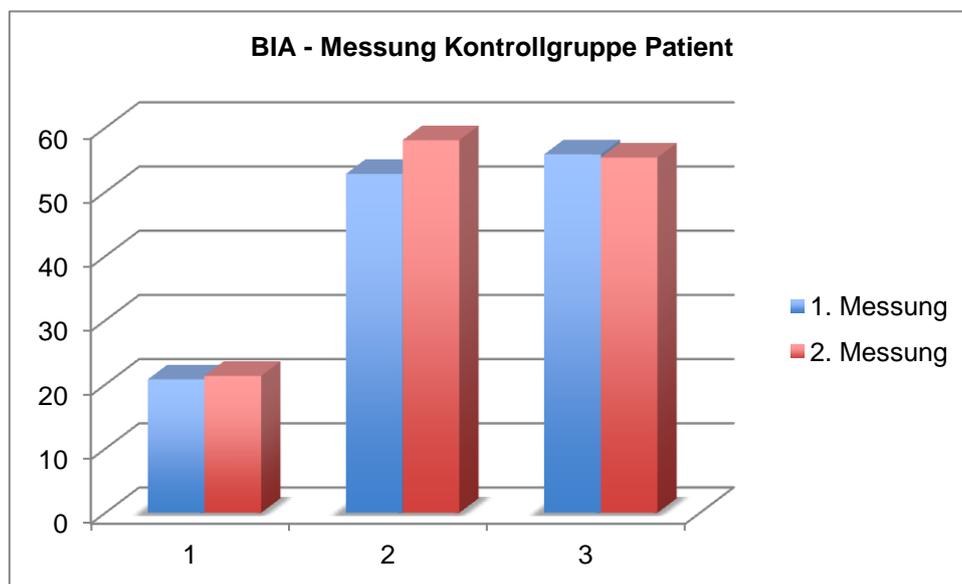


Abbildung 32: BIA Messung: Kontrollgruppe – Patient

1: Körperfett 2: Körperzellmasse 3: Körperwasser

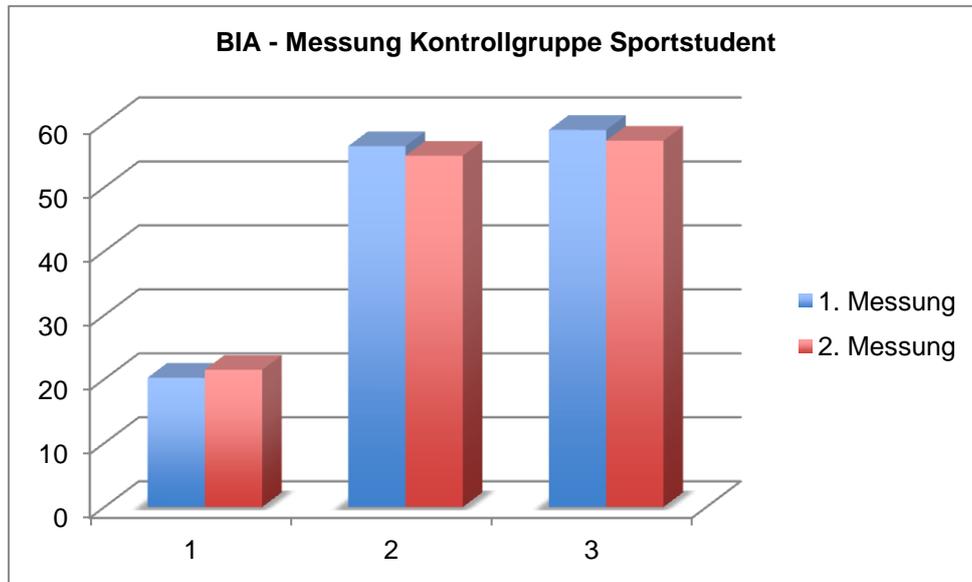


Abbildung 33: BIA Messung: Kontrollgruppe - Sportstudent

1: Körperfett 2: Körperzellmasse 3: Körperwasser

Abbildung 32 zeigt einen Anstieg der Körperzellmasse (2) der Patienten Kontrollgruppe. Die zweite Kontrollgruppe, bestehend aus Sportstudenten, verzeichnet hingegen einen geringen Abfall der Körperzellmasse (s. Abbildung 33).

5.1.8 Bioelektrische Impedanzanalyse (BIA) der Reevaluation

Im Rahmen der Nachuntersuchung ist die Körperzusammensetzung über die BIA Messung kontrolliert worden.

Die Ergebnisdarstellung beinhaltet einen Vergleich folgender Messzeitpunkte:

Prae (vor Trainingsbeginn - blau), post (nach Beendigung der 20. Trainingseinheit - rot) und zwei Jahre nach Trainingsende (grün) (s. Abbildungen 34, 35, 36 und 37). Dargestellt werden die Mittelwerte der Probandengruppen.

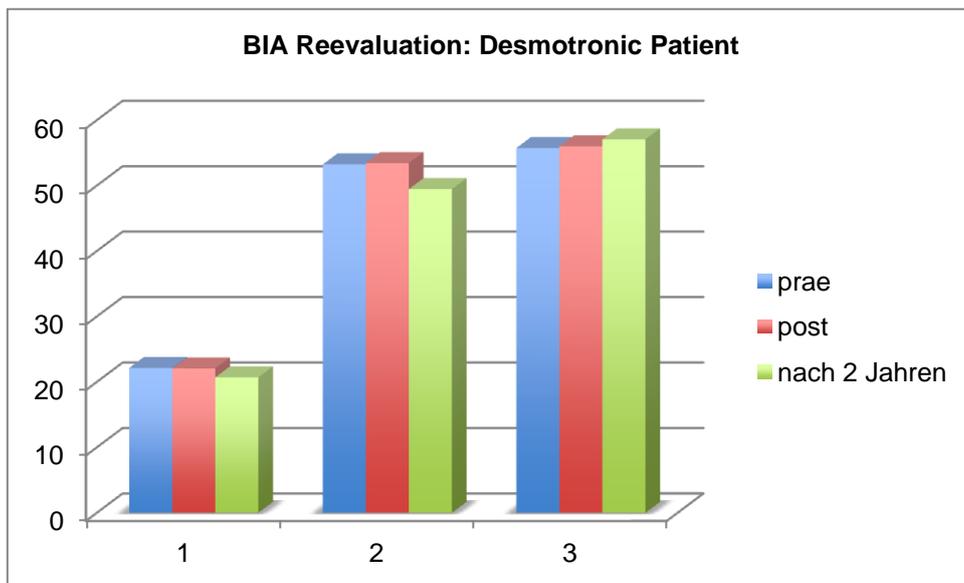


Abbildung 34: BIA Reevaluation: Desmotronic – Patient

1: Körperfett 2: Körperzellmasse 3: Körperwasser

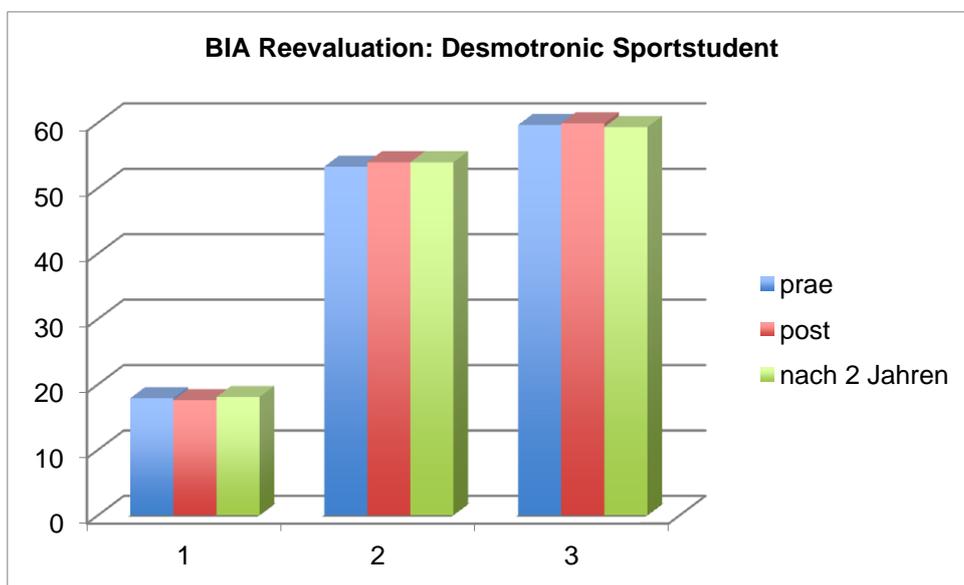


Abbildung 35: BIA Reevaluation: Desmotronic - Sportstudent

1: Körperfett 2: Körperzellmasse 3: Körperwasser

Die Abbildungen 34 und 35 zeigen die Veränderungen der Patienten und Sportstudenten, die an der Desmotronic trainiert haben. Auch zwei Jahre nach der Studie ergibt sich kein einheitliches Bild der Ergebnisse.

Die Patienten Gruppe verliert im Vergleich zu den ersten beiden Untersuchungen (prae und post) und im Vergleich zur Sportstudenten Gruppe Körperzellmasse (2). Der Anteil an Körperfett (1) verringert sich ebenso in dieser Probandengruppe.

Das Probandenkollektiv der V2 zeigt bei der Veränderung der Körperzellmasse (2) und des Körperfetts (1) ein einheitliches Bild (s. Abbildungen 36 und 37):

Bei Patienten und Sportstudenten ist es zu einem Rückgang dieser Parameter gekommen. Im Gegensatz dazu steigt der Anteil des Körperwassers (3) an.

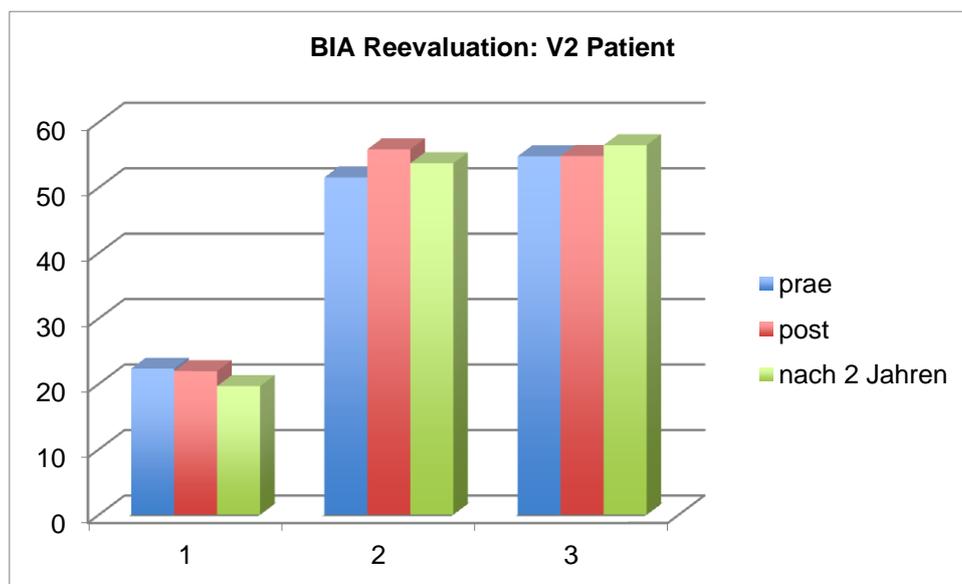


Abbildung 36: BIA Reevaluation: V2 – Patient

1: Körperfett 2: Körperzellmasse 3: Körperwasser

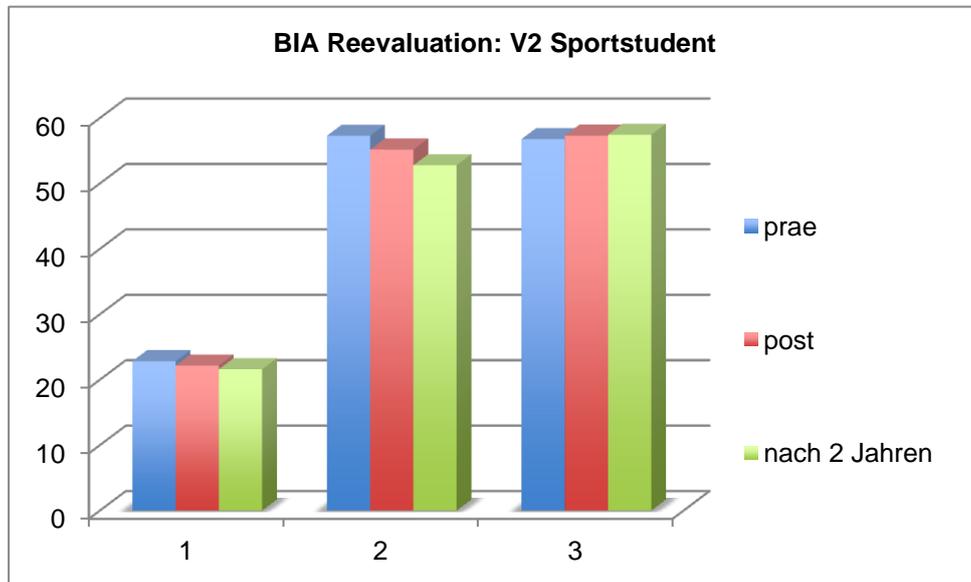


Abbildung 37: BIA Reevaluation: V2 - Sportstudent

1: Körperfett 2: Körperzellmasse 3: Körperwasser

5.1.9 Elektromyographie

Die elektrische Aktivität von sechs Muskeln der unteren Extremität ist im Rahmen dieser Untersuchung exemplarisch bei drei Probanden über Oberflächen-elektroden abgeleitet worden.

Gewählt wurden folgende zwei Messzeitpunkte:

1.: 15. Trainingseinheit = Prae - Messung

2.: 20. Trainingseinheit = Post - Messung

Die Probanden entstammen aus drei verschiedenen Trainingsgruppen:

Desmo - SpoStu (*DS13*), Desmo - Patient (*DP4*) und V2 - Patient (*VP1*). Dabei ist zu beachten, dass ein *Proband VP1* nicht an der Desmotronic trainiert hat.

Die EMG - Messung ist zeitgleich mit der Atemgasanalyse durchgeführt worden. Zur Auswertung werden die Ergebnisse in der konzentrischen und exzentrischen Bewegungsphase der drei durchgeführten Serien betrachtet.

Die nachfolgenden Abbildungen zeigen Unterschiede der Muskelaktivität der einzelnen Probanden. Außerdem sind veränderte Aktivierungsmuster in der Prae (15. TE) - und Postmessung (20. TE) den dargestellten Graphiken zu entnehmen:

Die Abbildungen 38 und 39 zeigen die elektrische Aktivität der abgeleiteten Muskeln der Probandin *DP4*.

Von Beginn bis ungefähr zur Mitte der Trainingsserie steht insbesondere die Aktivität des *M. vastus medialis* und *lateralis* im Vordergrund (s. Abbildung 38, Pfeil 1), wobei der laterale Anteil des *M. quadriceps* vermehrt angesteuert wird.

Die abgeleitete Muskulatur des Unterschenkels sowie der *M. biceps femoris* spielen in der ersten Phase dieser Serie eine eher untergeordnete Rolle. In der zweiten Trainingsserienhälfte verändert sich die elektrische Aktivität der Muskulatur dieser Probandin. Bei abnehmender Aktivität der vorderen Oberschenkelmuskulatur kommt es zu einer Aktivitätszunahme des *M. gastrocnemius lateralis* (s. Pfeil 2).

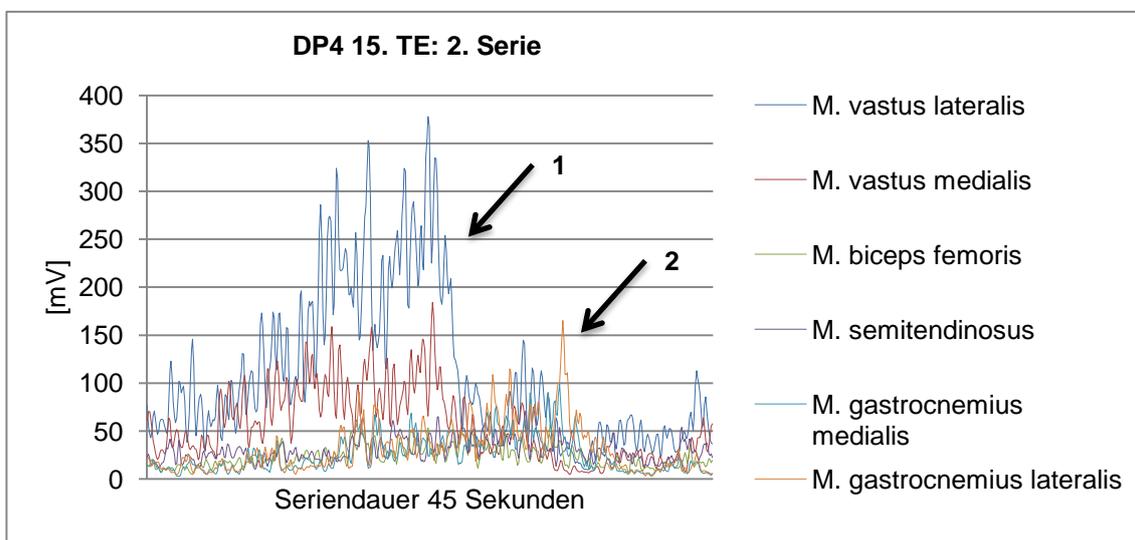


Abbildung 38: EMG Messung DP4: 15. TE, 2. Serie

Die zweite Trainingsserie der Post - Messung (20. TE) zeigt ein ähnliches Bild (s. Abbildung 39). Die erste Hälfte dieser Serie ist von der primär, relativ gleich-

chen Aktivität der Mm. vastus medialis und lateralis geprägt. Die graphische Darstellung zeigt dennoch direkt zu Beginn der Serie eine vermehrte M. gastrocnemius lateralis Aktivität, die sich mit steigender Mm. vastus medialis und lateralis Aktivität wieder reduziert.

Im zweiten Teil dieser Serie nimmt die Aktivität der Oberschenkelmuskulatur plötzlich ab. Dafür zeigt, wie auch zu Beginn der Serie, der M. gastrocnemius lateralis eine zunehmende Aktivität, die im letzten Drittel der Trainingsserie zudem einen Peak aufweist (s. Pfeil).

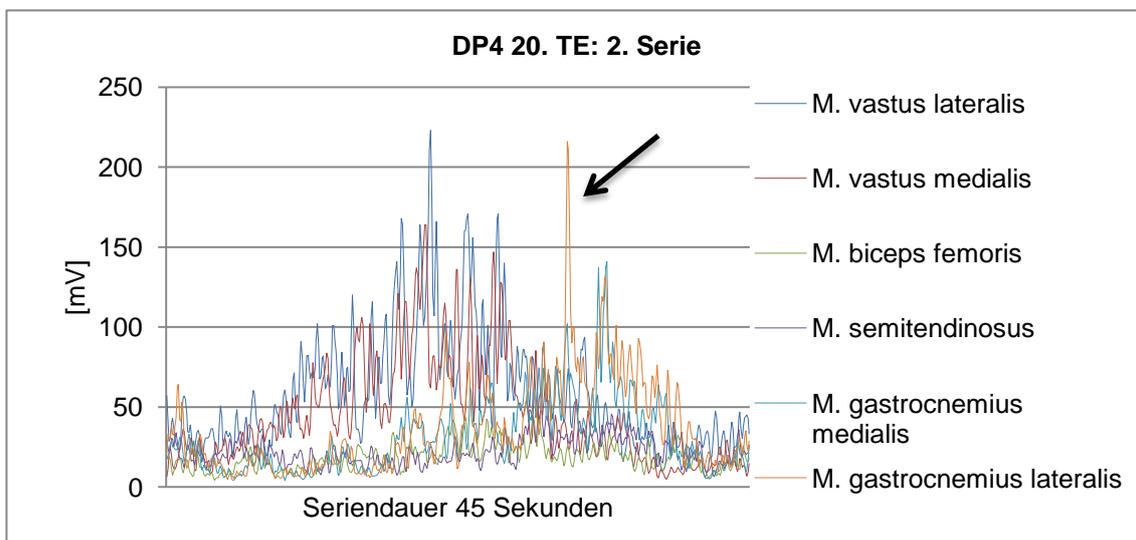


Abbildung 39: EMG Messung DP4: 20. TE, 2. Serie

Der nächste Proband, *VP1*, (s. Abbildung 40) dieser Teiluntersuchung hat nicht an der Desmotronic trainiert und nur für die Messungen dieses Trainingsgerät genutzt. Auch hier wird die Hauptaktivität der Mm. vastus mediales und laterales deutlich.

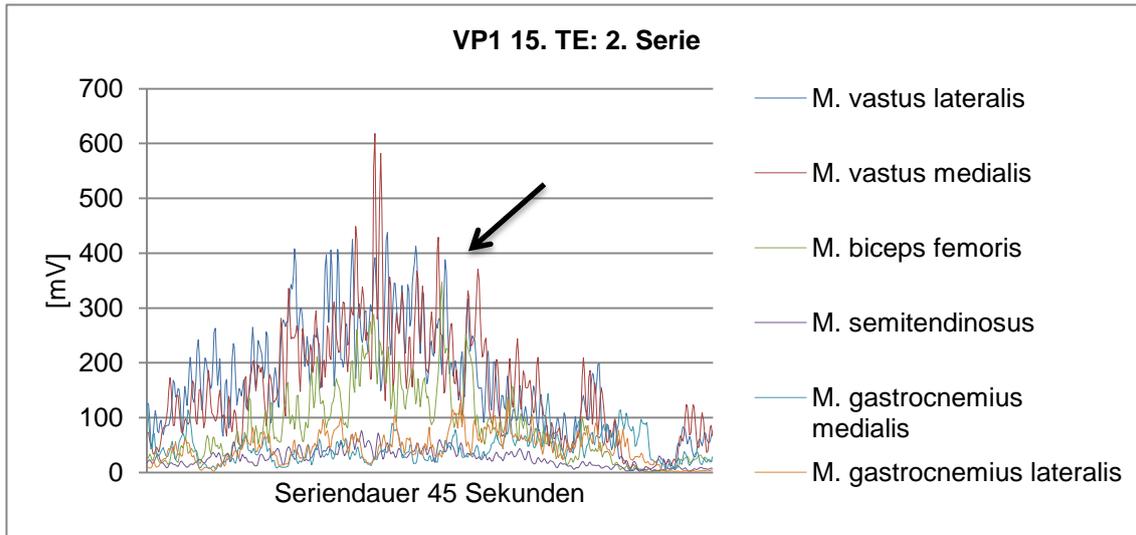


Abbildung 40: EMG Messung VP1: 15. TE, 2. Serie

Abbildung 40 ist außerdem zu entnehmen, dass bei diesem Probanden auch der M. biceps femoris in der Trainingsserienmitte eine unterstützende Aufgabe bei der Bewegung übernimmt (s. Pfeil).

Die Aktivität der abgeleiteten Unterschenkelmuskulatur sowie des M. semitendinosus sind eher als gering zu bewerten. Im zweiten Drittel der Trainingsserie ist eine allgemeine Aktivitätsabnahme aller Muskeln zu verzeichnen.

Die graphische Darstellung der Post - Messung (s. Abbildung 41) dieses Probanden zeigt insgesamt eine verringerte Aktivität der abgeleiteten Muskulatur. Das allgemeine Bild des Probanden, vermehrte Ansteuerung des Mm. vastus medialis und lateralis und des M. biceps femoris bestätigen das Bild der Prae - Messung (s. Abbildung 40).

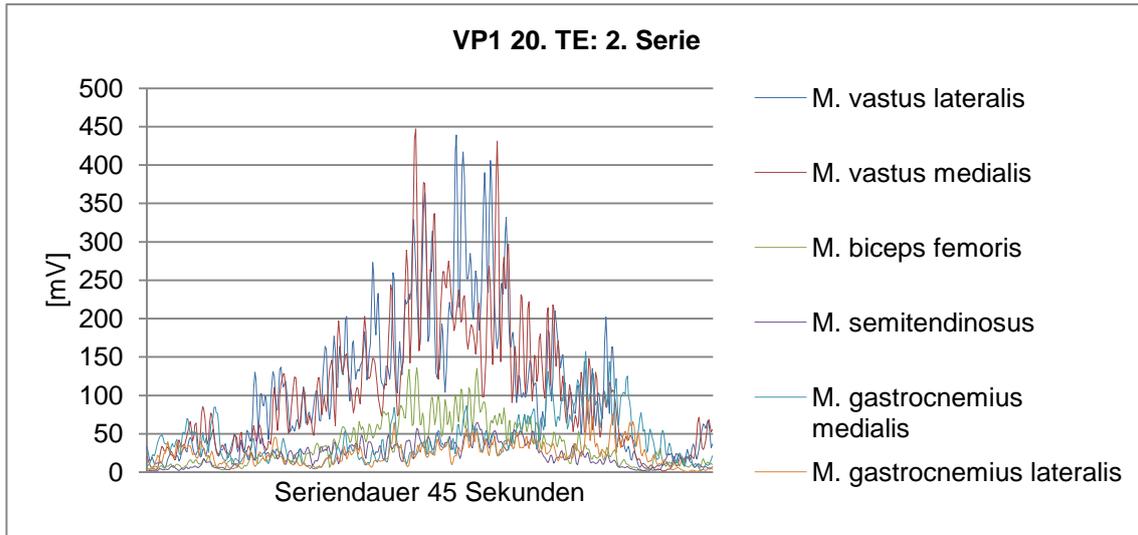


Abbildung 41: EMG Messung VP1: 20. TE, 2. Serie

Die dritte Probandin der EMG - Messung hat an der Desmotronic trainiert und ist der Teil des Sportstudentenkollektivs. Die neuromuskuläre Aktivität dieser Probandin bezieht während der gesamten Serie, neben den bei den zwei weiteren Probanden genannten Muskeln, auch den M. semitendinosus ein (s. Abbildung 42), insbesondere in der zweiten Hälfte der Serie (s. Pfeil).

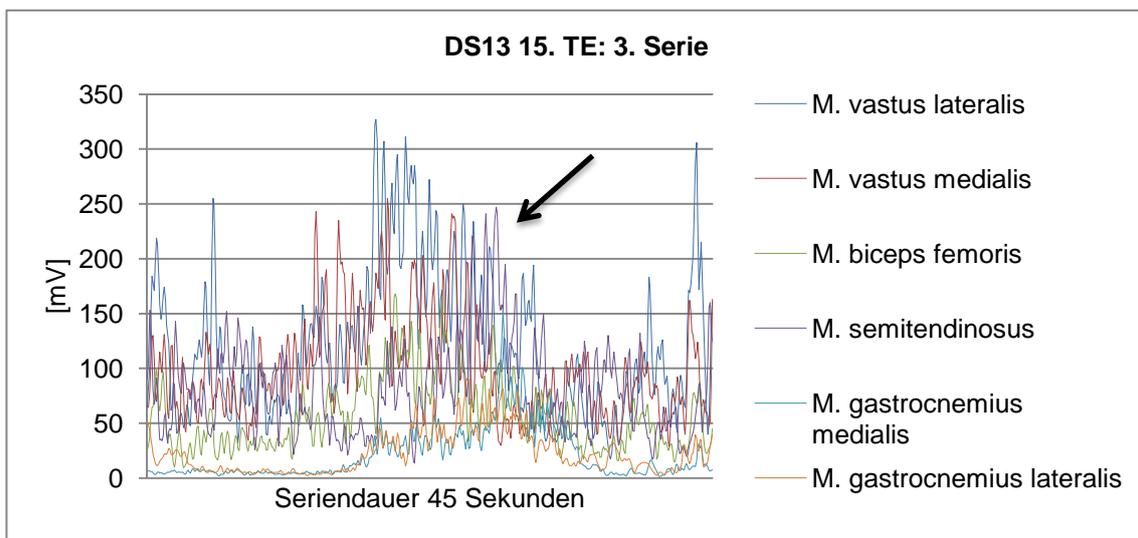


Abbildung 42: EMG Messung DS13: 15. TE, 3. Serie

Die Graphik der Post - Messung (20. TE) (s. Abbildung 43) zeigt eine, im Vergleich zur Prae - Messung, Präsenz des M. vastus lateralis (s. Pfeil). Die Aktivität des M. vastus medialis unterscheidet sich dabei nicht wesentlich von der Prae - Messung (s. Abbildung 42).

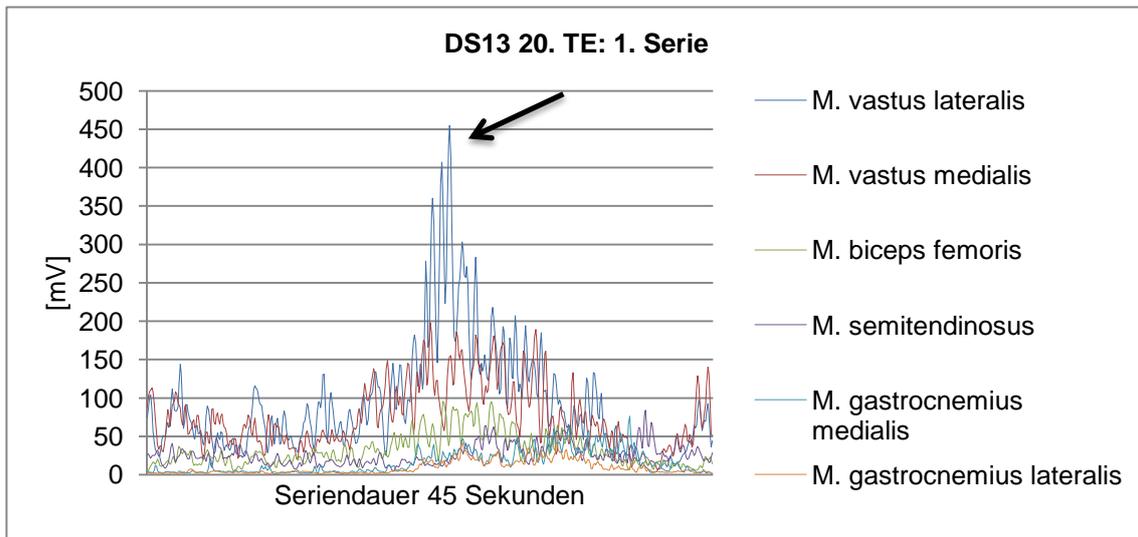


Abbildung 43: EMG Messung DS13: 20. TE, 1. Serie

Die folgenden drei Abbildungen (s. Abbildung 44, 45 und 46) zeigen für die Probanden *DP4*, *VP1* und *DS13*, die prozentuale Ansteuerung der Muskulatur als Vergleich der Prae- und Postmessung.

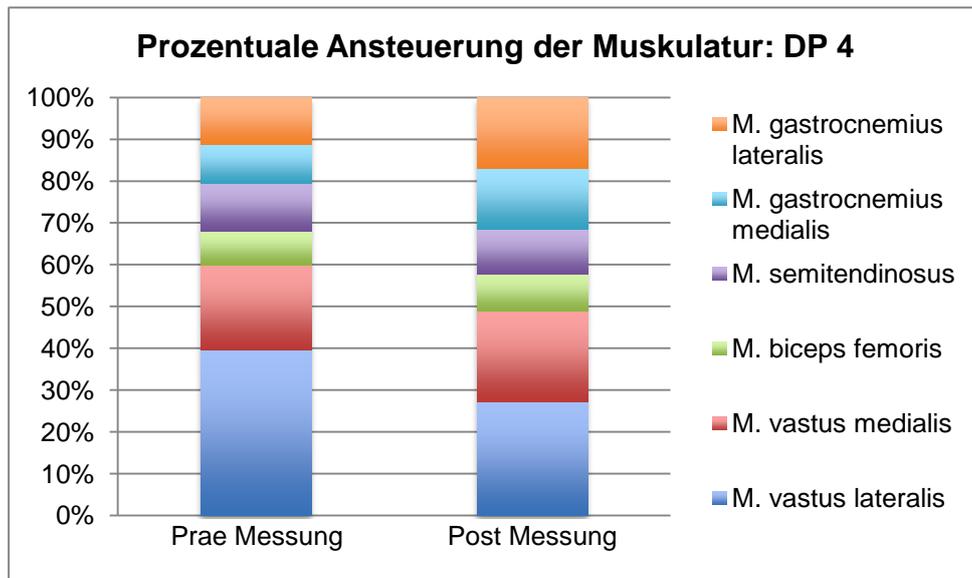


Abbildung 44: Prozentuale Verteilung der elektrischen Aktivität - DP4

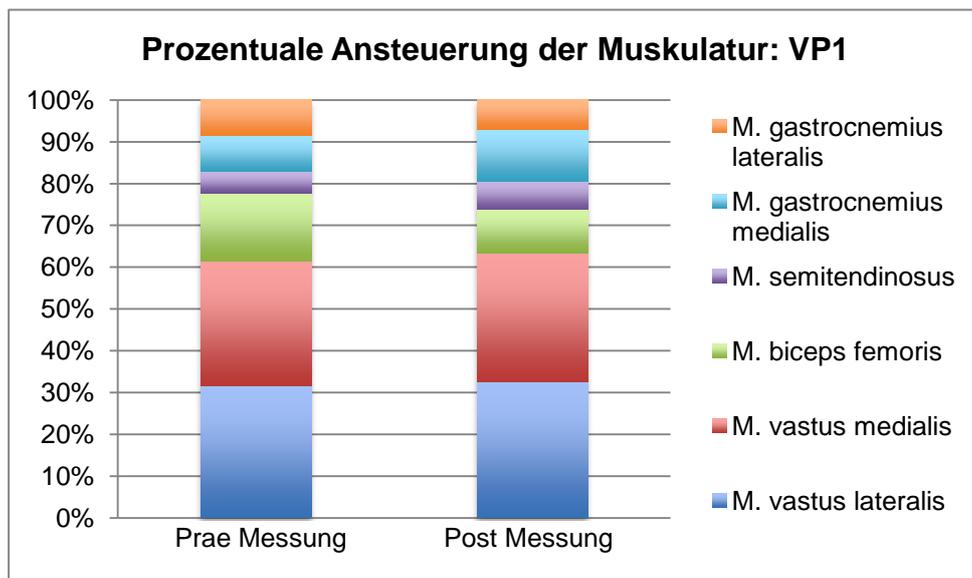


Abbildung 45: Prozentuale Verteilung der elektrischen Aktivität - VP1

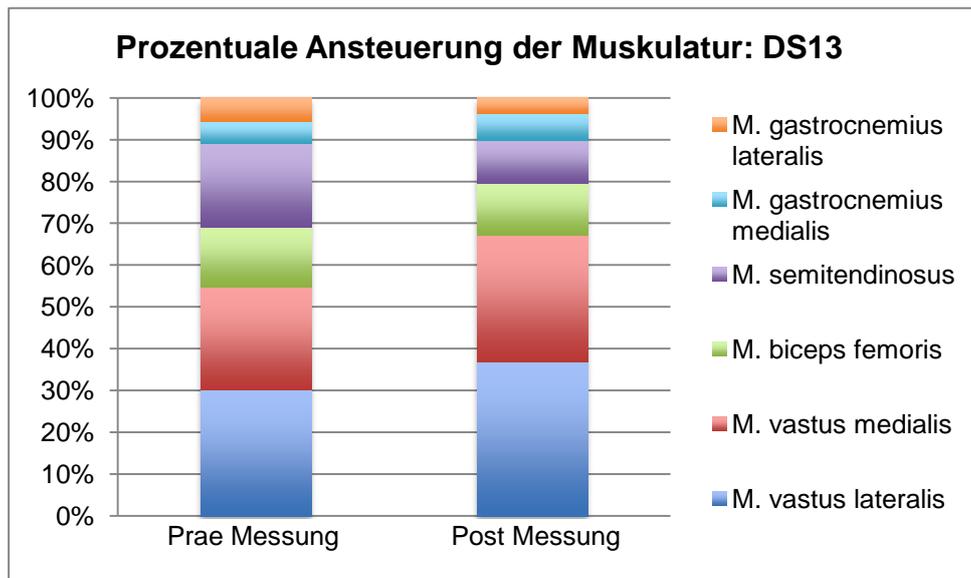


Abbildung 46: Prozentuale Verteilung der elektrischen Aktivität - DS13

5.1.10 Auswertung der Fragebögen

Das gesamte Probandenkollektiv hat zu Beginn und mit Trainingsende einen Fragebogen²⁵ zur subjektiven Einschätzung des Trainingserfolges und zur Motivation der Teilnahme an der Studie bearbeitet.

Den Probanden aus den Patienten - Gruppen sind zusätzlich Fragen zur Veränderung des Beschwerdebildes gestellt worden.

Grundsätzlich ist bei der Frage nach der Motivation (vgl. Anhang B Ergänzung 5.1.1, Fragebogen – Teil 2, Frage Nr. 1) festzustellen, dass bei allen vier Gruppen nur geringe Unterschiede bei der Einschätzung der Trainingsmotivation sichtbar werden. Alle Probanden waren sehr motiviert bei der Durchführung des Trainings, wobei die größte Motivation in der Gruppe der „Desmotronic Sportstudenten“ deutlich wurde (s. Abbildung 47).

²⁵ Siehe Anhang Ergänzung 5.1

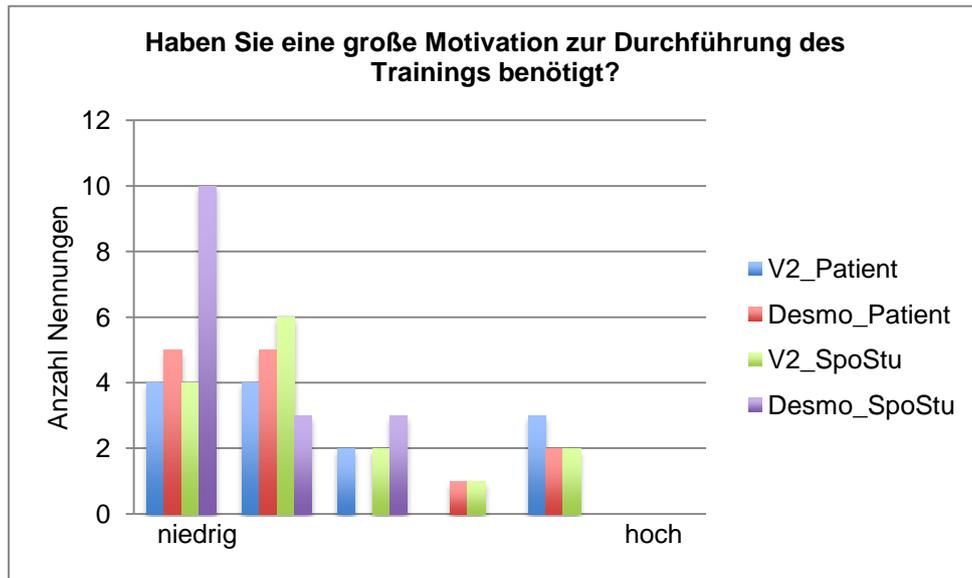


Abbildung 47: Fragebogen: Teil 2, Frage Nr. 1

Die körperliche Leistungsfähigkeit hat sich nach Selbsteinschätzung der Probanden in keiner der Gruppen verschlechtert (vgl. Anhang B Ergänzung 5.1.1, Fragebogen – Teil 2, Frage Nr. 2a). Es ist anhand der Nennungen hingegen eine Tendenz zur Verbesserung aller Probanden zu erkennen. Die Patienten - Gruppen weisen hier die größte Anzahl an Nennungen auf (s. Abbildung 48).

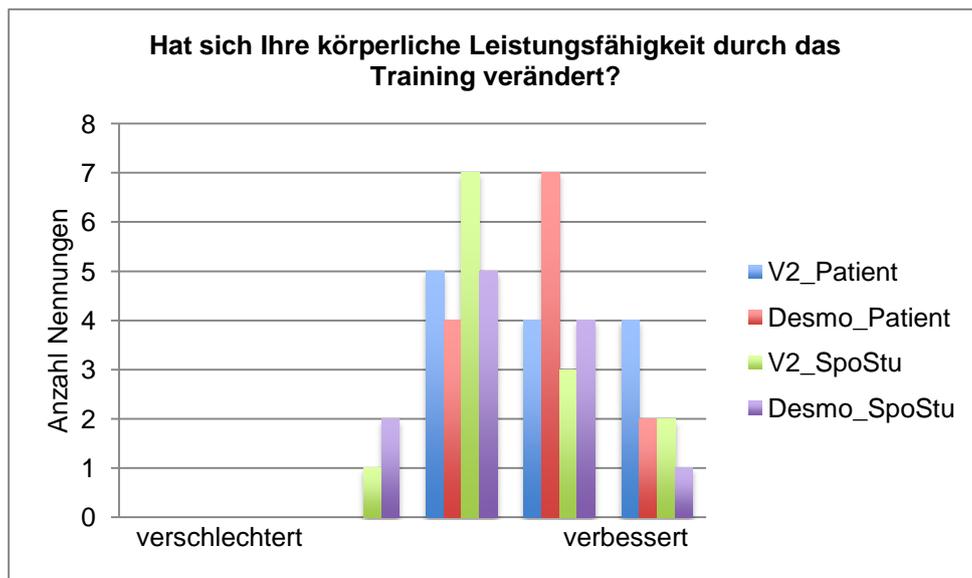


Abbildung 48: Fragebogen: Teil 2, Frage Nr. 2a

Die Leistungsverbesserung macht sich bei den Probanden nicht nur im Bereich der sportlichen Aktivität bemerkbar. In den Patienten - Gruppen zeigt sich im Besonderen eine Verbesserung der Alltagsbelastbarkeit. Deutlich wird dies unter anderem beim Steigen einer Treppe. Auch sind längere Belastungszeiten grundsätzlich möglich.

Das vor Studienbeginn einiger Probanden angegebene Anschwellen des Kniegelenksbereichs hat sich mit Beendigung der Studie verändert. Ein schnelleres Abschwollen des belasteten Bereichs wird unter anderem bei Frage 2b (vgl. Anhang B Ergänzung 5.1.1, Fragebogen – Teil 2) angegeben.

Mit Verbesserung der Kraft und Kraftentfaltung scheint es subjektiv zu mehr Stabilität im Kniegelenk zu kommen und somit zu einem sichereren Gangbild, insbesondere auf unebenen Böden. Dies geht mit weniger Angst vor Belastung bei einigen Probanden einher.

Im Gegensatz zu den beiden Patienten - Gruppen wird von den Sportstudenten eher eine Verbesserung bei sportlichen Bewegungen und Belastungen angegeben.

In der Desmotronic - Gruppe hat die Leistungsverbesserung außerdem eine Auswirkung auf die aufrechte Haltung bzw. das Gefühl, auch der untere Rücken partizipiere von den Trainingseinheiten.

Neben den positiven Effekten gibt ein Proband der Desmotronic - Gruppe an, am Tag nach der Trainingseinheit schlechtere Ausdauerleistungen erbringen zu können.

Ob sich mit der Verbesserung der körperlichen Leistungsfähigkeit auch die psychische Leistungsfähigkeit verbessert, lässt sich anhand der Fragebögen (vgl. Anhang B Ergänzung 5.1.1, Fragebogen, Teil 2 – Frage Nr. 2c) nicht eindeutig beantworten.

Man kann anhand der Nennungen (s. Abbildung 49) sagen, dass es zu keiner Verschlechterung der psychischen Leistungsfähigkeit gekommen ist. Dennoch ist grundsätzlich keine eindeutige Verbesserung nachweisbar, doch eine Ten-

denz in Richtung gleichzeitiger Verbesserung der psychischen und physischen Leistungsfähigkeit ist erkennbar.

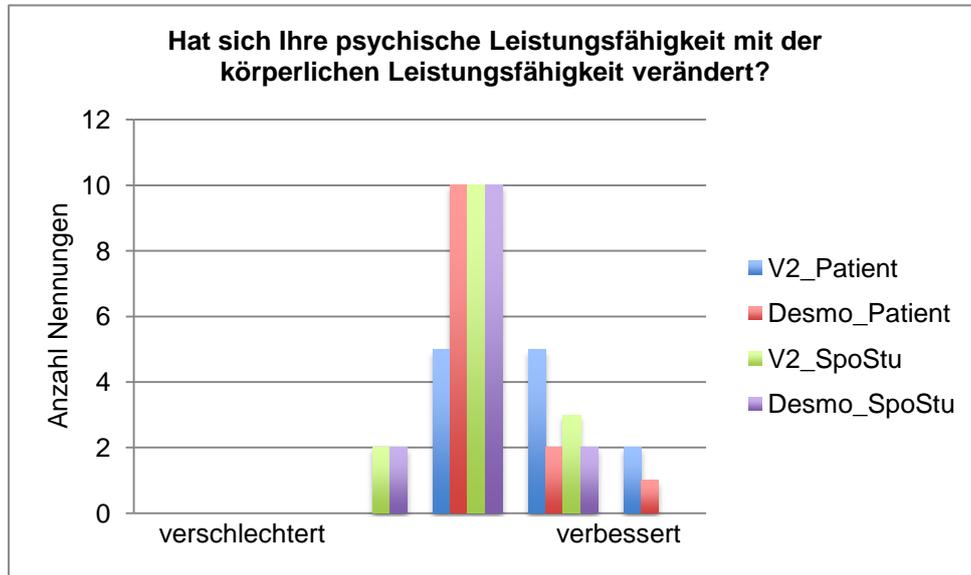


Abbildung 49: Fragebogen: Teil 2, Frage Nr. 2c

Die Frage nach der Veränderung des Beschwerdebildes (vgl. Anhang B Ergänzung 5.1.1, Fragebogen, Teil 2 – Frage Nr. 4) ist nur von den Patienten - Gruppen und der Kontrollgruppe beantwortet worden. Hierbei ist in beiden Gruppen eine Verbesserung der Beschwerden, im Vergleich zu Beginn der Studie, zu erkennen. In der V2 - Gruppe der Patienten macht sich dies deutlicher bemerkbar. Die Nennungen der befragten Probanden der Kontrollgruppe zeigen ein ähnliches Bild (s. Abbildung 50).

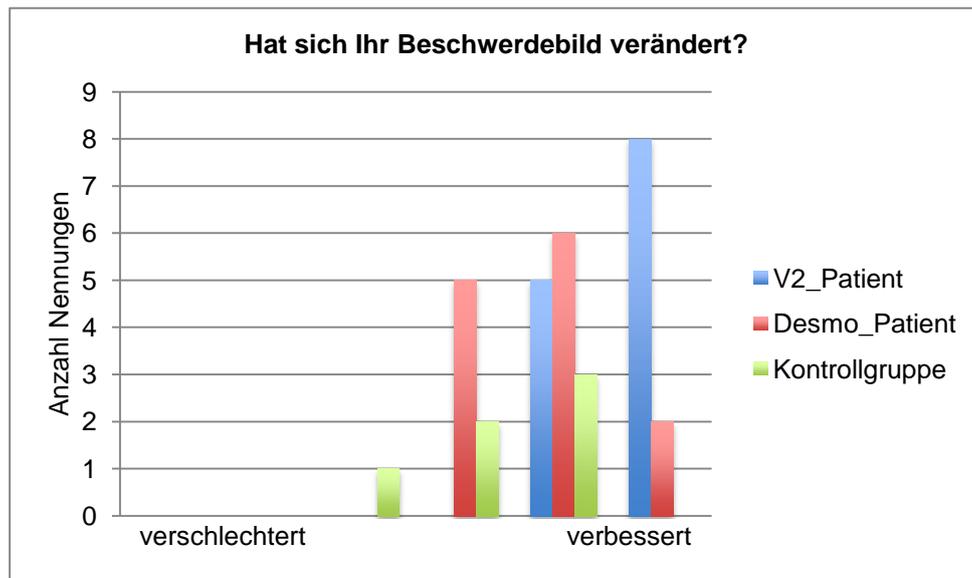


Abbildung 50: Fragebogen: Teil 2, Frage Nr. 4

5.1.11 Auswertung der Fragebögen zur Reevaluation

Im Rahmen der Reevaluation sind zwei Jahre nach Trainingsende erneut Fragebögen (vgl. Anhang 1.2) zum subjektiven Empfinden und zur Einschätzung des momentanen Trainingszustandes (vgl. Anhang B Ergänzung 5.1.2, Fragebogen der Reevaluation, Frage Nr. 7) bearbeitet worden.

Fragen nach aktuellen Beschwerden (vgl. Anhang B Ergänzung 5.1.2, Frage Nr. 4) und der Häufigkeit des Sporttreibens pro Woche (Frage Nr. 6) beziehen sich auf einen Zeitraum, der vom Tag des Ausfüllens des Fragebogens bis drei Monaten zurückliegend reicht.

Einige Probanden der vier Gruppen geben zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung Beschwerden an. Die Verteilung ist dabei ausgeglichen bezogen auf die Gruppen „Patient“ und „Sportstudent“. Die Beschwerden konzentrieren sich hauptsächlich auf die Sprunggelenke und die Wirbelsäule, insbesondere auf die Lendenwirbelsäule. Lediglich zwei Probanden der Patienten - Gruppen geben derzeit Beschwerden im operierten Knie nach Belastung an.

Die Art der körperlichen bzw. sportlichen Aktivität unterscheidet sich innerhalb der Gruppen kaum. Es ist ein breites Spektrum an Sportarten, die zum aktuel-

len Zeitpunkt durchgeführt werden. Auch das Knie „mehr belastende Sportarten“, wie z.B. Fußball und Rock´n Roll, sind von Probanden aus der Patientengruppe wieder aufgenommen worden.

Auffällig ist auch, dass mit Ausnahme der V2 - SpoStu - Gruppe alle Gruppen den Begriff „Fitness“ bei der Frage nach der sportlichen Aktivität angeben. Hierbei kann davon ausgegangen werden, dass es sich nicht um ein spezielles muskuläres Training der unteren Extremität handelt, sondern das Training auf die Kräftigung der großen Muskelgruppen im Körper ausgerichtet ist.

Zur Frage nach der Häufigkeit des „Sporttreibens“ pro Woche ist allgemein festzuhalten, dass die Mehrzahl der Nennungen bei 1 - 2 x pro Woche eingeordnet werden. Es zeigen sich aber auch Unterschiede zwischen den vier Probandengruppen. Betrachtet man zunächst die Verteilung „SpoStu“ und „Patient“ fällt auf, dass in der Patienten - Gruppe keine Nennungen in der Kategorie „> 4 x“ zu finden sind. Die Probanden dieser Gruppen betätigen sich in der Regel 1 - 2 x und maximal 3 - 4 x pro Woche sportlich (s. Abbildung 51).

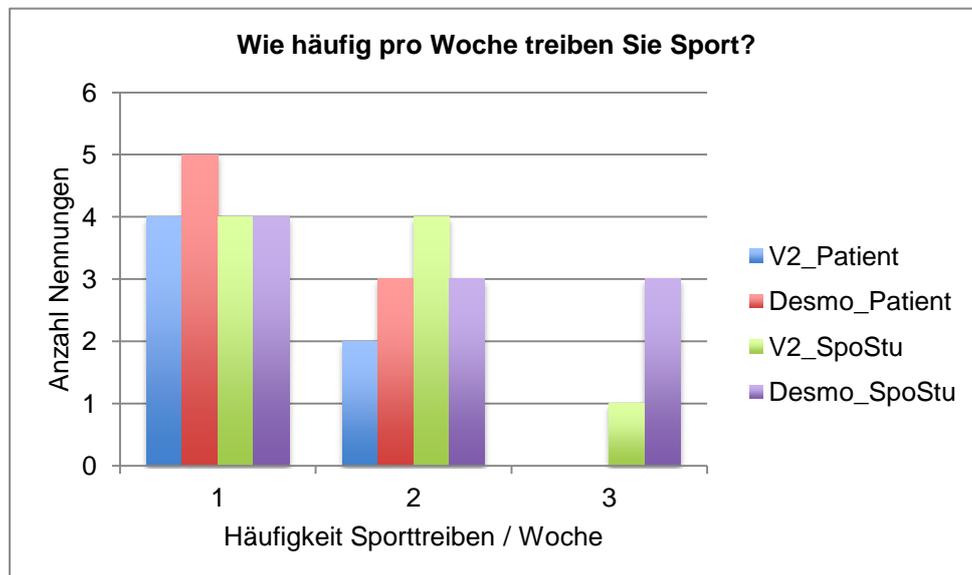


Abbildung 51: Fragebogen Reevaluation: Frage Nr. 6

1 = 1-2x / Woche

2 = 3-4x / Woche

3 = > 4x / Woche

Die Verteilung innerhalb der Sportstudenten - Gruppen zeigt ein anderes Bild. Darüber hinaus muss innerhalb der Sportstudenten unterschieden werden:

Die Verteilung auf die Kategorien „1 - 2 x und 3 - 4 x“ ist gleichmäßig. In der Kategorie „> 4 x“ sind es mehr Nennungen in der Gruppe „Desmo SpoStu“ (s. Abbildung 51).

Der momentane Trainingszustand der Probanden der Nachuntersuchung unterscheidet sich nicht grundsätzlich. Keiner der Probanden bezeichnet den eigenen Trainingszustand als untrainiert. Man kann anhand der Anzahl und Verteilung der Nennungen dieser Frage den momentanen Trainingszustand als „mittelmäßig trainiert“ bezeichnen (s. Abbildung 52).

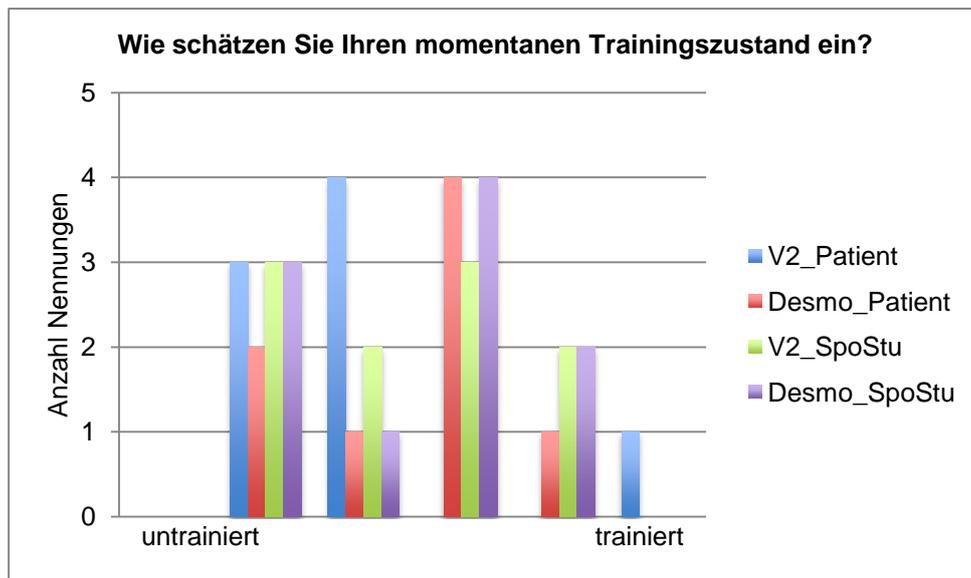


Abbildung 52: Fragebogen Reevaluation: Frage Nr. 7

Ein anderes Bild zeigt die Frage nach der *Veränderung der körperlichen Leistungsfähigkeit mit Beendigung der Studie* (s. Abbildung 53). Während bei Sportstudenten keine Tendenz zu einer Verschlechterung oder Verbesserung der körperlichen Leistungsfähigkeit zu erkennen ist, zeigen die Patienten eher eine Verbesserung der Leistungsfähigkeit. Gerätespezifische Unterschiede innerhalb der Gruppen, „Sportstudent und Patient“ sind nicht zu nennen.

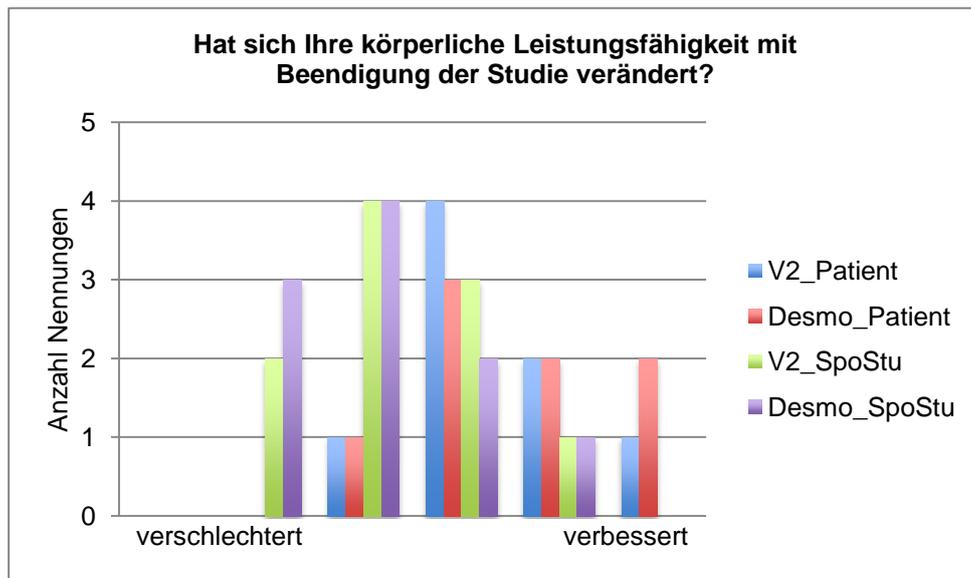


Abbildung 53: Fragebogen Reevaluation: Frage Nr. 8

Die Verbesserung der körperlichen Leistungsfähigkeit zeigt sich bei allen Probanden insbesondere im Bereich der sportlichen Aktivitäten. Nur wenige Nennungen beziehen den Beruf ein.

Betrachtet man die Patientengruppen fällt auf, dass die Verbesserung der Leistungsfähigkeit auch im Alltag zum Tragen kommt. Mehrfach genannt wurden dabei das „Treppe gehen“ ohne Schmerzen und mit weniger Anstrengung oder aber auch das Besteigen einer Leiter.

Für den Alltag und den Sport ist auch die Nennung „kein Instabilitätsgefühl“ entscheidend. In den Sportstudentengruppen äußert sich eine Verbesserung insbesondere durch eine höhere Ausdauerleistungsfähigkeit.

Unabhängig der Zugehörigkeit zu einer der Probandengruppen, sind im Allgemeinen längere Belastungszeiten genannt worden.

5.2 Statistische Auswertungsverfahren

Mit Hilfe interferenzstatistischer Analysen werden die aufgestellten Hypothesen in Bezug auf die Ergebnisse der Kraft, mechanische Leistung sowie deren Zusammenhang mit Veränderungen der Ober- und Unterschenkelumfänge überprüft.

Es wird getestet, ob sich die Trainingseffekte über die Zeit der Desmotronic signifikant von den Trainingseffekten der V2 - Beinpresse unterscheiden.

Ein Test auf Normalverteilung der abhängigen Variablen ist nicht durchgeführt worden. Rudolf und Müller (Rudolf & Müller 2004, 79ff) beschreiben, dass bei den hier angewendeten statistischen Auswertungsverfahren eine Prüfung auf Normalverteilung nicht notwendig ist.

Zur Messung der Trainingseffekte über die Zeit sind Prae - Post - Vergleiche durchgeführt worden, welche eine Überprüfung der Veränderung über die Zeit ermöglichen. Zur interferenzstatistischen Überprüfung dieser Veränderung über die Zeit wurde eine Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt.

Eine Einführung in die Theorie der Quadratsummenzerlegung bei Varianzanalysen mit Messwiederholung, welche dieser Signifikanzanalyse zugrunde liegt, beschreiben Bortz (1999) sowie Diehl und Arbinger (1992).

Prinzipiell ist festzustellen, dass bei diesem statistischen Verfahren die Quadratsummenanteile aufgeteilt werden in die Anteile innerhalb der Probanden und zwischen den Probanden. Während die Anteile innerhalb der Personen die Veränderung über die Zeit anzeigen, enthalten die Quadratsummen zwischen den Personen die Effekte, in denen die Veränderung über die Zeit keine Rolle spielen und somit die Fehlervarianz.

Grundsätzlich testet das Verfahren, ob signifikante Veränderungen zwischen der Vor- und Nachher - Messung vorliegen. Die Nullhypothese besagt dabei, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den Messungen bestehen. Die Alternativhypothese, dass signifikante Unterschiede zwischen den Messungen zu finden sind. Signifikante F-Werte entscheiden zugunsten der Alternativhypothese.

Die Interpretation der Unterschiede bei einfachen Prae - Post - Vergleichen erfolgt über die deskriptive Statistik, also den Unterschieden in den Mittelwerten (Rudolf & Müller 2004).

Zur Messung der Unterschiede in den Trainingseffekten zwischen der Desmotronic und V2 Beinpresse sind Kovarianzanalysen eingesetzt worden. Dieses statistische Verfahren erlaubt für den Einfluss einer dritten Variablen auf die Mittelwertunterschiede zu kontrollieren.

Im vorliegenden Fall bedeutet dies, dass für die Unterschiede in den Trainingseffekten zwischen den Geräten und für Unterschiede zum Trainingsbeginn kontrolliert wird. Signifikante Unterschiede nach dem Training wären entsprechend nicht auf bestehende Unterschiede vor dem Training zurückzuführen. In der vorliegenden Studie wird die Messung vor dem Training als Kovariable eingesetzt, die Messung nach dem Training als abhängige Variable und als Faktor Gerätetyp mit den beiden Faktorstufen *Desmo* und *V2*.

In der Literatur (Bortz 1999, Rudolf & Müller 2004) wird das zweistufige Verfahren bzw. die Abfolge der Kovarianzanalyse beschrieben. In einem ersten Schritt wird regressionsanalytisch der Einfluss der Kovariablen (Messung vor dem Training) aus der abhängigen Variable (Messung nach dem Training) eliminiert. Im nächsten Schritt werden die so entstandenen Residuen varianzanalytisch ausgewertet. Hierbei gilt, dass die Quadratsummen zwischen den Faktorstufen (*Desmo und V2*) die Mittelwertsunterschiede anzeigen, wohingegen die Quadratsummen innerhalb der Faktorstufen die Fehlervarianz darstellen. In diesem Fall besagt die Nullhypothese, dass bei Kontrolle für die Unterschiede vor dem Training nach dem Training keine signifikanten Unterschiede in den Werten zwischen den beiden Gerätetypen bestehen. Die Alternativhypothese dagegen besagt, dass wenn für Unterschiede vor dem Training kontrolliert wird, nach dem Training signifikante Unterschiede in den Werten zwischen den beiden Gerätetypen bestehen.

Signifikante F-Werte entscheiden zugunsten der Alternativhypothese. Die Interpretation der Unterschiede bei einfachen Mittelwertsvergleichen erfolgt über

die deskriptiven Statistiken, also den Unterschieden in den Mittelwerten (Rudolf & Müller, 2004).

Für die Analyseverfahren gilt das folgende Signifikanzniveau (Bortz 1999):

Ein p-Wert $< .01$ entspricht einem hoch signifikanten Ergebnis, ein p-Wert $< .05$ dagegen einem signifikanten Ergebnis. Von einem Trend zur Signifikanz spricht man bei einem p-Wert von $< .10$.

Beiden Verfahren, der Varianzanalyse mit Messwertwiederholung und Kovarianzanalyse, liegt das *Allgemeine Lineare Modell* (Moosbrugger 2006) zugrunde. Die Annahme zur Verteilung der Fehler (Residuen) gilt dabei als Grundlage.

Folgende Voraussetzungen müssen nach Rudolf und Müller (2004) erfüllt sein:

1. Die Residuen müssen unabhängig voneinander sein. Diese Voraussetzung kann als erfüllt angesehen werden, wenn die ausgewählten Probanden zufällig den einzelnen Bedingungen zugeordnet werden.
2. Die Varianz der Residuen unter den einzelnen Faktorstufen, die den Varianzen der abhängigen Variablen unter den einzelnen Faktorstufen entsprechen, muss homogen sein. Diese Voraussetzung wurde mit dem Levene - Test (Diehl & Arbinger 1992) geprüft.
3. Die Residuen innerhalb der Gruppen müssen normal verteilt sein. Diese Voraussetzung ist mit dem Kolmogorov - Smirnoc-Test (Diehl & Arbinger 1992) geprüft worden.

Bei der Varianzanalyse mit Messwertwiederholung müssen die Kovarianzmatrizen der abhängigen Variablen über die verschiedenen Messzeitpunkte hinweg eine Sphärizitätsbedingung²⁶ erfüllen. Die Testbedingungen sind mit dem Mauchly-Test (Müller und Rudolf 2004) auf Sphärizität geprüft worden. Es werden nur Abweichungen von den dargestellten Voraussetzungen in den Analysen angeführt.

²⁶ Sphärizitätsbedingung: Zirkularitätsbedingung

5.2.1 Maximalkraft und Beinumfangsmessungen

Zunächst ist getestet worden, ob es durch Training zu einer Vergrößerung der Maximalkraft gekommen ist. Hierzu wurde eine Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt. Die Maximalkraft vor Trainingsbeginn (Prae - Messung) ist mit der Maximalkraft nach 20 Trainingseinheiten (Post-Messung) verglichen worden. Dabei wurden die Kraftwerte über beide Beine, für alle Teilnehmer (Patienten und Sportstudenten) und unabhängig vom Trainingsgerät (Desmotronic und V2) gemittelt.

Die Ergebnisse zeigen einen hoch signifikanten Effekt des Faktors Zeit, $F(56) = 72.59, p < .001$. Die Betrachtung der Mittelwerte zeigt (s. Abbildung 12), dass das Training bei allen Teilnehmern zu einem signifikanten Zuwachs der Mittelwerte geführt hat.

Im nächsten Schritt ist der Einfluss des Alters und des Geschlechts auf die Veränderung der Maximalkraftwerte durch das Training betrachtet worden.

Zwischen Alter und der Maximalkraft nach dem Training, kontrolliert für die Ausgangswerte, zeigt sich keine signifikante Korrelation, $r = -.18, p = .17$. Das Alter hat zudem keinen Einfluss auf die Veränderungen der Kraftwerte der Bewegungsgeschwindigkeit 3 ($r = -.01, p = .93$) und Bewegungsgeschwindigkeit 5 ($r = -.15, p = .27$).

Um den Einfluss des Geschlechts auf die Veränderung der Maximalkraft zu testen, wurde eine Varianzanalyse mit Messwiederholung mit dem Faktor Zeit (Maximalkraft vor/nach dem Training) durchgeführt und Geschlecht als Zwischensubjektfaktor eingefügt. Es zeigt sich auch für das Geschlecht keine signifikante Interaktion mit dem Faktor Zeit, $F(55) = 0.95, p = .75$.

Betrachtet man die Kraftwerte der Bewegungsgeschwindigkeit 3 und 5 näher, ist ebenfalls keine Signifikanz zu erkennen (Geschwindigkeit 3: $F(55) = .23, p = .63$ und Geschwindigkeit 5: $F(55) = .04, p = .80$).

Das Geschlecht hat aber wiederum einen signifikanten Einfluss auf die Entwicklung des Unterschenkelumfangs bei 10cm ($F(55) = 3.01, p = .09$) (s. Abbildung 54).

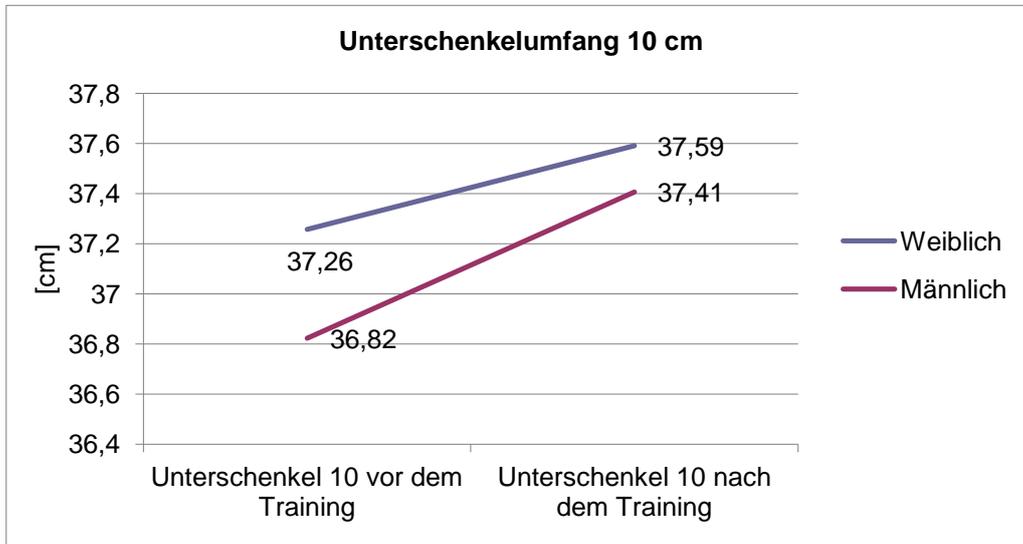


Abbildung 54: Umfangvergleich männlich – weiblich Unterschenkel, 10 cm

Bei den weiteren Umfangmessungen (Oberschenkel 10 und 20 cm sowie Unterschenkel 20 cm) sind keine signifikanten Zusammenhänge mit dem Geschlecht erkennbar:

Geschlecht und Unterschenkel 20: $F(55) = 1.24, p = .27$

Geschlecht und Oberschenkel 10: $F(55) = .74, p = .40$

Geschlecht und Oberschenkel 20: $F(55) = .04, p = .95$

Grundsätzlich ist aber festzuhalten, dass es durch die Trainingseinheiten bei allen Probanden zu einer signifikanten Zunahme der Umfänge in allen Messbereichen gekommen ist.

Unterschenkel 10: $F(56) = .56, p = .00$

Unterschenkel 20: $F(56) = .17, p = .003$

Oberschenkel 10: $F(56) = 1.69, p = .00$

Oberschenkel 20: $F(56) = .98, p = .00$

Des Weiteren ist getestet worden, ob signifikante Unterschiede in den Trainingserfolgen für die beiden Geräte (*Desmo und V2*) vorliegen. Hierfür wurde

eine Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt. In diesem Fall werden die Gerätetypen als Zwischensubjektfaktor eingesetzt. Die Veränderung über die Zeit in Abhängigkeit des Gerätes wurde für die Entwicklung der isometrischen Maximalkraft sowie für die Kraftwerte der Geschwindigkeitsstufen 3 und 5 kontrolliert:

Hier zeigt sich ein signifikanter Interaktionseffekt von Zeit und Gerät auf die isometrische Maximalkraft, $F(55) = 6.07$, $p = .02$. Bei Analyse der Mittelwerte (s. Abbildung 55) wird deutlich, dass die Probanden, die an der V2 trainiert haben, einen größeren Zuwachs der isometrischen Maximalkraft im Vergleich zu den Probanden der Desmotronic erfahren haben.

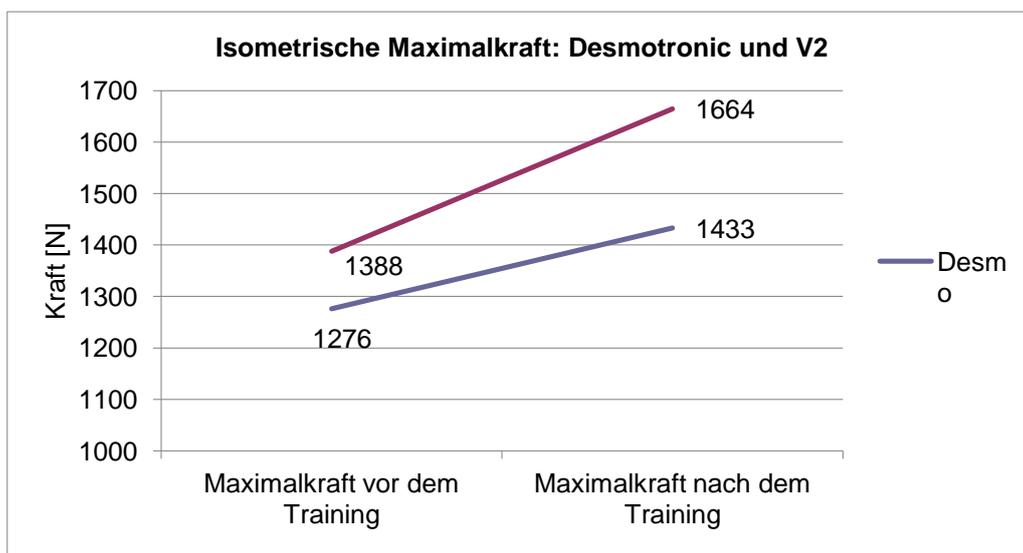


Abbildung 55: Maximalkraftvergleich der Geräte Desmotronic und V2 (MW)

Die Mittelwerte der dynamischen Kraftmessung der Bewegungsgeschwindigkeit 3 zeigen keinen signifikanten Unterschied in den Ergebnissen für die Desmotronic oder V2 Beinpresse, $F(55) = .38$, $p = .53$ (s. Abbildung 56).

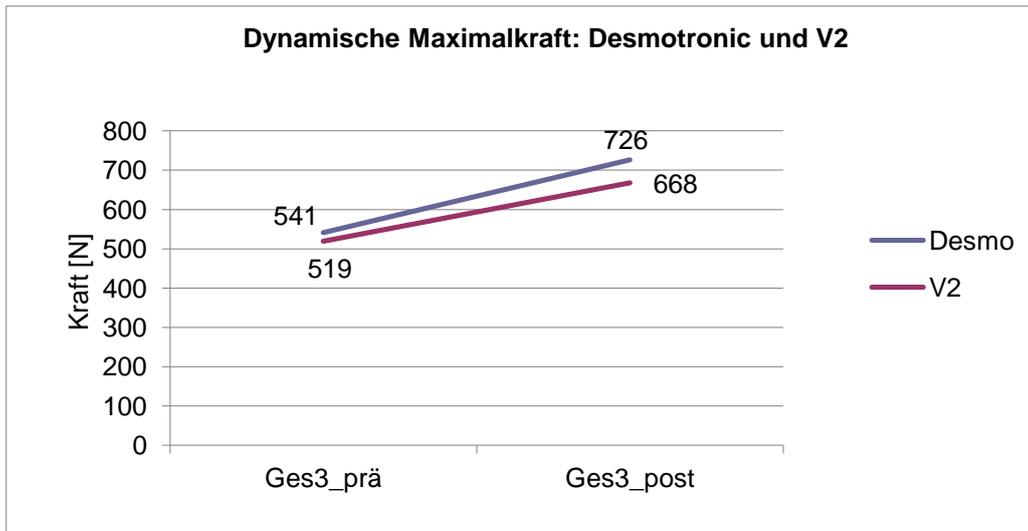


Abbildung 56: Vergleich dynamische Maximalkraft (Geschwindigkeit 3) der Geräte Desmotronic und V2 (MW)

Auch für Bewegungsgeschwindigkeit 5 (s. Abbildung 57) ist die Interaktion mit der Zeit und dem Trainingsgerät getestet worden. Hier weisen die Ergebnisse einen Trend zur Signifikanz auf, $F(55) = 1.96, p = .15$.

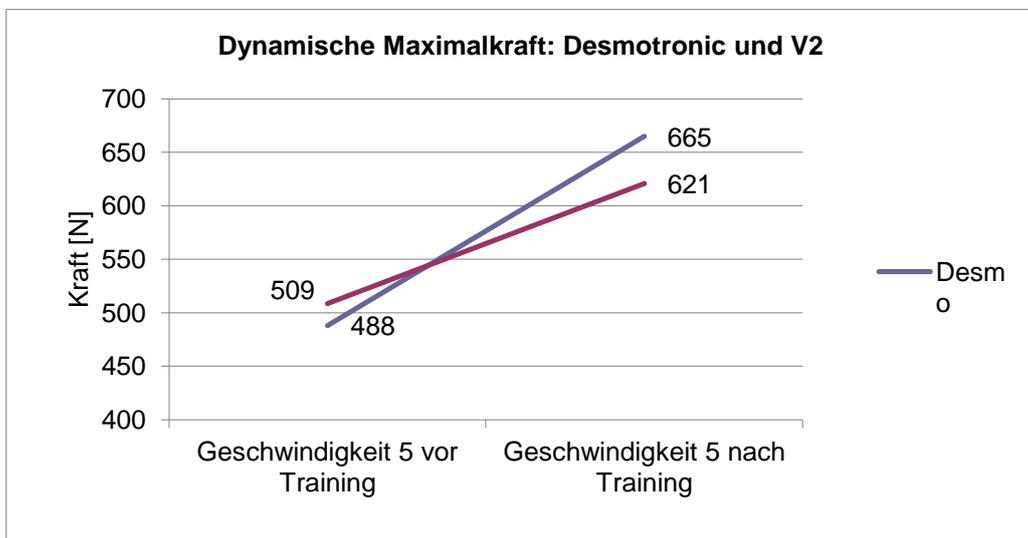


Abbildung 57: Vergleich dynamische Maximalkraft (Geschwindigkeit 5) der Geräte Desmotronic und V2

In wieweit das Geschlecht einen signifikanten Einfluss auf die Werte der Umfangmessung hat, ist bereits in Abbildung 54 dargestellt worden.

Ob auch das Trainingsgerät die Werte der Umfangmessung signifikant beeinflusst, wird im Folgenden dargestellt.

Anhand der statistischen Kontrolle ist festzuhalten, dass für die Umfangmessungen des Unterschenkels bei 10cm ($F(55) = .50, p = .48$) und 20cm ($F(55) = 1.47, p = .23$) sowie für die Oberschenkelmessung bei 20cm ($F(55) = .01, p = .92$) keine signifikanten Zusammenhänge zwischen Zeit, Wert der Messung und Trainingsgerät nachweisbar sind.

Zwischen Oberschenkelumfang bei 10cm, Trainingsgerät und Zeit ist ein signifikanter Zusammenhang der Ergebnisse, $F(55) = 3.86, p = .05$, zu konstatieren (s. Abbildung 58). Die Probanden, die an der V2 trainiert haben, zeigen einen größeren Zuwachs des Oberschenkelumfangs im Vergleich zu den an der Desmotronic trainierenden Probanden.

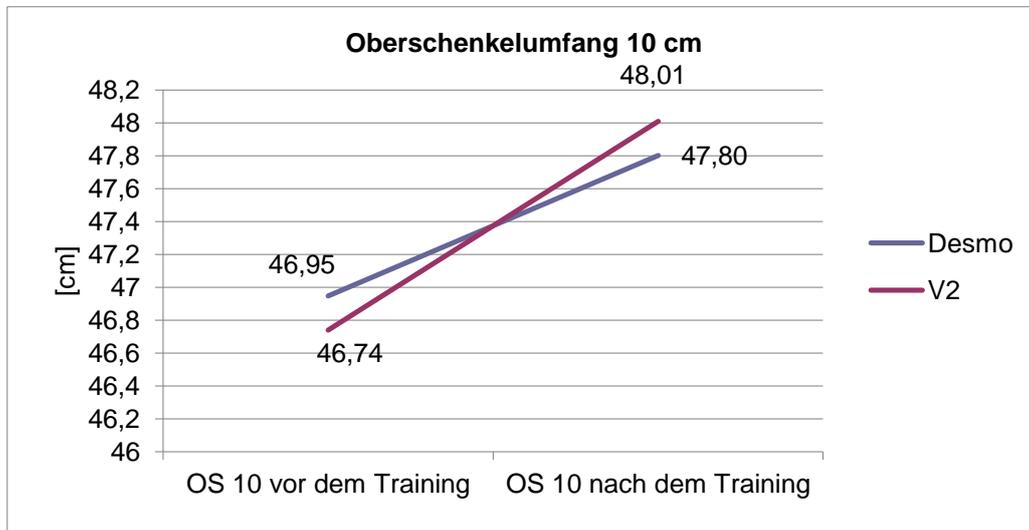


Abbildung 58: Vergleich Oberschenkelumfang 10 cm – Desmotronic und V2

5.2.2 Maximalkraft und Beinumfangsmessungen der Reevaluation - Nachhaltigkeit

Die Veränderung der gemessenen Kraft über die Zeit ist auch für die Nachuntersuchung zunächst kontrolliert worden.

Beginnend mit den gemittelten isometrischen Maximalkraftwerten aller Probanden ist festzustellen, dass es an beiden Trainingsgeräten zu einem hoch signifikanten Abfall der Kraftwerte gekommen ist ($F(35) = 123.51, p < .001$) (s. Abbildung 59). Abbildung 60 zeigt die Streuung der Einzelwerte aller Probanden bezogen auf die isometrische Maximalkraft.

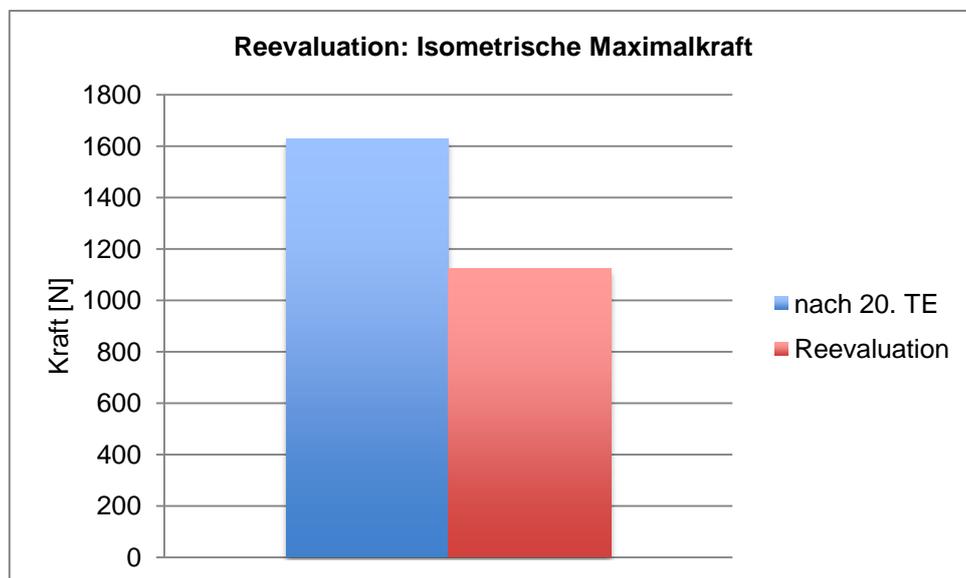


Abbildung 59: Vergleich isometrische Maximalkraft aller Probanden (20. TE und Reevaluation)

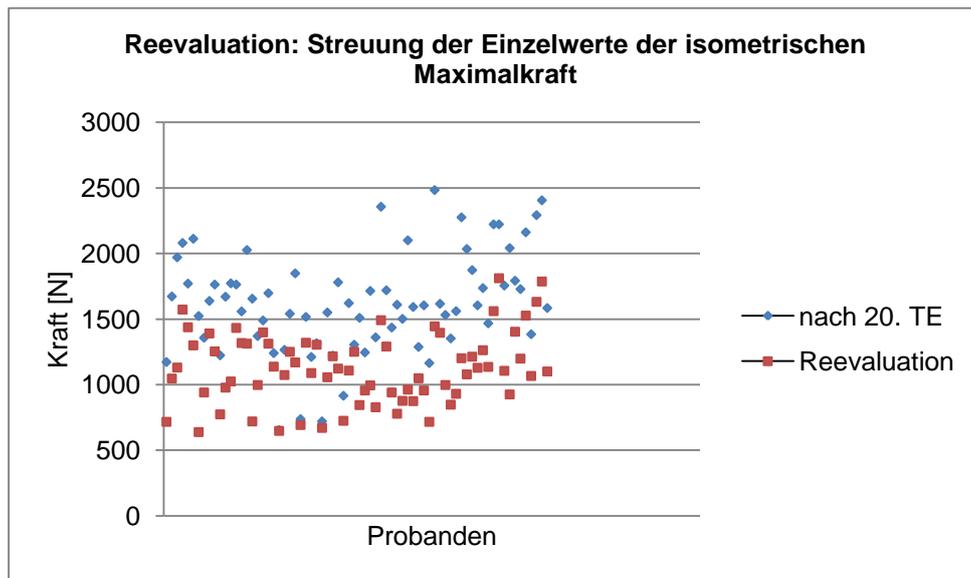


Abbildung 60: Isometrische Maximalkraft (Reevaluation): Streuung der Einzelwerte aller Probanden

Des Weiteren wurde der Frage nachgegangen, ob die Veränderung der Kraftwerte geräteabhängig ist. Auch hier ist das Ergebnis hoch signifikant. Die Probanden der Desmotronic Trainingsgruppe zeigen einen geringeren Abfall der isometrischen Maximalkraft im Vergleich zur V2 Trainingsgruppe (s. Abbildung 61). Es besteht demnach ein Interaktionseffekt von Zeit und Gerätetyp, $F(34) = 6.66, p = .01$.

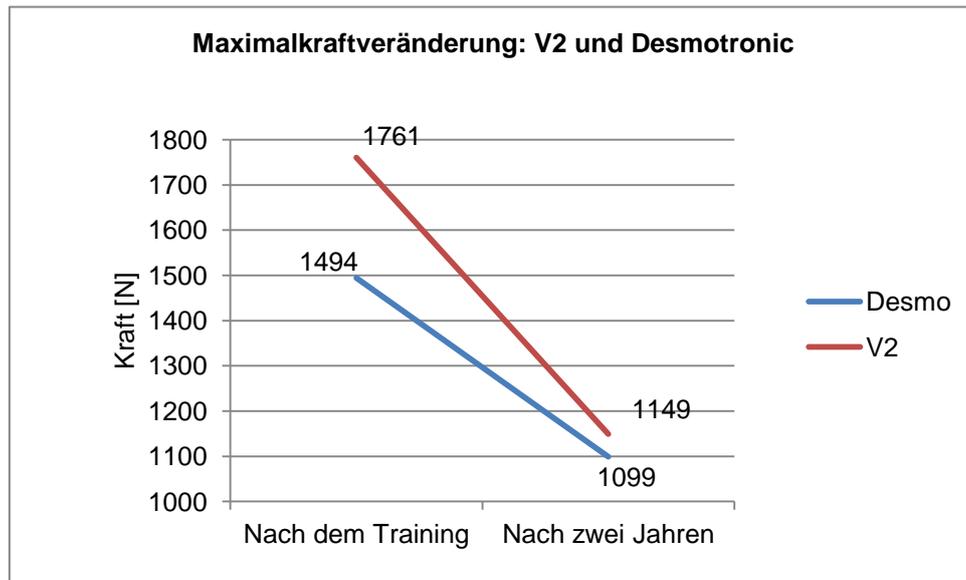


Abbildung 61: Vergleich der Maximalkraftveränderung gerätespezifisch

Der Vergleich von Sportstudenten und Patienten (s. Abbildung 62), geräteunabhängig, zeigt einen stärkeren Abfall der isometrischen Maximalkraft in der Nachuntersuchung für die Sportstudenten. Dieses Ergebnis ist nach statistischer Auswertung ($F(34) = 4.02, p = .053$) als signifikant zu bezeichnen.

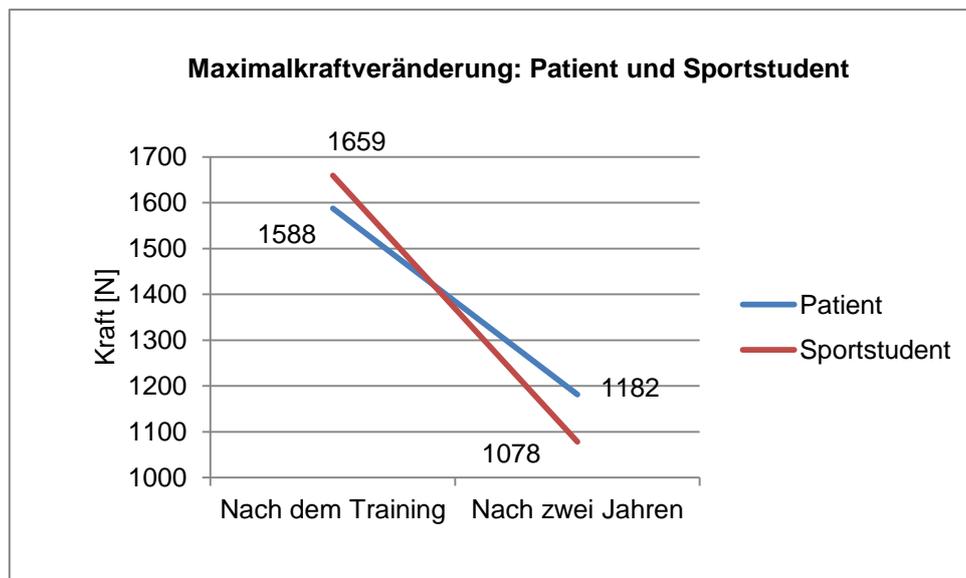


Abbildung 62: Vergleich der Maximalkraft gruppenspezifisch

Die statistische Auswertung der isometrischen Maximalkraft, kontrolliert für Gerät und Gruppe, bestätigt die bisher genannten Ergebnisse nicht ausreichend. Es zeigt sich lediglich ein Trend zur Signifikanz ($F(32) = 2.70$, $p = .11$), dass die Probanden der Patientengruppe, die an der Desmotronic trainiert haben, einen geringeren Abfall der isometrischen Maximalkraft verzeichnen.

Die Ober- und Unterschenkelumfänge sind eine weitere zu untersuchende Größe der Nachuntersuchung.

Der Oberschenkelumfang bei 20cm hat sich bei allen Probanden, unabhängig von der Trainingsgruppe, negativ verändert und ist nach statistischer Prüfung der Mittelwerte als signifikant zu bewerten ($F(34) = 3,78$, $p = .06$) (s. Abbildung 63).

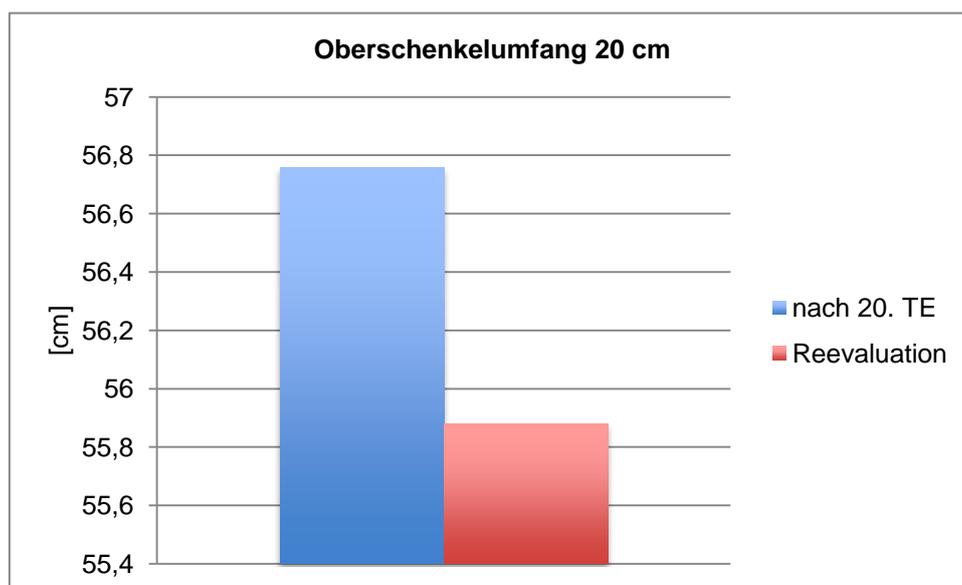


Abbildung 63: Veränderung Oberschenkelumfang 20 cm im Vergleich (geräteunabhängig)

Die Veränderung der Werte der Oberschenkelumfangmessung (20cm) kontrolliert für die Gerätetypen zeigt hingegen keine signifikante Veränderung, ($F(33) = 1.44$, $p = .23$, wenn auch ein Unterschied in den Mittelwerten (s. Abbildung 64)

erkennbar ist:

Desmotronic:	56,30cm	→	54,90cm
V2:	57,30cm	→	56,90cm

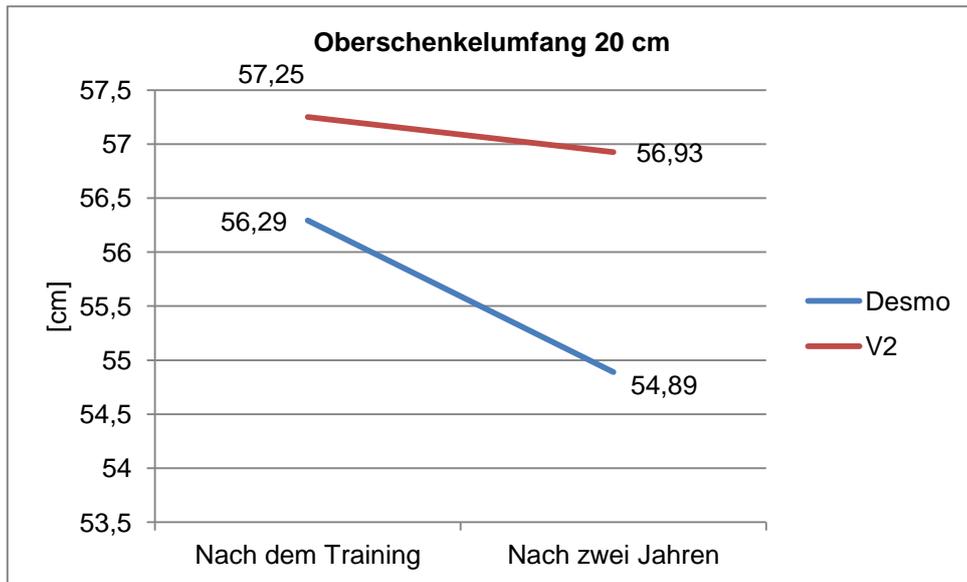


Abbildung 64: Geräteabhängige Veränderung Oberschenkelumfang 20 cm

Betrachtet man die Interaktion „Zeit und Gruppe (Patient - Sportstudent)“ lassen sich auch hier nach statistischer Kontrolle keine signifikanten Unterschiede identifizieren ($p=.84$) (s. Abbildung 65).

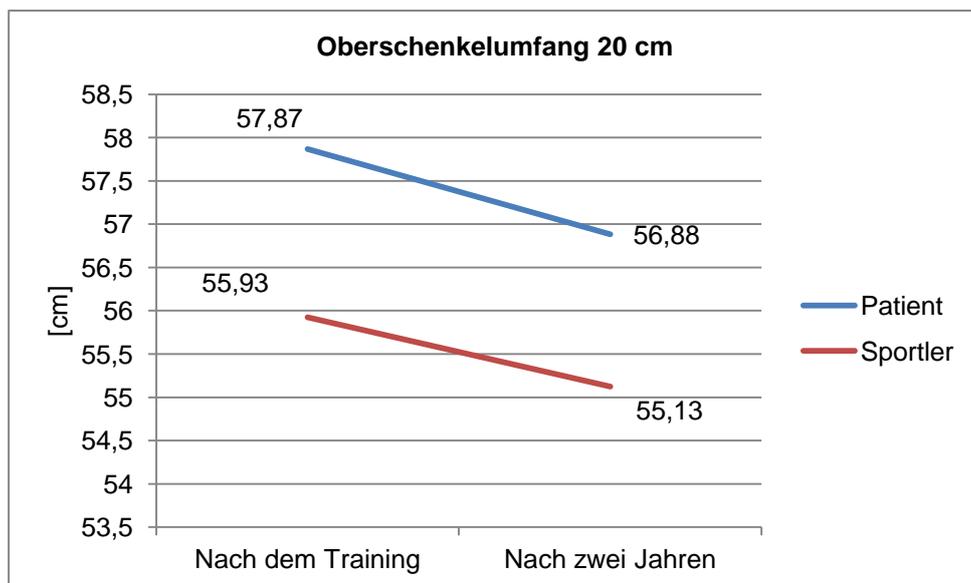


Abbildung 65: Gerät- und gruppenabhängige Veränderung Oberschenkelumfang 20 cm

Die Ergebnisse der Unterschenkelumfangmessungen zeigen für die 10 cm Werte ein konträres Bild im Vergleich zu den Oberschenkelmessungen:

Die Unterschenkelumfänge bei 10cm werden größer, bei 20cm kommt es hingegen zu einer Verringerung der Werte. Statistisch ist die Veränderung der Werte bei 10cm als Trend zur Signifikanz zu bezeichnen ($F(34) = 3.03$, $p = .091$) und bei 20cm signifikant ($F(34) = .426$, $p = .001$).

6. Diskussion

Nachdem im vorausgegangenen Kapitel die Ergebnisse dargestellt wurden, werden diese im folgenden Kapitel diskutiert und in den aktuellen Forschungsstand eingeordnet.

6.1 Kraft und Beinumfang

Isometrische (statische) Kraftmessungen stellen in der Nachsorge orthopädisch-traumatologischer Verletzungen ein nicht mehr wegzudenkendes Maß zur Beurteilung des Therapieerfolges und zur Trainingssteuerung dar. Aufgrund der Wichtigkeit werden zunächst die Messungen der isometrischen und dynamischen Maximalkraft sowie der Beinumfangmessung im Geräte- und Probandenvergleich betrachtet. Unter anderem wird der Frage nachgegangen, welche Krafftfähigkeiten für den Alltag von besonderer Bedeutung sind. Außerdem wird auf Vor- bzw. Nachteile der Trainingsgeräte und deren Einsatzmöglichkeiten in der Therapie eingegangen. Anschließend werden die Ergebnisse der Nachuntersuchung einbezogen.

Die Gesamtdauer der Studie und die Anzahl der Trainingseinheiten sind insgesamt als kurz zu bewerten. Die Ergebnisse dieser Studie haben dennoch gezeigt, dass es trotz der kurzen Dauer zu signifikanten Anpassungserscheinungen des gesamten Probandenkollektivs durch die Trainingseinheiten gekommen ist.

Nicht nur eine signifikante Verbesserung der Krafftfähigkeiten, sondern auch eine signifikante Verbesserung der Ergebnisse der Beinumfangmessungen ist als positives Resultat zu nennen. D. h. die signifikante Steigerung der Krafftfähigkeiten und die gleichzeitige Zunahme des Oberschenkelumfangs lassen – neben einer Verbesserung der neuronalen Ansteuerung – auch auf eine erhöhte Muskelmasse schließen.

Ordnet man die Studiendauer in die Literatur (Fleck 1999 / Schiotz 1994) ein, wird zum einen die Einstufung in eine „kurze Interventionsmaßnahme“ bestätigt. Betrachtet man auf der anderen Seite die Anpassungen, sind diese als kurzfris-

tige Anpassungserscheinungen neuronaler Art zu bewerten (Aagard und Mayer 2007):

Eine verbesserte intra- und intermuskuläre Koordination mit der Folge einer größeren Ausnutzung der muskulären Reserven (Mannion et al. 2001). Eine Veränderung der Aktivität von Enzymen, ausgelöst durch z.B. Änderungen der Enzymkinetik nach Anstieg oder Abfall von Substrat- bzw. Produktkonzentrationen ist als Grundlage schneller Anpassungen von Mairbäurl (2006) beschrieben. Reuss - Borst et al. haben 2001 bis 2006 in einer Untersuchung zur messbaren Verbesserung der Mobilität der Wirbelsäule und Kraft der Rumpfmuskulatur ein 3 bis 4-wöchiges „sanftes Krafttraining“ durchführen lassen. Eine signifikante Steigerung der isometrischen Maximalkraft zählt auch hier zu den Ergebnissen, die die Verbesserung der isometrischen Maximalkraft dieser Studie stützen.

Eine Probandin der V2 - Patienten Gruppe hat mit einem isometrischen Maximalkraftzuwachs von 69% eine im Vergleich zum Durchschnitt dieses Probandenkollektivs (19%) sehr hohe Zuwachsrate zu verzeichnen. Diese Probandin ist eine auffallend „kräftige“ Person, die im Kindes- und Jugendalter dreimal wöchentlich ein Schwimmtrainingsprogramm absolviert hat. Ob und wie weit diese Tatsache Einfluss auf das Ergebnis hat, kann nicht beurteilt werden. Dennoch ist aus der Literatur (van Etten 1993) bekannt, dass bei von Natur aus „kräftigeren Personen“ der Muskelzuwachs ausgeprägter ist.

Das Training des Probandenkollektivs der Desmotronic erfolgte einerseits auf der Basis der subjektiven Selbsteinschätzung und andererseits wurde mit einer zunehmenden Trainingsgeschwindigkeit trainiert. Diese ist unabhängig von der subjektiven Selbsteinschätzung jeweils nach fünf Trainingseinheiten, bei gleichzeitiger Reduzierung der Intensität, erhöht worden.

Das Training an der V2 erfolgte mit immer einheitlicher, durch den Probanden selbst kontrollierter, zügiger Bewegungsgeschwindigkeit. Die zunehmende Bewegungsgeschwindigkeit an der Desmotronic wurde von den Probanden als „angenehm“ bezeichnet. Außerdem konnten diese den Bewegungsablauf in einer besseren Bewegungsqualität durchführen. Probanden der Patientengrup-

pe berichteten zudem von weniger Beschwerden im Bereich des Kniegelenks im Vergleich zu anderen Trainingsgeräten mit denen die Beinmuskulatur trainiert werden kann. Als Beispiel der Probanden wurde der sogenannte Beinstrecker genannt.

Der Bewegungsgeschwindigkeit wird insbesondere in der Therapie eine große Bedeutung zu geschrieben. Bewegungen können mit langsamer Bewegungsgeschwindigkeit kontrollierter durchgeführt werden. Betrachtet man allerdings die Gelenkbelastung während einer langsamen Bewegung, ist nach dem Gesetz des Schweizer Physikers Daniel Bernoulli, eine größere Kompression der belasteten Strukturen bei einem bestimmten Widerstand zu verzeichnen (Froböse und Nellessen, 31f). Das Gesetz drückt aus, dass der Druck zwischen zwei Oberflächen geringer ist, wenn diese voneinander durch Flüssigkeiten getrennten Körper schneller gegeneinander bewegt werden. Überträgt man diese Tatsache auf das Kniegelenk, sind Femur und Tibia als Körper zu bezeichnen, deren Gelenkflächen die im Gesetz genannten Oberflächen und die Flüssigkeit, die Gelenkflüssigkeit. Dementsprechend kommt es bei erhöhter Bewegungsgeschwindigkeit zu einer geringeren Gelenkkörper- und Gelenkflächenbelastung des Kniegelenks. Nicht zuletzt sind auch die passiven Gelenkstrukturen, wie Gelenkkapsel, Bänder, etc. von einer Mehrbelastung betroffen. Außerdem kommt es zu einer Steigerung des chondrosynovialen Stoffwechsels (Davies 1992).

Mit zunehmender Bewegungsgeschwindigkeit ist der Muskel nicht mehr in der Lage, einen bestimmten Widerstand zu überwinden. Die Folge ist eine verlangsamte Muskelkontraktion. Als Erklärung hierfür wird die Relation zwischen Kraft und Kontraktionsgeschwindigkeit der Muskulatur angeführt:

Mit steigender Bewegungsgeschwindigkeit kann ein Muskel nur noch einen geringeren Widerstand überwinden (Schmidt, Thews 1987, 81). Auf dieser Grundlage ist bei der vorliegenden Studie mit der Intensitätenänderung an der Desmotronic gearbeitet worden. Die Trainingsgruppen der Desmotronic haben aufgrund dessen mit geringeren Intensitäten und geringeren Gelenkbelastungen trainiert. Bei der Frage, ob dennoch ähnliche Trainingsergebnisse wie in

den V2 Gruppen erreicht wurde, ist keine eindeutige Angabe zu machen. Diese Frage kann ausschließlich parameterabhängig beantwortet werden.

Dass es zu einer signifikanten Veränderung der isometrischen Maximalkraft beider Trainingsgerätgruppen gekommen ist, ist bereits angeführt worden. Jedoch ist das Ergebnis hoch signifikant, dass die V2 Gruppen einen größeren Zuwachs bei dieser Messung erfahren haben.

Buskies (1999) Ergebnisse seiner Untersuchung mit 64 männlichen Sportstudierenden unterstützen die Ergebnisse dieser Studie. Weder hohe Intensitäten noch Serien bis zur Ausbelastung sind erforderlich, um eine Steigerung der isometrischen Maximalkraft zu erreichen.

Die Ergebnisse der eigenen Untersuchung zeigen zudem im Vergleich der Gruppen *Sportstudenten* und *Patienten* einen etwas größeren Anstieg des gemessenen Parameters „isometrische Maximalkraft“ der Sportstudenten nach den durchgeführten Trainingseinheiten. Die Vermutung, die Veränderungen sind durch eine Intensitätsänderung des Sportstudium bedingt, können nahezu ausgeschlossen werden. Die Dauer der Studie lag innerhalb eines Semesters und zudem wurden die Sportstudenten darauf aufmerksam gemacht, jede Änderung im Rahmen des Studiums anzuzeigen.

Ein weiterer gemessener Parameter der eigenen Untersuchung ist die „dynamische Maximalkraft“ bei zwei verschiedenen Bewegungsgeschwindigkeiten. Auch bei diesem Parameter kam es zu signifikanten Veränderung des gesamten Probandenkollektivs. Betrachtet man die Ergebnisse unter Berücksichtigung des Trainingsgerätes zeigt sich, im Vergleich zur isometrischen Maximalkraft, ein verändertes Bild. Die dynamische Maximalkraft bei Geschwindigkeitsstufe 5 zeigt mit einem Trend zur Signifikanz bei den an der Desmotronic trainierenden Probanden eine größere Zuwachsrate. Probanden der Desmotronic Patienten-Gruppe zeigen sogar im Mittel eine Verbesserung der Werte um 39%.

An dieser Stelle muss der Frage nachgegangen werden, ob es sich hier um einen Vorteil derer handelt, die die Desmotronic auch als Trainingsgerät genutzt haben. Es ist nicht auszuschließen, dass während der zwanzig Trainingseinheiten, eine Gewöhnung an das jeweilige Trainingsgerät stattgefunden hat.

Hottenrott (2011) beschreibt in seinen Ausführungen zur „neuromuskulären Kontrolle im Sport“ die Ausbildung eines motorischen Gedächtnisses²⁷ durch ständiges Üben bestimmter Bewegungsabläufe (Hottenrott 2011, 52f). Es entstehen dadurch stabile Bewegungsprogramme (Hottenrott 2011, 54).

Betrachtet man die aufgezeichneten Kurvenverläufe der verschiedenen Trainingseinheiten an der Desmotronic Beinpresse (Online monitoring der Kraftverläufe), registriert der Betrachter sofort „ruhigere“ Kurvenverläufe. Auch die Probanden berichteten von einer Art Gewöhnung an die vorgegebene, gleichmäßige Bewegung im Verlauf der Trainingseinheiten.

Proband *VP1* war ausschließlich für die Atemgasanalyse an der Desmotronic. Im Vergleich zu den weiteren vier Probanden der Atemgasanalyse hat dieser Proband insbesondere während der ersten Messung eine höhere mechanische Leistung für diese Anforderung erbringen müssen. Anhand der Post - Messung der Atemgasanalyse wiederum wird ersichtlich, dass Proband *VP1* zu diesem Zeitpunkt bereits mindestens ein Mal an diesem Gerät trainiert hat:

Der Bewegungsablauf und die Bewegungsgeschwindigkeit werden sicherer nachvollzogen. So kann davon ausgegangen werden, dass der Effekt der Gewöhnung und der koordinativen Anpassung an die zunehmende Bewegungsgeschwindigkeit und das Trainingsgerät durch die Probanden der Desmotronic für die Tests nach Beendigung der zwanzig Trainingseinheiten ausgenutzt werden konnte. Der Effekt der Gewöhnung wird auch durch Mannion et al. (2001) in einer Untersuchung bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen beschrieben.

Ein effektives Krafttraining besteht nicht ausschließlich aus isometrischen Anspannungen. Ein ständiger Wechsel zwischen konzentrischen und exzentrischen Bewegungsphasen ist von besonderer Bedeutung für den Muskelaufbau. Zielabhängig werden in der Literatur Angaben zu Intensitäten, Wiederholungs-

²⁷ Der Begriff „*motorisches Gedächtnis*“ stammt aus der Neurophysiologie. Es kann dem „*prozeduralen Gedächtnis*“ zugeordnet werden. Dieses speichert, im Gegensatz zum *deklarativen Gedächtnis*, Fertigkeiten ab und unterstützt die Ausbildung einer Fähigkeit und Fertigkeit bei wiederkehrenden Aufgaben (vgl. Lang 2007, 447).

zahlen, Pausen und Trainingsdauer für den Einsatz mit „gesunden Personen“ gegeben (Güllich und Schmidtbleicher 1999 / Gottlob 2001).

Die Atrophie der Oberschenkelmuskulatur nach einer Knieverletzung, insbesondere einer LCA - Ruptur, erfolgt sehr schnell und ist innerhalb weniger Wochen deutlich an einem verminderten Oberschenkelumfang der Patienten sichtbar. Pässler und Shelbourne (1993) beschreiben, dass die Muskelatrophie nicht nur vom Krankheitsbild sondern auch vom Alter und Geschlecht abhängig ist. Auch der Fasertyp hat eine Auswirkung auf den Grad der muskulären Atrophie (Radlinger 1998, 115). Ruhigstellung oder verminderte Belastung bewirkt in den langsamen Typ 1 - Fasern eine stärkere Atrophie des Muskels als bei Typ 2 - Fasern. Die Mehrheit der Skelettmuskulatur weist ein Mischungsverhältnis beider Fasertypen auf. Die jeweiligen Anteile sind dabei unterschiedlich groß und bestimmen die Einteilung. Für den Muskelaufbau sind daher neben den Trainingsprinzipien auch die Krafteigenschaften des jeweiligen Muskels bzw. seine Stoffwechseleigenschaften und Faserverteilung verantwortlich. Muskelfasern sind trotz ihrer Differenzierung dynamische Strukturen, die sich an Training anpassen können (Pette 1999).

Typ 1 Muskelfasern sind für die Kraftentwicklung in der Muskulatur wichtig. Aagaard und Andersen (1998) haben den Zusammenhang in ihrer Untersuchung zur Korrelation zwischen Kontraktionskraft und den schweren Myosinketten nachgewiesen.

Auch die Aktivierung von Satellitenzellen ist mitverantwortlich für die Ausbildung der Kraftfähigkeiten. Sie reagieren auf „Stress“ (= muskuläre Beanspruchung) mit Proliferation und Differenzierung (Liu et al. 2007). Des Weiteren haben Liu et al. in einer Untersuchung mit gesunden Probanden am M. triceps brachii festgestellt, dass bei einem konzentrischen Training mit einer Kombination von niedrig intensiven Widerständen und einer hohen Bewegungsgeschwindigkeit eine Zunahme der schnellen Fasern zu verzeichnen war.

Die höheren dynamischen Maximalkraftwerte der Desmotronic Gruppe könnte auf der im letzten Absatz angesprochenen Tatsache der Muskelfasertransformation beruhen. Eine verstärkte Transformation zu den schnellen Muskelfasern

kann als mögliche Erklärung der Ergebnisse angesehen werden (FT oxidativ – FT glykolytisch).

2004 veröffentlichten Friedmann et al. eine Studie zur muskulären „Adaptation durch desmodromisches Training am Beinstrecker“. Eine Gruppe gesunder Probanden trainierte an einem konventionellen Beinstrecker. Innerhalb von 45 Sekunden sind 25 Wiederholungen durchgeführt worden. Die andere Gruppe trainierte an der Motronic (desmodromisches Trainingsgerät für den Beinstrecker) mit einer, im Vergleich zur eigenen Studie, erhöhten Last in der exzentrischen Bewegungsphase. Grundlage des Studiendesigns waren vermutlich die Untersuchungen von Brandenburg et al. (2002) und Hortobágyi et al. (2001), die eine signifikante Verbesserung der Krafftigkeiten mit erhöhter exzentrischer Last erforscht haben. Als Ursache wird eine vermehrte Rekrutierung der schnellen Typ 2 - Fasern vermutet. Die Untersuchung von Friedmann et al. kam zu dem Ergebnis, dass desmodromisches Training anscheinend eine vermehrte Expression von Genen des schnelleren Muskelphänotyps bei Untrainierten induziert; also eine vermehrte Rekrutierung der schnellen Muskelfasern während des Trainings. Diese Tatsache könnte als Erklärung für das Ergebnis der dynamischen Maximalkraftwerte der Geschwindigkeitsstufe 5 der eigenen Untersuchung herangezogen werden. Hier weisen die Patienten der Desmotronic Gruppe den stärksten Anstieg (39%) auf.

Ein im Vergleich zur konzentrischen Bewegungsphase erhöhter Widerstand in der exzentrischen Phase muss dennoch als kritisch bewertet werden. Insbesondere dann, wenn das Training mit unerfahrenen Personen durchgeführt wird. Muskuläre Beschwerden als Folge von sekundären Entzündungsreaktionen mit Minderdurchblutung und Verhärtung der Muskulatur sind in der Literatur beschriebene Symptome (Byrnes et al. 1985 / Kuipers 1994) bei zu hohen Trainingsbelastungen.

Des Weiteren ist im Fall der Desmotronic Beinpresse zu beachten, dass während der Bewegungsausführung die Bewegungsgeschwindigkeit nicht reguliert werden kann. Auch das Verfolgen der Fußplatte während der vollständigen Trainingsserie ist unumgänglich. Eine bei Untrainierten mögliche mangelnde

Ausbildung der inter- und intramuskulären Koordination erfordert bereits ohne exzentrische Mehrlast eine erhöhte Aufmerksamkeit der Trainierenden.

Eine zusätzliche Erhöhung der Trainingsintensität in einer der beiden Bewegungsphasen kann für Untrainierte eine physische und psychische Überforderung auch bei niedrigen Intensitäten darstellen. Ergänzend muss hinzugefügt werden, dass im Fall der vorliegenden Untersuchung eine zusätzlich verstärkte Spannung des M. quadriceps durch Erhöhung der exzentrischen Last einen Schmerz in den betroffenen Strukturen der Patientengruppe hätte auslösen können.

Abschließend wird die isometrische Maximalkraft als klassischer Parameter der Leistungsdiagnostik im Sport und der orthopädischen Rehabilitation betrachtet.

Bewegungen des Alltags liegt primär eine auxotone Arbeitsweise der Skelettmuskulatur zugrunde, so dass der Einsatz der isometrischen Maximalkraft insbesondere in der orthopädischen Rehabilitation hinterfragt werden muss.

Im Hinblick auf die Anforderungen in Einzel- und Mannschaftssportarten kann bei einer isometrischen Maximalkraftmessung kaum ein Zusammenhang mit dem multidirektionalen Bewegungsverhalten der Sportarten erkannt werden (Hottenrott 2011, 55).

Ein schnelles Wiedererlangen der vollen Gelenkfunktionen kann als allgemein geltendes Ziel nach Knieoperationen genannt werden. Dabei ist die funktionelle Gelenkstabilität eine sehr wichtige Funktion, die nicht ausschließlich durch isometrische Spannungsübungen erreicht werden kann. Daher wird heutzutage in der Rehabilitation frühfunktionell gearbeitet. Schäfer et al. (2002) führten zu diesem Thema eine Studie mit vierzig Patienten nach Achillessehnenruptur und frühfunktioneller Behandlung mit guten Resultaten durch.

Die Probanden der eigenen Studie haben zur Sicherstellung der Effekte ausschließlich nur an einem der Trainingsgeräte trainiert. Ein Training zunächst an einem der Geräte und dann an einem weiteren Traininggerät hätte mit einer sehr hohen Wahrscheinlichkeit zu einem Vorteil / Nachteil eines der beiden Trainingsgerätes geführt. Die daraus resultierenden Trainingseffekte wären dann nicht ausschließlich auf nur ein Trainingsgerät zurückzuführen. Es ist zu

vermuten, dass die zum Teil große Streuung der Ergebnisse durch ein Training an beiden Geräten nacheinander größer werden würde.

Bei Betrachtung der Ergebnisse der isometrischen und dynamischen Maximalkraft fällt auf, dass die Werte in den Patientengruppen im Vergleich zur Sportstudentengruppe geringer sind. Das Durchschnittsalter der Patientengruppen sowie das Geschlecht haben nach statistischer Prüfung keinen Einfluss auf das Ergebnis. Die aufgrund der Verletzung gestörte inter- und intramuskuläre Koordination scheint die Ergebnisse zu beeinflussen.

6.1.2 Kraft und Umfänge der Nachuntersuchung

Zwei Jahre nach Beendigung der Studie erfolgte eine Nachuntersuchung mit einem Teil des Probandenkollektivs der Primärstudie.

Erwartungsgemäß verzeichneten alle Probanden bei der Prüfung der isometrischen Maximalkraft geringere Kraftwerte. Gleiches gilt für die Beinumfangmessung des Oberschenkels, der sich bei 20 cm Abstand vom Kniegelenksspat signifikant verringert hat.

Überprüft man den Abfall der Kraftwerte innerhalb der Trainingsgruppen, weisen die Probanden der Desmotronic einen geringeren Abfall der isometrischen Maximalkraft im Vergleich zu den Probanden der V2 auf. Innerhalb der Desmotronic Gruppe muss nochmals unterschieden werden: Patienten zeigen hierbei den geringsten Abfall der isometrischen Maximalkraft.

Grund für den geringen Abfall der Parameter in den Patientengruppen könnte die wieder vollständige Integration der Probanden in den Alltag sein. Alle Probanden gehen wieder ihrer beruflichen Tätigkeit und den Freizeitaktivitäten nach. Ihre körperliche Belastung und muskuläre Beanspruchung ist in keiner Weise mehr eingeschränkt, so dass die volle Muskelfunktion erreicht ist. Die auch im Rahmen der Nachuntersuchung ausgefüllten Fragebögen bestätigen dieses Ergebnis.

In der Gruppe der Sportstudenten zeigt sich hingegen ein gegensätzliches Bild. Der Abfall der isometrischen Maximalkraft ist signifikant größer als in der Pa-

tientengruppe. Auch bei diesem Probandenkollektiv kann der Fragebogen zur Erklärung der Ergebnisse herangezogen werden.

Zunächst fällt auf, dass ein Großteil der Sportstudenten das Studium bzw. den sportpraktischen Teil des Studiums beendet hat. Ein weiterer Teil dieser Gruppe war zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung in Examensvorbereitungen eingebunden. Sie gaben dieses als Grund für die zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung geringere sportliche Aktivität an.

Warum der Abfall der isometrischen Maximalkraft der an der V2 trainierenden Probanden größer ist als bei den Probanden, die an der Desmotronic trainiert haben lässt sich anhand der vorliegenden Ergebnisse und Studien nicht eindeutig beantworten. Bei der Interpretation des Ergebnisses muss an dieser Stelle zum einen auf die sehr geringe Probandenanzahl der Reevaluation innerhalb der Trainingsgruppen und zum anderen auf mögliche körperliche Veränderungen der Probanden über die Zeit hingewiesen werden.

Der Einfluss der Alltagsbelastungen auf die Muskulatur wurde bereits diskutiert. Inwieweit Strukturveränderungen im Muskel stattgefunden haben und welchen Einfluss diese auf das vorliegende Ergebnis haben, ist nur zu vermuten. Die bereits beschriebene verstärkte Transformation von Muskelfasern bei Untrainierten und somit ein vermehrtes Vorkommen schneller Muskelfasern ist als mögliche Erklärung für den geringeren Abfall an der Desmotronic anzuführen. Dieses setzt jedoch voraus, dass einmal ausgebildete, schnelle Typ 2 - Muskelfasern zum einen verantwortlich sind für die entstandene Kraft und zum anderen deren Transformation nicht entgegengesetzt abläuft.

6.2 Mechanische Leistung, Energieumsatz und Wirkungsgrad

Im Rahmen der spiroergometrischen Messung wird zu Beginn auf die Messmethodik im Allgemeinen und deren Einsetzbarkeit bei kurzen intensiven Belastungen eingegangen. Folgend werden der Wirkungsgrad und relative maximale Sauerstoffaufnahme betrachtet.

Bei kurzen Belastungen wird keine Ergostase (Plateau) erreicht, so dass zur Auswertung der Daten die auch in dieser Untersuchung eingesetzte Integralmethode angewendet werden muss. Ein Plateau der O_2 -Aufnahme wird erst nach 2 - 5 Minuten gleich bleibender Leistung erreicht und während der gesamten Belastungszeit beibehalten.

Die Seriadauer während der Messungen dieser Studie betrug 45 s. Entsprechend hat keiner der Probanden eine Plateauphase erreichen können (de Marées 1981, 445f). Die Energielieferung während der Ergostase bei leichter und mittelschwerer Arbeit erfolgt auf aeroben Weg, ist aber bei schwerer Arbeit nicht ausreichend. Eine Anhäufung von Pyruvat aufgrund einer verstärkt ablaufenden Glykolyse führt zu einer zunehmenden Lactatbildung, die aufgrund von Elimination vermehrt im Blut und im Muskel nachgewiesen werden kann (de Marées 1981, 448). Friedmann (2007, 16) konnte in einer 4 - wöchigen Kraftausdauertrainingsstudie an der Desmotronic ebenso eine erhöhte Konzentration der Lactatdehydrogenase²⁸ durch Muskelbiopsie im M. vastus lateralis feststellen. Dies bestätigt die intensive Belastung nicht nur des Atmungssystems.

Eine verstärkte Abatmung der anfallenden Kohlensäure ist nicht ausreichend, so dass eine zunehmende Wasserstoffionenkonzentration zu Ermüdungserscheinungen der Muskulatur führt (de Marées 1981, 448). Bezieht man an dieser Stelle die subjektive Selbsteinschätzung ein, fällt auch hier die höhere Einstufung der Belastung der an der Desmotronic Trainierenden im Vergleich zur V2 Beinpresse auf und bestätigt die mit der Atemgasanalyse erhaltenen Werte.

Es ist bekannt (de Marées 1981, 449), dass nach Intervallbelastungen die Werte der Sauerstoffaufnahme bis mehrere Stunden danach ansteigen können bzw. erhalten bleiben. Dabei wird nach der Belastung, abhängig von der Art und Intensität der Arbeit, ein Vielfaches an Sauerstoff aufgenommen, um das zu Beginn der Belastung eingegangene O_2 Defizit wieder auszugleichen. Die Nachbelastungszeit dieser Studie beträgt lediglich sechs Minuten. Anhand der Ergebnisse ist festzustellen, dass der Nachbelastungsenergieverbrauch zu ge-

²⁸ Lactatdehydrogenase katalysiert die Reaktion von Pyruvat zu Lactat (Löffler / Petrides 1998, 382f)

ring ist und der daraus resultierende Wirkungsgrad zu hoch liegt (s. Tabelle 1). Bei Annahme einer weiteren O₂ Mehraufnahme von im Mittel 20 ml/min für eine Stunde verändern sich der Energieumsatz und der Wirkungsgrad in eine vorstellbare Größenordnung.

Eine erhöhte Atem- sowie Herzarbeit erfordern außerdem einen vergrößerten O₂ Bedarf. Nach muskulärer Tätigkeit steigt die Körpertemperatur, die folgedessen reguliert werden muss. Die Wiederauffüllung des O₂ - Speichers Myoglobin als auch die des O₂ - Behälters Blut erfordern außerdem Sauerstoff. Das nach intensiver Belastung nicht mehr mit Sauerstoff gesättigte Myoglobin benötigt ca. 100ml O₂. Für den Ausgleich des venösen O₂ - Gehalts wird eine Mehraufnahme Sauerstoff von etwa 400 - 600ml angenommen (de Marées 1981, 450).

Die aus der Atemgasanalyse resultierenden Werte für den Energieumsatz und Wirkungsgrad (Bestimmungen: Vorstartwerte, 6 Minuten Erholung) erscheinen für ersteren sehr niedrig und für den zweiten sehr hoch und liegen nicht im Bereich derer, wie sie in der Literatur (Marées 1991, 455) beschrieben werden.

Die Vorstartsituation der Probanden entspricht nicht der in Literatur angegebenen Situation: Die Studienteilnehmer sind bereits aufgewärmt und zudem ist eine natürliche, erhöhte Muskelanspannung aufgrund der bereits eingenommenen Messposition zu verzeichnen. Entsprechend muss ein Teil des Ruheumsatzes bereits für „Arbeit“ eingesetzt werden, wie die bereits genannte stationäre Arbeit beim Sitzen auf dem Trainingsgerät. Des Weiteren ist eine vermehrte Organleistung zu nennen. Aufgrund der vorherigen Aufwärmung auf einem Fahrradergometer ist bereits zu diesem Zeitpunkt ein erhöhter Sauerstoffbedarf der Organe vorhanden. Daraus folgt, dass der Energieumsatz zu niedrig und der Wirkungsgrad zu hoch bestimmt wird. In Folge dessen wurde für den zu hoch gemessenen Ruhe - Energieumsatz der Grundumsatz einbezogen.

Durch die Korrektur über das Einbeziehen des Grundumsatzes anstelle des "Vorstartumsatzes" und die Verlängerung der Nachbelastungszeit werden für den Energieumsatz und Wirkungsgrad Werte ermittelt, die im Bereich der in der Literatur angegebenen Werte liegen (Schmidt, Thews 1987, 83).

Die mechanische Leistung – ermittelt aus den Kraft- und Geschwindigkeitswerten der Desmotronic – erscheint sehr hoch. Da die mechanische Leistung in die Berechnung des Wirkungsgrades einfließt, ist es nicht auszuschließen, dass Messfehler in der Ermittlung der mechanischen Leistung mitverantwortlich für den zu hoch bestimmten Wirkungsgrad sind.

Die Probanden haben im Mittel eine gemittelte mechanische Leistung während der 45 s dauernden Belastung erbracht, die zwischen 310 W und 773 W liegt. Lehmann et al. (1981) haben eine Vergleichsstudie mit Kindern, Jugendlichen und Erwachsenen auf dem Fahrradergometer durchgeführt. Eine stufenweise ansteigende Belastung bis zur subjektiven Erschöpfung wurde untersucht. Im Mittel lag die Belastbarkeit der Jüngeren (296 W) um 50% höher als bei den Erwachsenen. Vergleicht man nun diese Werte mit denen der vorliegenden Studie wird ein Unterschied deutlich. Eine Erklärung ist die im Vergleich zu einem Ergometer - Stufentest mit 45 s deutlich kürzere Belastungsdauer.

Bei der Messwertanalyse der Spiroergometrie muss ferner die Einschwingcharakteristik physiologischer Funktionsgrößen beachtet werden. Atemzeitvolumen, Sauerstoffaufnahme, Kohlendioxidabgabe und Herzfrequenz zeigen charakteristische Anpassungen an dynamische Belastungen, die sich nicht unmittelbar mit Beginn einer Belastung und auch nicht gleichmäßig über eine gegebene Belastungszeit einstellen. Grundlage der Einstellung physiologischer Parameter sind u.a. Impulsmuster des Kreislauf- und Atemzentrums, die durch eine Vielzahl an Informationen beeinflusst werden können. D.h. der Körper benötigt eine gewisse Zeit, um sich an Belastungsveränderungen (insbesondere sprunghafte Veränderungen) anzupassen und seine Funktionen zu ökonomisieren.

Im Allgemeinen werden Einschwingfunktionen in der Natur durch eine Exponentialfunktion beschrieben. Strauzenberg (1978 zitiert nach Niklas 1980, 1f) hingegen beschreibt in Bezug auf die Anpassung der Herzfrequenz Trainierter an eine vorgegebene Belastung, dass „[...] eine überschießende Regulation erfolgt, bevor der Zustand der Ergostase erreicht wird.“

Niklas (1980, 43) beschreibt in einer Untersuchung mit zwölf Sportlern eine Sprungantwortfunktion der Sauerstoffaufnahme während ansteigender Be-

lastung auf einem Ergometer. Daraus resultiert, in Abhängigkeit des Trainingszustandes einer Person, eine Einschwingzeit der Sauerstoffaufnahme von ungefähr 3 Minuten. Die Belastungszeit während der Atemgasanalyse der vorliegenden Untersuchung beträgt 45 s. Aus diesem Grund muss davon ausgegangen werden, dass eine vollständige Einschwingphase der Sauerstoffaufnahme innerhalb einer Trainingsserie nie erreicht worden ist. Folgernd ist abzuleiten, dass die Werte der maximalen Sauerstoffaufnahme der Probanden zu gering ausgefallen sind.

Die maximale Sauerstoffaufnahme als Messgröße zur Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit wird an dieser Stelle nur kurz angesprochen. Betrachtet wird die relative Sauerstoffaufnahme, die bei allen Probanden grundsätzlich als sehr gering einzuordnen ist. Im Mittel beträgt die relative Sauerstoffaufnahme der getesteten Probanden der Prae - Messung $14,5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ und der Postmessung $13,7 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. Bei Spitzensportlern in Ausdauersportarten werden Werte bis zu $90 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ gemessen (Jensen et al. 1997, 356f). Nichtausdauertrainierte hingegen zeigen eine maximale Sauerstoffaufnahme von $30\text{-}50 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ (Meyer / Kindermann 1999, 285). Anhand der Literatur wird offensichtlich, wie gering die Sauerstoffaufnahme-Endwerte bei 45 s dauernder Belastung der Probanden dieser Studie liegen. Festzuhalten ist der Rückgang der Sauerstoffaufnahme bei der Postmessung. Grundlage kann eine verbesserte Bewegungsökonomie und Zunahme der allgemeinen Muskelkraft der Probanden sein. Die Veränderung des Wirkungsgrades von der Prae- zur Postmessung unterstützt diese Annahme.

6.3 EMG

Die Betrachtung der unterschiedlichen Aktivierungsmuster sowie der Ermüdungserscheinungen der Probanden stand im Vordergrund dieser Studie.

Muskuläre Ermüdung ist ein Prozess, der auf verschiedenen Ebenen im Körper abläuft (Abbiss & Laursen, 2005). Neben der in dieser Studie dargestellten Herzfrequenz als Parameter der körperlichen Belastung sind außerdem die

Veränderungen des Signals der Elektromyographie im Hinblick auf mögliche Ermüdungserscheinungen herangezogen worden.

Freiwald et al. (2007, 177) beschreiben ein verändertes EMG - Signal mit erhöhter Entladungsfrequenz und ansteigender Amplitude aufgrund muskulärer Ermüdung. Sarre und Lepers (2005) beschreiben ebenso ein verändertes EMG - Signal durch muskuläre Ermüdung bei unterschiedlichen Trittfrequenzen im Radfahren.

Die EMG - Abbildungen der Probanden dieser Untersuchung zeigen, mit einer Ausnahme (s. Abbildung 42), einen allgemeinen Abfall der elektrischen Aktivität ab ungefähr der Trainingsserienmitte. Auch eine im Vergleich zum Serienbeginn veränderte Ansteuerung der Muskulatur lässt eine Ermüdung der Probanden vermuten: Aufgrund von Ermüdung einzelner Muskeln, insbesondere der Hauptmuskeln (Agonisten) für die jeweilige Bewegungsphase, wird auf Synergisten umgeschaltet.

In Abbildung 39 (20. TE) ist im Vergleich zum ersten Messzeitpunkt, 15. TE, (s. Abbildung 38) insbesondere die nach den Trainingseinheiten verbesserte Ansteuerung des Musculus vastus medialis zu beobachten. An dieser Stelle muss die Frage nach der Ursache dieser Veränderung gestellt werden. Liegt die Ursache in einer Verbesserung der Kraftfähigkeiten dieses Muskels oder ist eine Verbesserung der Koordination als Ursache anzuführen?

Aus der Literatur ist bekannt (Schmidtbleicher und Hemmling 1994, 4), dass ein Krafttraining mit explosiven Kontraktionsverhalten gegen hohe äußere Widerstände zu neuronalen Anpassung führt. Ursache für die Zunahme der elektrischen Aktivität könnte eine höhere Entladungsfrequenz des Motoneuronenpools sein, denn ein Muskel ist in der Lage auf unterschiedliche Anforderungen durch Rekrutierung motorischer Einheiten zu reagieren. Dazu kann entweder ein Ansteigen der maximalen Entladungsrate am Motoneuron beitragen oder ein Motoneuron ist in der Lage, die Entladungsfrequenz länger beizubehalten.

Für den EMG Vergleich der Prae- und Post Messung kann zudem der von Rühl und Wittekopf (1984, 103) diskutierte *Kraft - Ausdauer - Quotient (KAQ)* einbezogen werden:

Vergleicht man definierte Kraftausdauerbelastungen und deren Veränderungen der bioelektrischen Aktivität, so ist eine Einschätzung zum Niveau der Kraftausdauerfähigkeit über den elektrischen Kraftausdauerquotient möglich.

Aus der Literatur ist der Einsatz des KAQ auch zur Leistungsbestimmung im Kanurennsport bekannt (Überschär 1988).

Berechnet wird der KAQ nach Rühl und Wittekopf aus der elektrischen Aktivität der Muskulatur am Anfang (EA_A) und am Ende einer Belastung (EA_E):

$$KAQ = EA_E - EA_A / EA_A * 100 (\%)$$

Dabei wird eine Verbesserung des KAQ durch einen geringer werdenden Wert beschrieben.

Überträgt man diese Berechnung auf die elektrische Aktivität der entsprechenden Muskeln zweier Probanden dieser Studie, ist festzuhalten, dass der KAQ eine Verringerung bei drei Muskeln aufzeigt. Diese sind bei Proband VP1 der M. semitendinosus und der M. gastrocnemius lateralis. Probandin DP4 hingegen würde nach den Erklärungen von Rühl und Wittekopf eine Verbesserung des KAQ im M. vastus lateralis aufweisen.

Bezieht man in die Beurteilung des KAQ statt der Absolutwerte die Beträge ein oder verändert die Formel so, dass der KAQ zu einer mathematischen Größe wird, stellt sich das Ergebnis wie folgt dar:

VP1 zeigt eine Verbesserung des KAQ von der Prae zur Post Messung im M. vastus lateralis, M. biceps femoris. Im M. vastus medialis ist dabei keine Veränderung nachzuweisen (s. Abbildung 66).

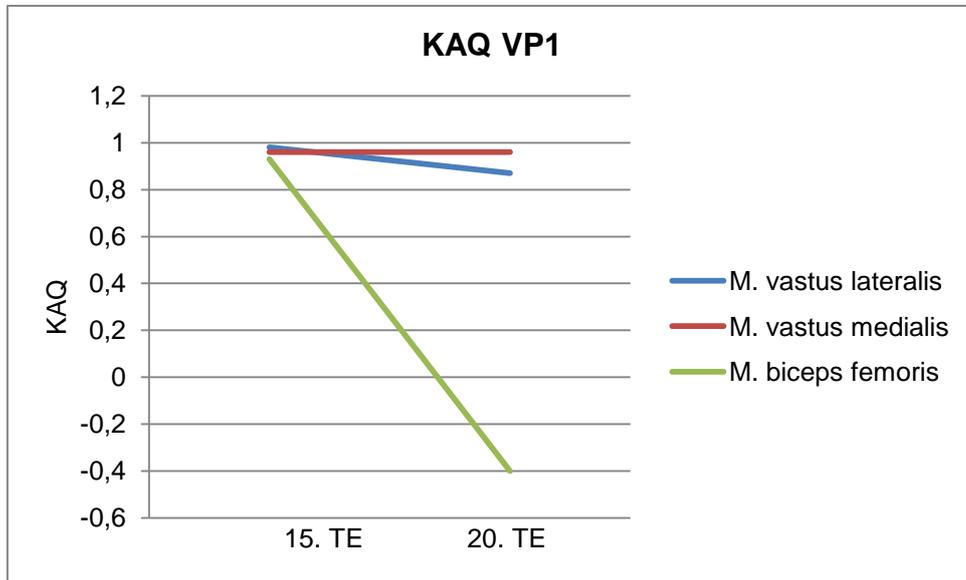


Abbildung 66: KAQ Proband VP1

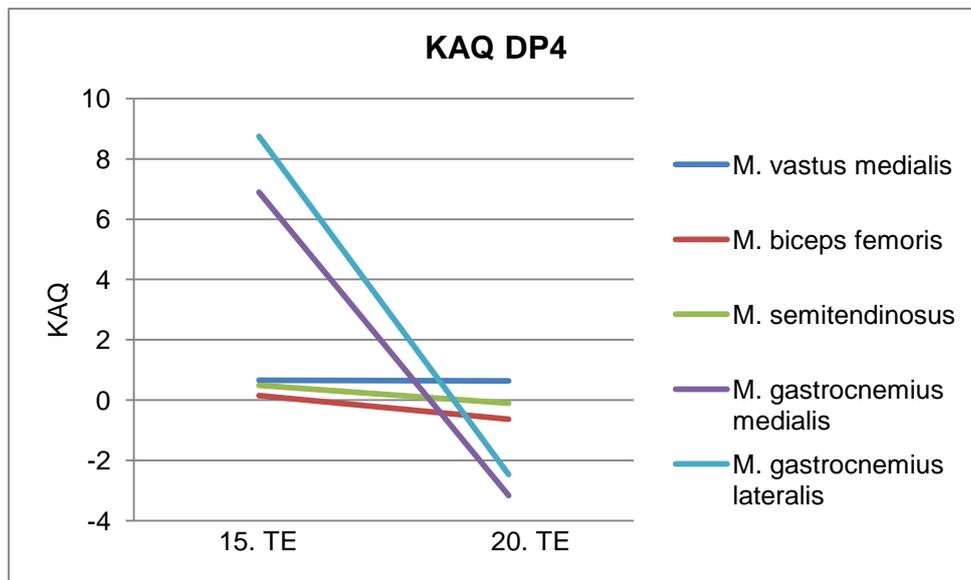


Abbildung 67: KAQ DP4

DP4 hingegen weist eine positive Veränderung des KAQ im M. vastus medialis, M. biceps femoris, M. semitendinosus, M. gastrocnemius medialis et lateralis auf (s. Abbildung 67).

Interpretiert man die Ergebnisse des KAQ dieser Studie anhand der von Rühl und Wittekopf beschriebenen Ansätze erneut, unterstützen diese die aus der bildlichen Darstellung resultierenden Ergebnisse bezogen auf einer veränderte muskuläre Ansteuerung zwischen Prae und Post Messung.

Ursache für die im Vergleich zu Proband VP1 umfangreichere Verbesserung des KAQ der Probandin DP4 ist möglicherweise das geringere Ausgangsniveau bei Studienbeginn aufgrund der vorausgegangenen Operation der Probandin. Zudem könnte zur Sicherung des Ergebnisses auch die sportliche Vorbildung der Probandin genannt werden. Diese Probandin ist Spielerin in einer Bundesliga - Basketballmannschaft.

6.4 Trainingsbedingte Veränderungen der Creatinkinase

Das Verhalten der CK-Werte bei verschiedenen Bewegungsgeschwindigkeiten an der Desmotronic, unterschiedliche Anpassungsreaktionen der Probanden aus der Sportstudenten- und Patientengruppe sowie eine mögliche Aussage über eine optimale Trainingsgeschwindigkeit an der Desmotronic sind Fragen, die mit Hilfe der CK-Werte beantwortet werden sollen.

Die exemplarisch durchgeführte CK - Wert Bestimmung hat kein einheitliches Bild im Rahmen der Veränderung aufgrund der Trainingseinheiten gezeigt. Grundsätzlich ist dennoch festzuhalten, dass die Ruhe CK - Werte bei fast allen Probanden im Normbereich, 10 - 80 U/l (Szasz et al. 1970 und Chemnitz et al. 1979) liegen (s. Tabelle 2).

Die ermittelten CK - Werte dieser Untersuchung zeigen eine hohe Streuung: Einige Probanden erfahren einen Anstieg der Werte sowohl innerhalb der Messzeitpunkte (T0 bis T2) als auch mit steigender Geschwindigkeit. Andere verzeichnen hingegen einen Abfall der Werte. Ähnliches beschreiben Mayer et al. (1999) in ihrer Studie zur muskulären Reaktion nach vorwiegend exzentri-

scher Belastung in Abhängigkeit von Vorerfahrung und Belastungswiederholung. Der in der Literatur (Balnave 1993 / Godmann 1997) vielfach angegebene Anstieg der Creatinkinase nach muskulärer Beanspruchung kann an dieser Stelle mit den Werten der vorliegenden Untersuchung dennoch bestätigt werden.

Ursache des fehlenden einheitlichen Bildes könnte das in der Literatur beschriebene Vorkommen von „*low-, high- und non - responders*“ sein. Mayer et al. (1999) und Urhausen et al. (2000) beschreiben diese Tatsache unter anderem in Bezug auf die Diagnostik von Überlastungsschäden bzw. auf ein Nichtansteigen der Creatinkinase nach vorwiegend exzentrischer Belastung.

Die Probanden *dp4* und *dp6* zeigen den höchsten Creatinkinaseanstieg (s. Tabelle 2). Betrachtet man das sportliche Profil der Probanden, fällt auf, dass die Teilnehmer vor ihrer Verletzung aktiv in einen Trainingsprozess eingebunden waren. Zieht man nun Rückschlüsse auf die Ausprägung der Muskulatur, lässt dies vermuten, dass die Probanden eine ausgeprägte Muskulatur vor der Verletzung hatten. Die Abhängigkeit des Anstiegs der Creatinkinase von der Muskelmasse sollte aus diesem Grund in einer weiteren Studie kontrolliert werden.

Ein vermehrter Übertritt von CK entsteht unter anderem durch Permeabilitätserhöhung der Zellmembran aufgrund mechanischer Schädigung (Schönle 2004, 57). An dieser Stelle muss überlegt werden, ob für die Probanden *dp4* und *dp6* die Belastung zu intensiv war und die CK - Werte daher so hoch liegen.

Muskelfasertyp, Dauer und Intensität der Belastung beeinflussen den CK - Ausstrom maßgeblich. Auch die Art der Belastung ist verantwortlich für das Maß der Serumaktivität. Die für die Probanden ungewohnt hohe exzentrische Belastung mit voller energetischer Auslastung an der Desmotronic könnte für den hohen Ausstrom verantwortlich sein. Insbesondere resultiert aus der zusätzlichen Erhöhung der Geschwindigkeit und der Belastungsintensität eine veränderte mechanische Beanspruchung der Strukturen. Eine Verbesserung der intra- und intermuskulären Koordination dagegen reduziert die mechanische Beanspruchung während einer Belastung (Berg 1982 / Symanski 1983).

Betrachtet man in der getesteten Patientengruppe ausschließlich die Veränderung der Ergebnisse der Geschwindigkeiten 4 und 5, ist es möglich die Reduzierung der Werte mit einer wahrscheinlich verbesserten Koordination der Probanden zu erklären. Bezieht man jedoch in die Betrachtung auch die Werte der Geschwindigkeitsstufe 3 ein, ist das Bild nicht mehr eindeutig. Die Werte sind im Vergleich zu Geschwindigkeit 5 ähnlich hoch. Wird zudem die Anzahl der Trainingseinheiten (Messung nach der 10. und 20. TE) einbezogen, wird ersichtlich, dass zehn Trainingseinheiten zwischen den Messungen der Stufen 3 und 5 liegen. Aus der Literatur (Aagard und Mayer 2007) ist bekannt, dass bei kurzen Interventionen Anpassungen primär neuronaler Art sind und somit die Koordination verbessern. Strukturelle Veränderungen sind demnach noch nicht zu erwarten.

Die gemessenen CK - Serumkonzentrationen der Geschwindigkeit 4 der Sportstudenten liegen im Vergleich zu denen der Patienten niedriger. Eine Erklärung könnte auch hier eine verbesserte Koordination der Sportstudenten sein, da in dieser Gruppe nicht von einem vorausgegangenem Koordinations- oder Kraftverlust aufgrund eines Traumas bzw. einer Operation ausgegangen werden kann.

Aus Studien ist außerdem bekannt, dass Muskeln, die auch im Alltag vermehrt exzentrisch belastet werden, einen hohen CK - Anstieg nach Belastung im Serum verzeichnen (Nosaka et al. 1994). Insbesondere der in dieser Studie arbeitende Hauptmuskel, M. quadriceps femoris, wird zum Beispiel beim Treppen nach unten gehen stark exzentrisch belastet.

Bei Probandin *dp4* ist an zwei Trainingstagen zudem eine EMG Messung durchgeführt worden. Aus der Messung wird eine verstärkte Aktivierung des M. vastus lateralis ersichtlich, der überwiegend aus Typ - II - Muskelfasern besteht (Tidow 1994). Kleine und Chlond (1967) beschreiben eine veränderte CK - Aktivität in Abhängigkeit der eingesetzten Muskulatur. Bei Beanspruchung von Muskeln mit einem vermehrten Anteil an Typ - I - Fasern zeigt sich eine im Vergleich zu Typ - II - Fasern eher geringerer CK Anstieg im Serum.

6.5 Aussagefähigkeit der BIA

Die vorliegende Untersuchung zeigt kein einheitliches Ergebnis bezüglich der bioelektrischen Impedanzanalyse. Die Probandengruppen verzeichnen partiell einen Anstieg der Körperzellmasse und des Körperwassers, andere wiederum einen Abfall.

In einer Untersuchung haben Knechtle et al. (2008, 162) das Verhalten der Körpermasse bei einem 70 Jahre alten Mann an einem 12h - Schwimmen betrachtet. Auffällig ist im Vergleich zur vorliegenden Arbeit ein Anstieg des Körperwassers und der fettfreien Körpermasse. Nur die an der V2 trainierenden Sportstudenten weisen einen geringen Anstieg des Körperwassers auf, hingegen aber einen Abfall der Körperzellmasse. Das umgekehrte Bild zeigt das weitere Probandenkollektiv.

Der Einsatz der bioelektrischen Impedanzanalyse zur Darstellung der Veränderung der Körperzusammensetzung muss nach Durchführung dieser Studie in Frage gestellt werden. Insbesondere dann, wenn der Fragestellung nachgegangen wird, ob ein Zusammenhang zwischen Kraftzunahme, Muskelumfangzunahme und Körperzusammensetzung besteht.

In der Ernährungsmedizin (Edlinger 2004) und Adipositasforschung (Houtkooper 1996) hingegen wird die BIA Messung als schnelle und einfache Meßmethode bejaht und zur Beurteilung von Interventionsmaßnahmen herangezogen. Edlinger (2005, 25) empfiehlt sogar einen Ersatz der Waagen durch die BIA Messung. Auch Weimann et al. (1999, 741) beschreiben die BIA Messung als passend für die intraindividuelle Verlaufskontrolle der Körperzusammensetzung. Es werden aber auch gleichzeitig die Fehler beschrieben, die insbesondere bei Erkrankungen mit extremer Flüssigkeitseinlagerung und -verschiebung auftreten können. Weimann bezieht seine Aussage dabei auf das *capillary leakage syndrome*²⁹ (CLS). Auch der Einfluss von direkt vor der Mes-

²⁹ CLS: Das Kapillarlecksyndrom ist eine seltene Erkrankung, die mit einem Ödem einhergeht. Aufgrund erhöhter Durchlässigkeit der Kapillargefäße treten Plasma und Plasmaproteine in das Interstitium über (<http://de.wikipedia.org>).

sung zugeführter Flüssigkeit oder auch eine nicht entleerte Blase ist aus der Literatur (Deurenberg et al. 1988, 1017ff) bekannt.

Aus den im vorhergehenden Absatz beschriebenen Fehlerquellen ist auf eine mögliche Fehlerquelle der Messung in der vorliegenden Studie zu schließen: Geringe Flüssigkeitseinlagerungen in Form von Ödemen im Bereich der unteren Extremität.

Die Durchführung der Messung erfolgte bei dem Probandenkollektiv nach einer Liegezeit von ungefähr fünf Minuten. Kushner (1996, 425f) hingegen empfiehlt idealerweise eine Stunde vor der Messung zu liegen, um orthostatisch bedingte Impedanzschwankungen auszuschalten. Die letzte sportliche Aktivität lag ebenfalls ausreichend lange zurück. Zu bedenken ist hingegen die Lage des Zentrums auf einer Anhöhe. Insbesondere die Gruppe der Sportstudenten ist in der Regel mit dem Fahrrad zur Trainingseinheit gefahren, so dass bereits in diesen Fällen die Wahrscheinlichkeit einer erhöhten Körpertemperatur vorhanden war. Folge kann das Überschätzen des Gesamtkörperwassers sein. Außerdem ist die Schweißproduktion und der Verlust von Körperflüssigkeit als Einflussfaktor der BIA Messung nicht zu vernachlässigen (Liang / Norris 1993).

Abschließend ist die Beschaffenheit der Elektroden als Einflussfaktor zu nennen. Deren Größe und Adhäsivität beeinflusst die Leitfähigkeit (Kushner et al. 1996, 425f).

6.6 Zusammenhang zwischen Herzfrequenz und SSE

Die muskuläre Beanspruchung sowie die Belastung des Herz - Kreislauf - Systems wurden anhand eines Pulsfrequenzmessers und der subjektiven Selbsteinschätzung bestimmt.

Die Herz - Kreislauf Beanspruchung, dargestellt über die Herzfrequenz, zeigt eine stärkerer Belastung durch die Desmotronic ($HR\ 141\min^{-1}$) im Vergleich zur V2 ($HR\ 113\min^{-1}$). Zu erwarten wäre nach diesem Ergebnis eine ebenso verstärkte muskuläre Beanspruchung, abgebildet über die SSE Skala. Dies lässt sich jedoch nicht mit den Ergebnissen dieser Studie bestätigen.

Von beide Trainingsgerätgruppen wurde die muskuläre Belastung nach der dritten Serie mit mittelschwer (Desmotronic) bis schwer (V2) eingeschätzt. Beachtet man zudem den Aspekt des Widerstands, ist festzuhalten, dass die Probanden der V2 mit höheren Intensitäten trainiert haben und somit eine höhere äußere Gelenkbelastung aufweisen.

Andererseits muss an dieser Stelle die Frage gestellt werden, ob die Desmotronic bei der hier durchgeführten Studie ein Trainingsgerät zum Training des Herz-Kreislauf-Systems ist? Werden die Ergebnisse der Kraftmessung hinzu gezogen, ist festzuhalten, dass trotz der geringeren Intensitäten ein positiver Effekt nach zwanzig Trainingseinheiten zu verzeichnen ist und die erhöhte Beanspruchung des Herz - Kreislauf - Systems als positiv zu bewerten ist.

Die subjektive Selbsteinschätzung als klassischer Parameter zur Trainingssteuerung in der orthopädischen Rehabilitation ist nur bedingt gut einsetzbar. Trainingsziel und Trainingsgerät abhängig kann eine Steuerung mittels SSE durchgeführt werden. An der Desmotronic als Trainingsgerät ist es dennoch möglich, dass eine erhöhte Belastung des Herz - Kreislauf - Systems zu einer höheren Einschätzung der muskulären Beanspruchung anhand der SSE führt. Somit würde die SSE nicht die muskuläre Beanspruchung widerspiegeln, sondern eher die Belastung des Herz-Kreislauf-Systems.

Die SSE ist in der vorliegenden Untersuchung nicht nur als Vergleichswert zur Herzfrequenz eingesetzt worden, sondern auch zur Trainingssteuerung. Buskies (1999) konnte in einer Studie zur Steuerung des Trainings mittels des subjektiven Belastungsempfindens (SSE) zeigen, dass es zu signifikanten Verbesserungen der isometrischen Maximalkraft der getesteten Muskelgruppen nach acht Trainingswochen kam. Buskies Einteilung in die Trainingsgruppen „mittel, schwer und Ausbelastung“ hat das oben genannte Ergebnis auch für die Gruppen bestätigt, die deutlich vor Erreichen der muskulären Ausbelastung die Trainingsserie beendet haben. Insofern könnte die im letzten Absatz geäußerte Vermutung, „*die SSE spiegele nicht die muskuläre Beanspruchung sondern die Belastung des Herz-Kreislauf-Systems wider*“, als nicht negativ für die Entwicklung der isometrischen Maximalkraft zu werten.

Ein Abbrechen einer Belastung, aufgrund ausreichend hoher Belastungen des Herz - Kreislauf - System bevor die eigentliche maximale muskuläre Beanspruchung erreicht wäre, scheint dennoch für einen Zuwachs der isometrischen Maximalkraft auszureichen.

7. Ergebnisanalyse der Untersuchungen

In diesem Kapitel erfolgt zunächst eine Prüfung der bei Planung des Studiendesigns aufgestellten Hypothesen. Anhand der Ergebnisse erfolgt im Anschluss eine Empfehlung bezüglich der Einsatzmöglichkeiten der Desmotronic in der Therapie. Außerdem wird ein Ausblick über einen möglichen weiteren Untersuchungsbedarf gegeben.

7.1 Hypothesenprüfung

1. ***Die Belastung des Herz - Kreislauf - Systems, dargestellt über die Herzfrequenz, ist während des desmodromischen Trainings höher als beim klassischen kon- bzw. exzentrischen Training.***

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung belegen diese Hypothese. Die Herzfrequenz der Probanden der Desmotronic Trainingsgruppe liegt mit 141min^{-1} etwa 25% über der Herzfrequenz der V2 Trainingsgruppe ($\text{HR } 113\text{min}^{-1}$).

Trotz der geringeren Intensitäten an der Desmotronic Beinpresse scheint die höhere Bewegungsgeschwindigkeit verantwortlich zu sein für die im mittel höhere Herzfrequenz an diesem Trainingsgerät.

Unterstützt wird diese Hypothese durch die persönliche Mitteilung der Probanden bezüglich des Belastungsempfindens nach den Trainingseinheiten. Vergleicht man hingegen diese Aussagen mit der Belastungseinschätzung anhand der SSE Skala wird ein Unterschied im Belastungsempfinden zwischen den Geräten kaum sichtbar.

2. ***Die Steigerung der isometrischen Maximalkraft ist durch ein am Muskelaufbau orientierten / ausgelegten Training an der V2 Beinpresse größer.***

Die statistische Prüfung der Ergebnisse der isometrischen Maximalkraft hat ein eindeutiges Bild ergeben:

Die Probanden der V2 Beinpresse weisen in der Postmessung eine signifikant höhere isometrische Maximalkraft auf. Wird das Ziel der Steige-

rung der isometrischen Maximalkraft verfolgt, ist ein Training an der V2 Beinpresse statt der Desmotronic Beinpresse zu empfehlen.

Dennoch sollte grundsätzlich über die Bedeutung der Kenngröße „isometrischen Maximalkraft“ in der orthopädischen Rehabilitation nachgedacht werden. Kaum Bewegungen im Alltag sind rein isometrisch. Auch zur funktionellen Gelenkstabilisation ist eine ausschließlich isometrische Krafterleistung der Muskulatur nicht ausreichend.

Zu prüfen ist außerdem, ob und inwieweit ein an der Bewegungsgeschwindigkeit orientiertes muskuläres Training Einfluss auf die isometrische Maximalkraft hat, wenn die Intensitäten nicht am sanften Krafttraining orientiert wären (Buskies 1999).

Der Einsatz der Desmotronic sollte in diesem Fall dann eher im Leistungs- und Hochleistungssport liegen. Aufgrund der besseren Körpererfahrung sind diese Personen vermutlich eher in der Lage, eine Überlastung durch ein muskuläres Training frühzeitig zu erkennen.

3. *Probanden der Desmotronic Trainingsgruppe erreichen höhere Werte bei der dynamische Maximalkraftmessung.*

Der Hypothese kann anhand der vorliegenden Ergebnisse nicht uneingeschränkt zugestimmt werden. Die dynamischen Maximalkraftleistungen der Geschwindigkeitsstufe 3 zeigen keinen signifikanten Unterschied in den Trainingsgruppen „V2 und Desmotronic“. Die Ergebnisse der Bewegungsgeschwindigkeit 5 weisen hingegen einen Trend zur Signifikanz auf.

4. *Der Anstieg der Serumcreatinkinase ist geschwindigkeitsabhängig.*

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen keine Korrelation zwischen Anstieg der Serumcreatinkinase und steigender Bewegungsgeschwindigkeit.

Das Probandenkollektiv der Serumcreatinkinase Bestimmung war sehr klein. Bei sechs Probanden sind die Analysen durchgeführt worden. Daher können die Ergebnisse als nicht repräsentativ bezeichnet werden. Auffällig sind dennoch die Werte von zwei Patienten der Desmotronic

Trainingsgruppe, die im Vergleich zu den weiteren Probanden, sehr hohe Werte aufweisen.

In der Literatur (Nosaka 1994) werden bei Bremsbelastungen der Muskulatur CK Anstiege bis 10.000 U/l gemessen, so dass die gemessenen Anstiege als nicht kritisch zu betrachten sind.

5. Die an der Desmotronic gemessene mechanische Leistung und die über die Atemgasanalyse ermittelte Leistung sowie der Wirkungsgrad verhalten sich divergent zueinander.

Die Ergebnisse der mechanischen Leistung, des Wirkungsgrades und des Energieumsatzes lassen kein einheitliches Bild der Veränderung erkennen.

Eine reduzierte mechanische Leistung von der Prae- zur Postmessung ist bei allen Probanden festzustellen. Der Wirkungsgrad steigt nicht bei dem gesamten Probandenkollektiv und zudem auch nicht in dem Ausmaß wie die mechanische Leistung sinkt. Gleiches ist für den Energieumsatz zu nennen. Anhand der Ergebnisse kann auf jeden Fall festgehalten werden, dass aufgrund der Berechnungsvorgaben des Wirkungsgrades aus mechanischer Leistung und Energieumsatz eine Reduzierung der mechanischen Leistung bzw. des Energieumsatzes zu einer Erhöhung des Wirkungsgrades und umgekehrt führt.

Die aufgestellte Hypothese kann demnach der vorliegenden Ergebnisse demnach nicht bestätigt werden. Es ist jedoch festzuhalten, dass das Probandenkollektiv dieser Teiluntersuchung sehr klein ist und die Ergebnisse daher als nicht repräsentativ zu bezeichnen sind.

6. Der Einsatz der Spiroergometrie bei kurzen, intensiven Belastungen ist nur eingeschränkt möglich.

Die ermittelten Werte der Spiroergometrie bzw. die Berechnung des Energieumsatzes und Wirkungsgrades anhand der realen Daten erscheinen ohne Korrektur sehr hoch.

Eine ausreichend lange Nachbelastungszeit ist beispielsweise unumgänglich, um die gemessenen sowie korrigierten Werte in den Normbereich einordnen zu können.

Die Korrektur der Daten durch den Einsatz des Grundumsatzes statt des Ruheumsatzes ist in dieser Studie ebenso eine Voraussetzung für Werte im Normbereich.

Zudem muss beim Einsatz der Spiroergometrie die Einschwingcharakteristik des Gerätes einerseits und der physiologischen Funktionsgrößen andererseits beachtet werden. Die Analyse der Daten erfolgt daher im allgemeinen in einem Zeitbereich, in dem die ermittelten Parameter eine relative Konstanz zeigen. Die in der Literatur aufgezeigten Empfehlungen von ungefähr 3 Minuten überschreiten die Trainingsseriendauer der vorliegenden Arbeit, so dass davon ausgegangen werden muss, dass ermittelte Sauerstoffaufnahme am Ende der 45s Belastung als "Endwert" zu gering bestimmt wurde. Es muss anstelle der üblichen "steady-state" Methode die Integralmethode zur Bestimmung des Arbeitsumsatzes angewendet werden.

7. Nachuntersuchung:

Unabhängig vom Trainingsgerät verschlechtern sich bei allen Probanden die Werte der isometrischen Maximalkraft und der Umfänge des Ober- und Unterschenkels nach zwei Jahren.

Eine signifikante Verschlechterung aller gemessenen Parameter in allen Trainings- bzw. Probandengruppen ist als Ergebnis der Nachuntersuchung zu nennen.

Es muss allerdings innerhalb der Gruppen unterschieden werden, denn hier zeigen sich Unterschiede:

Sportstudenten und Trainierende der V2 Beinpresse zeigen den größten Abfall der Messparameter. Anhand dieses Ergebnisses kann ein Training an der Desmotronic in der orthopädischen Rehabilitation nur empfohlen werden.

7.2 Schlussfolgerung und Ausblick

Die Trainingsgeräte, *Desmotronic Beinpresse* und *V2 Beinpresse*, verfolgen offensichtlich unterschiedliche Trainingsziele. Die Fragestellung, ob und wie weit mit der *Desmotronic* die isometrische Maximalkraft trainiert werden kann war unter anderem Ziel der vorliegenden Studie.

Generell muss die Frage gestellt werden, ob die isometrische Maximalkraft, als klassische Kenngröße in der orthopädischen Rehabilitation, eigentlich ein wichtiges Merkmal zur Beurteilung der rehabilitativen Fortschritte eines Patienten ist.

Die Ergebnisse dieser Studie lassen die Aussage zu, dass ein geschwindigkeitsorientiertes Training an der *Desmotronic* im Bereich der dynamischen Maximalkraft signifikante Veränderungen im Vergleich zu einem klassischen Training an der *V2 Beinpresse* erzielt. Bedenkt man zudem die geringeren Intensitäten mit denen trainiert wurde, ist diese Tatsache als äußerst positiv zu bewerten.

Ergänzend muss angeführt werden, dass bei geringeren Trainingsintensitäten auch geringere Gelenkbelastungen auftreten. Insbesondere bei Patienten, die eine Vorschädigung in dem zu trainierenden Körperbereich aufweisen, kann ein geringerer Widerstand auch möglicherweise auftretende Schmerzen verringern.

Aufgrund der geführten Bewegung und der vorgegebenen Bewegungsgeschwindigkeit an der *Desmotronic Beinpresse* ist einerseits ein frühes Trainieren nach Operationen im Bereich der unteren Extremität möglich, andererseits stellt die vorgegebene Bewegungsgeschwindigkeit eine zusätzliche Anforderung an den Patienten. Während des gesamten Bewegungsablaufs kann die Bewegungsgeschwindigkeit nicht beeinflusst werden. Das Folgen der vorgegebenen Bewegungsgeschwindigkeit muss daher als zusätzliche koordinative Beanspruchung für den Patienten gewertet werden.

Trotz einer zunehmenden muskulären Ermüdung kann die Bewegung nicht beeinflusst werden und stellt eine weitere Herausforderung für die arbeitende Muskulatur dar. Eine übliche Reaktion eines Patienten auf muskuläre Ermü-

dung während der letzten Wiederholungen, Erhöhung der Bewegungsgeschwindigkeit, ist in diesem Fall nicht möglich.

In der Praxis bedient man sich zur Steigerung der koordinativen Anforderungen an der V2 Beinpresse in der Regel einer instabilen Unterlage in Form eines Kreisels o.ä. Auch das wäre an der Desmotronic grundsätzlich möglich aber aufgrund des bereits vorhandenen höheren koordinativen Anspruchs nicht notwendig.

Die Veränderungen der isometrischen Maximalkraft sind an der klassischen Beinpresse im Vergleich zur Desmotronic signifikant höher. Die Frage wann im Alltag eine große isometrische Maximalkraft gefordert ist, lässt sich einfach beantworten: Nie. Alltagsbewegungen sind vorwiegend auxotoner Art mit einem meist hohen Anteil exzentrischer Arbeit. Folgernd muss die Bedeutung des Messparameters der isometrischen Maximalkraft für die orthopädische Rehabilitation bzw. den Alltag überdacht werden.

Die Wichtigkeit der isometrischen Maximalkraft im Bereich des Sports ist wiederum nicht zu verkennen. Der Kreuzhang an den Ringen bei Gerätturnern zum Beispiel ist eine ausschließlich isometrische Muskelarbeit. Dennoch sind die meisten Bewegungen auch im Sport auxotoner Art, so dass auch in diesem Fall die isometrische Maximalkraft erneut in Frage gestellt werden sollte.

Das muskuläre Training von Sportlern ist besonders im Hochleistungssport den jeweiligen Anforderungen der Sportart angepasst. Schnelle Bewegungen einer Sportart erfordern ebenso in der Praxis des Muskelaufbautrainings ein vergleichbares Training der beanspruchten Muskulatur. Aufgrund der Möglichkeiten, die Bewegungsgeschwindigkeit an der Desmotronic zu verändern, ist der Einsatz des Gerätes vor allem im Bereich des muskulären Trainings von Sportlern sehr gut geeignet.

Für die Trainingspraxis muss überlegt werden, ob ein Training das vorwiegend über die Bewegungsgeschwindigkeit gesteuert wird, für den Hauptteil der Patienten in der orthopädischen Rehabilitation eine Alternative zum klassischen Muskelaufbautraining darstellt. Aufgrund des höheren koordinativen Anspruchs der Desmotronic scheint das Trainingsgerät für die Rehabilitation einen positi-

ven Einfluss auf Alltagsbewegungen und den Erhalt der Muskulatur nach Beendigung einer *Rehabilitationsmaßnahme* zu haben. Die Ergebnisse dieser Studie bestätigen diese Annahme, da zwei Jahre nach Beendigung der Studie ein signifikant geringerer Abbau der Muskulatur der an der Desmotronic trainierenden Probanden zu verzeichnen ist.

In weiteren Untersuchungen sollte jedoch geklärt werden, für welche Sportarten die Desmotronic Beinpresse einsetzbar ist bzw. einen erwünschten Erfolg positiv beeinflusst:

Welche Bewegungen welcher Sportarten lassen sich gut mit der Desmotronic simulieren bzw. können durch den Einsatz verschiedener Bewegungsgeschwindigkeiten nachvollzogen werden?

Inwieweit die Trainingspraxis der Desmotronic mit älteren Patienten durchgeführt werden kann, sollte ebenso in einer weiteren Studie analysiert werden. Aus der vorliegenden Untersuchung ist eine hohe Herzfrequenz während der Belastungsphasen bekannt, die aufgrund der Ergebnisse auf die höhere Bewegungsgeschwindigkeit an der Desmotronic zurückgeführt werden muss.

Eine derartige Mehrbelastung des Herz - Kreislauf - Systems kann möglicherweise für Patienten mit kardialen Nebendiagnosen eine Kontraindikation darstellen. Dennoch ist zu beachten, dass auch in diesem Fall in der Therapie eine kardiale Beanspruchung erwünscht ist und das ein Ergometertraining und Training der Kraftfähigkeiten mit Erhöhung der Herzfrequenz eine übliche Trainingsmethode in der Spätrehabilitation nach Myokardinfarkten ist (Wonisch et al. 2009).

Die Anschaffungskosten der Desmotronic Beinpresse liegen im Vergleich zur V2 Beinpresse deutlich höher. Dies sollte, nach Erkenntnissen der vorliegenden Studie kein Grund für ein „Nichtanschaffen“ des Trainingsgerätes sein.

Anhand der Ergebnisse kann nicht beurteilt werden, ob durch ein Training an der Desmotronic Beinpresse weniger Trainingseinheiten notwendig sind als bei einem Training an der klassischen Beinpresse. D.h., es kann derzeit keine Aussage bezüglich der Ökonomie getroffen werden.

Die Untersuchung hat gezeigt, dass das Trainingsgerät nicht nur im Bereich des Leistungssport einsetzbar ist, sondern vielmehr auch für das Muskelaufbautraining in der orthopädischen Rehabilitation sehr gut geeignet ist.

8. Zusammenfassung

Mit einem Probandenkollektiv, bestehend aus 31 Sportstudenten und 26 Patienten nach einer Knieverletzung, wurden die Veränderungen der isometrischen und dynamischen Maximalkraft der Beinmuskulatur nach zwanzig Trainingseinheiten untersucht.

Vier Trainingsgruppen wurden gebildet, so dass an beiden Trainingsgeräten, Desmotronic Beinpresse und V2 Beinpresse, Sportstudenten und Patienten trainiert haben.

Die Trainingsgeräte unterscheiden sich grundsätzlich durch ihre Bewegungsgeschwindigkeit, die zusätzlich an der Desmotronic nach jeder fünften Trainingseinheit verändert worden ist.

Die Trainingssteuerung erfolgte an beiden Geräten ausschließlich über die subjektive Selbsteinschätzung der Probanden nach der letzten Trainingsserie einer Trainingseinheit. Anhand einer zehnstufigen Skala ist die subjektiv empfundene Belastung notiert worden.

Die Hauptfragestellung dieser Arbeit war, ob mit beiden Trainingsgeräten eine annähernd gleiche Veränderung der isometrischen und dynamischen Maximalkräfte erzielt werden kann.

Des Weiteren galt es zu überprüfen, inwieweit die Desmotronic Beinpresse bei Patienten nach einer Verletzung im Bereich des Kniegelenks einsetzbar ist. Der Einsatz des Gerätes aus dem Leistungs- und Hochleistungssport ist aus der Literatur hinreichend bekannt.

Eine Umfangmessung des Oberschenkels und des Unterschenkels vervollständigt dabei die Darstellung der trainingsbedingten Veränderungen der Beinmuskulatur der Probanden.

Die Ergebnisse lassen nicht bei allen Messparametern eine einheitliche Aussage zu. Trainingsgerätenabhängig ist es zu einer signifikanten Verbesserung der isometrischen und dynamischen Maximalkraft nach zwanzig Trainingseinheiten gekommen. Betrachtet man die Ergebnisse der beiden Trainingsgeräte ist zu

konstatieren, dass die Probanden der V2 Beinpresse bei der in dieser Studie vollzogenen Trainingssteuerung einen größeren isometrischen Maximalkraftzuwachs aufweisen.

Die gemessene dynamische Maximalkraft zeigt hingegen bei Geschwindigkeit 5 einen größeren Zuwachs der Desmotronic Trainingsgruppen. Nach statistischer Prüfung ist dies als Trend zur Signifikanz zu bezeichnen.

Die Ergebnisse der Umfangmessung zeigen ein ähnliches Bild. Das gesamte Probandenkollektiv verzeichnet eine Steigerung der Ober- und Unterschenkelumfänge. An der V2 trainierende Probanden weisen bei der Oberschenkelmessung 10 cm oberhalb des Kniegelenkspalts eine signifikant größere Zuwachsrate auf.

Außerdem wurde anhand einer bioelektrischen Impedanzanalyse die Veränderung der Körperzusammensetzung des gesamten Probandenkollektivs bestimmt. Ein einheitliches Ergebnis ist anhand der vorliegenden Studie nicht nachzuweisen.

Exemplarisch ist bei einem Teil der Probanden mittels Atemgasanalyse und der ermittelten mechanischen Leistung der Energieumsatz und Wirkungsgrad an der Desmotronic an zwei Messzeitpunkten unter gleichen Bedingungen bestimmt worden. Die Desmotronic Beinpresse war bei vier Probanden das Trainingsgerät. Ein Proband trainierte an der V2 Beinpresse.

Der Wirkungsgrad der fünf untersuchten Probanden liegt im Mittel bei 28%. Der Proband, der nicht an der Desmotronic trainiert hat, erreicht dabei einen sehr hohen Wirkungsgrad von 34%. Eine allgemeine Steigerung des Wirkungsgrades von der Prae- zur Postmessung lässt sich anhand der Ergebnisse nicht feststellen.

Die Creatinkinase als Parameter muskulärer Beanspruchung ist ein weiterer zu bestimmender Faktor dieser Untersuchung. Bei sechs Probanden der Desmotronic Patienten Gruppe ist an drei Messzeitpunkten (10. TE, 15. TE und 20 TE) die Serumcreatinkinase bestimmt worden.

Ein Creatinkinaseanstieg vom ersten bis zum dritten Messzeitpunkt innerhalb der Geschwindigkeiten 3 (10. TE), 4 (15. TE) und 5 (20. TE) ist nur bei einem Teil der Probanden sichtbar. Auch der erwartete stärkere Anstieg der Serumcreatinkinase von Bewegungsgeschwindigkeit 5 ist dem Ergebnis nicht zu entnehmen. Bewegungsgeschwindigkeit 3 und 5 zeigen einen ähnlichen Verlauf. Bewegungsgeschwindigkeit 4 hingegen präsentiert die höchsten Werte. Grundsätzlich ist festzuhalten, dass in dieser Studie bei der höchsten Bewegungsgeschwindigkeit (5) die Patientengruppe höhere CK – Werte im Vergleich zur Sportstudentengruppe aufweist.

Um Veränderungen der muskulären Ansteuerung beurteilen zu können, ist zeitgleich mit der Atemgasanalyse bei fünf Probanden des Gesamtkollektivs eine EMG Messung durchgeführt worden. Eine einheitliche Ansteuerung der Muskulatur bei der Bewegung an der Beinpresse ist den Ergebnissen nicht zu entnehmen. Auffällig ist in der Patientengruppe der veränderte Muskeleinsatz innerhalb der Prae- und Postmessung einer Probandin:

Ein verstärkter Einsatz des M. vastus medialis sowie ein verminderter Einsatz der Unterschenkelmuskulatur der Post - Messung im Vergleich zur Prae - Messung.

Während der Trainingseinheiten ist außerdem die Herzfrequenz der Probanden mit einem Polar[®] Herzfrequenzmesser erfasst und gerätespezifisch verglichen worden. Herzfrequenz und subjektive Selbsteinschätzung der Probanden liegen an der Desmotronic Beinpresse höher. Die letzte Trainingsserie an der Desmotronic wird im Durchschnitt als schwer und an der V2 als mittelschwer bezeichnet. Die Herzfrequenz der Desmotronic Gruppe zeigt ebenso mit 141min^{-1} einen höheren Wert im Vergleich zur V2 Trainingsgruppe (HR: 113min^{-1}).

Zur Vervollständigung der Studie wurde von den Probanden ein Fragebogen bearbeitet. Dieser beinhaltet unter anderem Fragen nach derzeitigen körperlichen Beschwerden, Einschränkungen sowie früheren sportlichen Aktivitäten. Außerdem wurde erfragt, ob die momentanen physischen Einschränkungen Einfluss auf die psychische Leistungsfähigkeit haben. Des Weiteren wurde nach

einer Verbesserung der Symptomatik mit Beendigung der Studie gefragt. Anhand der Nennungen ist besonders in den Patientengruppen eine Verbesserung der körperlichen Leistungsfähigkeit zu verzeichnen, die sich insbesondere bei Alltagsbelastungen positiv auswirkt.

Zwei Jahre nach Beendigung der Studie haben 36 Probanden des Gesamtkollektivs an einer Reevaluation teilgenommen. Es sollte der Frage nachgegangen werden, ob Gruppenunterschiede bei dem Parameter der isometrischen Maximalkraft auftreten. Die Desmotronic stand für die Nachuntersuchung nicht zur Verfügung, so dass die dynamische Maximalkraft nicht erneut bestimmt werden konnte.

In der Nachuntersuchung kam es zu einem signifikanten Abfall der isometrischen Maximalkraft des getesteten Probandenkollektivs. Auffällig ist jedoch, der signifikant geringere Rückgang der Kraftwerte der an der Desmotronic trainierenden Probanden im Vergleich zu den Probanden, die an der V2 Beinpresse trainiert haben.

Weiterhin ist zu erkennen, dass Sportstudenten in dieser Studie einen größeren Rückgang der isometrischen Maximalkraft aufweisen. Diese Tatsache lässt sich möglicherweise anhand der Angaben des erneut bearbeiteten Fragebogens erklären, in dem unter anderem nach aktuellen Aktivitäten und Beschwerden gefragt wird:

Die Probanden der Sportstudentengruppen haben ihr Studium der Sportwissenschaft und insbesondere den praktischen Teil der Ausbildung weitgehend abgeschlossen. Auf der anderen Seite unterstützen die Angaben der Patientengruppen die Ergebnisse: Diese sind seit Beendigung der Primärstudie vollständig in den beruflichen und privaten Alltag zurückgekehrt.

9. Literaturverzeichnis

1. **Aagaard, P. / Andersen, J. (1998)**
Correlation between contractile strength and myosin heavy chain isoform composition in human skeletal muscle.
In: Medicine and Science in Sports and Exercise 30: 1217-1222.
2. **Aagaard, P. / Mayer, F. (2007)**
Neuronal adaptations to strength training.
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 58: 50-53.
3. **Abbiss, C.R. & Laursen, P.B. (2005)**
Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling.
In: Sports medicine, 35: 865-898.
4. **Aigner, A. / Ledl-Kurkowsli, E. Dalus, E. / Schmidt, I. Gibrtz, H.J. 1994)**
Serumspiegel von kardialem Troponin-T, Kreatinkinase und CK-MB nach Langzeitausdauerbelastungen.
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 45 / 4: 136-140.
5. **Bachl, N. (1986)**
Grundlagen der Belastungssteuerung und Leistungsbeurteilung.
In: Sportmedizin in der Praxis, A. Aigner (Hrsg.). Berlin, Heidelberg, New York.
6. **Balnave, C.D. / Tompson, M.W. (1993)**
Effect of training on excentric exercise induced muscle damage.
In: Journal of Applied Physiology 75 / 4: 1545-51.
7. **Basset, D.R. Jr. / Howley, E.T. (1997)**
Maximal oxygen uptake: "classical" versus "contemporary" viewpoints.
In: Medicine & Science in Sports & Exercise, 29: 591-603.
8. **Baum, K / Schuster, S. (2008)**
Der Energieumsatz in der Nachbelastungsphase: Ein wesentlicher Beitrag zur Gewichtsreduktion?
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 59: 5.

9. **Berg, A. / Keul, J. (1982)**
Serumenzymkinetik während und nach intensiver Langzeitbelastung.
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 33: 12-17.
10. **Boeckh-Behrens, W.-U. / Buskies, W. (2000)**
Fitness – Krafttraining: Die besten Übungen und Methoden für Sport und Gesundheit. Reinbek bei Hamburg.
11. **Boeckh-Behrens, W.-U. / Buskies, W. (1998)**
Gesundheitsorientiertes Fitneßtraining. Band 1: Fitneßgrundlagen, Krafttraining und Beweglichkeitstraining. 4. Auflage. Winsen.
12. **Bortz, J. / Döring, N. (1999)**
Forschungsmethoden und Evaluation für Human- und Sozialwissenschaftler. 3. Auflage. Heidelberg.
13. **Bremer (2003)**
Nutzung der Atemgasanalyse zur Bestimmung technischer und metabolischer Fähigkeiten bei Schwimmerinnen und Schwimmern im Leistungssport. Dissertation.
14. **Bührle, M. (1985)**
Dimensionen des Kraftverhaltens und ihre spezifischen Trainingsmethoden. In: Bührle, M. (Hrsg.) (1985): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schriftenreihe des Bundesinstituts für Sportwissenschaft, Bd. 56. Schorndorf: 82-111.
15. **Buskies, W. (1999)**
Sanftes Krafttraining nach dem subjektiven Belastungsempfinden versus Training bis zur muskulären Ausbelastung.
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 50 / 10: 316-320.
16. **Byrnes, W.C. / Clarkson, P.M. / White, J.S. / Hsieh, S.S. / Frykman, P.N. / Maughan, R.J. (1985)**
Delayed onset muscle soreness following repeated bouts of downhill running.
In: Journal of applied Physiology 59: 710-714.

17. **Chemnitz, G. / Schmidt, E. / Koller, P.U. / Busch, E.W. (1979)**
Kreatinkinase. Überarbeitete Standardmethode: Referenzwerte und Klinik.
In: Deutsche medizinische Wochenschrift 104: 257-260.
18. **Conroy, B.P. / Earle, R.W. (1994)**
Bone, Muscle and connective tissue adaptations to physical activity.
In: Baechle, T.R. (Hrsg.) Essentials of Strength Training and Conditioning. Champaign: Human Kinetics: 51-66.
19. **Cortex (2000)**
Einführung Metamax 3B. Cortex Medical.
20. **Cunningham, D. / Faulkner, J. (1969)**
The effect of training on aerobic and anaerobic metabolism during short exhaustive run.
In: Medicine and Science in Sports. 1: 65-70.
21. **Davies, G.J. (1992)**
A compendium of isokinetic in clinical usage. La Crosse: S & S Publishers.
22. **Deurenberg, P. / Westrate, J.A. / Paymans, I. / van der Kooy, A. (1988)**
Factors affecting bioelectrical impedance measurements in humans.
In: European Journal of Clinical Nutrition / 42: 1017-1022.
23. **Deutsche Rentenversicherung Bund (2012)**
Reha-Bericht Update 2012. Berlin.
24. **Diehl, J.M. / Arbinger, R. (1992)**
Einführung in die Interferenzstatistik. 2. Auflage. Eschborn.
25. **Douglas, C. G. (1911)**
A method for determining the total respiratory exchange in man.
In: Proceedings of the Physiological Society. 1.
26. **Kolster, B. / Ebel-Paprotny, G. (1996)**
Leitfaden Physiotherapie: Befund, Techniken, Behandlung, Rehabilitation. Neckarsulm, Lübeck, Ulm. 2. Auflage.
27. **Edlinger, E. (2002)**

Die Bedeutung der bioelektrischen Impedanz- analyse (BIA) im geriatrischen Bereich.

In: Journal für Ernährungsmedizin 4 / 4: 24-25.

(Ausgabe für Schweiz).

28. Elgohari, Yaser Mahfouz Atwa Saad (2003)

Quantitative und qualitative Corporale, kardiozirkulatorische, kardiorespiratorische und metabolische Reaktionen von Männern bei/nach erschöpfenden Spiroergometrien in Abhängigkeit vom Trainingszustand, der Sportart sowie unterschiedlichen Belastungsmethoden. Dissertation - Gießen.

29. van Etten, L.M. / Verstappen, F:T:, Westerterp, K.R. (1993)

Effect of body build on weight-training-induced adaptations in body composition and muscular strength.

In: Medicine and Science in Sports and Exercise 26: 515-521.

30. Fabian, K. / Schlegl, D.; Zerbis, H. (1992)

Erfahrungen bei der Trainingssteuerung mittels Serumkreatinkinase.

In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 43 / 5: 350-358.

31. Fleck, S.J. (1999)

Periodized strength training: a critical review.

In: Journal of Strength and Condition Research 13: 82-89.

32. Freiwald, J. / Starischka, S. / Engelhardt, M. (2003)

Ausgewählte Aspekte der Trainingswissenschaft in der Rehabilitation orthopädisch – traumatologischer Patienten.

In: dvs – Informationen: 18ff.

33. Freiwald, J. / Baumgart, C. & Konrad, P. (2007)

Einführung in die Elektromyographie. Balingen.

34. Friedmann, B. / Klinscherf, R. Vorwald, S. / Müller, H. / Kucera, K.

Borisch, S. Richter, G. Bärtsch, P. / Billeter, R. (2004)

Muscular adaptations to computer-guided strength training with eccentric overload.

In: Acta Physiologica Scandinavica 182: 77-88.

35. Friedmann, B. (2007)

- Neuere Entwicklungen im Krafttraining. Muskuläre Anpassungsreaktionen bei verschiedenen Krafttrainingsmethoden.
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 58 / 1: 12-18.
36. **Froböse I. / Nellessen, G. (1998)**
Training in der Therapie – Grundlagen und Praxis. Ullstein Medical. Wiesbaden.
37. **Fröhlich, M. / Gießing, J. / Schmidtbleicher, D. / Emrich, E. (2007)**
Intensitätstechnik Vor- und Nachermüdung im Muskelaufbautraining – ein explorativer Methodenvergleich.
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 58 / 1: 25-30.
38. **Geigy, J.R. (Hrsg.) (1962)**
Documenta Geigy. Wissenschaftliche Tabellen. Basel. 6. Auflage.
39. **Goodman, C. / Henry, G. / Dawson, B. / Gillam, I. / Beilby, J. / Ching, S. / Fabian, V. Dasing, D. / Kakulas, B. / Morling, P. (1997)**
Biochemical and ultrastructural indices of muscle damage after twenty-one kilometre run.
In: Australien Journal of Medicine Sport 29 / 4: 95.
40. **Gottlob, A. (2001)**
Differenziertes Krafttraining. 1. Auflage. München.
41. **Griffiths, P.D. (1966)**
Serum level of ATP: Creatine Phosphotransverase (Creatine Kinase).
The normal range and effect of muscular activity.
Clinica Chimica Acta 13.
42. **Güllich, A. / Schmidtbleicher, D. (1999)**
Struktur der Krafftigkeiten und ihrer Trainingsmethoden.
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 50: 223-234.
43. **Gustavsen, R. / Streeck, R. (1991)**
Trainingstherapie im Rahmen der manuellen Therapie. Prophylaxe und Rehabilitation. Stuttgart.
44. **Gustavsen, R. (1997)**
Trainingstherapie im Rahmen der manuellen Medizin: Prophylaxe und Rehabilitation. Georg Thieme Verlag. Stuttgart- New York. 3. Aufl.

45. **Hennemann, E. / Mendell, L.M. (1981)**
Functional organization of motoneuron pool and its input.
In: Brooks VB (ed) Handbook of Physiology Vol 2, Section I The Nervous System. Motor Control Part I.: 423-507.
46. **Hebestreit, H. / Kriemler, S. / Hebestreit, A. (2000)**
Körperliche Aktivität und Training bei Muskoviszidose.
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 51 / 3: 85-93.
47. **Henatsch, H.-D. / Langer, H. H. (1983)**
Neurophysiologische Aspekte der Sportmotorik.
In: Motorik- und Bewegungsforschung. Ein Beitrag zum Lernen im Sport.
Hrsg.: Rieder, B / Bös, K. / Mechling, H. / Reischle, K. Schorndorf.
48. **Hill, A.V. (1925)**
The design of muscles. British Medical Bulletin 12: 165-166.
49. **Hillmer-Vogel, U. / Hottowitz, R. / Niklas, A. (1996)**
Kinetics of Respiratory Gas Exchange – An Experimental Study
In: Euro Anaesthesia Congress, Göttingen.
50. **Hoffmann, G. (2002)**
Prävention durch Sport (Kongressbericht)
In: Deutsches Ärzteblatt Jhrg. 99 / 9: 577-580.
51. **Hohmann, A. / Lames, M. / Letzelter, M. (Hrsg.) 2002**
Einführung in die Trainingswissenschaft. 2. Auflage. Wiebelsheim.
52. **Hollmann, W. (1972)**
Lungenfunktion, Atmung und Stoffwechsel im Sport.
In: Zentrale Themen der Sportmedizin: 56-80. Hrsg.: Hollmann, W.: Berlin.
53. **Hollmann, W. / Hettinger, T. (2000)**
Sportmedizin. Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin. 4. Auflage. Stuttgart.
54. **Hollmann, W. / Stüder, H.K. (2009)**
Sportmedizin. Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin. 5. Auflage. Kempten / Allgäu.
55. **Hottenrott, K. (2011)**

- Neuromuskuläre Kontrolle im Sport. Trainingsansätze zur Verletzungsprävention.
In: pt. Zeitschrift für Physiotherapeuten 63 / 4: 51-55.
56. **Hottenrott, K. / Neumann, G. (2010)**
Trainingswissenschaft. Ein Lehrbuch in 14 Lektionen. Aachen.
57. **Houtkooper, L.B. / Lohmann, T.G. / Going, S.B. / Howell, W.H. (1996)**
Why bioelectrical impedance analysis should be used for estimating adiposity.
In: The American Journal Clinical Nutrition 64 (Suppl), 436S-448S.
58. **Jensen, J. / Jacobsen, S.T. / Hetland, S. / Tveit, P. (1997)**
Effect of combined endurance, strength and sprint training on maximal oxygen uptake, isometric strength and sprint performance in female elite handball players during a season.
In: International Journal of Sports medicine 18: 354-358.
59. **Keul, J. / Doll, E. / Keppler, D. (1969)**
Muskelstoffwechsel - Energiebereitstellung im Skelettmuskel als Grundlage seiner Funktion.
In: Wissenschaftliche Schriftenreihe des Deutschen Sportbundes, Band 9. Barth, München.
60. **Kleine, T.O. / Chlond, M.H. (1967)**
Enzymmuster gesunder Skelett-, Herz- und glatter Muskulatur des Menschen sowie ihrer pathologischen Veränderung mit besonderer Berücksichtigung der progressiven Muskeldystrophie (Erb).
In: Clinica Chimica Acta 15: 19-23.
61. **Klinke, R. / Silbernagel, S. (1996)**
Lehrbuch der Physiologie. 2. Auflage. Stuttgart, New York.
62. **Knechtle, B. / Baumann, B. / Knechtle, P. / Kaul, R. / Rosemann, T. (2008)**
Das Verhalten der Körpermasse bei einem 70 Jahre alten Mann an einem 12h-Schwimmen.
In: Schweizerische Zeitschrift für «Sportmedizin und Sporttraumatologie» 56 / 4: 161–164.

63. **Komi, P.V. / Vitasalo, J.T. (1977)**
Changes in motor unit activity and metabolism in human skeletal muscle during and after repeated eccentric and concentric contractions.
In: Acta Physiologica Scandinavica 100: 246-254.
64. **Konrad, P. (2005)**
The ABC of EMG. A practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Noraxon INC. USA.
65. **Konrad, P. / Schachinger, H. (1998)**
Kinesiologisches EMG; Neurodata - Noraxon EMG Trainingsseminar.
66. **Krämer, J. / Wilcke, A. / Krämer, R. (2005)**
Wirbelsäule und Sport. Köln.
67. **Krogh, A. / Linhard, J. (1920)**
The changes in respiration at the transition from work to rest.
In: Journal of Physiology London 53: 431-437.
68. **Küchler, G. (1983)**
Motorik – Steuerung der Muskeltätigkeit und begleitende Anpassungsprozesse. Leipzig.
69. **Kuipers, H. (1994)**
Exercise induced muscle damage.
In: International Sports Medicine 15: 132-135.
70. **Kunz, M. / Koll, R. Dr.med./ Droste, S. (2000)**
Medizinisches Aufbautraining. Gesundheits- Dialog Verlag GmbH. Oberhaching
71. **Kushner, R.F. / Gudivaka, R. / Schoeller, D.A. (1996)**
Clinical characteristics influencing bioelectrical impedance analysis measurements.
In: The American Journal of Clinical Nutrition (Suppl) / 64: 423-427.
72. **Lang, F. / Lang, P. (2007)**
Basiswissen Physiologie. Heidelberg.
73. **Laube, W. / Niklas, A. / Bochdansky, Th. (2005)**

- Das integrative 5 - Komponentenmodell des Therapieprozesses in der physikalischen und rehabilitativen Medizin.
In: Österreichische Zeitschrift für Physikalische Medizin und Rehabilitation. 15 / 1: 12-21.
- 74. Laube, W. (2005)**
Trainingslehre.
In: Hüter-Becker, A. / Dölken, M.: Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre. Stuttgart.
- 75. Lehmann, G. (1961)**
Energetik des arbeitenden Menschen.
In: Handbuch der gesamten Arbeitsmedizin. Band 1: Arbeitsphysiologie. München.
- 76. Lehmann, M. / Keul, J. / Huber, G. / Bachl, N. / Simon, G. (1981)**
Alters- und belastungsbedingtes Verhalten der Plasmacatecholamine.
In: Klinische Wochenschrift 59: 19-25.
- 77. Liang MY, Norris S. (1993)**
Effects of skin blood flow and temperature on bioelectric impedance after exercise.
In: Med Sci Sports Exerc. 1993 / 25: 1231-1239.
- 78. Liu, Y. / Schlumberger, A. / Wirth, K. Schmidtbleicher, D. / Steinacker, J.M. (2003)**
Different effects on human skeletal myosin heavy chain isoform expression: strength versus combination training.
Journal of applied Physiology 94: 2282-2288.
- 79. Liu, Y. / Gampert, L. / Prokopchuk, O. / Steinacker, J.M. (2007)**
Satellitenzellaktivierung beim Krafttraining.
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 58 / 1: 6-11.
- 80. Löffler, G. / Petrides, P.E. (1998)**
Biochemie und Pathobiochemie. 6. Auflage. Berlin, Heidelberg, New York.
- 81. Mairbäurl, H. (2006)**
Regelung der Genexpression im Muskel bei Belastung.

In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 57 / 3: 61-67.

82. Mannion A.F. / Taimela S. / Müntener M. / Dvorak J. (2001)

Active therapy for chronic low back pain: part 1. Effects on back muscle activation, fatigability, and strength.

In: Spine 26: 897-908.

83. de Marées, H. (1981)

Sportphysiologie. 3. Auflage. Köln

84. Martin, D. / Carl, K. / Lehnertz, K. (1991)

Handbuch Trainingslehre. Schorndorf.

85. Mayer, F. / Horstmann, T. / Niess, A. / Röcker, K. / Striegel, H. / Heitkamp, H.C. / Dickhut, H.H. (1999)

Muskuläre Reaktionen nach vorwiegend exzentrischer Belastung der Schulter in Abhängigkeit von Vorerfahrung und Belastungswiederholung.

In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 50 / 9: 280-284.

86. Meinel, K. / Schnabel, G. (2007)

Bewegungslehre – Sportmotorik. Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt. Aachen.

87. Mellwig, K.P / Freund, A. / van Buuren, F. Schmidt, H.K. / Treusch, A. / Langer, C. Butz, T. / Oldenburg, O. / Hallmaier, B. / Braum, K. / Horstkotte, D. (2009)

Entwicklung der maximalen Sauerstoffaufnahme bei den Spielern der deutschen Männer - Handball - Nationalmannschaft.

In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 60 / 1: 4-6.

88. Mensink, G.B.M. (1999)

Körperliche Aktivität.

In: Gesundheitswesen 61. Sonderheft 2: 126-131

89. Meyer, T. / Kindermann, W. (1999)

Die maximale Sauerstoffaufnahme (VO₂max).

In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 50 / 9: 285-286.

90. Metzger, J. (2010)

Leistungsphysiologische- und Atemgasanalyse von Apnoetauchern.

Dissertation.

91. Moosbrugger, H. / Mildner, D. / Schweizer, K (2006)

Das Allgemeine Lineare Modell (ALM) als Grundlage von Regressions- und Varianzanalysen.

In: Holling, H. & B. Schmitz (Hrsg.): Handbuch der Psychologischen Methoden und Evaluation. Göttingen.

92. Mucha, C. (2010)

Motorische Kontrollparameter in der Evaluation der postoperativen Frührehabilitation von Patienten mit Chondropathia patellae und Bandverletzungen des Kniegelenks.

In: Physikalische Therapie in Theorie und Praxis 31 /12: 503-506.

93. Muro, M. / Nagata, N. / Moritani, T. (1983)

Analysis of Myoelectric Signals during Dynamic and Isometric Contractions.

In H. Matsui & K. Kobayashi (Eds.), Biomechanics VIII-A (pp. 432-439). Champaign, IL: Human Kinetics.

94. Nadel, E.R. (1977)

Problems with Temperature Regulation during exercise. Academic Press Inc. New York.

95. Nadel, E.R. / Holmer, I. / Bergh, U. (1974)

Energy Exchanges of Swimming Man.

In: Journal of Applied Physiology 36: 465-471.

96. Nelson, M.E. / Fiatarone, M.A. / Morganti, C.M. / Trice, I. / Greenberg, R.A. / Evans, W.J. (1995)

Effect of high-intensity strength training on multiple risk factors for osteoporotic fractures.

In: Journal of the American Medical Association. 272: 1909-1914.

97. Niederberger, M. / Kubicek, F. / W. Reiterer, W. (1975)

Leitlinien für die Ergometrie.

In: Acta Medica Austriaca 2 / 2: 33-48.

98. Niklas, A. (2001)

- Thermische Wirkungen des Wassers beim Sporttauchen von Para-/Hemiplegikern und Amputierten vor und nach Belastung.
In: Roggenbach, H.J. (Hrsg.): Tauchmedizinische Fortbildung 6: 60-66. Stuttgart.
99. **Niklas, A. (1987)**
Zum Begriff „Leistung“ in der sportmedizinischen Diagnostik.
In: Medizin und Sport / 27, 8: 225-226.
100. **Niklas, A. (1980)**
Theoretische Erörterung und erste Untersuchungen zur Einsatzmöglichkeit der dynamischen Ergometrie im Rahmen der Leistungsdiagnostik in der Sportmedizin. Diplomarbeit Medizinische Akademie Magdeburg.
101. **Nowacki, P.E. (1977)**
Sportmedizinische und leistungsphysiologische Aspekte des Ruderns.
In: Adam, K., Lenk, H., Nowacki, P.E., Schröder, W.: Rudertraining. Bad Homburg v.d.H.
102. **Pässler, H.H. / Shelbourne, K.D. (1993)**
Biologische, biomechanische und klinische Konzepte zur Nachbehandlung nach Bandeingriffen am Knie. Orthopädie 22: 421-435.
103. **Pfeiffer, K. / Vogt, L. / Banzer, W. (2003)**
Kinesiologische Elektromyographie (EMG).
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 54 /11: 331-332.
104. **Pirlich, M. / Plauth, M. / Lochs, H. (1999)**
Bioelektrische Impedanzanalyse: Fehlerquellen und methodische Grenzen bei der klinischen Anwendung zur Analyse der Körperzusammensetzung.
In: Aktuelle Ernährungsmedizin / 24: 81-90.
105. **Poeck, K. / Hacke, W. (2001)**
Neurologie. 11. Auflage. Berlin.
106. **Ilja Prigogine (1947)**
Étude thermodynamique des phénomènes irréversibles. Paris.
107. **Pschyrembel Klinisches Wörterbuch (1990)**
256. Auflage. Berlin, New York.

108. **Radlinger, L. / Bachmann, W. / Homburg, J. / Leuenberger, U. / Thaddey, G. (1998)**
Rehabilitative Trainingslehre. New York.
109. **Renström, P. / Kelm, J. (2007)**
Vorderes Kreuzband – Operation und Rehabilitation.
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 58 / 11: 392-394.
110. **Reuss-Borst, M. / Hartmann, U. / Wentrock, S. (2008)**
Wirkungen eines sanften Gerätetrainings während stationärer Rehabilitation bei Patienten mit chronischem Rückenschmerz.
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 59 / 11: 263-267.
111. **Rost, R. (Hrsg.) / Appell, H.-J. / Graf, C. / Hartmann, U. / Menke, W. / Platen, P. / Predel, H.-G. / Schänzer, W. / Schnell, D. / Schüle, K. / Wilczkowiak, I.U. (2001)**
Lehrbuch der Sportmedizin. Köln.
112. **Rudolf, R. / Müller, J. (2004)**
Multivariate Verfahren. Eine praxisorientierte Einführung mit Anwendungsbeispielen in SPSS. Göttingen, Bern, Toronto, Seattle.
113. **Rühl, H. / Wittekopf, G. (1984)**
Möglichkeiten der Beurteilung adaptiver Prozesse des motorischen Systems zur Charakterisierung der sportlichen Leistungsfähigkeit.
In: Medizin und Sport 24 / 4: 101-104.
114. **Sale, D.G. (1994)**
Neuronale Adaptation im Verlaufe eines Krafttrainings.
In: KOMI, P. V. (Hrsg.) 1994: Kraft und Schnellkraft im Sport. Köln. 249-265.
115. **Sanders, J. / Montgomery, H. / Woods, D. (2001)**
Kardiale Anpassung an körperliches Training.
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 52 / 3: 86-92.
116. **Sarre, G. & Lepers, R. (2005)**
Neuromuscular function during prolonged pedalling exercise at different cadences.

- In: Acta physiologica scandinavia, 185: 321-328
117. **Schack, B. / Bareshova, E. / Griessbach, G. / Witte, H. (1995)**
Parametric methods of dynamic spectral analysis of non-stationary biological signals.
In: Medical & Biological Engineering & Computing. 33: 606-610.
118. **Schäfer, D. / Regazzoni, P. / Hintermann, B. (2001)**
Frühfunktionelle Behandlung der operativ versorgten Achillessehnenruptur.
In: Der Unfallchirurg 105 / 8: 699-702.
119. **Schiebler, T.H. / Schmidt, W. (Hrsg.) (1987)**
Anatomie. 4. Auflage. Berlin, Heidelberg, New York.
120. **Schiotz M.K. / Potteiger, J.A. / Huntsinger, P.G. / Denmark, D.C.**
The shortterm effects of periodized and constant-intensity training on body composition, strength, and performance.
In: Journal of Strength and Conditioning Research 12: 173-178.
121. **Schmidtbleicher, D. (2003)**
Motorische Eigenschaft Kraft: Struktur, Komponenten, Anpassungerscheinungen, Trainingsmethoden und Periodisierung.
In: W. Fritsch (Hrsg.), Rudern – erfahren, erkunden, erforschen. Gießen.
122. **Schmidtbleicher, D. / Hemmling, G. (1994)**
Die Auswirkungen eines Trainings mit einer Kombination von maximalen Muskelaktionen auf die Explosiv- und Maximalkraft.
In: Leistungssport 24 / 6.
123. **Schmidtbleicher, D. (1987)**
Motorische Beanspruchungsform Kraft.
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 38 / 9: 365-377.
124. **Schnabel, G. / Harre, H.-D. / Krug, J. (Hrsg.) (2008)**
Trainingslehre – Trainingswissenschaft. Leistung, Training, Wettkampf. Aachen.
125. **Schönle, C. (2004)**
Rehabilitation. Stuttgart.

126. **Shumate, J.B. / Brooke, M.H./ Carroll, J.E. / Davis, J.E. (1979)**
Increased serum creatine kinase after exercise: a sex-linked phenomenon.
Neurology (Minneapolis) 29.
127. **Siegenthaler, W. (Hrsg.) / Blum, H.E. (2006)**
Klinische Pathophysiologie. 9. Auflage. Stuttgart.
128. **Siegrist, M. / Lammel, C. / Jeschke, D. (2006)**
Krafttraining an konventionellen bzw. Oszillierenden Geräten und Wirbelsäulengymnastik in der Prävention der Osteoporose bei postmenopausalen Frauen.
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 57 / 7+8: 182-188.
129. **Spatz, S. (2009)**
Bestimmung des Energieumsatzes im Sport. München.
130. **Spring, H. / Dvorák, J. / Dvorák, V. / Schneider, W. / Tritschler, T. / Villiger, B. (2008)**
Theorie und Praxis der Trainingstherapie: Beweglichkeit – Kraft – Ausdauer – Koordination. 3. Auflage. Stuttgart.
131. **Stegemann, J. (1971)**
Leistungsphysiologie - Physiologische Grundlagen der Arbeit und des Stuttgart.
132. **Stegemann, J. (1984)**
Leistungsphysiologie - Physiologische Grundlagen der Arbeit und des Sports. 3. Auflage. Stuttgart.
133. **Stoll, O. (2005)**
Sporttherapie & psychische Gesundheit. Halle – Wittenberg.
134. **Strauzenberg, S.E. (1978)**
Umstellung und Anpassung des kardiovaskulären Systems bei sportlicher Belastung.
In: Medizin und Sport 18: 164-171.
135. **Symanski, J.D. / Mc. Murray, R.G. / Silverman, L.M. / Smith, B.W. / Siegel, A.J. (1983)**

- Serum creatine kinase and CK-MB isoenzyme responses to acute and prolonged swimming in trained athletes.
In: Clinica Chimica Acta 129: 181-187.
136. **Szasz, G. / Busch, E.W. / Farohs, H.B. (1970)**
Serum – Kreatinkinase. 1. Methodische Erfahrungen und Normalwerte mit einem neuen handelsüblichen Test.
In: Deutsche medizinische Wochenschrift 95: 829-835.
137. **Taylor, A.D. / Bronks, R. (1995)**
Reproducibility and validity of the quadriceps muscle integrated electromyogram threshold during incremental cycle ergometry.
In: European Journal of Applied Physiology 70: 252-257.
138. **Thomas, L. (2005)**
Labor und Diagnose: Indikation und Bewertung von Laborbefunden für die medizinische Diagnostik. 6. Auflage. Frankfurt am Main.
139. **Tidow, G. (1994)**
Lösungsansätze zur Optimierung des Schnellkrafttrainings auf der Basis muskelbiophysischer Befunde.
In: Brack, R. / Hohmann, A. / Wieland, H. (Hrsg.): Trainingssteuerung – Konzeptionelle und trainingsmethodische Aspekte (219-225). Stuttgart.
140. **Tittel, K. (2003)**
Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. 14. Auflage. München, Jena.
141. **Tittel, K. / Schmidt, H. (1974)**
Die funktionelle Anpassungsfähigkeit des passiven Bewegungsapparates an sportliche Belastungen.
In: Medizin und Sport, 14: 129-136.
142. **Trunz, E. / Schröder, P. (1998)**
Apparatives Muskeltraining im Rahmen der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation.
In: Froböse I, Nellessen G (Hrsg): Training in der Therapie. Grundlagen und Praxis. Wiesbaden.
143. **Trunz, E. / FREIWALD, J. / KONRAD, P. (1992)**

Fit durch Muskeltraining. Reinbek bei Hamburg.

144. Überschar, I. (1988)

Leistungsdiagnostik im Kanurennsport. Forschungsbericht (unveröffentlicht). Sportmedizinische Diagnostik, Potsdam. Persönliche Mitteilung Göttingen.

145. Urhausen, A. / Kindermann, W. (2000)

Aktuelle Marker von Überlastungszuständen in der Trainingspraxis.
In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 51 / 7+8: 226-233.

146. Weimann, A. / Müller, M.J. / Bischoff, S.C. / Döffhöfer, R.P. / Kreyman, G. / Leweling, M. / Mast, M. / Pirlich, M. / Behrendt, W. Schuster, H.-P. (1999)

Objektive Meßdaten in der Ernährungsmedizin - Wie relevant ist die bioelektrische Impedanzmessung? Loccumer Gespräche 1999.
In: Intensivmedizin und Notfallmedizin / 36: 737-741.

147. Weineck, J. (2000)

Sportbiologie. 7. Auflage. Ballingen.

148. Weineck, J. (1994)

Sportbiologie. 4. Auflage. Ballingen.

149. Weineck, J. (2004)

Optimales Training. 14. Auflage. Ballingen.

150. Witte, K. / Edelman-Nusser, J. / Schack, B. (2001)

Auswertung von EMG-Daten mit Verfahren der zeitvarianten Spektralanalyse – dargestellt am Beispiel des Bogenschießens.
In: Spectrum 2001 / 2: 27ff.

151. Worth, H. / Meyer, A. / Folgering, H. / Kirsten, D. / Lecheler, J. / Magnussen, H. / Pleyer, K. / Schmidt, S. / Schmitz, M. / Taube, K. / Wettengel, R. (2000)

Empfehlungen der Deutschen Atemwegsliga zum Sport und körperlichen Training bei Patienten mit obstruktiven Atemwegserkrankungen.
In: Medizinische Klinik 95 / 3: 123-9

152. Wüpper, C. (2002)

Experimentelle Untersuchungen des Gasstoffwechsels bei körperlicher Arbeit. – Ein Methodenvergleich –. Examensarbeit. Göttingen.

153. Wonisch, M. / Hofmann, P. / Pokan, R. / Eder, B. (2009)

Krafttraining bei Patienten mit kardiologischen Erkrankungen.

In: Journal für Kardiologie. 16 / 9-10: 337-340.

154. ZIMMERMANN, K. (2000)

Gesundheitsorientiertes Muskelkrafttraining: Theorie, Empirie, Praxisorientierung. Schorndorf.

155. Zwiener, U. / Tiedt, N. (1978)

Modellierung von Herz-Kreislauf-Funktionen in Experiment und Klinik. Jena.

156. Zwiener, U. (1977)

Signaltheoretische Methoden und Modelle in der Medizin. Jena.

Weitere Quellen:

157. www.schnell-online.de

Datum der Abfrage: 24.04.2006

158. <http://www.deutsche->

[rentenversicherung.de/DRV/de/Navigation/Deutsche_RV/statistik_neu.html](http://www.deutsche-rentenversicherung.de/DRV/de/Navigation/Deutsche_RV/statistik_neu.html)

Datum der Abfrage: 01.05.2006

159. <http://badminton.wikidot.com/prbiomuskel>

Datum der Abfrage: 08.12.2010

160. <http://jsteiniger.de/pdf/Die%20Bioelektrische%20Impedanzanalyse.pdf>

Steiniger, Dr. Jochen

Die bioelektrische Impedanzanalyse.

Datum der Abfrage: 24.11.2010

161. <http://user.phil-fak.uni-duesseldorf.de/~wastl/Wastl/MTT/PPGeraetetraining-Internet.PDF>
Datum der Abfrage: 29.12.2010
162. <http://idw-online.de/pages/de/news312440>
Datum der Abfrage: 29.12.2010
163. http://www.lungensport.org/download/empfehlungen_sport_training.pdf
Datum der Abfrage: 21.01.2010
164. http://www.sportbund-pfalz.de/sportneu/downloads/sport_med_wiss/wagner.pdf
Datum der Abfrage: 21.01.2011
165. <http://salerno.uni-muenster.de/data/bl/content/l/lohmannr0001.htm>
Datum der Abfrage: 19.09.2011
166. <http://de.wikipedia.org/wiki/Kapillarlecksyndrom>
Datum der Abfrage: 30.12.2010
167. <http://www.uni-duesseldorf.de/WWW/MedFak/Orthopaedie/journal/issue4-95/efort1.htm>
Datum der Abfrage: 28.12.2011

Anhang A – Ergänzungen

Ergänzung 2.1

Den Einfluss eines moderaten Krafttrainings auf die Knochenstruktur untersuchten Siegrist et al. (2006) in eine 12-monatigen randomisierten Studie mit 69 postmenopausalen, osteopenischen Frauen. Ein Teil des Probandenkollektivs führte 2x / Woche eine Wirbelsäulengymnastik durch, ein weiterer Teil zusätzlich ein Krafttraining bei einem Einerwiederholungsmaximum von 60-80 % und die dritte Interventionsgruppe als Ergänzung zur Wirbelsäulengymnastik ein Krafttraining an vibrierenden Trainingsgeräten. Es konnten unter anderem signifikante Veränderungen der Makro- und Mikroarchitektur des Knochens, dargestellt über eine Vergrößerung der gemessenen Knochenfläche am Oberschenkelhals, festgestellt werden. Des Weiteren zeigten sich in den Interventionsgruppen eine Zunahme der dynamischen Kraft der Beinstrecker und Armbeuger. Eine Verbesserung der Schmerzsymptomatik und des Wohlbefindens zeigte sich außerdem durch die Wirbelsäulengymnastik am besten.

Nelson et al. (1994) haben in einer Untersuchung zu den Effekten eines hoch intensiven Muskeltrainings (80-90% des 1RM) an Geräten mit postmenopausalen Frauen neben einer Erhöhung der Knochendichte auch eine verbesserte Balancefähigkeit (= Unfallprophylaxe) als Folge der aufgebauten Muskulatur gezeigt.

Ergänzung 2.2

Die „Trainingsmaschinenausführungen“ sind verschiedenartig. Es wird zwischen Trainingsgeräten mit beweglicher Fußleiste und beweglichem Schlitten unterschieden. Das Training kann in sitzender- oder liegender Position, ein- oder beidbeinig, oder auch mit vermehrter Vorfuß- bzw. Rückfußbelastung durchgeführt werden. Abhängig von der Fußstellung wird zudem mehr kniestreck- oder hüftstreckbetont gearbeitet werden (Gottlob 2001, 379ff).

Ergänzung 2.3

6	
7	sehr, sehr leicht
8	
9	sehr leicht
10	
11	recht leicht
12	
13	etwas anstrengender
14	
15	anstrengend
16	
17	sehr anstrengend
18	
19	sehr, sehr anstrengend
20	

Abbildung 68: RPE - Skala nach BORG

Ergänzung 2.4

Die zeitvariante Spektralanalyse ist ein dynamisches Verfahren zur Analyse nicht stationärer biologischer Signale, das in den 90er Jahren entwickelt wurde. Die Analyse basiert auf der Schätzung der Parameter in deren zeitlicher Veränderung. Im Rahmen einer Zeit-Frequenzanalyse wird ein eindimensionales Zeitsignal in eine zweidimensionale Funktion von Frequenz und Zeit abgebildet. Dadurch ist eine Zuordnung der Spektren zum Zeitpunkt ihres Auftretens möglich. Grundlage der zeitvarianten Spektralanalyse sind die Parameter eines kontinuierlich angepassten ARMA-Modell (Auto Regressive Moving Average) anhand derer eine parametrische Berechnung des Leistungsspektrums erfolgt (Witte et al 2001, 27 und 29).

Ergänzung 2.5

Tabelle 4 zeigt körpergewichtsbezogene (= relative Sauerstoffaufnahme) Beurteilungskriterien der maximalen Sauerstoffaufnahme [$\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$] für ausdauertrainierte Sportlerinnen und Sportler nach Bachl 1986:

	Frauen [$\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$]	Männer [$\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$]
mäßig ausdauertrainiert	44-49	56-62
gut ausdauertrainiert	50-56	63-70
sehr gut ausdauertrainiert	57-63	71-77
hoch ausdauertrainiert	64-72	78-86

Tabelle 4: Gewichtsbezogene maximale Sauerstoffaufnahme von Frauen und Männern

Abhängig vom Geschlecht liegt die maximale Sauerstoffaufnahme bei nicht ausdauertrainierten Erwachsenen $30\text{-}50 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ und bei herzkranken Patienten $15\text{-}20 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ (Meyer, Kindermann 1999, 285).

Ergänzung 2.6

Das Gehirn benötigt, auch wenn keine Belastung auf den Körper wirkt, Energie um Körperfunktionen zu steuern. Die Muskulatur wiederum ist auf Energie angewiesen, um den Ruhemuskeltonus aufrecht zu erhalten und die Organe, um die Funktionen zu gewährleisten. Der basale Energieumsatz des Menschen ist außerdem von Körpergewicht, Körperzusammensetzung (Muskel- / Fettgewebe), Größe, Alter und dem Geschlecht (Geigy 1960) abhängig.

Ergänzung 2.7

Zur Bestimmung des Wirkungsgrades ist die Kenntnis der mechanisch erbrachten Leistung einer Person notwendig. D.h. die in einer bestimmten Zeiteinheit

verrichtete mechanische Arbeit. Diese ist das Produkt einer Wegstrecke s und einer Kraft F , die längs der Wegstrecke wirkt.

$$P [w] = \frac{\text{Arbeit}}{\text{Zeit}} = \frac{F \cdot s}{t} = F \cdot v$$

Der Quotient, gebildet aus Arbeit pro Zeit und Arbeitsumsatz pro Zeit ist der Wirkungsgrad – entsprechend der Quotient aus umgesetzter und aufgewandter Leistung (de Marées 1981, 454 / Spatz 2009, 8 / Niklas 1987, 226):

$$\text{Wirkungsgrad } \eta = \frac{\text{Arbeit} / \text{Zeit}}{\text{Arbeitsumsatz}} \times 100 \quad \frac{[N \cdot m \cdot s^{-1}]}{[J \cdot s^{-1}]}$$

Ergänzung 2.8

In der Literatur wird zwischen *Sauerstoffdefizit* und *Sauerstoffschuld* (vgl. Hollmann, Strüder 2009, 75 / Weineck 2004, 656 / Keul et al. 1969, 33) unterschieden. Krogh und Lindhard führten den Begriff der Sauerstoffschuld 1920 ein. Bezeichnet wird dabei die Differenz zwischen „Sauerstoff-steady-state-Wert“ (= Fließgleichgewicht, zeitlich begrenzter stationärer Zustand) und der Sauerstoffaufnahme zu Beginn einer Arbeit. Das *Sauerstoffdefizit* entsteht durch einen im Vergleich zur Leistungszunahme langsameren Anstieg der Sauerstoffaufnahme. Nach Arbeitsende kehrt die Sauerstoffaufnahme verzögert auf den Ruhewert zurück. Die nach Arbeitsende zusätzlich aufgenommene Menge Sauerstoff wird in der allgemeinen Literatur (Schmidt, Thews 1987, 687) als *Sauerstoffschuld* bezeichnet. Es muss der Begriff jedoch differenziert werden: Nach Cunningham und Faulkner (1969, 68) ist die Rephosphorylierung von Creatin zu Creatinphosphat als Hauptkomponente der Sauerstoffschuld anzusehen. Aufgrund weiterer Faktoren, die für einen gesteigerten Energieumsatz nach Belastungsende verantwortlich sind, ist der Begriff „*Sauerstoffmehraufnahme nach Arbeitsende*“ geeigneter.

Ergänzung 2.9

Der Begriff „Ergostase“ wird in der sportwissenschaftlichen Literatur meist mit dem Begriff „steady-state“ gleichgesetzt. Steady-State (Fließgleichgewicht) ist ein Begriff, der aus der Thermodynamik (Ilja Prigogine 1947) stammt und auf den Biologen Karl Ludwig von Bertalanffy zurückgeht und einen stationären Zustand beschreibt.

Eine Konstanz der Kreislauf-, Atmungs- und Stoffwechselorgane verstand Hill (1925 zitiert nach Hollmann, Strüder 2009, 75) unter dem Begriff „steady-state“. Ein konstanter Metabolismus ist in einem lebenden menschlichen Organismus kaum möglich.

Niederberger et al. (1975, 47) beschreiben den Zustand der Ergostase „als zeitlich begrenztes steady-state der Arbeitsreaktionen“.

Ergänzung 2.10

Die Creatinkinase-reaktion (Lohmann - Reaktion)³⁰ katalysiert die Übertragung des Phosphatrestes von Creatinphosphat auf ADP, so dass Creatin und ATP entsteht. Über die Transphosphorylase kann der Muskel in der Erholungsphase Creatinphosphat aus Creatin und ATP resynthetisieren (Löffler, Petrides 1998, 959f / Rost et al. 2001, 28).



Katalysiert wird diese Reaktion durch das Enzym **Creatinkinase**.



Diese Reaktion wird durch das Enzym **Transphosphorylase** katalysiert.

³⁰ Hans Karl Heinrich Adolf Lohmann war deutscher Biochemiker, der 1929 das ATP entdeckte. Die beschriebene Creatinkinase-reaktion ist als *Lohmann - Reaktion* nach ihm benannt (<http://salerno.uni-muenster.de>).

Ergänzung 5.1.

5.1.1 Fragebogen Primärstudie



Untersuchung zur Trainingswirkung verschiedener Beinpressen (V2 und Desmotronic der Firma Schnell, Peutenhausen). Bianca Schirmacher, Sportwissenschaftlerin

Teil 1: Bitte vor Beginn der Untersuchung ausfüllen

1. Name: _____

2. Geburtsdatum: _____

3. Beruf: _____

4. Medikamente: _____

5. aktuelle sportliche / körperliche Aktivitäten:

➤ _____

➤ _____

➤ _____

➤ _____

➤ _____

6. frühere sportliche / körperliche Aktivitäten:

- _____
- _____
- _____
- _____
- _____

7. Für Patientengruppe:

Diagnose: _____

Betroffene Seite: _____

OP Termin: _____

aktuelle Beschwerden (z.B. Schmerzen / Einschränkungen / ...):

- _____
- _____
- _____
- _____
- _____

Teil 2: Bitte nach Beendigung der Untersuchung ausfüllen

1. Haben Sie eine hohe/große Motivation zur Durchführung des Trainings benötigt?

niedrig hoch

2. Trainingseffekte:

a) Hat sich Ihre körperliche Leistungsfähigkeit durch das Training verändert?

verschlechtert verbessert

b) wenn ja, wie äußert sich dieses bei Ihnen?

(z.B. Auswirkungen auf den Alltag – Treppe gehen, ...?)

- _____
- _____
- _____
- _____
- _____

c) Hat sich Ihre psychische Leistungsfähigkeit mit der körperlichen verändert?

verschlechtert verbessert

d) Hat sich die sportliche Leistungsfähigkeit verändert?

verschlechtert verbessert

3. Werden Sie sich nach Beendigung der Untersuchung weiterhin sportlich betätigen?

ja nein

4. Für Patientengruppe:

Hat sich Ihr Beschwerdebild verändert?

verschlechtert verbessert

5.1.2 Fragebogen der Reevaluation



Untersuchung zur Trainingswirkung verschiedener Beinpressen (V2 und Desmotronic der Firma Schnell, Peutenhausen). Bianca Schirmacher, Sportwissenschaftlerin

1. Name: _____

2. Beruf: _____

3. Medikamente: _____

4. aktuelle Beschwerden (in den letzten drei Monaten):

a. _____

b. _____

c. _____

d. _____

e. _____

5. aktuelle sportliche / körperliche Aktivitäten (in den letzten drei Monaten):

a. _____

b. _____

c. _____

d. _____

e. _____

6. Wie häufig pro Woche treiben Sie Sport (in den letzten drei Monaten)?

1 - 2x

3 - 4x

> 4x

7. Wie schätzen Sie Ihren momentanen Trainingszustand ein?

untrainiert trainiert

8. Hat sich Ihre körperliche Leistungsfähigkeit mit Beendigung der Studie verändert?

verschlechtert verbessert

9. In welchen Bereichen macht sich dies bemerkbar?

Beruf

Alltag

Sport

10. Wie äußert sich dies bei Ihnen (z.B. Treppe gehen, längere Belastungszeiten möglich, ...)?

a. _____

b. _____

c. _____

d. _____

e. _____

Anhang B – Dokumentation

1. Trainingspläne

1.1 Desmotronic

Name:

Gruppe: Patient DM SpoStu DM

Einstellungen DM: S:

Trainingseinheit	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Datum										
Zeit										
Serien										
Intensität										
Geschwindigkeit										
SSE										
Borg										
RR vor										
RR nach										
HF vor 1										
HF nach 1										
HF vor 2										
HF nach 2										
HF vor 3										
HF nach 3										

Trainingseinheit	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Datum										
Zeit										
Serien										
Intensität										
Geschwindigkeit										
SSE										
Borg										
RR vor										
RR nach										
HF vor 1										
HF nach 1										
HF vor 2										
HF nach 2										
HF vor 3										
HF nach 3										

1.2 Trainingsplan – V2

Name:**Gruppe:** Patient V2 SpoStu V2 **Einstellungen V2:** SL: SV: NW: N: S:

Trainingseinheit	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Datum										
Wiederholungen										
Serien										
Intensität										
SSE										
Borg-Skala										
RR vor										
RR nach										
HF vor 1										
HF nach 1										
HF vor 2										
HF nach 2										
HF vor 3										
HF nach 3										

Trainingseinheit	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Datum										
Wiederholungen										
Serien										
Intensität										
SSE										
Borg-Skala										
RR vor										
RR nach										
HF vor 1										
HF nach 1										
HF vor 2										
HF nach 2										
HF vor 3										
HF nach 3										

2. Protokolle

2.1. Beinumfangmessung

Umfangmessung OS / US

		prae	post
OS li	10 cm	_____	_____
OS li	20 cm	_____	_____
US li	10 cm	_____	_____
US li	20 cm	_____	_____
OS re	10 cm	_____	_____
OS re	20 cm	_____	_____
US re	10 cm	_____	_____
US re	20 cm	_____	_____

2.2. Bioelektrische Impedanzanalyse

Protokoll**BIA Messung**

Name: _____

Vorname: _____

Strasse/Nr: _____

PLZ/Ort: _____

Telefon: _____

E-Mail: _____

Anwender: _____

Datum: _____

Uhrzeit: _____

Geburtsdatum: _____

Körpergröße: _____ cm

Körpergewicht: _____ kg

Resistanz: _____

Reaktanz: _____

	absolut	prozentual	Normbereich
BMI:	_____	_____	_____
Körperfett:	_____	_____	_____
Körperzellmasse:	_____	_____	_____
Körperwasser:	_____	_____	_____

3. Einwilligungserklärung

Einwilligungserklärung**Name:****Vorname:**

Hiermit erkläre ich mich mit der Teilnahme an der Studie zur Belastungssteuerung in der Rehabilitation einverstanden.

Ich wurde ausreichend mündlich und schriftlich über Art, Durchführung und Dauer der Untersuchung informiert. Alle meine diesbezüglichen Fragen wurden beantwortet.

Ich wurde über die möglichen Risiken der venösen Blutabnahme aufgeklärt:

- Nachblutung mit Bildung eines blauen Fleckes (Hämatom)
- örtliche oder allgemeine Entzündung (Infektion/Sepsis)
- Reizung eines Nervens mit nachfolgenden Missempfindungen oder Schmerzen.

Mit der Speicherung und Auswertung der meine Person erhobenen Daten unter Wahrung der Anonymität bin ich einverstanden.

Die Einwilligung kann jederzeit widerrufen werden, ohne dass mir daraus Nachteile entstehen.

Göttingen, den _____

(Teilnehmer)

(Untersucher)