

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Grundlagen der Muskelkontraktion	4
2.1	Allgemeiner Aufbau der Skelettmuskulatur	4
2.2	Muskelkontraktion	6
2.3	Muskelfasertypen	10
3	Motorische Beanspruchungsform Kraft	13
3.1	Die Bedeutung der Kraft zur Steigerung der sportart-spezifischen Leistungsfähigkeit	15
3.2	Trainingsmethodik Maximalkraft	16
4	Kreatinkinase	19
4.1	Kreatinkinasebestimmung im Sport	21
4.2	Kreatinkinaseaktivität nach Elektromyostimulation	23
5	Grundlagen der Elektromyostimulation	24
5.1	Physikalischer Überblick	25
5.2	Stimulationsparameter Elektromyostimulation	26
5.2.1	Impulsform	26
5.2.2	Stimulationsfrequenz:	27
5.2.3	Stromstärke und Impulsbreite	27
5.2.4	Pausenzeit	28
5.3	Wirkmechanismen Ganzkörper-Elektromyostimulation	29
5.4	Einsatz der Elektromyostimulation im Sport	31
5.5	Elektromyostimulationen - Effekte auf die Muskulatur	33
5.6	Mögliche Wirkungsmechanismen von Elektromyostimulation auf die sportliche Leistungsfähigkeit	34
6	Wissenschaftliche Studien zum Ganzkörper-Elektromyostimulationstraining am BodyTransformer	35
6.1	Einfluss eines Ganzkörper-Elektromyostimulationstrainings auf medizinische Indikationen	35
6.2	Ganzkörper-Elektromyostimulationstraining im Vergleich und in Kombination mit konventionellem Krafttraining im Hinblick auf unterschiedliche Kraftparameter	37
6.3	Einfluss unterschiedlicher Stimulationsparameter eines Ganzkörper-Elektromyostimulationstrainings auf unterschiedliche Kraftparameter	39

6.4	Einfluss eines Ganzkörper-Elektromyostimulationstrainings auf die Kreatinkinase Aktivität	41
7	Methodik	42
7.1	Probanden	42
7.2	Studiendesign	43
7.3	Medizinische Untersuchung	45
7.3.1	EKG	45
7.3.2	Blutanalyse	45
7.3.3	Analyse der Körperzusammensetzung	46
7.4	Kraftdiagnostik	46
7.4.1	Kraft- und Wegaufnehmer	47
7.4.2	Windigi Messsoftware	47
7.4.3	DImport Auswertprogramm	47
7.4.4	Standardisierter Testablauf	47
7.4.5	Kriterien der Gelenkwinkeleinstellung für die Kraftdiagnostik	49
7.4.6	Isometrischer Maximalkrafttest	51
7.4.6.1	Bewegungsrichtung: Flexion des Rumpfes	51
7.4.6.2	Bewegungsrichtung: Extension des Rumpfes	51
7.4.6.3	Bewegungsrichtung: Rotation des Rumpfes	52
7.4.6.4	Bewegungsrichtung: Klimmzug	53
7.4.6.5	Bewegungsrichtung: Brustpresse	54
7.4.6.6	Bewegungsrichtung: Beinstreckung	54
7.4.7	Dynamischer Leistungstest	55
7.4.7.1	Bewegungsrichtung: Flexion des Rumpfes	55
7.4.7.2	Bewegungsrichtung: Rotation des Rumpfes	56
7.4.7.3	Bewegungsrichtung: Klimmzug	57
7.4.7.4	Bewegungsrichtung: Brustpresse	58
7.5	Ganzkörper-Elektromyostimulationsgerät	59
7.5.1	Verteilergehäuse	62
7.5.2	Fernbedienung	62
7.5.3	Elektroden	63
7.5.4	Bestimmung der Reizintensität	65
7.6	Ganzkörper-Elektromyostimulationstraining mit dem BodyTransformer	67
7.7	Trainingspositionen	71
7.7.1	Allgemeine Übungen	71
7.7.2	Wasserballspezifische Übungen	75
7.8	Traditionelles Krafttraining	77
8	Statistische Verfahren	82
9	Darstellung der Ergebnisse	83
9.1	Isometrischer Maximalkrafttest	83
9.1.1	Flexion des Rumpfes	83
9.1.2	Extension des Rumpfes	85

9.1.3	Brustpresse	87
9.1.4	Beinstreckung	89
9.1.5	Klimmzug	90
9.1.6	Rotation des Rumpfes	91
9.2	Dynamischer Leistungstest	93
9.2.1	Flexion des Rumpfes	93
9.2.2	Brustpresse	94
9.2.3	Klimmzug	95
9.2.4	Rotation des Rumpfes	96
9.3	Kreatinkinase	97
9.4	Stromstärke	100
10	Diskussion	102
10.1	Isometrische Maximalkraft	102
10.2	Dynamische Leistung	108
10.3	Kreatinkinase	110
11	Zusammenfassende Diskussion	113
12	Methodenkritik	115
13	Literatur	117

Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1: Aufbau der Skelettmuskulatur: a Querschnitt des Muskels; b Ausschnittsvergrößerung aus a (Querschnitt); c Ausschnittsvergrößerung aus a (Längsschnitt); d Aufbau einer Muskelfaser (=Muskelzelle); e Aufbau einer Myofibrille (vgl. Schünke et al., 2005, S. 41).</i>	5
<i>Abbildung 2: Das Sarkomer und seine Bestandteile (mod. nach Hollmann & Hettinger, 2000, S. 41).</i>	6
<i>Abbildung 3: Schematischer Vorgang des Querbrückenzyklus. 1: ATP am Myosinkopf und keine Bindung; 2: Spaltung von ATP und Entstehung nicht kraftgenerierter Querbrücken; 3a: Abspaltung des anorganischen Phosphats und Ruderbewegung des Myosinkopfes als kraftgenerierenden Schritt; 3b: Abspaltung des ADP bei Beibehaltung der kraftgenerierenden Querbrücke; zurück zu 1: Anlagerung des ATP und Lösung der Querbrücke (Weichmacherfunktion) (Hüter-Becker & Dölken, 2005, S. 181).</i>	7
<i>Abbildung 4: Kalzium-Aktin-Myosin-Interaktion (de Marées, 2002, S. 33).</i>	8
<i>Abbildung 5: Summation von Einzelkontraktionen (de Marées, 2002, S. 61).</i>	9
<i>Abbildung 6: Intensität der Muskelkontraktion und daraus resultierende Rekrutierung der Muskelfasertypen (Froböse, Nellessen & Wilke, 2003, S. 61).</i>	12
<i>Abbildung 7: Beziehung zwischen Verkürzungsgeschwindigkeit und Kraft nach HILL (de Marées, 2002, S.185).</i>	16
<i>Abbildung 8: Schematische Darstellung der Kreatinkinasewirkung.</i>	19
<i>Abbildung 9: Impulsformen: Rechteck-, Sinus-, Dreieck- und Nadelimpuls (Bossert, Jenrich & Vogedes, 2006, S. 11).</i>	27
<i>Abbildung 10: Impulsparameter: A – Anstiegszeit, B – Abfallzeit, C – Impulsdauer, D - Impulsintervall, E – Periodendauer (Bossert, Jenrich & Vogedes, 2006, S. 12).</i>	29
<i>Abbildung 11: Wirkmechanismen des Gk-EMS Trainings (vgl. Hilbert, o.J.).</i>	30
<i>Abbildung 12: Übersicht über das Studiendesign (TE 3, TE 5, TE 7 = Trainingseinheit 3, 5 und 7).</i>	44
<i>Abbildung 13: Beziehung zwischen Sarkomerlänge und aktiv entwickelbarer isometrischer Kraft (de Marées, 2002, S. 184).</i>	49
<i>Abbildung 14: Testposition isometrischer Maximalkrafttest Flexion des Rumpfes.</i>	51
<i>Abbildung 15: Testposition isometrischer Maximalkrafttest Extension des Rumpfes.</i>	52
<i>Abbildung 16: Testposition isometrischer Maximalkrafttest Rotation des Rumpfes.</i>	53
<i>Abbildung 17: Testposition isometrischer Maximalkrafttest Klimmzug.</i>	53
<i>Abbildung 18: Testposition isometrischer Maximalkrafttest Brustpresse.</i>	54
<i>Abbildung 19: Testposition isometrischer Maximalkrafttest Bein Streckung.</i>	55
<i>Abbildung 20: Ausgangsstellung (links) und Endstellung (rechts) dynamischer Leistungstest Flexion des Rumpfes.</i>	56
<i>Abbildung 21: Ausgangsstellung (links) und Endstellung (rechts) dynamischer Leistungstest Rotation des Rumpfes (hier: rechts).</i>	57
<i>Abbildung 22: Ausgangsstellung (links) und Endstellung (rechts) dynamischer Leistungstest Klimmzug.</i>	58
<i>Abbildung 23: Ausgangsstellung (links) und Endstellung (rechts) dynamischer Leistungstest Brustpresse.</i>	58
<i>Abbildung 24: BodyTransformer X8 Reizstromgerät.</i>	59

Abbildung 25: Fernbedienung.....	62
Abbildung 26: Nachträglich angebrachte Skalierung zur Bestimmung der Stromstärke.....	63
Abbildung 27: Elektrodensatz BodyTransformer. Oben links: Trapez- und Latissimuselektroden; oben rechts: Brustelektroden; mitte links: Untere Rücken- und Gefäßelektroden; mitte rechts: Bauchelektroden; unten links: Beinelektroden; unten rechts: Armelektroden.	64
Abbildung 28: Anlage der Elektroden.....	65
Abbildung 29: In vivo Messung der Reizintensität.	66
Abbildung 30: SDS 200 A. Speicheroszilloskop.	66
Abbildung 31: Graphische Darstellung der oszilloskopischen Messung. Links: Stromspannung in Volt. Rechts: Stromintensität in mili Ampere.....	67
Abbildung 32: Befeuchtete Kontaktstellen zu den Elektroden.	68
Abbildung 33: Basishaltung.....	71
Abbildung 34: Skiflieger.	72
Abbildung 35: Vorhalte.....	72
Abbildung 36: Hochhalte.	73
Abbildung 37: Sumoring.	73
Abbildung 38: Ausfallschritt rechts.	74
Abbildung 39: Wurf links. Links: maximale Wurfauslage; Mitte: Position des abwerfenden Balls; Rechts: Ende der Ausschwingphase.....	75
Abbildung 40: Centerposition.	76
Abbildung 41: Block links.	76
Abbildung 42: Torwartposition.	77
Abbildung 43: Bankdrücken.....	78
Abbildung 44: Latissimuszug.	79
Abbildung 45: Beinpresse.	79
Abbildung 46: Ruderzug.	79
Abbildung 47: Rückenstrecker über eine Bank. Links: Stufe 1; Rechts: Stufe 3.....	80
Abbildung 48: Crunch gerade. Links: Stufe 1; Mitte: Stufe 2; Rechts: Stufe 3.	80
Abbildung 49: Crunch schräg (hier nach rechts). Links: Stufe 1; Mitte: Stufe 2; Rechts: Stufe 3.....	81
Abbildung 50: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der isometrischen Maximalkraft bei der Testbewegung Flexion des Rumpfes. Signifikante Unterschiede ($\alpha = 5\%$) des LSD Post hoc-Test werden mit * kenntlich gemacht. (EMSG = Ganzkörper-Elektromyostimulations Gruppe; GTG = gemischt trainierende Gruppe; TKG = traditionelle Krafttrainingsgruppe).....	85
Abbildung 51: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der isometrischen Maximalkraft für die Testbewegung Extension des Rumpfes. Signifikante Unterschiede ($\alpha = 5\%$) des LSD Post hoc-Test werden mit * kenntlich gemacht.....	87
Abbildung 52: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der isometrischen Maximalkraft der Testbewegung Brustpresse. Signifikante Unterschiede ($\alpha = 5\%$) des LSD Post hoc-Test werden mit * kenntlich gemacht.....	89

<i>Abbildung 53: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der dynamischen Leistungsfähigkeit der Testbewegung Flexion des Rumpfes. Signifikante Unterschiede ($\alpha = 5\%$) des LSD Post hoc-Test werden mit * kenntlich gemacht.....</i>	<i>94</i>
<i>Abbildung 54: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der CKgesamt Aktivität im Trainingsverlauf (TE 3 = Trainingseinheit 3, TE 5 = Trainingseinheit 5, TE 7 = Trainingseinheit 7).</i>	<i>97</i>
<i>Abbildung 55: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der CKgesamt Aktivität der Trainingseinheit 5. Signifikante Unterschiede ($\alpha = 5\%$) des unabhängigen t-Test werden mit * kenntlich gemacht. (TE 5 = Trainingseinheit 5).....</i>	<i>98</i>

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Ausgewählte Trainingsmethoden zur Verbesserung der Maximalkraft (mod. nach Hohmann, Lames & Letzelter, 2002, S. 79).</i>	18
<i>Tabelle 2: Normwerte Gesamtkreatinkinase (CKgesamt) nach Heil, Koberstein & Zawta (2004) gemessen bei 37 °C.</i>	20
<i>Tabelle 3: Elektrische Leitfähigkeit einzelner Gewebe des menschlichen Körpers (vgl. Bossert, Jenrich & Vogedes, 2006, S. 4).</i>	25
<i>Tabelle 4: Stimulationsparameter der Trainingsphase von Studie 1,2 und 6.</i>	35
<i>Tabelle 5: Stimulationsparameter der Entspannungsphase von Studie 1,2 und 6.</i>	36
<i>Tabelle 6: Stimulationsparameter der Trainingsphase Studie 3, 4, 5, 6 und 8.</i>	37
<i>Tabelle 7: Stimulationsparameter der Trainingsphase Studie 7 und 9.</i>	39
<i>Tabelle 8: Anthropometrische Daten der Probanden (n=Anzahl, sd=Standardabweichung).</i>	43
<i>Tabelle 9: Übersicht über die Verteilung der Trainingseinheiten in der Trainingsphase.</i>	45
<i>Tabelle 10: Technische Daten der BC-418 MA.</i>	46
<i>Tabelle 11: Technische Daten SDS 200 A.</i>	66
<i>Tabelle 12: Stromintensitäten des BodyTransformers bei unterschiedlichen Drehknopfeinstellungen. (V = Volt, mA = mili Ampere).</i>	67
<i>Tabelle 13: Stimulationsparameter für das Aufwärmen.</i>	69
<i>Tabelle 14: Stimulationsparameter für das Training.</i>	69
<i>Tabelle 15: Stimulationsparameter für die Entspannung.</i>	70
<i>Tabelle 16: Belastungsparameter traditionelles Krafttraining an Geräten.</i>	78
<i>Tabelle 17: Belastungsparameter traditionelles Krafttraining ohne Geräte.</i>	80
<i>Tabelle 18: Übersicht Belastungsparameter traditionelles Krafttraining.</i>	81
<i>Tabelle 19: Varianztafel zur Prüfung des Messzeitpunkt- und des Trainingseinflusses auf die isometrische Maximalkraft bei der Testbewegung Flexion des Rumpfes. (GF = Gruppenfaktor, ZF = Zeitfaktor, SAQ= Summe der Abweichungsquadratur, FG = Freiheitsgrade, MQ = Mittlere Quadratsumme, p = Überschreitungswahrscheinlichkeit).</i>	83
<i>Tabelle 20: Ergebnis des LSD Post hoc – Tests für die isometrische Maximalkraft der Testbewegung Flexion des Rumpfes. Signifikante Unterschiede sind rot und mit * gekennzeichnet ($\alpha = 5\%$). (E-test = Eingangstest, A-test = Ausgangstest, R-test = Retest).</i>	84
<i>Tabelle 21: Varianztafel zur Prüfung des Messzeitpunkt- und des Trainingseinflusses auf die isometrische Maximalkraft bei der Testbewegung Extension des Rumpfes.</i>	86
<i>Tabelle 22: Ergebnis des LSD Post hoc – Tests für die isometrische Maximalkraft bei der Testbewegung Extension des Rumpfes. Signifikante Unterschiede sind rot und mit * gekennzeichnet ($\alpha = 5\%$).</i>	86
<i>Tabelle 23: Varianztafel zur Prüfung des Messzeitpunkt- und des Trainingseinflusses auf die isometrische Maximalkraft bei der Testbewegung Brustpresse.</i>	87
<i>Tabelle 24: Ergebnis des LSD Post hoc – Tests für die isometrische Maximalkraft der Testbewegung Brustpresse. Signifikante Unterschiede sind rot und mit * gekennzeichnet ($\alpha = 5\%$).</i>	88
<i>Tabelle 25: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentualen Veränderungen der isometrischen Maximalkraft der Testbewegungen Beinstreckung beidbeinig, Beinstreckung rechts</i>	

<i>und Beinstreckung links. (MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, E = Eingangstest, A = Ausgangstest, R = Retest).</i>	90
<i>Tabelle 26: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentualen Veränderungen der isometrischen Maximalkraft der Testbewegung Klimmzug.</i>	91
<i>Tabelle 27: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentualen Veränderungen der isometrischen Maximalkraft der Testbewegungen Rotation des Rumpfes links und Rotation des Rumpfes rechts.</i>	92
<i>Tabelle 28: Varianztafel zur Prüfung des Messzeitpunkt- und Trainingseinflusses auf die dynamische Leistungsfähigkeit der Testbewegung Flexion des Rumpfes.</i>	93
<i>Tabelle 29: Ergebnis des LSD Post hoc – Tests für die dynamische Leistungsfähigkeit der Testbewegung Flexion des Rumpfes. Signifikante Unterschiede sind rot und mit * gekennzeichnet ($\alpha = 5\%$).</i>	93
<i>Tabelle 30: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentualen Veränderungen der dynamischen Leistungsfähigkeit der Testbewegung Brustpresse.</i>	95
<i>Tabelle 31: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentualen Veränderungen der dynamischen Leistungsfähigkeit der Testbewegung Klimmzug.</i>	95
<i>Tabelle 32: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentualen Veränderungen der dynamischen Leistungsfähigkeit der Testbewegungen Rotation des Rumpfes links und Rotation des Rumpfes rechts.</i>	96
<i>Tabelle 33: Ergebnis des t-Tests für unabhängige Stichproben zwischen GTG und TKG. (MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, p = Überschreitungswahrscheinlichkeit)</i>	98
<i>Tabelle 34: Ergebnis des t-Tests für unabhängige Stichproben zwischen EMSG und TKG.</i>	99
<i>Tabelle 35: Ergebnis des t-Tests für unabhängige Stichproben zwischen EMSG und GTG.</i>	99
<i>Tabelle 36: Übersicht über die Mittelwerte der verwendeten maximalen Stromintensität für jede Elektrode für die Trainingsgruppen EMSG und GTG und Bezug zur visuell analogen (Intensitäts)Skala. (mA = mili Ampere; MW = Mittelwert; VAS = visuell analoge Skala 0-10).</i>	100
<i>Tabelle 37: Darstellung der Stromstärkenverhältnisse in % zwischen den Elektroden für die Gruppen EMSG und GTG.</i>	100
<i>Tabelle 38: Einzelfalldarstellung der Gruppe EMSG für die Kreatinkinaseaktivität im Eingangstest, in der 3. und 5. Trainingseinheit. (VAS = visuelle analoge Skala 0-10; P1 – P4 = Proband 1 – Proband 4). Einheit in U/l.</i>	111

1 Einleitung

Das Training im Bereich des Leistungssports nimmt einen großen Teil des Tages in Anspruch. Neben sportartspezifischem Training muss der allgemeinen athletischen Ausbildung ausreichend Zeit gewidmet werden. Dieser Aspekt gewinnt vor allem im Bereich des Nachwuchstrainings immer mehr Bedeutung. Im Leistungssport bei Kindern und Jugendlichen ist wegen der steigenden schulischen Beanspruchung eine Steigerung der Trainingsquantität in vielen Fällen nicht mehr möglich. Somit muss eine Verbesserung der sportlichen Leistungsfähigkeit durch eine Steigerung der Trainingsqualität erreicht werden. An dieser Stelle setzt die vorliegende Studie an.

Die Trainingswissenschaft ist immer auf der Suche nach Trainingsmethoden, die die Effektivität vorhandener Trainingsmethoden übertreffen. Aus diesem Grund rücken mechanisch oder elektrisch erzeugte Trainingsreize, z.B. Vibrationen und Elektro(myo)stimulation (EMS), in den Mittelpunkt. Die EMS steht seit den 70er Jahren im Interesse der Sportwissenschaft (Kots & Chwilon, 1971). Um das Potential und die Grenzen einer Methode zu erkennen und auch nutzen zu können, ist ein umfangreiches Wissen über die Anwendungsmöglichkeiten und die Wirkungsweise des Trainingsreizes nötig. Dies erfordert zahlreiche Untersuchungen und Trainingsstudien.

Die Verbesserung der Kraftfähigkeit steht in vielen Sportarten in direkter Verbindung mit einer verbesserten Leistungsfähigkeit. Somit hat das Krafttraining im hohen Leistungsbereich schon seit einiger Zeit einen festen Platz im Trainingsplan. Die wissenschaftlichen Studien, die sich bis heute mit dem Thema EMS beschäftigen, zeigen konträre Effekte im Bereich der Kraftfähigkeit. Zum einen werden deutliche Kraftsteigerungen, zum anderen aber auch ein Rückgang dieses Parameters nachgewiesen (u.a. Maffiuletti, Pensini & Martin, 2002; Mc Miken, Todd-Smith & Thompson, 1983). Nach Ernst (1990) und Selkowitz (1985) liegt eine Ursache dieser Variabilität in der großen Anzahl von nicht vergleichbaren Untersuchungsdesigns. Einschließlich der neuesten Untersuchung von Maffiuletti et al. (2006) werden keine einheitlichen Untersuchungsparameter und Stimulationsgeräte verwendet. Beispielsweise unterscheiden sich die Stimulationsparameter, Trainingsumfänge und Applikationsformen im EMS Training deutlich voneinander (Boeckh-Behrens, Grützmaker & Sebelefsky, 2002; Cabric & Appell, 1987; Maffiuletti et al., 2002). Bis heute ist eine einheitliche

Intensitätssteuerung über die Stromstärke problematisch. Da Strom von jedem menschlichen Organismus subjektiv wahrgenommen wird, ist es schwierig, eine einheitliche Steuerung über diesen Parameter zu gewährleisten. Dennoch bevorzugen die meisten Autoren eine Intensitätssteuerung nach dem subjektiven Parameter (*maximal tolerables Stromgefühl*) (Appell, 1992). In vorliegender Studie wird dieser Belastungsparameter durch eine Messung der Beziehung zwischen Stromstärke und Geräteeinstellung quantifiziert.

Im Bereich der lokalen EMS gibt es zahlreiche Studien, die von einem positiven Effekt auf die Kraftfähigkeit und auf sportartspezifische Tests berichten (siehe Abschnitt 5.4). Die Stimulation beschränkt sich hier allerdings oft nur auf einen Muskel. Die Ganzkörper-Elektromyostimulation (Gk-EMS) bietet die Möglichkeit, alle Muskelgruppen zeitgleich zu trainieren. Die vorhandenen Studien zur Gk-EMS befassen sich mit Nichtsportlern, Patienten, Freizeitsportlern und Sportstudenten. Die Ergebnisse zeigen eine viel versprechende Wirkung auf die Kraftfähigkeiten. Für den Leistungssport liegen im deutsch- und englischsprachigen Raum keine Studien zu Gk-EMS vor.

In der vorliegenden Untersuchung wurden 27 jugendliche Leistungswasserballer der NRW Auswahl als Testpersonen rekrutiert. Da bei diesen Athleten die zur Verfügung stehende Trainingszeit durch den Schulbesuch begrenzt ist, liegt der gewöhnliche Trainingsschwerpunkt bei der technisch-taktischen und wasserballspezifischen Ausbildung. Von einem zusätzlichen (strukturierten) konditionellen Training wird in der Regel aus Zeitmangel abgesehen. Aus diesem Grund ist es wichtig, eine Trainingsmethode in oben genanntem Bereich der Ausbildung anzuwenden, die in kürzerer Zeit den gleichen Effekt wie ein traditionelles Krafttraining erlangt. Ziel der vorliegenden Studie ist, die Effekte eines Gk-EMS Trainings auf jugendliche Leistungssportler zu untersuchen. Zu diesem Zweck werden die Parameter isometrische Maximalkraft, dynamische Leistungsfähigkeit und Kreatinkinaseaktivität diagnostiziert. Kreatinkinase liefert einen Hinweis auf die Trainingsintensität (Fabian, o.J.; Steinacker et al., 1999).

Aus vorliegenden Aspekten ergeben sich für diese Studie folgende Fragestellungen:

- 1) Können durch ein Gk-EMS Training Verbesserungen ausgewählter Kraftparameter (isometrische Maximalkraft und dynamische Leistungsfähigkeit) bei den Testpersonen erzielt werden?

- 2) Besteht ein Unterschied zwischen Gk-EMS Training, traditionellem Krafttraining oder gemischtem Training im Bezug auf ausgewählte Kraft- und Blutparameter?
- 3) Sind Veränderungen der gemessenen Kraftparameter nach einer Trainingspause zu verzeichnen?

In folgendem Kapitel werden die physiologischen Grundlagen zu vorliegendem Themenkomplex (Muskulatur, Krafttraining, Kreatinkinase, Elektromyostimulation) in Kürze dargestellt, um im weiteren Verlauf der Arbeit darauf verweisen zu können.

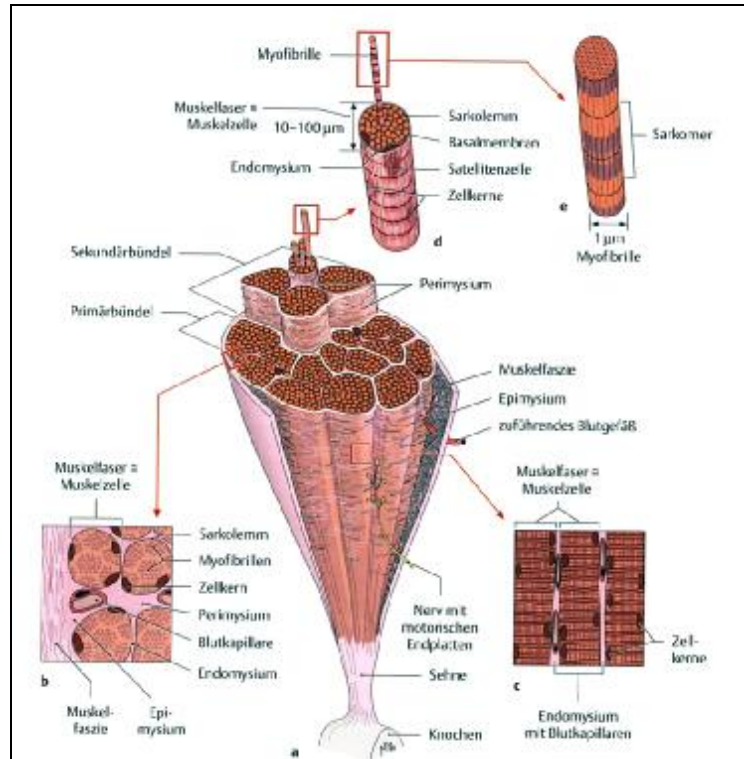


Abbildung 1: Aufbau der Skelettmuskulatur: **a** Querschnitt des Muskels; **b** Ausschnittsvergrößerung aus **a** (Querschnitt); **c** Ausschnittsvergrößerung aus **a** (Längsschnitt); **d** Aufbau einer Muskelfaser (=Muskelzelle); **e** Aufbau einer Myofibrille (vgl. Schünke et al., 2005, S. 41).

Kontraktile Elemente

Jede Muskelfaser setzt sich aus 0,2 - 1 μm dicken kontraktile Proteinen (Tittel, 2003), den Myofibrillen, zusammen. Unter dem Mikroskop wird eine Querstreifung sichtbar, die sich aus den abwechselnd hellen und dunklen Elementen der Myofibrille ergibt. Diese sind das dicke Myosinfilament und das dünne Aktinfilament. Jedes Aktinfilament ist mit seinem Ende an der so genannten Z-Scheibe befestigt. Der 2 - 2,5 μm breite Bereich zwischen zwei Z-Scheiben wird Sarkomer genannt und stellt die kleinste kontraktile Einheit im Muskel dar (Abbildung 2) (vgl. Brooker, 1997; Markworth, 2000). In ihm befinden sich Aktin-, Myosin- und Titinfilamente. Diese sind in der Lage, chemische in mechanische Energie umzuwandeln. Die dabei entwickelte mechanische Energie entspricht einem Wirkungsgrad von 20 bis 30% (zum Vergleich Ottomotor: 15 bis 20%) (Schmidt, Thews & Lang, 2000).

Ein Aktinfilament besteht aus ca. 180 kugelförmigen Eiweißmolekülen (G-Aktin), die in einer Doppelspirale angeordnet sind. In deren Längsrillen verlaufen Tropomyosinfäden, an denen wiederum in regelmäßigen Abständen Troponinmolekül-Komplexe angeheftet sind. In Ruhe blockiert das Troponin die

Andockstelle des Myosins an das Aktinmolekül. Das Myosinfilament besteht aus ca. 150 – 360 Myosinmolekülen, die wiederum aus dem Myosinschaft, dem Myosinhals und dem beweglichen Myosinkopf bestehen. Der Myosinschaft besteht aus spiralig umeinander gewundenen Peptidketten. Sie liegen parallel zueinander und bilden das Rückgrat des Myosinfilaments. Die Myosinmoleküle haben die Neigung, sich längs so aneinander zu lagern, dass die Köpfchen in regelmäßigem Abstand seitlich aus dem Myosinfilament herausragen. Das Myosinköpfchen besitzt zwei bedeutende Eigenschaften. Zum einen enthält es große Mengen des Enzyms Myosin-ATP-ase. Dieses Enzym spaltet ATP und setzt somit Energie für die mechanische Spannungsentwicklung frei. Zum anderen besitzt es eine Andockstelle zum Aktinmolekül, zudem es eine hohe Affinität aufweist. Das Titinmolekül, ein Polypeptid, gleicht einer Kette aus Perlen. Es bindet sich vor allem an das Myosin und die Z-Scheibe und sorgt im Muskel sowohl für Stabilität als auch für Elastizität (vgl. de Marées, 2002; Markworth, 2000).

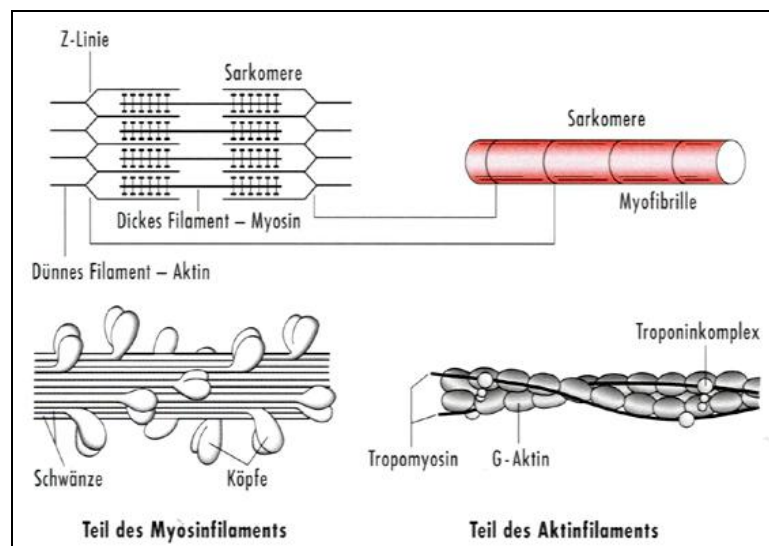


Abbildung 2: Das Sarkomer und seine Bestandteile (mod. nach Hollmann & Hettinger, 2000, S. 41).

2.2 Muskelkontraktion

Die eigentliche Muskelkontraktion findet durch eine spezifische Reaktion zwischen dem Aktin- und dem Myosinfilament statt (Abbildung 3). Bei der Verkürzung der in Reihe geschalteten Sarkomere gleiten die Aktin- und Myosinfilamente ineinander, ohne sich dabei selbst zu verkürzen

(Gleitfilamenttheorie nach Huxley und Huxley, 1954). Das Myosinköpfchen verbindet sich mit dem Aktin und zieht durch eine Kippbewegung von 90° auf 45° die Z-Scheiben aufeinander zu. Pro Kippbewegung verkürzt sich das Sarkomer um ca. 1%. Der so genannte Querbrückenzyklus kann sich 10 - 100x pro Sekunde wiederholen, solange ausreichend ATP im Sarkoplasma vorhanden ist.

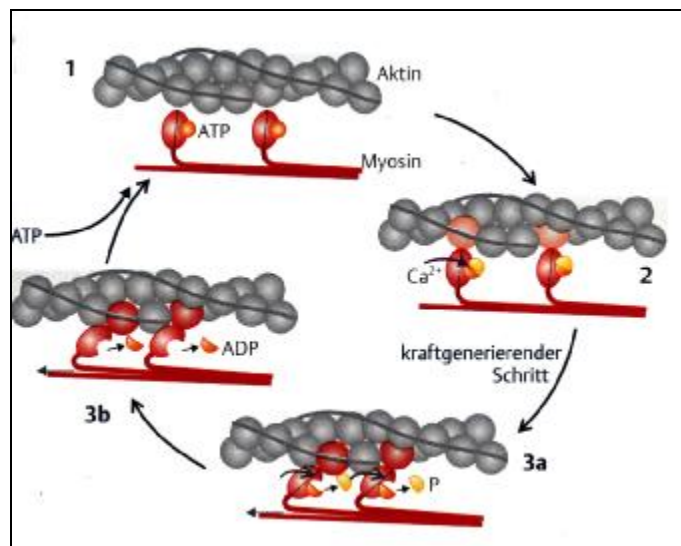


Abbildung 3: Schematischer Vorgang des Querbrückenzyklus. 1: ATP am Myosinkopf und keine Bindung; 2: Spaltung von ATP und Entstehung nicht kraftgenerierter Querbrücken; 3a: Abspaltung des anorganischen Phosphats und Ruderbewegung des Myosinkopfes als kraftgenerierender Schritt; 3b: Abspaltung des ADP bei Beibehaltung der kraftgenerierenden Querbrücke; zurück zu 1: Anlagerung des ATP und Lösung der Querbrücke (Weichmacherfunktion) (Hüter-Becker & Dölken, 2005, S. 181).

Damit das Myosin an das Aktin andocken kann, muss zuvor die durch das Troponin versperrte Bindungsstelle freigelegt werden (Abbildung 4). Dies geschieht unter dem Einfluss von Ca^{2+} , das im L-System (longitudinales Röhrensystem) des Muskels gespeichert wird. Zusätzlich aktiviert das Ca^{2+} die ATP-ase in den Myosinköpfchen, sodass durch Spaltung von ATP ausreichend Energie zur Kippbewegung des Köpfchens vorhanden ist. Weitere Aufgaben des Ca^{2+} im Rahmen der Muskelkontraktion sind Aktivierung des Enzyms Muskelphosphorylase und Verschließung der Aktin-Myosin-Bindungsstellen nach aktivem Zurücktransport in das L-System (vgl. Appell & Stang-Voss, 1996; de Marées, 2002; Schmidt, Thews & Lang, 2000; Weineck 2000).

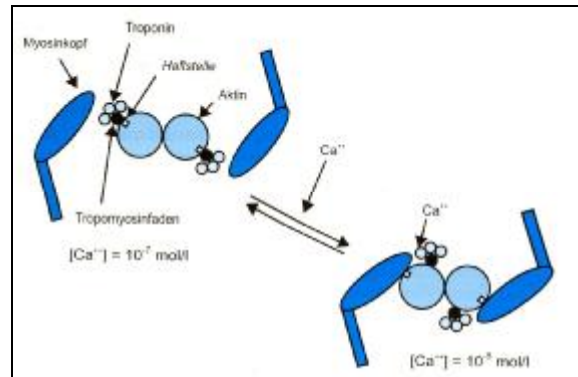


Abbildung 4: Kalzium-Aktin-Myosin-Interaktion (de Marées, 2002, S. 33).

Voraussetzung für eine Kontraktion ist eine elektrische Erregung, die über eine Nervenfaser (Neurit) auf die Muskelzelloberfläche gelangt (vgl. Bartels & Bartels, 1998; de Marées, 2002; Menche, 2003). Der Ort, an dem die Übertragung der Erregung von einem Neuron (Nervenzelle mit Zellkörper, Dendriten, Axon und Synapse) auf die Muskelfaser stattfindet, wird motorische Endplatte genannt. Sie ist eine Synapse mit dem Transmitter Acetylcholin. Der elektrische Impuls startet im ersten motorischen Neuron im Gyrus präcentralis (motorischer Kortex) des Gehirns. Von dort aus wird er über die absteigende Pyramidenbahn zum zweiten motorischen Neuron (auch: α -Motoneuron) im Vorderhorn auf unterschiedliche Ebenen des Rückenmarks weitergeleitet. Zu beachten ist eine Kreuzung von 80 - 90% der Bahnen in der Medulla oblongata zur Gegenseite (vgl. Bartels & Bartels, 1998; Brooker, 1997; Gertz, 1997). Als motorische Einheit wird der Komplex aus einem α -Motoneuron und der von ihm innervierten Muskelfasern zusammengefasst (*motor unit* nach Sherrington & Lidell, 1985). Ein α -Motoneuron innerviert mehrere Muskelfasern, wobei die Anzahl sehr unterschiedlich ist. Je komplexer und genauer ein Muskel gesteuert werden muss, desto weniger Muskelfasern werden von einem α -Motoneuron versorgt. Bei den Augenmuskeln beispielsweise besteht eine motorische Einheit aus 5 - 10 Muskelfasern. Die Skelettmuskeln der Beine, die nicht so fein gesteuert werden müssen, haben bis zu 2000 Muskelfasern in einer motorischen Einheit zusammengefasst (vgl. Bartels & Bartels, 1998; Brooker, 1997; Menche, 2003; Schmidt, Thews & Lang, 2000). Alle Muskelfasern einer motorischen Einheit treten immer gemeinsam in Aktion (de Marées, 2002).

Auf einen Einzelimpuls aus dem Nervensystem reagiert die motorische Einheit immer nach der „Alles-oder-Nichts-Regel“. Der Impuls aus dem Neuron löst an der motorischen Endplatte Muskelaktionspotentiale aus. Nur wenn dieser Impuls eine

bestimmte Reizschwelle übersteigt, entsteht auf der Muskelfaser ein Aktionspotential, das zu einer maximal starken Einzelzuckung führt. Unterschwellige Reize bleiben wirkungslos (Menche, 2003; Schmidt, Thews & Lang, 2000). Im gesamten Muskel kommt es immer nur zu einer Reizung von selektiven motorischen Einheiten. Sie werden abwechselnd vom zentralen Nervensystem aktiviert, um einer schnellen Ermüdung vorzubeugen. Durch eine asynchrone Aktivierung, bzw. Summation von Einzelzuckungen (Abbildung 5) der motorischen Einheiten eines Muskels, wird eine gleichmäßige Kraftentwicklung erreicht (vgl. Benton et al., 2000; Brooker, 1997; Schmidt, Thews & Lang, 2000). Nach Hollmann und Hettinger (2000) ist die Kraft der Kontraktion des gesamten Muskels abhängig von der Anzahl der eingesetzten motorischen Einheiten und der Impulsfrequenz innerhalb der einzelnen motorischen Einheiten. Eine Verstärkung der Kontraktion ist durch die Prinzipien Rekrutierung und Frequenzierung möglich (Froböse, Nellesen & Wilke, 2003). „Unter Rekrutierung wird die Fähigkeit des Muskelsystems verstanden, unterschiedlich viele Muskelfasern und damit auch unterschiedlich viele motorische Einheiten eines Muskels gleichzeitig zu nutzen.“ (Froböse, Nellesen & Wilke, 2003, S. 60). Die Rekrutierung der einzelnen motorischen Einheiten basiert auf dem Größenprinzip. Je mehr Kraft aufgebracht werden muss, umso mehr höherschwellige, größere motorische Einheiten werden aktiviert (vgl. Abschnitt 2.3). Frequenzierung beschreibt die Fähigkeit der Verstärkung der Kontraktion durch Zunahme der Erregungen der Motoneurone pro Zeiteinheit. Ab 50Hz entsteht ein physiologischer Tetanus, eine Dauerverkürzung des Muskels (de Marées, 2002). Bei vollständigem Tetanus sind keine Einzelzuckungen mehr zu unterscheiden.

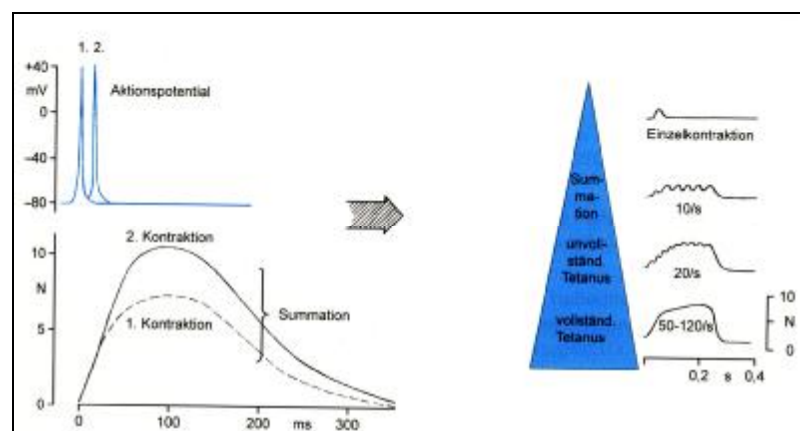


Abbildung 5: Summation von Einzelkontraktionen (de Marées, 2002, S. 61).

Nach Stegmann (1991) kann durch den Einsatz von Elektrostimulation eine gleichzeitige Aktivierung aller motorischen Einheiten eines Muskels erreicht werden. Die entstehende Muskelspannung ist somit größer als bei einer willkürlichen Kontraktion.

2.3 *Muskelfasertypen*

Skelettmuskeln sind aus strukturell, funktionell, molekular und metabolisch verschiedenen Muskelfasertypen zusammengesetzt. Vor mehr als hundert Jahren beschrieben Tierphysiologen zwei verschieden aussehende und auch unterschiedlich arbeitende Muskelarten. Zum einen die dunkelrot aussehenden, langsam (*tonisch*) kontrahierenden und nahezu unermüdbaren Muskeln und zum anderen die weißen, schnell (*phasisch*) kontrahierenden Muskeln, die bereits nach einigen Kontraktionen ermüden (vgl. Tittel, 2003). Die farbliche Unterscheidung ist auf den unterschiedlichen Myoglobingehalt der Fasern zurückzuführen. Neuere Unterscheidungen der Muskelfasern werden durch die Eigenschaften des α -Motoneurons der jeweiligen motorischen Einheit bestimmt. Als Unterscheidungskriterium dienen zum einen die kontraktile Eigenschaften (langsam – schnell) und zum anderen die Energiestoffwechselausstattung (aerob – anaerob) (Hüter-Becker & Dölken, 2005). Betrachtet man die Enzymeigenschaften, so lassen sich die Muskelfasern in die roten *slow* oxidativen und weißen *fast* glykolytischen Fasern aufteilen. Die weißen, schnell kontrahierenden Muskelfasern werden in der Sportmedizin weiter untergliedert in Typ II A (FTO = *fast twitch* oxydative), Typ II B (Typ II X nach Pette, 1999) (FTG = *fast twitch* glykolytische) und Typ II C Fasern (vgl. Billeter & Hoppeler, 1994; Peter et al., 1972). Die Typ II C Fasern werden von einigen Autoren als so genannten Intermediärfasern diskutiert. Sie vermuten, dass diese durch spezifisches Training zu weißen oder roten Fasern umtrainiert werden können (de Marées, 2002; Hollmann & Hettinger, 2000). Eine direkte Faserumwandlung von Typ I zu Typ II wird kontrovers diskutiert. Durch Kreuzinnervation z.B. bei Katzen wurde eine vollständige Fasertransformation von Typ I zu Typ II A Fasern festgestellt (de Marées, 2002). Eine Umwandlung in entgegengesetzte Richtung wurde durch anhaltende elektrische Stimulation hervorgerufen (Pette et al., 1973).

Nach Unterteilung aufgrund des Kontraktionsverhaltens unterscheidet man zwischen:

Typ SO-Fasern

- kleine α -Motoneurone mit tonischem Entladungsverhalten
- niedrige Erregungsschwelle
- langsam leitender Neurit (30 - 40m/s)
- Entladungsfrequenz bis 30Imp./s (eher kontinuierlich)
- langsam kontrahierende Muskelfasereinheiten
- niedrige Kraft pro Einzelzuckung (70mg)
- niedrige Ermüdbarkeit.

Typ FF-Fasern (*fast-contracting, fast fatigue*)

- große α -Motoneurone mit phasischem Entladungsverhalten
- hohe Erregungsschwelle
- schnell leitender Neurit (70 - 120m/s)
- Entladungsfrequenz bis 150Imp./s (eher in *bursts*)
- schnell kontrahierende Muskelfasereinheiten
- hohe Kraft pro Einzelzuckung (100mg)
- hohe Ermüdbarkeit.

Typ FR-Fasern (*fast-contraction, fatigue-resistance*)

- mittlere α -Motoneurone mit phasischem und tonischem Entladungsverhalten
- mittlere Erregungsschwelle
- mittel leitender Neurit (40-90m/s)
- Entladungsfrequenz bis 90Imp./s
- schnell kontrahierende Muskelfasereinheiten
- mittlere Kraft pro Einzelzuckung (80 - 90mg)
- niedrige Ermüdbarkeit.

(vgl. de Marées, 2002; Hüter-Becker & Dölken, 2005; Weineck, 2000)

Zu welchem Anteil in einem Muskel weiße/*phasische* Fasern (FT-Fasern = *fast twitch*, Typ II) bzw. rote/*tonische* Fasern (ST-Fasern = *slow twitch*, Typ I) vorhanden sind, hängt vermutlich sowohl von der Lokalisation und damit Beanspruchungsform, als auch von der Konstitution des Menschen ab (Appell & Stang-Voss, 1996).

Eine Abstufung der Muskelkraft wird erreicht, indem nur ein Teil der motorischen Einheiten aktiviert wird (Abbildung 6). Die ersten schwachen Inputs nach einer Aktivierung eines Pools von Motoneuronen bringen die Zellen mit der niedrigsten Erregungsschwelle (Typ ST-Fasern) zum Feuern. Wird die Anforderung an die Kraftleistung höher, werden auch höherschwellige motorische Einheiten rekrutiert (Froböse, Nellesen & Wilke, 2003). Diese *tonischen* motorischen Einheiten werden nach Hollmann und Hettinger (2000) auch bei raschen dynamischen Änderungen der Muskelaktivität und bei maximaler Haltearbeit aktiviert. Somit ergibt sich nach Froböse, Nellesen und Wilke (2003) eine primäre Faserrekrutierung durch die Belastungsintensität.

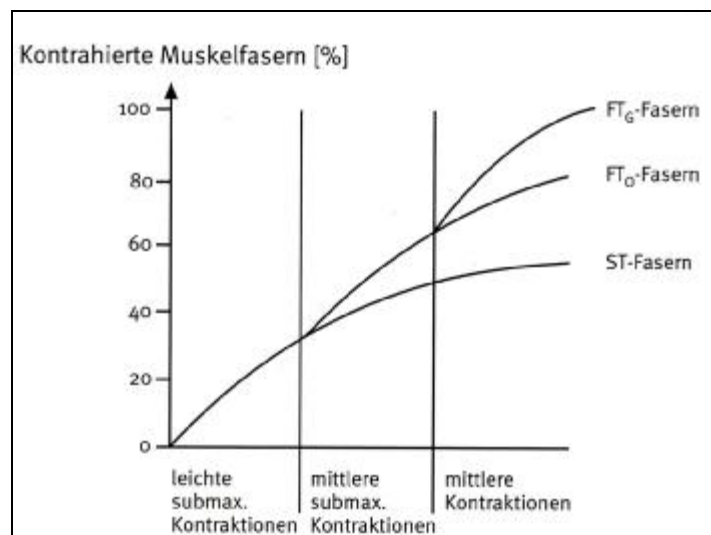


Abbildung 6: Intensität der Muskelkontraktion und daraus resultierende Rekrutierung der Muskelfasertypen (Froböse, Nellesen & Wilke, 2003, S. 61).

3 Motorische Beanspruchungsform Kraft

Nach Bührle (1985) ist die Kraftfähigkeit die konditionelle Basis für Muskelleistungen mit Krafteinsätzen, deren Werte über 30% der jeweiligen individuell realisierbaren isometrischen Maximalkraft (F_{max}) liegen. Der Kraftbegriff ist weiterhin in die physikalisch-mechanische und die biologisch-physiologische Betrachtungsweise zu unterscheiden. Als physikalischer Fachbegriff bezeichnet Kraft die Fähigkeit, die Bewegung eines Körpers zu ändern (Richtungsänderung oder Beschleunigung) oder einen Körper zu verformen. Die Kraft = *F(orce)* kann durch den Betrag, die Richtung der Wirkung und den Angriffspunkt vollständig bestimmt werden (vgl. Ehlenz, Grosser & Zimmermann, 1998; Meyer & Schmidt, 2004; Röthig, 1992). Kraft im biologischen Sinne ist die Fähigkeit, durch Muskeltätigkeit Widerstände zu überwinden (konzentrische Kontraktion), ihnen nachzugeben (exzentrische Kontraktion) oder sie zu halten (isometrische Kontraktion) (vgl. Ehlenz, Grosser & Zimmermann, 1998).

Die biologische Kraft tritt in vier nicht gleichrangigen Erscheinungsformen auf: Maximalkraft, Schnellkraft, Reaktivkraft und Kraftausdauer. Die Maximalkraft bildet dabei die Basisfähigkeit für die anderen Erscheinungsformen der Kraft (vgl. Bührle & Schmidtbleicher, 1981; Ehlenz, Grosser & Zimmermann, 1998; Güllich & Schmidtbleicher, 1999). Im Rahmen dieser Arbeit ist nur die Betrachtung der Maximalkraft von Bedeutung. Zur Vervollständigung folgt ein Überblick der verschiedenen Erscheinungsformen der Kraft.

Maximalkraft

Höchstmögliche Kraft, die das Nervmuskelsystem bei maximaler willkürlicher Kontraktion ausüben vermag.

Sie wird beeinflusst durch:

- den physiologischen Querschnitt der Muskulatur.
- die Muskelzusammensetzung.
- die inter- und intramuskuläre Koordination.
- die willkürliche Aktivierungsfähigkeit.

In der Literatur wird sie wegen der unterschiedlichen Kontraktionsformen der Muskulatur in die Bereiche isometrische, dynamisch-konzentrische und dynamisch-

exzentrische Maximalkraft unterteilt (vgl. Ehlenz, Grosser & Zimmermann, 1998; Spring et al., 1990; Weineck, 2000).

Kraftausdauer

Sie steht für die Ermüdungswiderstandsfähigkeit des Organismus bei lang andauernden oder sich wiederholenden statischen und dynamischen Kraftleistungen.

Sie wird beeinflusst durch:

- die Anzahl der erreichbaren Bewegungswiederholungen.
- die mögliche Zeitdauer der Kraftentfaltung (Haltearbeit) gegen einen Widerstand.

(vgl. Ehlenz, Grosser & Zimmermann, 1998; Hohmann, Lames & Letzelter, 2002; Spring et al., 1990; Weineck, 2000).

Schnellkraft

Mit Schnellkraft bezeichnet man die größtmögliche Kontraktionsgeschwindigkeit, die das neuromuskuläre System gegenüber einem Widerstand willkürlich ausüben kann. D.h. die höchstmögliche, aber zugleich auch optimale Kraftentwicklung pro Zeiteinheit. Die Schnellkraft beeinflusst die Maximalkraft und ist gleichzeitig abhängig von ihr. Außerdem wird sie durch die frühzeitige Rekrutierung der schnellen Muskelfasern (FTO, FTG) begrenzt (vgl. Abschnitt 2.3).

Sie wird beeinflusst durch:

- die Rekrutierung und Frequenzierung einzelner motorischer Einheiten.
- den Muskelquerschnitt.
- die Muskelfaserzusammensetzung.
- eine gute Beweglichkeit verbunden mit einer guten Koordination.

(vgl. Ehlenz, Grosser & Zimmermann, 1998, Hohmann, Lames & Letzelter, 2002; Spring et al., 1990).

Reaktivkraft

Die Reaktivkraft ist die Fähigkeit eines Muskels, exzentrische und konzentrische Kontraktionen optimal zu koordinieren, d.h. bei einem schnell ablaufenden Dehnungs-Verkürzungszyklus einen hohen Kraftstoß zu realisieren. Diese Fähigkeit

ist eine von der Schnellkraft teilweise unabhängige motorische Qualität. Sie basiert neben der Maximalkraft und der schnellen Kontraktionsfähigkeit vor allem auf der reaktiven Spannungsfähigkeit des Muskels (vgl. Ehlenz, Grosser & Zimmermann, 1998; Hohmann, Lames & Letzelter, 2002).

3.1 Die Bedeutung der Kraft zur Steigerung der sportart-spezifischen Leistungsfähigkeit

„Da die Kraft in ihren verschiedenen Manifestationsarten – Maximalkraft, Schnellkraft und Kraftausdauer – in irgendeiner Form fast in jeder Sportart einen mehr oder weniger ausgeprägten leistungsbestimmenden Faktor darstellt, ist ihrer sportartspezifischen Entwicklung eine bedeutende Rolle beizumessen.“ (Weineck, 2002, S. 245).

Der Schwerpunkt im Wettkampfsport liegt im Training der spezifischen Anforderungen der entsprechenden Sportart. Alle Muskelgruppen, die in der Sportart primär zum Einsatz kommen, werden gekräftigt (vgl. Schnabel et al., 2005). Zusätzlich hat ein gezieltes Krafttraining neben seiner Bedeutung für die unmittelbare sportartspezifische Leistungsfähigkeit im Bereich der Perfektionierung technisch-konditioneller Fähigkeiten eine wichtige Funktion. Dies wird vor allem in den Spielsportarten deutlich. Hier muss sich ein Athlet im Zweikampf gegen seinen Gegner behaupten und evtl. schnellstmöglich von einem Spielfeldende zum anderen kommen und dabei noch den Gegenspielern ausweichen (Weineck, 2002). Eine spezifische Balance zwischen wettkampfspezifischen Bewegungsabläufen, koordinativen Fähigkeiten und der erhöhten Kraftfähigkeit ist anzustreben (vgl. Schnabel et al., 2005).

Auch im Wettkampfsport wird dem gesundheitlichen Wert eines Krafttrainings eine entscheidende Rolle beigemessen. Die meisten Sportarten haben trotz einer scheinbaren Vielfalt an Anforderungen eine begrenzte oder vielmehr einseitige Belastungsstruktur. Um Dysbalancen, bzw. Ungleichgewichten durch sportartspezifische Besonderheiten entgegenzuwirken, werden die nicht so stark beanspruchten Muskelgruppen auftrainiert. Dies kann die antagonistischen und/oder die synergistischen Muskelgruppen der primär ausführenden Muskulatur betreffen (vgl. Harre & Hauptmann, 1983; Schnabel et al. 2005). Ein gut ausgebildetes

Muskelkorsett bietet einen effektiven Schutz vor Verletzungen des Bewegungsapparates. Hier stehen vor allem die Gelenke im Mittelpunkt, die durch die Sportartspezifik im Training oder Wettkampf besonders stark beansprucht werden. Verletzungen sind oft eine Ursache, die einem langfristigen Leistungs- und Belastungsaufbau entgegenstehen (vgl. Harre & Hauptmann, 1983; Schnabel et al., 2005).

3.2 Trainingsmethodik Maximalkraft

Die maximale Willkürkontraktion variiert je nach Trainingszustand und Kraftniveau zwischen 70% und 95% der Absolutkraft. Dabei ist nach Martin, Carl und Lehnertz (1993) die Absolutkraft die Kraft, die sich aus der willkürlichen Maximalkraft und der autonom geschützten Leistungsreserve zusammensetzt. Die autonom geschützte Leistungsreserve kann nur durch Pharmaka, Hypnose, Todesangst oder Elektrostimulation aktiviert werden.

Eine wichtige Komponente zur Beschreibung der isometrischen Maximalkraft (F_{max}) ist die Relation von Kraft und Verkürzungsgeschwindigkeit. Die Hillsche Kurve zeigt diesen Zusammenhang graphisch auf (siehe Abbildung 7). Bei maximaler Kontraktion der Muskulatur und einer Verkürzungsgeschwindigkeit von 0m/s ist die isometrische Maximalkraft erreicht.

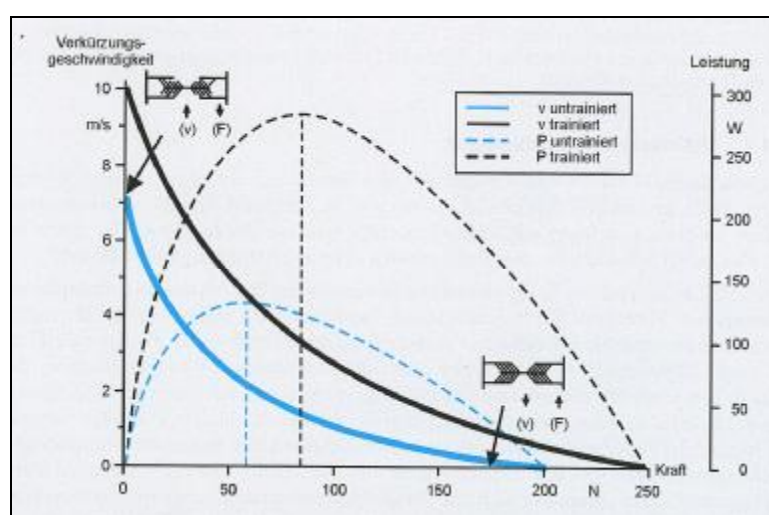


Abbildung 7: Beziehung zwischen Verkürzungsgeschwindigkeit und Kraft nach HILL (de Marées, 2002, S.185).

Ziel eines Krafttrainings ist die Rechtsverschiebung der Kurve (schwarze Linie Abbildung 7). Bei einer Rechtsverschiebung nimmt sowohl die isometrische Maximalkraft (Abszisse) als auch die Verkürzungsgeschwindigkeit bei gleicher Last zu (Ordinate).

Nach Tidow (1994) wird das Maximalkrafttraining in die Muskelquerschnittsmethoden (MQM) und die neuronalen Aktivierungsmethoden (NAM) unterschieden. Die NAM differenziert sich weiter in intramuskuläres Koordinationstraining (IMK-Training, Verbesserung der Kraftbildungsgeschwindigkeit) und intermuskuläres Koordinationstraining (technikorientiertes Krafttraining). Für die vorliegende Arbeit sind die MQM Standard-Methode und die MQM Extensive Bodybuilding Intervallmethode von Bedeutung (siehe Tabelle 1). Die Komponenten der Belastungsstruktur sind unabhängig von den spezifischen Trainingszielen immer dieselben: Belastungsintensität (Kopplung aus Größe der bewegten Last in *kg* und der Belastungsgeschwindigkeit in *m/s*), Belastungsumfang (Anzahl der Wiederholungen und Serien), Belastungsdichte (Pausenzeit zwischen den Serien) und Belastungsdauer (Bewegungstempo, Zeit der Belastungseinwirkung). Hohmann, Lames und Letzelter (2002) äußern sich kontrovers zu den strengen Vorgaben der Belastungsnormativa. Sie propagieren eine inter- und intraindividuelle Anpassung. Um eine Normierung im Rahmen dieser Arbeit zu gewährleisten, erfolgt das Krafttraining nach normierten Vorgaben. Zusätzlich muss zu den Belastungsnormativa die Art der Kontraktionsform (dynamisch-konzentrisch, dynamisch-exzentrisch, statisch/isometrisch) für die Übungsdurchführung im Hinblick auf das Trainingsziel festgelegt werden. Die Trainingsmethode im Krafttraining wird demnach über die Festlegung der Belastungskomponenten und der Art der Kontraktionsform bestimmt (vgl. Harre, 1986; Hollmann & Hettinger, 2000).

Tabelle 1: Ausgewählte Trainingsmethoden zur Verbesserung der Maximalkraft (mod. nach Hohmann, Lames & Letzelter, 2002, S. 79).

Trainingsmethoden	Belastung	Intensität	Tempo	Wdh.	Serien	Pause
MQM: Standard-Methode	konzentrische submaximale Krafteinsätze bis zur Erschöpfung	70-80%	zügig	8-12	3	>3 min
MQM: Extensive Bodybuilding Methode	konzentrische mittlere Krafteinsätze bis zur Erschöpfung	60-70%	langsam	15-20	3-5	>2 min

Ferner wird ein allgemeines Krafttraining (Kraftsteigerung zahlreicher Muskelgruppen) von einem speziellen/spezifischen Krafttraining (Kraftsteigerung sportartspezifischer Muskelgruppen) unterschieden (vgl. Hollmann & Hettinger, 2000).

4 Kreatinkinase

Die Kreatinkinase (CK) ist ein intrazellulär lokalisiertes Enzym aus der Enzymklasse der Transferasen. Diese katalysieren die Übertragung einer funktionellen Gruppe von einem Molekül zu einem anderen Molekül.

Die Kreatinkinase kommt vor allem in Muskelzellen, in Zellen des Gehirns und in geringer Konzentration auch in vielen anderen Geweben des Körpers vor (z.B. Herz, Uterus, Nieren). CK katalysiert die chemische Reaktion im Bereich der anaerob alaktaziden Energiegewinnung, indem sie beim Aufbau des Moleküls ATP hilft (Abbildung 8). Hierbei wird die zytosolische Kreatinkinase von der mitochondrialen Kreatinkinase unterschieden. Die Hauptaufgabe der zytosolischen CK besteht in der Regeneration von ATP über den Kreatinphosphatspeicher bei körperlicher Aktivität (Lohmann-Reaktion). In der Erholungsphase dagegen katalysiert die mitochondriale CK die Rephosphorylierung von Kreatin zu Kreatinphosphat (Horn, Lindenmeier & Moc, 2005).

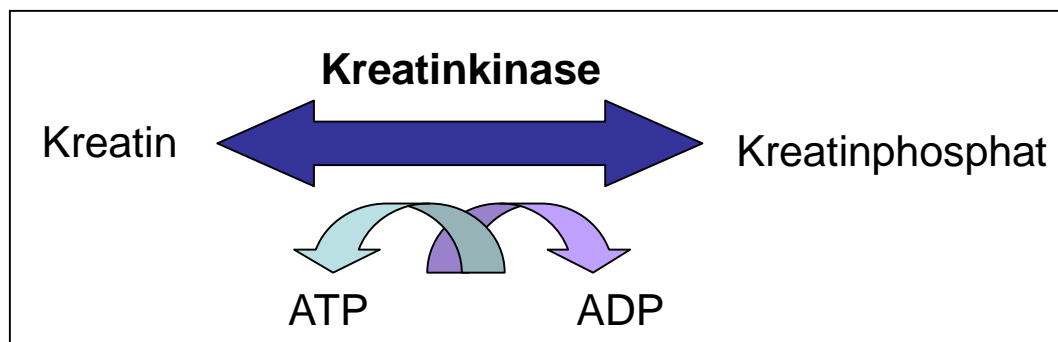


Abbildung 8: Schematische Darstellung der Kreatinkinasewirkung.

Im Gegensatz zu anderen Geweben (z.B. Herz, Uterus, Niere) ist die Konzentration der CK innerhalb der Muskelzelle, entsprechend der Aufgabe im Stoffwechsel, sehr groß. Im Blut ist sie allerdings unter physiologischen Bedingungen nur sehr gering (Rost, 2001). Aus Tabelle 2 sind die Normwerte der CKgesamt im Blut für männliche Personen zu entnehmen.

Tabelle 2: Normwerte Gesamtkreatinkinase (CKgesamt) nach Heil, Koberstein & Zawta (2004) gemessen bei 37 °C.

Normwerte:	Männlich 13 – 17 Jahre:	unter 270U/l CKgesamt
	Männlich > 17 Jahre:	unter 190U/l CKgesamt

Im Falle eines größeren Muskelzellschadens, z.B. einem Herzinfarkt, Muskelkater oder Überanstrengung der Skelettmuskulatur, steigt der CK Spiegel im Blut deutlich an (bspw. um die Faktoren 10 - 1000). Je nach Schädigungsgrad werden Werte über 300U/l erreicht. Diese weisen auf eine abnorme Zellwanddurchlässigkeit hin und somit ist mit einer strukturellen Veränderung zu rechnen (vgl. Clasing & Siegfried, 2002; de Marées, 2002; Horn, Lindenmeier & Moc, 2005; Rost, 2001).

Zur Bestimmung des Schädigungsortes wird die CK in drei (Horn, Lindenmeier & Moc, 2005), bzw. vier Isoenzyme unterteilt. Die Namensgebung erfolgt dabei über den Ort des dominant liefernden Organs:

- CK-MM (*muscle* - Skelettmuskeltyp)
- CK-BB (*brain* - Hirntyp; auch: Innere Organe)
- CK-MB (*muscle brain* - Myokardtyp)
- CK-MiMi (Mitochondrientyp)

Unter normalen Verhältnissen befindet sich überwiegend CK-MM im Blut. Bei Schlaganfall, Epilepsie und chronischer Niereninsuffizienz ist das Isoenzym CK-BB erhöht, bei Herzinfarkt das CK-MB, bei Muskelschädigungen (starke körperliche Aktivität, Unfall, Injektionen usw.) und Muskelerkrankungen (z.B. progressiver Muskeldystrophie) das CK-MM. In Routine-Laborbefunden wird meist nur die Gesamtkreatinkinase (CKgesamt) und das für den Herzmuskel relevante CK-MB ausgewiesen (vgl. Junker, 2006; Meier, 2006). Im Bereich der Sportmedizin wird neben der CKgesamt Aktivität der CK-MB und der CK-MM Wert in seinen Isoformen CK-MM1 bis CK-MM3 bestimmt. Nach Clarkson et al. (1987) bietet die Bestimmung der Isoformen CK-MM1 bis CK-MM3 einen früheren Indikator für einen Muskelschaden als die CKgesamt Aktivität.

4.1 Kreatinkinasebestimmung im Sport

In der Sportwissenschaft wird die CK(gesamt) Aktivität zur Trainingsdiagnostik und -steuerung berücksichtigt, da sie die Intensität der Belastung widerspiegelt (vgl. Fabian, 2006; Steinacker et al., 1999). Eine Runde Jogging oder ein intensives Krafttraining können bereits einen Anstieg auf 1000U/l bewirken (Clasing & Siegfried, 2002). Nach Marathonläufen sind Werte von mehreren tausend U/l üblich (Bauer, 2004). Dabei spielt die Größe der Muskelverletzung, bzw. der Beanspruchung eine entscheidende Rolle. Belastungen untrainierter Muskelgruppen können den CK Wert im Blut deutlich erhöhen. In einer Studie von Steinacker et al. (1999) zeigen ältere erfahrene Sportler einen geringeren Anstieg der CK als jüngere und unerfahrene Sportler. Nach Fabian (2006) erscheint die CK der Zelle im Blutserum um 5 - 8h verzögert. Die Halbwertszeit liegt bei 16 - 18h (CK-MB 12h, CK-MM 18h und CK-BB 3h; vgl. Neumeister, Besenthal & Liebich, 2003). Shahbazzpour et al. (2004) finden die maximale Konzentration der CKgesamt Aktivität 24-48h nach einem hoch intensiven exzentrischen Muskeltraining. Während intensiven Trainingsphasen kann der CKgesamt Spiegel dauerhaft über 500 - 800 U/l erhöht sein (Steinacker et al., 1999).

Studien aus dem Bereich des Marathonlaufs geben die CKgesamt Aktivität bei Männern direkt nach dem Wettbewerb mit 808U/l (Apple & Rhodes, 1988), 24h nach dem Wettbewerb mit 3322U/l und 48h nach dem Wettbewerb mit 1787U/l an (Frauen zeigen geringere Werte). Diese Probandengruppe hat eine Halbwertszeit ihrer CKgesamt Werte von 30,4h (Rogers, Stull & Apple, 1985). Noakes et al. (1983) untersuchen die CKgesamt Aktivität nach einem 88km Rennen. Sie finden Serum CKgesamt Aktivitäten im Mittel von 637U/l. Von Burke (2000) wurde nach einem 90-minütigem Lauf im Mittel 247,8U/l CKgesamt Aktivität gemessen.

Im Bereich des Krafttrainings fanden Apple, Hellsten und Clarkson (1988) nach 120 alternierenden exzentrischen Muskelkontraktionen des m. biceps brachii mit einer Intensität von 110% der maximal konzentrischen Kraft keinen signifikanten Anstieg der CKgesamt Aktivität 6h nach dem Training (75U/l +/- 36 vor gegenüber 91U/l +/- 33 nach dem Training). Hyatt und Clarkson (1998) untersuchen die CKgesamt Aktivität nach 50 exzentrischen Kontraktionen der Unterarmflexoren, die nach 6 Tagen entweder mit dem gleichen Arm (Gruppe 1) oder dem kontralateralen Arm (Gruppe 2) wiederholt werden. Nach 96h werden die maximalen Ckgesamt Aktivitäten der beiden Gruppen bestimmt. Für Gruppe 1 liegt diese bei 3530U/l +/-

927 und für Gruppe 2 bei 6683U/l +/- 433. Gruppe 2 hat einen zweiten Anstieg mit Maximalwert am 5. Tag von 3602U/l +/- 1190. Nosaka, Newton & Sacco (2002) untersuchen anhand der gleichen Muskelgruppe die Auswirkungen eines 2-stündigen lokalen Ausdauertrainings mit der Intensität von 9% Fmax im Vergleich zu 12 maximal exzentrischen Kontraktionen. Die CKgesamt Aktivität der Ausdauergruppe (9% Fmax) ist mit 356U/l +/- 121 signifikant geringer als bei der exzentrisch trainierenden Gruppe. Nosaka und Clarkson (1996) stellen weiterhin in einer Studie mit 24 maximal exzentrischen Kontraktionen der Ellenbogenflexoren eine große inter-individuelle Variabilität fest (CKgesamt 236U/l bis 25,244U/l). Die Autoren begründen diese Variabilität mit der differierenden Schwere der Muskelverletzungen, die durch das Treatment ausgelöst werden. Kuipers (1994) bestätigt in seiner Studie die inter-individuelle Variabilität der CKgesamt Aktivität. Zusätzlich kommt er zu der Aussage, dass die Plasma CKgesamt Aktivität nicht notwendigerweise die Menge der zerstörten Strukturen widerspiegeln muss. Zu diesem Punkt sind in der Fachliteratur allerdings konträre Meinungen zu finden. Evans und Cannon (1991) unterstützen diese Aussage. Clasing und Siegfried (2002) weisen darauf hin, dass die starke Erhöhung der CKgesamt Aktivität nach einer körperlichen Belastung nicht zwangsläufig mit einer Zerstörung von Zellen einhergeht.

Einzelne in der Literatur auffindbare CKgesamt Aktivitäten bei Bodybuildern liegen zwischen 17.034U/l und 76.080U/l (vgl. Bolgiano, 1994; Masar, Kramer & Vogt, 1992). Da neben der CK auch große Mengen von Myoglobin aus den geschädigten Muskelzellen in das Blut freigesetzt werden, besteht die Gefahr einer Verstopfung der Nierentubuli. Dies kann bei mangelnder Flüssigkeitszufuhr zu einem akuten Nierenversagen führen (vgl. de Marées, 2002; Knop, Rosenkranz & Vogel, 2004; von Kempis, 2004). Clarkson et al. (2006) finden allerdings bei einer Studie mit 203 freiwilligen Probanden trotz einem Anstieg von über 10.000U/l CKgesamt Aktivität im Einzelfall (n=51) keinen Hinweis auf Nierenschädigungen.

4.2 *Kreatinkinaseaktivität nach Elektromyostimulation*

Mit jeweils 12 gesunden Versuchspersonen wird in drei Experimenten die kurz- und mittelfristige Wirkung der lokalen elektrischen Muskelstimulation anhand der CKgesamt Aktivität von Kupphardt (2003) untersucht.

Es kann gezeigt werden, dass sowohl mit einer Dauer- als auch einer Intervallstimulation ein ausgeprägter Anstieg der CKgesamt Aktivität nach 24h ausgelöst wird. Signifikante Erhöhungen werden noch bis zu 72h nach der EMS Anwendung gefunden. Im Experiment über einen Untersuchungszeitraum von fünf Wochen wird nachgewiesen, dass eine ansteigende Anzahl von EMS Applikationen pro Woche eine kontinuierliche Erhöhung der CKgesamt Aktivität zur Folge hat. Boeckh-Behrens und Bengel (2005) untersuchen die CKgesamt Aktivität 24h nach einem Gk-EMS Training von insgesamt 15min Trainingsdauer und nach einer Ruhephase von sieben Tagen. Im Vergleich zu konventionellem Krafttraining liegt die CKgesamt Aktivität bei einem Gk-EMS Training um ca. 40% höher (keine Signifikanzen angegeben). 24h nach dem Training werden Werte zwischen 286U/l und 1315U/l gemessen (Mittelwert 688U/l +/- 315,27). Auch hier zeigt sich wieder eine große inter-individuelle Streuung (vgl. Nosaka & Clarkson, 1996; Kuipers, 1994). In einer weiteren Studie mit einer Trainingsdauer von 5 bzw. 10min werden 24h nach dem Gk-EMS Training Ckgesamt Aktivitäten von 761U/l bei dem 10-minütigen Training und 595U/l bei dem 5-minütigen Training ermittelt (Boeckh-Behrens & Mainka, 2006). Zwischen beiden Trainingsgruppen wird kein signifikanter Unterschied ermittelt. Dies lässt den Rückschluss zu, dass nicht die Trainingsdauer sondern die Trainingsintensität für die Höhe der CKgesamt Aktivität verantwortlich ist. Zusätzlich finden sich bei geringerem zeitlichem Abstand der Trainingseinheiten (unter 4 Tagen) deutliche Erhöhungen der CKgesamt Aktivität.

5 Grundlagen der Elektromyostimulation

Nach Felder (1994) ist die EMS ein Therapie- bzw. Trainingsverfahren, bei dem Muskelkontraktionen unabhängig von einer zentralnervösen Innervation über ein spezielles Gerät perkutan ausgelöst werden. Die Skelettmuskeln werden dabei durch externe Wechselströme gereizt und somit zur Kontraktion gebracht (vgl. Abschnitt 2.2). Diese Form der Muskelstimulation kann nur bei einem intakten peripheren Nervensystem angewendet werden. Die verwendeten Impulse sind so kurz (0,1 bis 5ms), dass nur ein gesunder Nerv-Muskelkomplex darauf reagieren kann. Zu beachten ist, dass die Muskeln meistens nicht direkt, sondern indirekt über ihren versorgenden Nerv gereizt werden. Dadurch werden alle Muskeln, die von dem gereizten Nerv innerviert werden, stimuliert. Bei dieser Art der Reizung werden geringere Stromstärken benötigt, um einen Muskel zur Kontraktion zu bringen (Gillert, 1983). Das liegt darin begründet, dass die Nervenfasern eine niedrigere Reizschwelle besitzen als die Muskelfasermembranen (Benton et al., 2000). Durch die externe Elektrostimulation werden u.a. nach Appell (1992) die Verhältnisse der physiologischen Erregung umgekehrt (vgl. Abschnitt 2.3). Da die dicken Axone der Typ II Fasern eine niedrigere Reizschwelle als die dünnen Axone der Typ I Fasern besitzen, werden die Typ II Fasern im Gegensatz zur willkürlichen Kontraktion zuerst erregt. Liegt die Stimulationsfrequenz über 50Hz und ist die Reizintensität bzw. Stromdichte ausreichend hoch, werden nahezu 100% aller motorischen Einheiten rekrutiert (vgl. Appell, 1992; Bossert, Jenrich & Vogedes, 2006; Magyarosy & Schnizer, 1990).

Die Anwendungsmöglichkeiten der EMS sind vielfältig. Die klassischen Anwendungsfelder in der Rehabilitation nutzen die Wirkungen auf die Muskulatur und die Schmerzempfindung aus. Beide Anwendungsgebiete werden auch zunehmend im Leistungssport eingesetzt, wobei hier der Schwerpunkt im Bereich der Muskulatur liegt (vgl. Andrianowa, Koz & Martjonow, 1974; Angerhöfer & Kanzler, 1986; Delitto et al. 1989; Edel, 1988; Kern, 1992; Kots & Chiwikon, 1971; Magyarosy & Schnizer, 1990; Pelekh, 1998; Stief et al., 1996; Wiethölter, 1992).

5.1 *Physikalischer Überblick*

Die elektrische Leitfähigkeit einzelner Stoffe ist unterschiedlich. Es werden Stromleiter erster Ordnung, Stromleiter zweiter Ordnung und Nichtleiter unterschieden. Da alle Salzlösungen zur Kategorie Stromleiter zweiter Ordnung zugeordnet werden und der Mensch zu 70% aus ionisiertem Wasser besteht, ist auch der menschliche Organismus als Stromleiter zweiter Ordnung zu betrachten. Der Ladungstransport entsteht innerhalb des Menschen durch wandernde Ionen, wobei sich die Moleküle von der Kathode (negativ geladener Pol) zur Anode (positiv geladener Pol) bewegen (wissenschaftlicher Stromfluss). Zusätzlich ist die elektrische Leitfähigkeit der einzelnen menschlichen Gewebe zu differenzieren (vgl. Tabelle 3).

Tabelle 3: Elektrische Leitfähigkeit einzelner Gewebe des menschlichen Körpers (vgl. Bossert, Jenrich & Vogedes, 2006, S. 4).

Gute Stromleiter	Blut, Harn, Lymphe, Liquor, parenchymatöse Organe, Muskulatur.
Relativ schlechte Stromleiter	Fettgewebe, Sehnen, Gelenkkapsel, myelinisierte Nerven, Knochen.
Nichtleiter	Hornschicht der trockenen Haut, Nägel, Haare.

Elektrischer Strom fließt immer in Richtung des geringsten elektrischen Widerstandes. Im Bereich der Haut, die dem elektrischen Strom den größten Widerstand entgegenbringt, fließt er durch die Ausführungsgänge der Schweiß- und Talgdrüsen (Bossert, Jenrich & Vogedes, 2006). Da die einzelnen menschlichen Gewebsarten eine unterschiedliche Leitungsfähigkeit besitzen, fließt der Strom im Körper nicht geradlinig sondern primär entlang der Blut und Lymphgefäße (geringer elektrischer Widerstand im interzellulären Raum) (vgl. Bossert, Jenrich & Vogedes, 2006; Gillert, 1983; Mittermaier, 2005).

5.2 *Stimulationsparameter Elektromyostimulation*

Um die Ergebnisse einzelner Studien zu vergleichen und eine Trainingsempfehlung aussprechen zu können, ist eine Steuerung der Applikation durch verschiedene Stimulationsparameter notwendig. Die Stimulationsparameter, die zur Bestimmung der Belastungsnormativa herangezogen werden, sind Impulsform, Impulsfrequenz, Impulsbreite, Impulsstärke und -dauer, Stimulations- und Pausenzeit. Grundsätzlich gilt als Leitmotiv zum EMS Training, das die Reize für jedes Individuum tolerabel sein sollten (Appell, 1992). Einige Studien weisen einen Gewöhnungseffekt auf, d.h. das die Toleranzen nach einer Gewöhnungszeit erhöht werden (Stevenson, Scott & Dudley, 2001). Wie schon in der Einleitung erwähnt, führt die Vielzahl der zu veränderbaren Parameter zu einer momentan schwierigen Vergleichbarkeit vorhandener Studienergebnisse (Ernst, 1990). In den folgenden Abschnitten erfolgt eine Zusammenfassung wissenschaftlicher Texte von Appell (1987, 1992), Benton et al. (2000), Bossert, Jenrich und Vogedes (2006), Edel (1988), Gillert (1983), Schuhfried (2005) und Seichert (1988), die sich mit den Belastungsparametern auseinandersetzen.

Im Bereich der EMS werden Impuls- und Wechselströme (auch: Reizströme) im Bereich der Niederfrequenz (1.-1.000Hz) eingesetzt. Jeder einzelne Impuls ist bei dieser Frequenz reizwirksam. Bei den Impulsströmen muss zwischen monophasischen und biphasischen Kurvenverläufen unterschieden werden. Monophasische Impulse beginnen bei Null und fallen nie unter diesen Wert, sie verursachen einen Ionenstrom im Gewebe und haben dadurch unangenehme Nebenwirkungen wie Elektrolyse und Verätzungsgefahr (Bossert, Jenrich & Vogedes, 2006). Deshalb werden Wechselströme mit biphasischen Kurvenverläufen bevorzugt, bei denen der Nettostromfluss Null ist (Appell, 1987; Bossert, Jenrich & Vogedes, 2006).

5.2.1 *Impulsform*

Grundsätzlich werden u.a. sinusförmige Impulse, rechteckige Impulse, dreieckige Impulse und nadelförmige Impulse voneinander unterschieden (Abbildung 9). Die Form des jeweiligen Impulses wird dabei durch die Anstiegs- und

Abfallzeit eines Stromimpulses definiert (Abbildung 10) (Bossert, Jenrich & Vogedes, 2006).

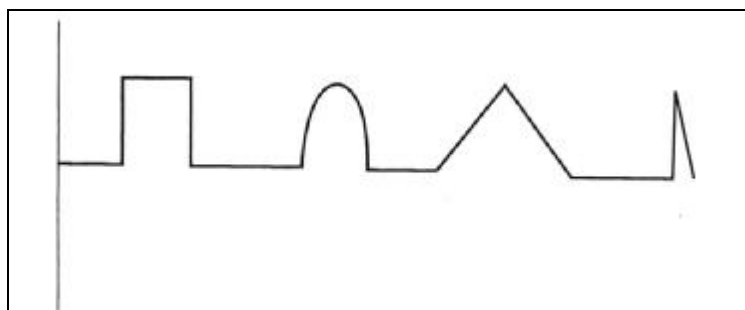


Abbildung 9: Impulsformen: Rechteck-, Sinus-, Dreieck- und Nadelimpuls (Bossert, Jenrich & Vogedes, 2006, S. 11).

5.2.2 Stimulationsfrequenz:

Die Stimulationsfrequenz in Hz gibt die Häufigkeit der Reizimpulse pro Sekunde an. Die Höhe der Frequenz beeinflusst die Stärke der Muskelkontraktion. In einem Frequenzspektrum von 2 - 15Hz werden vor allem die langsam zuckenden Typ I Fasern stimuliert. Ab 35Hz sprechen auch die Typ II Fasern auf die Stimulation an. Ab einer Frequenz von 50Hz reagiert die Muskulatur mit einem vollständigen Tetanus, der nach Appell (1997) bis zu einer Stimulationsfrequenz bis zu 70Hz in seiner Spannung steigerbar ist. Zu hohe Frequenzen führen sehr rasch zur Ermüdung der Muskelfasern. Nach Blümel (1992) wird ein vollständiger Tetanus der quergestreiften Muskulatur zwischen 50 und 200Hz erreicht (das elektrische Stimulationsmaximum der Typ I Fasern liegt nach Bossert, Jenrich und Vogedes (2006) zwischen 40 - 200Hz, das der Typ II Fasern zwischen 50 - 60Hz). Cometti (1988) empfiehlt Impulsfrequenzen zwischen 50 und 100Hz. Nach Bossert, Jenrich und Vogedes (2006) ist eine erhebliche Verstärkung der Kraftentwicklung durch eine gleichzeitige isometrische Kontraktion zu erzielen.

5.2.3 Stromstärke und Impulsbreite

Jeder Impuls wirkt eine spezifische Zeit. Diese Zeitspanne wird Impulsbreite genannt und wird in *microsekunden* (μs) oder *millisekunden* (ms) angegeben. Sie

wird bestimmt durch die Chronaxie (Zeitbedarf) der zu stimulierenden Nervenfasern, die bei etwa $400(80 - 800)\mu\text{s}$ liegt (vgl. Abschnitt 2.3). Umso größer die Impulsbreite zur Stimulation gewählt wird, umso stärker ist die Stimulation und umso tiefer dringt der Impuls in den Körper ein. Impulsbreiten über $500\mu\text{s}$ sollten nicht gewählt werden, da der Impuls ab diesem Bereich als sehr unangenehm empfunden wird. Im Bereich von $300\mu\text{s}$ sind die wenigsten sensiblen Reaktionen zu erwarten (Bossert, Jenrich & Vogedes, 2006).

Auch die Stromstärke (Amplitude) muss ein Mindestmaß überschreiten, um eine Depolarisation herbeizuführen. Im Bereich der EMS werden Stromstärken von tausendstel Ampere (mA) verwendet. Die gewählte Stromstärke bestimmt den Grad der Rekrutierung der motorischen Einheiten. Je stärker die Stromstärke, je mehr motorische Einheiten werden aktiviert (vgl. Abschnitt 2.2). Bisher gibt es keine einheitlichen Angaben über die zu verwendende Stromstärke. Sie sollte individuell an die Tolerabilität des einzelnen Probanden angepasst werden. Bei Personen mit starkem Unterhautfettgewebe ist die Toleranz gegenüber elektrischen Strömen oft höher. Bei ca. 100mA ist mit einer kompletten Rekrutierung aller über die Nervenfasern gereizten motorischen Einheiten zu rechnen; noch höhere Werte haben nach Appell und Cabric (1987) keine weiteren positiven Effekte.

Impulsstärke und -dauer sind miteinander verknüpft. Die Erhöhung von mindestens einem der Parameter verstärkt die Muskelkontraktion (Appell & Cabric, 1987).

5.2.4 *Pausenzeit*

Die Pausenzeit ist die Reizspanne, in der kein Strom fließt. Das zeitliche Verhältnis zwischen Stimulationsdauer und nachfolgender Pause wird auch als ON:OFF - Relation bezeichnet. Die Empfehlungen für ein optimales ON:OFF Verhältnis schwanken zwischen 1:1 und 1:5. Die OFF-Phase dient der Auffüllung der Energiespeicher und der funktionellen Restitution der motorischen Endplatte und sollte mindestens 200ms betragen (Edel, 1988; Appell, 1987).

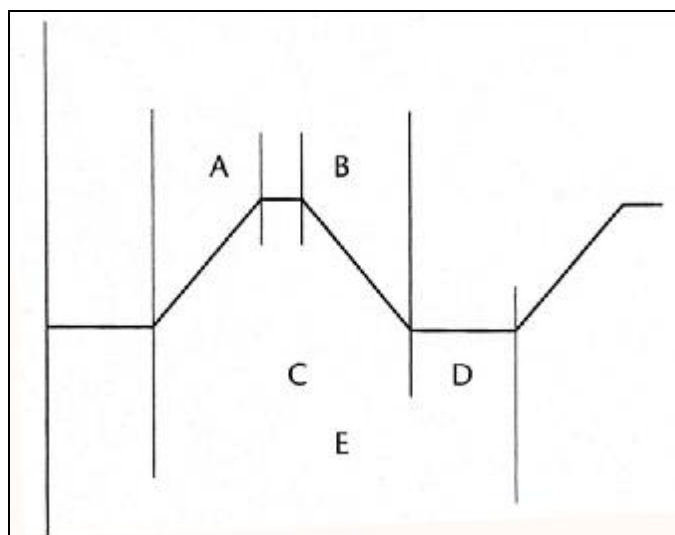


Abbildung 10: Impulsparameter: A – Anstiegszeit, B – Abfallzeit, C – Impulsdauer, D – Impulsintervall, E – Periodendauer (Bossert, Jenrich & Vogedes, 2006, S. 12)

5.3 Wirkmechanismen Ganzkörper-Elektromyostimulation

Nach Hilbert (o.J.) gibt es zwei wesentliche Vorteile der Gk-EMS Anwendung gegenüber lokaler EMS Anwendung.

1) Alle Muskelgruppen des Körpers werden gleichzeitig stimuliert und trainiert.

Die Elektroden werden an den großen Muskelgruppen im Bereich des Muskelbauches fixiert (siehe Abbildung 28). Unter der Anlagestelle befindet sich intramuskulär der Muskelspindelapparat, der für die Regulation des Muskeltonus zuständig ist. Somit bewirken die Impulse eine Entladung am postsynaptischen Bereich der neuromuskulären Endplatte. Daraus folgt u.a. eine Dauerkontraktion der Muskulatur. Die elektrischen Impulse reizen als Afferenzen die motorischen Zentren des Rückenmarks. Dies führt zu einer unmittelbaren Kontraktion des stimulierten Muskels. Über spinothalamische Bahnen wird der elektrische Impuls in unterschiedliche Zentren des Zentralnervensystems geleitet. Bei Dauer-Impuls-Stimulation werden von hier über efferente Bahnen alle Muskelgruppen des Körpers zur Kontraktion gebracht (vgl. Abschnitt 2.2). Auch die Muskulatur, die nicht direkt in Verbindung mit den Elektroden steht. Somit entsteht ein zentralnervös kontrollierter Trainingsreiz. Die lokale EMS ist im Wesentlichen auf den stimulierten

Muskel beschränkt. Sollen mehrere Muskelgruppen trainiert werden, muss jeder Muskel mit eigener Elektrodenanlage gereizt werden.

2) Durch gleichzeitige Stimulation der propriozeptiven Hautrezeptoren erfolgt über polysynaptische Verschaltungen eine Stimulation von Motoneuronen mehrerer Segmente im Rückenmark; damit erfolgt eine zusätzliche Stimulation weiterer, nicht direkt stimulierter Muskelgruppen.

Durch die großflächige Auflage der Elektroden auf der Hautoberfläche kommt es zu einer Stimulation der Hautrezeptoren. Über die afferenten Nervenbahnen des Fremdreflexes gelangt der Impuls zu den spinalen Motoneuronen. Dort wird er in mehreren Segmenten des Rückenmarks umgeschaltet. Als Reizantwort erfolgt dann eine Stimulation mehrerer Muskelgruppen (polysynaptische Reaktion), zu der auch der gereizte Muskel gehört. Diese polysynaptische Verschaltung fördert das Zusammenspiel vieler Muskelgruppen innerhalb eines Bewegungsablaufes.

In der lokalen EMS Anwendung ist durch die geringere Größe der Elektroden eine großflächige Wirkung auf die Hautrezeptoren nicht gegeben. Die Rezeptordichte der Haut ist im Bereich des Muskelbauches größer als im Bereich der Sehnen. Da die lokale Applikation im Bereich der Sehnen angebracht wird, ist der Effekt auf das polysynaptische System der Fremdreflexverarbeitung uneffektiver.

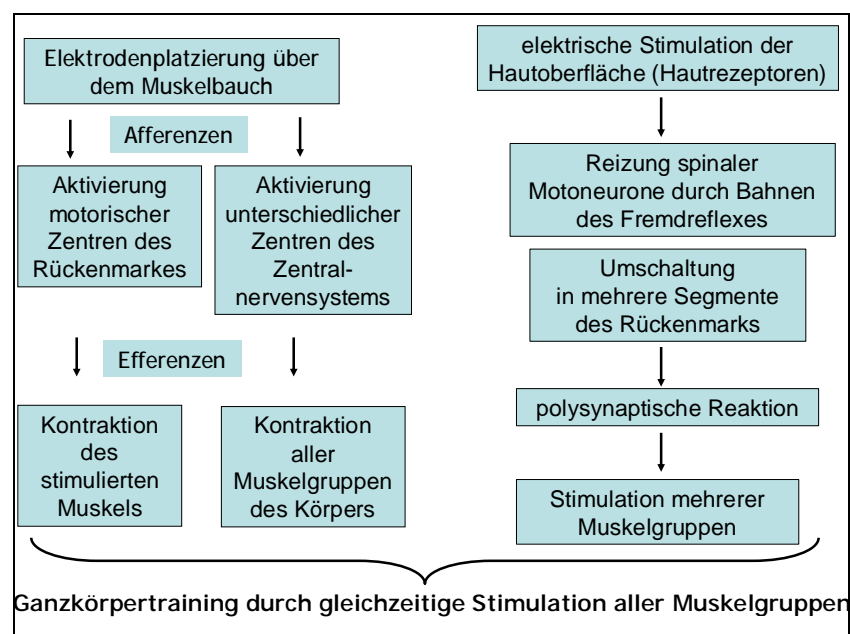


Abbildung 11: Wirkmechanismen des Gk-EMS Trainings (vgl. Hilbert, o.J.).

5.4 *Einsatz der Elektromyostimulation im Sport*

„Der Einsatz von elektrischen Skelettmuskelstimulationen ist in der klinischen Medizin und Rehabilitation seit langem bekannt. In den 60er und 70er Jahren dieses Jahrhunderts dehnte sich die Anwendung elektrischer Ströme jedoch auch auf den Hochleistungssport aus.“ (Hollmann & Hettinger, 2000, S. 220).

Pionierarbeit dieser Bewegung ist die Untersuchung von Kots und Chwilon (1971). Sie trainieren Kraftsportler an fünf Tagen die Woche über fünf Wochen und erzielen Kraftsteigerungen von 30 - 40%. Leider sind in dieser Studie keine genauen Trainingsprotokolle und Zahlenangaben zu finden. Das Design von St. Pierre et al. (1986) ist ähnlich dem von Kots und Chwilon (1971). Bei gleichen Stimulationsparametern wird an sieben Tagen die Quadrizepsmuskulatur von zehn Probanden stimuliert. Ergebnis seiner Untersuchung sind gleich bleibende oder sinkende Kraftwerte. Bereits 1974 erkannten Anzil, Modotto und Zanon eine statistisch signifikante Überlegenheit von elektrischer Stimulation gegenüber klassischem Krafttraining im Bezug auf die maximal isometrische Kraft nach einem achtwöchigen Training. Es folgen mehrere Studien unterschiedlicher Forschergruppen, die zu differierenden Ergebnissen kommen. Über einen Zugewinn der maximalen statischen Kraft berichten u.a. Bircan et al. (2002), Cabric und Appell (1987), Colson, Martin und Van Hoecke (2000), Dudley und Harris (1994), Hrcka und Zrubak (1976) und Maffiuletti, Pensini und Martin (2002). Maffiuletti, Pensini und Martin (2001) beispielsweise beschreiben nach einem vierwöchigen Training der Plantarflexoren (4x 8min/Woche) einen signifikanten Anstieg der isometrischen und exzentrischen Kraft dieser Muskelgruppe. Cabric und Appell (1987) finden nach einer 21-tägigen Stimulation der gleichen Muskelgruppe signifikante Zunahmen der Muskelkraft von +50,3% (Stimulationsparameter: 50Hz, 40mA, 200 μ s) bzw. +58,8% (bei 2000 Hz). Colson, Martin und Van Hoecke (2000) finden zu einer signifikanten Steigerung der Kraftfähigkeit des stimulierten Muskels eine signifikante Abnahme der Kraftfähigkeit des Antagonisten. Die Zunahme der Kraftfähigkeit korrespondiert mit einem Anstieg der myoelektrischen Aktivität des stimulierten Muskels.

Andere Autoren kommen zu dem Schluss, dass das traditionelle Krafttraining überlegen ist (vgl. Eriksson et al., 1981; Halbach & Straus, 1980; Mc Miken, Todd-Smith & Thompson, 1983). Kombiniert man EMS Training mit konventionellem Krafttraining, fallen die Untersuchungsergebnisse ebenfalls unterschiedlich aus. Delitto et al. (1989) erreichten nach einem kombinierten Training mit einem

Gewichtheber (Olympionike 1984) innerhalb von dreieinhalb Monaten eine Kraftsteigerung von 20kg für die einmalige Wiederholungsleistung. Dudley & Harris (1994) und Maffiuletti, Pensini und Martin (2002) erzielen deutliche Erfolge mit einem kombinierten Training. Currier, Lehmann und Lightfoot (1979) können in ihrer Studie diese Ergebnisse nicht verifizieren. Die isometrisch trainierende Gruppe erreicht einen Kraftzuwachs von +25%, während die kombiniert trainierende Gruppe nur +17% an Kraft zunimmt. Felder (1994) kombiniert u.a. ein aktiv dynamisches Training (60 - 70% Fmax an Isokinetischen- und Sequenzgeräten) und ein EMS Training. Genauere Angaben bezüglich zeitlicher Abfolge der Trainingseinheiten sind der Veröffentlichung nicht zu entnehmen. Die Kombination aus aktivem Krafttraining und EMS führt in dieser Studie zu signifikanten Zuwächsen der Maximalkraft (+140/143%), der Schnellkraft (+300/102%) und der Explosivkraft (+133/105%) bei Leistungssportlern und Alltagsmotorikern. Neuere Studien untersuchen neben den Effekten auf unterschiedliche Kraftparameter auch die Auswirkungen auf sportartspezifische Anforderungen. Brocherie et al. (2005) untersuchen die Effekte eines dreiwöchigen EMS Trainings auf die Parameter isokinetische Kraft der Kniestrecker am Biodex, Sprungkraft (SJ, CMJ, DJ, 15 sec CMJ) und Sprintzeit über 10m und 30m bei Eishockeyspielern (EMS Parameter: 30 Kontraktionen, Stromstärke nach persönlichem empfinden, max. 60% Fmax, ON:OFF 4sec:20sec, 85Hz, 250µs). Es zeigen sich signifikante Verbesserungen der Kraftwerte und der Sprintzeit, die Sprunghöhen nehmen ab. In zwei weiteren Studien, zum einen von Malatesta, Dugnani und Maffiuletti (2003) und zum anderen Maffiuletti et al. (2002) werden die Auswirkungen eines kombinierten Trainings (EMS und sportartspezifisches Training) an Volleyballern auf die Kraftfähigkeit und die Sprungkraft (EMS Parameter: 20-22Kontraktionen, Stromstärke isometrische Kniebeuge mit 250 kg Hantelstange, ON:OFF 4,25sec:29-34sec, 105 - 120Hz, 400µs) untersucht. Malatesta, Dugnani und Maffiuletti (2003) stellen nach dem vierwöchigen Training signifikante Verbesserungen in einer von drei Sprungvarianten fest. Nach einer zweiwöchigen Pause werden signifikante Verbesserungen in allen Sprungvarianten nachgewiesen. Maffiuletti et al. (2002) konnten diese Ergebnisse bestätigen. In einer weiteren Studie mit Basketballern erzielen Maffiuletti et al. (2000) durch eine vierwöchige Intervention und nach einer Trainingspause signifikante Verbesserungen in der Kraftfähigkeit der Kniestreckermuskulatur und in der Sprungfähigkeit. Pichon et al. (1995) können

diese Ergebnisse in ihrer Studie mit Schwimmern nicht bestätigen. Nach einem dreiwöchigen EMS Training verschlechtern sich sowohl die Kraftfähigkeit des Latissimus als auch die gemessene 25m bzw. 50m Sprintzeit im Wasser.

Zusammenfassend kann eine Steigerung der isometrischen und isokinetischen Kraft, sportartspezifischer Tests und Sprungkraft in den meisten Studien und eine Steigerung dieser Parameter nach einer Trainingspause festgestellt werden (Brocherie et al., 2005; Malatesta et al., 2003; Maffiuletti et al., 2000; Maffiuletti et al., 2002).

5.5 *Elektromyostimulations - Effekte auf die Muskulatur*

Die Wirkung der EMS auf den Muskel ist eine Folge des ausgelösten Kontraktionsvorgangs durch den elektrischen Stroms. Wie in Kapitel 5.4 dargestellt, berichten zahlreiche Studien über eine positive Wirkung der EMS auf die Muskelkraft. Die gefundene Umfangsvergrößerung (meist des Oberschenkels) und die Abnahme der Hautfaltendicke sind Ausdruck einer Muskelhypertrophie (Cabric & Appell, 1987; Delitto et al.; 1989; Felder, 1994). Folgende strukturelle Veränderungen können in Studien nachgewiesen werden (vgl. Appell, 1987; Eriksson & Haggmark, 1979; Gibson et al., 1989; Kern, 1992; Nepper, 1989; Wigerstad-Lossing & Grimby, 1988):

- Vergrößerung des Muskelfaserdurchmessers (Hypertrophie)
- Cross-Over-Effekt
- Reduzierung der Hautfaltendicke
- Erhöhung der Kernzahl und -größe
- Zunahme der Mitochondriendichte und des Mitochondrienvolumens
- verbesserte Kapillarisation
- geringere Abnahme der Eiweißsyntheserate sowie der Enzymaktivität bei Immobilisierung im Vergleich zur nicht stimulierten Gegenseite.

Über die Möglichkeit der Fasertransformierung durch EMS wird in der sportwissenschaftlichen Literatur kontrovers diskutiert. Langandauernde niederfrequente Stimulation (30 - 35Hz) bewirkt nach Pette et al. (1999) eine vermehrte Faser I - Typisierung (vgl. Kapitel 2.3).

5.6 *Mögliche Wirkungsmechanismen von Elektromyostimulation auf die sportliche Leistungsfähigkeit*

Die Annahme, dass EMS trainingsspezifische Ziele in Schnellkraft- und Maximalkraftsportarten unterstützt, gründet sich im Wesentlichen auf zwei Theorien (Dudley & Harris, 1994). Die erste Theorie geht davon aus, dass die maximale muskuläre Leistungsfähigkeit durch neurale Faktoren begrenzt wird. Mit EMS können stärkere Muskelkontraktionen induziert werden, wodurch ein größerer Trainingserfolg erzielt wird (Delitto & Snyder-Mackler, 1990). Hierbei ist jedoch fraglich, wie eine extern stimulierte Kontraktion zu einer Verbesserung der Fähigkeit der willkürlichen Muskelkontraktion führen soll, da die Kontraktion bei dieser Art des Trainings nicht über einen willkürlichen neuralen Impuls ausgelöst wird. Somit steht diese Theorie nicht in völligem Einklang mit dem Gesetz der Spezifik aus der Trainingslehre, wonach eine Adaptation immer entlang des trainingsinduzierten Stimulus erfolgt. Folgt man dieser Hypothese, so könnte EMS zu einer Kräftigung der Muskulatur führen, da es potentiell eine stärkere Kontraktion auslöst. Diese so gewonnene „Kraft“ stünde dem Athleten jedoch nicht zur Verfügung, da er trotz EMS nach wie vor durch neurale Faktoren in seiner Fähigkeit der willkürlichen Kontraktion begrenzt wäre.

Die zweite Theorie zur Begründung einer EMS Anwendung besagt, dass gezielt die schnellzuckenden Muskelfasern trainiert werden. Diese Theorie stützt sich vor allem auf Studien von Cabric, Appell und Resic (1988), Enoka (1988), Sinacor et al. (1990) und St Pierre et al. (1986). Deren Resultate sprechen dafür, dass das Größenordnungsprinzip mittels EMS umgekehrt werden kann (vgl. Abschnitt 2.3). Somit wäre eine gerechtfertigte Grundlage für einen EMS Einsatz vorhanden, da gezielt die Muskelfasern stimuliert werden können, welche besonders bei Schnell- und Maximalkraftsportarten von Wichtigkeit sind. Eine Kombination von EMS und Willkürkontraktion über längere Zeit vermag motorische Lernprozesse auszulösen, die eine Verbesserung der Kommunikationsleistung der ideomotorischen und sensomotorischen Systeme bewirken (Blümel, 1992). Der höhere Wirkungsgrad von EMS auf die Muskelhypertrophie kann nach Müller, Löberbauer und Kruk (2003) darin begründet sein, dass die durch EMS hervorgerufenen Kontraktionen länger und öfters ausgeführt werden können. Die zentrale Ermüdung wird unterdrückt.

6 Wissenschaftliche Studien zum Ganzkörper-Elektromyostimulationstraining am BodyTransformer

Im Gegensatz zur lokalen EMS gibt es auf dem Gebiet der Gk-EMS bisher nur wenige wissenschaftliche Untersuchungen im deutsch- und englischsprachigen Raum. Bisher wurden neun Studien am Institut für Sportwissenschaft der Universität Bayreuth unter der Leitung von Dr. Wend-Uwe Boeckh-Behrens mit dem Gk-EMS Gerät *BodyTransformer* durchgeführt, die allerdings nicht veröffentlicht wurden. Des Weiteren fanden zwei Untersuchungen an der Deutschen Sporthochschule in Köln statt. Im Folgenden werden die Ergebnisse nach Messparametern unterteilt dargestellt.

6.1 Einfluss eines Ganzkörper-Elektromyostimulationstrainings auf medizinische Indikationen

Vier Studien gehen der Frage nach, ob das Gk-EMS Training mit dem *BodyTransformer* Einfluss auf die Parameter Inkontinenz (Studie 1: Boeckh-Behrens & Schäffer, 2002) und Rückenbeschwerden (Studie 2: Boeckh-Behrens, Grützmaker & Sebelesky, 2002; Studie 6: Boeckh-Behrens & Vatter, 2003; Bähr, 2005) hat. An Studie 1 und Studie 2 nehmen je 49 Versuchspersonen und an Studie 6 134 Versuchspersonen teil. Der Trainingszeitraum umfasst bei allen drei Studien 6 Wochen, in denen 12 Trainingseinheiten á 45min absolviert werden. Die verwendeten Stimulationsparameter für die Trainingsphase sind wie folgt:

Tabelle 4: Stimulationsparameter der Trainingsphase von Studie 1,2 und 6.

Parameter	Studie 1 und 6	Studie 2
Impulszeit	4sec	4sec
Pausendauer	2sec	4sec
Impulsfrequenz	80Hz	85Hz
Impulsbreite	350µs	350µs
Impulsform	Rechteckimpuls (Anstieg = 0)	Rechteckimpuls (Anstieg = 0)

Im Anschluss an die Trainingsphase erfolgte eine Entspannungsphase von 5-10min. Die verwendeten Stimulationsparameter sind aus Tabelle 5 zu entnehmen.

Tabelle 5: Stimulationsparameter der Entspannungsphase von Studie 1,2 und 6.

Parameter	Studie 1 und 2	Studie 6
Impulszeit	1sec	1sec
Pausendauer	1sec	1sec
Impulsfrequenz	100Hz	100Hz
Impulsbreite	150 μ s	250 μ s
Impulsform	Rechteckimpuls (Anstieg = 0)	Rechteckimpuls (Anstieg = 0)

In allen vier Studien wird Anhand von Fragebögen u.a. die subjektive Einschätzung der Beschwerden erfasst. Neben dieser werden noch weitere Fragestellungen mit dem Ziel der Ermittlung allgemeiner subjektiv wahrgenommener Effekte wie z.B. Ausdauer, Beweglichkeit, Muskelkraft, Stimmung, Vitalität und Entspannungsfähigkeit untersucht. Da diese Ergebnisse für die vorliegende Studie nicht von Relevanz sind, wird im Rahmen dieser Ausarbeitung nicht näher darauf eingegangen.

Zusammenfassend können im Bereich der Inkontinenz zwischen 53% (Studie 1) und 76% (Studie 6) der Probanden eine Besserung der Beschwerden feststellen. In Studie 6 geben 33% der Probanden an, gar keine Inkontinenzbeschwerden mehr zu haben. Begleitend wird hier festgestellt, dass vor allem eine hohe Intensität im Bereich der Gesäßelektrode sich positiv auf das Beschwerdebild auswirkt. Für den Themenbereich Rückenbeschwerden geben über 80% der Probanden eine Besserung der Beschwerden an (89% Studie 2, 82% Studie 6). Des Weiteren bessern sich chronische Beschwerdebilder in Studie 6 um 31%. Auch hier wird beobachtet, dass hohe Intensitäten einen größeren Effekt auf die Besserung der Symptomatik und die Körperstabilität haben, als niedrige Intensitäten. Eine quantitative Aussage über die Stromstärke wird aber nicht gemacht.

6.2 *Ganzkörper-Elektromyostimulationstraining im Vergleich und in Kombination mit konventionellem Krafttraining im Hinblick auf unterschiedliche Kraftparameter*

Insgesamt befassen sich vier wissenschaftliche Studien mit der Veränderung unterschiedlicher Kraftparameter an ausgewählten Muskeln. Drei Studien vergleichen das Training mit dem *BodyTransformer* mit konventionellem Krafttraining an Maschinen und mit eigenem Körpergewicht (Studie 3: Boeckh-Behrens & Treu, 2002; Studie 6: Boeckh-Behrens & Vatter, 2003; Studie 8: Boeckh-Behrens & Erd, 2005) und zwei Studien untersuchen die Effekte eines kombinierten Trainings (Studie 4: Boeckh-Behrens, Niewöhner & Walz, 2003; Studie 5: Boeckh-Behrens, Benner & Stötzel, 2003). Der Trainingszeitraum umfasst bei allen Studien 6 Wochen, in denen insgesamt 12 Trainingseinheiten stattfinden.

Die verwendeten Stimulationsparameter für die Trainingsphase sind wie folgt:

Tabelle 6: Stimulationsparameter der Trainingsphase Studie 3, 4, 5, 6 und 8

Parameter	Studie 3,4,5	Studie 6	Studie 8
Impulszeit	8sec	4sec	4sec
Pausendauer	4sec	4sec	4sec
Impulsfrequenz	80Hz	85Hz	80Hz
Impulsbreite	350µs	350µs	350µs
Stimulationszeit	25min	45min	10min
Impulsform	Dreieckimpuls (Anstieg = 0,3)	Rechteckimpuls (Anstieg = 0)	Rechteckimpuls (Anstieg = 0)

Alle Studien untersuchen neben Parametern der Kraft auch anthropometrische Größen (Körpergewicht, BMI (*body mass index*), Fettverteilung) und erheben Fragebögen mit dem Ziel der Ermittlung allgemeiner subjektiv wahrgenommener Effekte auf unterschiedliche Parameter (s.o.). Zusätzlich beinhaltet Studie 8 die Messung der Herzfrequenz und des Laktatverhaltens und die Erhebung von elektromyographischen Daten. Da diese Ergebnisse für die vorliegende Studie nicht von Relevanz sind, wird im Rahmen dieser Ausarbeitung nicht näher darauf eingegangen.

Boeckh-Behrens und Treu (2002, Studie 3) untersuchen die Auswirkungen eines *BodyTransformer* Trainings auf die Testübung *Lat-Ziehen zum Nacken*. Hier nehmen

die Maximalkraft bei den Probanden (Sportstudenten, n=80) um -0,18% ab. Im Bereich der Kraftausdauer werden dagegen Verbesserungen von +7,27% festgestellt. Allerdings sind bei dieser Studie keine Aussagen über die Art der Maximalkraft oder die Signifikanzen der Testergebnisse gemacht worden. Boeckh-Behrens und Vatter (2003, Studie 6) können diese Ergebnisse im Rahmen einer Multicenterstudie mit leicht veränderten Stimulationsparametern und einer untrainierten Probandengruppe (n=134) nicht reproduzieren. Hier wird eine Steigerung bei gleicher Testübung im Bereich der Maximalkraft um +12% und im Bereich der Kraftausdauer um +70% erreicht. Allerdings sind auch bei dieser Studie keine Signifikanzen der Testergebnisse oder Hinweise über die Art der Maximalkraft angegeben. In Studie 6 werden zusätzlich die Testübungen *Beinpresse* und *Bankdrücken* untersucht. Auch hier zeigt das *BodyTransformer* Training nur Kraftzuwächse von +2,96% an der *Beinpresse* und +1,99% beim *Bankdrücken*. Die entsprechenden Zuwächse im Bereich der Kraftausdauer sind +23,52% und +6,45% (keine Signifikanzen angegeben). Im Vergleich zu einem konventionellen Krafttraining mit und ohne Geräte werden mit dem Training am *BodyTransformer* deutlich geringere Kraftzuwächse im Bereich der Maximalkraft und der Kraftausdauer in allen drei Testübungen erreicht. Dennoch werden in allen drei Gruppen eine ähnlich große Zunahme ausgewählter Muskelumfänge registriert. Der Autor zieht die Schlussfolgerung, dass aufgrund des Transfereffektes vom *BodyTransformer* Training auf die Testübungen alle drei Trainingsmethoden gleichermaßen effektiv sind. Boeckh-Behrens und Erd (2005, Studie 8) finden mit einer reduzierten Trainingszeit auf 10min bereits höchstsignifikante Steigerungen ($p = 0,001$) der Kraftausdauer um +16% bei der Testübung *Lat-Ziehen zum Nacken*. Damit liegt das Ergebnis deutlich über den in Studie 3 erzielten Zuwächsen, trotz einer reduzierten Trainingszeit um 35min. Zu beachten ist, dass die Probandenzahl in Studie 8 nur n=4 beträgt.

Studien 4 und 5 befassen sich mit einem kombinierten Training aus konventionellem Krafttraining an Geräten und *BodyTransformer* Training. Studie 4 wird mit untrainierten Probanden und Studie 5 mit Sportstudenten durchgeführt. Die beiden Trainingseinheiten pro Woche umfassen 1x *BodyTransformer* Training und 1x konventionelles (fitnessorientiertes) Krafttraining an Geräten. Das Krafttraining besteht aus den drei Kernübungen *Bankdrücken*, *Beinpresse*, *Lat-Ziehen* und wird in Studie 4 durch die Übungen *Reverse Fly*, *Crunch* und *Beinbeugen* ergänzt. Jede

Übung umfasst in den Trainingswochen 1-3 3 Sätze á 10-15Wdh. und 8-12Wdh. in den Trainingswochen 4-6. Studie 4 zeigt eine Steigerung bei der Testübung *Lat-Ziehen* im Bereich der Maximalkraft um +3,5% und im Bereich der Kraftausdauer um +31,5%. In der Testübung *Beinpresse* wird eine Steigerung der Maximalkraft um +2% und der Kraftausdauer um +49% ermittelt. In Studie 5 wird zu den oben genannten Testübungen das *Bankdrücken* ergänzt. In allen drei Testübungen werden Zuwächse der Maximalkraft von +6-10% ermittelt. Damit fallen die Zuwächse bei den Sportstudenten geringfügig höher aus als bei den untrainierten Probanden. Im Bereich der Kraftausdauer werden Zuwächse von +55% beim *Bankdrücken*, +70-80% beim *Lat-Ziehen* und +100-117% an der *Beinpresse* erzielt. Auch hier liegen die Zuwächse über den untrainierten Personen. Im direkten Vergleich zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen einem konventionellen und einem kombinierten Krafttraining. Allerdings sind auch in diesen Studien keine Signifikanzen der Testergebnisse oder Angaben über die Art der Maximalkraft angegeben.

6.3 Einfluss unterschiedlicher Stimulationsparameter eines Ganzkörper-Elektromyostimulationstraining auf unterschiedliche Kraftparameter

Zwei Studien untersuchen die Effekte des *BodyTransformer* Trainings bei unterschiedlichen Stimulationsparametern (Studie 7: Boeckh-Behrens & Bengel, 2005; Studie 9: Boeckh-Behrens & Mainka, 2006). Die verwendeten Stimulationsparameter für die Trainingsphase sind Tabelle 7 zu entnehmen.

Tabelle 7: Stimulationsparameter der Trainingsphase Studie 7 und 9.

Parameter	Studie 7	Studie 9
Impulszeit	4sec	4sec
Pausendauer	4sec; 10sec	4sec
Impulsfrequenz	80Hz	80Hz
Impulsbreite	350µs	350µs
Stimulationszeit	15min	5min; 10min
Impulsform	Rechteckimpuls (Anstieg = 0)	Rechteckimpuls (Anstieg = 0)

Boeckh-Behrens und Bengel (2005, Studie 7) finden bei einer Stimulationsfrequenz von 4sec keinen signifikanten Unterschied bzgl. ausgewählter Kraftparameter des m. triceps brachii und des m. latissimus dorsi bei einer Pausendauer von 4sec (Gruppe 1) bzw. 10sec (Gruppe 2). Die ermittelten Zuwächse im Bereich der dynamischen Maximalkraft des m. latissimus dorsi liegen zwischen +7,79% und +8,89% (hochsignifikant) und im Bereich der dynamischen Ausdauer zwischen +25,65% und +31,87% (hochsignifikant). Damit liegen die Werte der Maximalkraft im Bereich der in Studie 6 ermittelten Zuwächse. Für den Parameter Kraftausdauer liegen sie sowohl im Vergleich zu Studie 6 als auch zu Studie 3 deutlich höher. Die Zuwächse im Bereich des m. triceps brachii fallen deutlich höher aus, als die des m. latissimus dorsi. Im Einzelnen sind das wie folgt: Steigerung der statischen Maximalkraft in Gruppe 2 um +5,16% (hochsignifikant), Steigerung (hochsignifikant) der dynamischen Maximalkraft von +14,73% (Gruppe 1) bzw. +14,67% (Gruppe 2), Steigerung (hochsignifikant) der statischen Kraftausdauer von +19,41% (Gruppe 1) bzw. +33,90% (Gruppe 2) und Steigerung der dynamischen Kraftausdauer (hochsignifikant) von +73,74% (Gruppe 1 bzw. + 81,91% Gruppe 2).

Keinen signifikanten Unterschied finden Boeckh-Behrens und Mainka (2006, Studie 9) zwischen einer Trainingsdauer von 5min (Gruppe 1) und 10min (Gruppe 2). Beide Testgruppen erreichen sowohl in der dynamischen Maximalkraft als auch in der dynamischen Kraftausdauer teils höchstsignifikante Zunahmen in den Testübungen *Lat-Ziehen zum Nacken*, *Trizepsdrücken am Kabel* und *Beinpresse horizontal*. Die erreichten Verbesserungen bei der Testübung *Lat-Ziehen zum Nacken* im Bereich der dynamischen Kraftausdauer um +15% (Gruppe 1) bzw. +16% (Gruppe 2) und der dynamischen Maximalkraft um +4% (Gruppe 1) bzw. +3% (Gruppe 2) liegen unterhalb der in Studie 7 erreichten Zuwächse. Gleiches Bild ergibt sich für die Zuwächse bei der Testübung *Trizepsdrücken am Kabel* (dynamische Kraftausdauer +28% Gruppe 1 bzw. +34% Gruppe 2, dynamische Maximalkraft +10% Gruppe 1 bzw. +8% Gruppe 2). Beide Studien (7 und 9) verwenden gleiche Stimulationsparameter bei einer 5 bzw. 10-minütig kürzeren Trainingsdauer in Studie 9. Somit ist eine Trainingsdauer von mindestens 15min zur Steigerung der Kraftparameter empfehlenswert.

6.4 Einfluss eines Ganzkörper-Elektromyostimulationstrainings auf die Kreatinkinase Aktivität

Neben den Einflüssen unterschiedlicher Stimulationsparameter wird im Rahmen der Studien 7 und 9 auch die CK Aktivität bestimmt (vgl. Abschnitt 4.2).

Boeckh-Behrens und Bengel (2005, Studie 7) entnehmen 24h nach dem Training und nach einer Ruhephase von 7 Tagen den Probanden Blutproben. Im Vergleich zu konventionellem Krafttraining liegen die CK Werte bei einem Training mit dem *BodyTransformer* ca. 40% höher. 24h nach dem Training werden Werte zwischen 286 - 1315 U/l gemessen (688U/l +/- 315,27). Diese große Streuung entspricht den Erfahrungswerten (vgl. Abschnitt 4.2).

Boeckh-Behrens und Mainka (2006, Studie 9) finden keine signifikanten Unterschiede zwischen der 5-minütigen und der 10-minütigen Trainingszeit. Mit 761U/l liegen die Probanden der 10min trainierenden Gruppe leicht über der 5min trainierenden Gruppe (595U/l). Als einen entscheidenden Faktor für die Höhe des CK Wertes wird hier nicht die Trainingsdauer, sondern die Trainingsintensität identifiziert. Je höher die Probanden ihre Trainingsintensität (Stromstärke) wählen, desto höher fällt ihr CK Wert aus. Des Weiteren wird festgestellt, dass bei Trainingspausen unter 4 Tagen noch erhöhte CK Werte vorhanden sind.

7 Methodik

Im folgenden Kapitel werden neben den Probanden, dem Studiendesign und dem chronologischen Ablauf die einzelnen Messparameter erläutert. Vervollständigend werden die verwendeten Messinstrumente incl. deren Anwendung und die entsprechende Datengewinnung dargestellt. Abschließend werden das Training am *BodyTransformer* und das traditionelle Krafttraining erläutert.

7.1 Probanden

Insgesamt nehmen 27 männliche Wasserballer höchsten Leistungsniveaus (NRW-Auswahl) der Jahrgänge 1987 - 1990 aus 6 verschiedenen NRW-Vereinen an der Studie teil. Einschlusskriterien für die Probanden ist ein Mindestalter von 16 Jahren, die Einverständniserklärung der Eltern bei den minderjährigen Teilnehmern, gute körperliche Verfassung und die Mitgliedschaft in der NRW-Auswahl. Ausschlusskriterien sind ein nicht eindeutiges EKG und die allgemeinen Ausschlusskriterien für eine Training mit dem *BodyTransformer* (Tragen eines Herzschrittmachers, Metalleinschlüsse, offene Wunden und Hautverletzungen, Tumore oder Tumorverdacht, Sonnenbrand, entzündliche oder fieberhafte Zustände, krebsartige Veränderungen, Multiple Sklerose, Epilepsie, vorstehende Pigmente, Diabetes Mellitus nur nach Rücksprache mit dem Arzt).

Die Probanden werden randomisiert in drei Trainingsgruppen eingeteilt: Gk-EMS Trainingsgruppe (EMSG) $n = 9$, gemischt trainierende Gruppe (GTG) $n = 9$ und traditionelle Krafttrainingsgruppe (TKG) $n = 9$. Alle Probanden sind zum Zeitpunkt der Untersuchung gesund und erfüllen die Einschlusskriterien. Die Mittelwerte der anthropometrischen Daten der drei Trainingsgruppen sind in Tabelle 8 dargestellt.

Tabelle 8: Anthropometrische Daten der Probanden (n=Anzahl, sd=Standardabweichung).

	Probanden			
	N	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]
EMSG	9	16,78 sd +/- 1,56	185,67 sd +/- 6	84,00 sd +/- 13,55
GTG	9	15,78 sd +/- 0,97	185,56 sd +/- 7,81	75,56 sd +/- 9,28
TKG	9	15,78 sd +/- 0,67	179,27 sd +/- 6,94	76,22 sd 12,26
insgesamt	27	16,11 sd +/- 1,19	183,67 sd +/- 7,25	78,59 sd +/- 12,02

7.2 Studiendesign

Die Probanden werden einem Eingangstest, einem Ausgangstest und einem Retest unterzogen. In allen drei Testungen werden die isometrische Maximalkraft und die dynamische Leistungsfähigkeit für neun bzw. fünf verschiedene Körperbewegungen, die in Abschnitt 7.4 erläutert werden, erhoben. Zusätzlich erfolgt im Eingangstest eine ärztliche Untersuchung. Um einen Rückschluss auf die Trainingsintensität der einzelnen Trainingsmethoden ziehen zu können, wird bei ausgewählten Probanden aus den drei Trainingsgruppen in Trainingseinheit drei, fünf und sieben jeweils direkt vor dem Training, 45min nach dem Training und 24h nach dem Training die CKgesamt Aktivität bestimmt (vgl. Kapitel 4). Studienbegleitend hat jeder Proband seine sportlichen Aktivitäten zu dokumentieren. In Abbildung 12 ist das gesamte Studiendesign graphisch dargestellt.

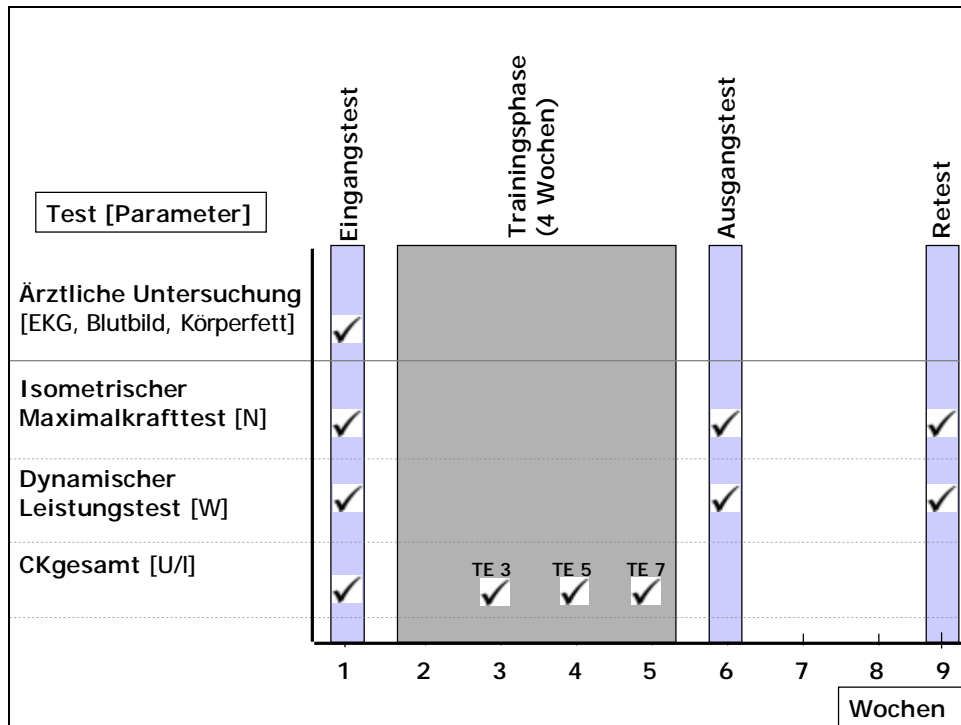


Abbildung 12: Übersicht über das Studiendesign (TE 3, TE 5, TE 7 = Trainingseinheit 3, 5 und 7).

Das Krafttraining wird in den alltäglichen Trainings- und Saisonplan der Athleten integriert. Während der Untersuchung nehmen die Probanden am laufenden Ligabetrieb teil. In der vierwöchigen Trainingsphase absolvieren die Probanden insgesamt acht Krafttrainingseinheiten, d.h. zwei Trainingseinheiten pro Woche. Die Gruppe EMSG trainiert insgesamt achtmal am Gk-EMS Gerät *BodyTransformer*. Die Gruppe GTG trainiert viermal am *BodyTransformer* und alternierend viermal an traditionellen Kraftmaschinen. Die Gruppe TKG absolviert acht Trainingseinheiten an traditionellen Kraftmaschinen (Tabelle 9). Zusätzliches Krafttraining wird den Probanden untersagt.

Tabelle 9: Übersicht über die Verteilung der Trainingseinheiten in der Trainingsphase.

	Ganzkörper- Elektromyostimulation	Traditionelles Krafttraining
EMSG	2x / Woche	
GTG	1x / Woche	1x / Woche
KTG		2x / Woche

Trainingsdauer pro Trainingseinheit	25min	ca. 1h
--	-------	--------

7.3 Medizinische Untersuchung

Die medizinische Untersuchung beinhaltet eine allgemeine körperliche Untersuchung, ein Ruhe-Elektrokardiogramm (EKG), eine Blutanalyse und eine Analyse der Körperzusammensetzung.

7.3.1 EKG

Bei dem verwendeten EKG Gerät handelt es sich um das *Vicardio EPC 12-professional*. Zur Auswertung wird die *CardioSoft – EKG-Software Version 5* benutzt.

7.3.2 Blutanalyse

Die Blutanalyse umfasst eine kleines Blutbild und die Bestimmung der CKgesamt Aktivität. Dazu werden den Probanden 5ml Blut aus der Oberarmvene entnommen. Das kleine Blutbild wird an dem Gerät *Sysmex KX-21N* bestimmt. Zur Bestimmung der CKgesamt Aktivität wird der *Cobas Integra 400 plus* der *Fa. Roche* eingesetzt.

7.3.3 Analyse der Körperzusammensetzung

Zur Messungen der Körperzusammensetzung wird die Waage *BC-418 MA der Fa. TANITA*, Sindelfingen, benutzt. Mit Hilfe der Bioelektrischen Impedanzanalyse (BIA) bestimmt sie das Gesamtkörperwasser, das Körperfett sowie die fettfreie Masse. Zudem bietet dieses Model die Möglichkeit zur Messung der einzelnen Körpersegmente (Arme, Beine und Rumpf).

Im Vorfeld wird das Gerät waagrecht ausgerichtet. Nach Eingabe der Parameter Tara (0,5 kg), Geschlecht, Mess-Modus (Normal), Alter und Größe, stellen sich die Probanden nach erfolgtem Signal des Gerätes in kurzer Hose und T-Shirt barfuss auf die entsprechenden Fußfelder. Vorher wird gewährleistet, dass die Füße sauber und trocken sind. Nach einem Signal des Gerätes umfassen die Probanden die Handgriffe. Diese werden mit dem Daumen umschlossen und die Arme verweilen ruhend neben dem Körper.

Tabelle 10: Technische Daten der BC-418 MA

Anzeige	Segmental
Teilung	100g
Max. Wiegekapazität	200kg
Eichklasse	III
Farbe	weiß
Mess-Modus	Standard/Athlet

7.4 Kraftdiagnostik

Die Kraftdiagnostik unterteilt sich in die Messung der isometrischen Maximalkraft und der dynamischen Leistungsfähigkeit des Rumpfes und ausgewählter großer Muskelgruppen an den Extremitäten. Bezug nehmend auf Fröhlich et al. (2002) wird im Rahmen dieser Arbeit nur auf die gemessene Bewegungsrichtung eingegangen, ohne spezifischer die beteiligte Muskulatur zu erwähnen. Laut seiner Untersuchung werden bei gleicher äußerer Gewichtsbelastung in einer Bewegungsrichtung verschiedene Muskeln (und Muskelanteile) intra- und interindividuell unterschiedlich involviert.

7.4.1 Kraft- und Wegaufnehmer

Die Messung der Maximalkraft in *Newton* erfolgt über einen Kraftaufnehmer der *Fa. mechaTronic*. Das Messverfahren besteht aus einer DMS-Vollbrücke (Dehnungs-Mess-Streifen) mit einer Abtastrate von 100Hz, die Messgenauigkeit liegt bei 0,01N. Der Messbereich ist bis 5kN geeicht.

Der Wegaufnehmer der Serie *S500* für die translatorisch bewegenden Geräte ist mit einem Messbereich bis 2m/sec angegeben. Die Winkelsensoren der Serie *SP*, *Fa. Megatron*, für die rotatorisch bewegenden Geräte nehmen 200 Messwerte pro 360° Drehung auf.

7.4.2 Windigi Messsoftware

Die Messsoftware der *Fa. mechaTronic* arbeitet mit einer Abtastrate von 100Hz pro Messkanal. Es gibt insgesamt 4 Kanäle, 2 Kraftkanäle und 2 Wegkanäle.

7.4.3 DImport Auswertprogramm

Zur Auswertung der Daten wird das Programm *DImport* in der Version 4 eingesetzt.

7.4.4 Standardisierter Testablauf

Die Abläufe zur Feststellung der unterschiedlichen Kraftparameter richten sich nach einem standardisierten Testprotokoll. Es gilt folgender chronologischer Ablauf:

1. Vor den Messungen erfolgt immer eine allgemeine Erwärmung durch lockeres Einlaufen und Mobilisation der Extremitätengelenke.

2. Beim Eingangstest wird das Kraftgerät mit Hilfe der in den Abschnitten 7.4.6 und 7.4.7 beschriebenen Kriterien individuell jedem Probanden angepasst. Die eingestellten Justierungen werden auf dem Testprotokoll dokumentiert. Beim Ausgangs- und beim Retest wird die beim Eingangstest ermittelte Testposition gewählt.
3. Nach der Justierung des Probanden in der Messposition erfolgt ein spezielles Aufwärmen an dem entsprechenden Kraftgerät. Dabei absolvieren die Testpersonen einen Satz mit 15 Wiederholungen und einem subjektiv leicht bis etwas schwer zu bewegendem Gewicht.
4. Der Ablauf der Messung zur Bestimmung der isometrischen Maximalkraft gliedert sich wie folgt:
 - a) Der Testleiter startet die Messung und gibt dem Probanden das Signal *Andrücken*. Dabei drückt der Proband gegen das zuvor fixierte Messpolster mit etwa 30N.
 - b) Nach 2sec gibt der Testleiter das Startsignal *Start*. Jetzt kontrahiert der Proband maximal in die Testrichtung gegen das fixierte Messpolster.
 - c) Nachdem der Testleiter nach 3sec das *Stopp*-Signal gibt, beendet der Proband die Kontraktion.

Die gesamte Messaufnahme beträgt 10sec. Die Maximalkraftmessung wird nach je einer Pause von 30sec zweimal wiederholt, so dass drei Messwerte für jede Muskelgruppe erhoben werden. Der höchste erreichte Wert wird zur Auswertung herangezogen.

5. Im Anschluss an die Messung der isometrischen Maximalkraft folgt eine 60sec Pause, an die sich die Messungen zur Feststellung der dynamischen Leistungsfähigkeit anschließt.
6. Dazu wird das Kraftgerät in die zuvor ermittelte Testposition eingestellt und das definierte Testgewicht eingestellt. Der Ablauf der Messung zur Bestimmung der dynamischen Leistungsfähigkeit gliedert sich wie folgt:

- a) Der Testleiter startet die Messung und gibt dem Probanden das Signal *Kontaktaufnahme*. Dabei drückt der Proband mit etwa 10N gegen das Messpolster.
- b) Nach 2sec gibt der Testleiter das Startsignal *Start*. Jetzt kontrahiert der Proband konzentrisch mit maximaler Kraft und maximal schnell in die Testbewegung in maximaler Bewegungsreichweite (*maximal range of motion*).

Die gesamte Messaufnahme beträgt auch hier 10sec. Die dynamische Messung wird analog zur isometrischen Maximalkraft nach je einer Pause von 30sec zweimal wiederholt, so dass drei Messwerte für jede Kraftmaschine erhoben werden. Der höchste erreichte Leistungswert wird zur Auswertung herangezogen.

7.4.5 Kriterien der Gelenkwinkelleinstellung für die Kraftdiagnostik

„Die Kraft, die der Muskel aktiv isometrisch entwickeln kann, hängt von seiner Länge zu Beginn der Kontraktion ab.“ (de Marées, 2002, S. 183). Um eine optimale Kraft entwickeln zu können, ist eine Sarkomerlänge von ca. 2,0 - 2,2 μ m anzustreben (Abbildung 13) (vgl. de Marées, 2002; Schmidt, Thews & Lang, 2000).

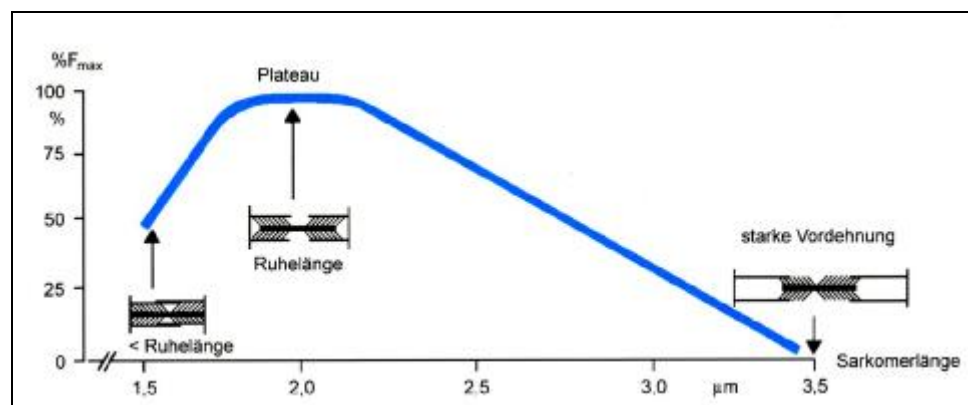


Abbildung 13: Beziehung zwischen Sarkomerlänge und aktiv entwickelbarer isometrischer Kraft (de Marées, 2002, S. 184).

Zu der aktiv zu entwickelnden Kraft addiert sich die elastische Kraft der vorhandenen bindegewebigen Strukturen eines Muskels. Mit zunehmender Verlängerung steigt die totale Kraft des Muskels an, da die elastisch gespeicherte

Energie durch die Zunahme der Dehnung größer ist, als die Abnahme der zu entwickelnden Muskelkraft bei größerer Sarkomerlänge (vgl. de Marées, 2002; Schmidt, Thews & Lang, 2000). Da alle Bewegungen des menschlichen Körpers von einer Muskelgruppe und nicht von einem isolierten Muskel ausgeführt werden, stellt die exakte Winkelbestimmung zum Erreichen der maximal isometrischen Kraft einige Probleme dar. Nach Kulig, Andrews und Hay (1984) haben die Faktoren Gelenkwinkelstellung, Längen-Spannungsbeziehung eines Muskels und die Beziehung zwischen dem Momentarm der beteiligten Muskeln und dem Gelenkwinkel einen entscheidenden Einfluss auf die Bestimmung von muskulären Kraftkurven. Weitere Aspekte sind z.B. die Art der Kraftmaschine, ein- oder zweigelenkige Bewegungen, die Art der Muskelkontraktion, die Fixierung der benachbarten Gelenke oder der primäre Arbeitswinkel der Muskulatur (individuell unterschiedlich, da angepasst an die alltägliche oder sportartspezifische Anforderung). Bisher gibt es kaum valide Aussagen über die optimale Winkelstellung bei isometrischen Maximalkrafttests, vor allem nicht für zweigelenkige Bewegungen. Aus diesem Grund werden in vorliegender Untersuchung für die Messung der isometrischen Maximalkraft die Winkeleinstellungen gewählt, die in verschiedenen Studien die größten Übereinstimmungen haben (vgl. Kulig, Andrews & Hay, 1984). Die genauen Gelenkwinkeleinstellungen (gemessen nach Neutral-Null-Methode¹) für die Testbewegungen sind in Abschnitt 7.4.6 erläutert.

Das Kriterium für die Messung der dynamischen Leistungsfähigkeit ist die größtmögliche Bewegungsamplitude der zu testenden Bewegung. Limitiert wird sie durch gerätespezifische Einschränkungen oder gesundheitliche Aspekte. In Absprache mit dem Trainer wird aus gesundheitlichen Gründen auf die Messung der dynamischen Leistungsfähigkeit für die Testbewegungen *Beinstreckung* und *Extension des Rumpfes* verzichtet.

¹Gelenkmessung nach der Neutral-Null-Methode (NNO): „Die Neutral-0-Methode definiert als 0-Stellung den aufrecht stehenden bzw. flach auf dem Rücken liegenden Patienten, dessen Arme mit nach vorn gewandten Handflächen flach am Rumpf herabhängen, und der gerade nach vorne blickt. Aus dieser Grundstellung werden alle Gelenkstellungen und -bewegungen in Winkelgraden gemessen.“ (Exner, 1985, S. 8-9).

7.4.6 Isometrischer Maximalkrafttest

Die Messung der isometrischen Maximalkraft des Rumpfes und ausgewählter großer Muskelgruppen an den Extremitäten erfolgt an insgesamt sechs verschiedenen Kraftgeräten, die im Folgenden einzeln beschrieben werden.

7.4.6.1 Bewegungsrichtung: Flexion des Rumpfes

Die Probanden setzen sich in die *Abdominal Press* und werden in folgende normierte Position eingestellt: Der obere Rand der crista iliaca wird über die SitzhöhenEinstellung in Höhe der Drehachse des Gerätes gebracht. Die Füße werden beckenbreit unter der Fußrolle platziert. Der Proband verschränkt die Arme vor der Brust. Für die normierte Testposition wird der Hebelarm des Gerätes in Position 6 gebracht und die Gewichtsplatten fixiert.



Abbildung 14: Testposition isometrischer Maximalkrafttest Flexion des Rumpfes.

7.4.6.2 Bewegungsrichtung: Extension des Rumpfes

Die Probanden setzen sich in die *Back Extension Machine* und werden in folgende normierte Position eingestellt: Das Gesäß wird an das Rückenpolster ange drückt. Der obere Rand der crista iliaca wird über die SitzhöhenEinstellung in Höhe der Drehachse des Gerätes gebracht. Das Schulterpolster wird unterhalb der scapulae angelegt. Die Fußstütze wird in eine Position gebracht, in der der Proband

seine Füße in einer Knieflexion von 60° aufstellen kann. Mit dem Hüftgurt um das Becken wird der Proband fixiert. Der Proband verschränkt die Arme vor der Brust. Für die normierte Testposition wird der Hebelarm des Gerätes in Position 66 gebracht und die Gewichtsplatten fixiert.



Abbildung 15: Testposition isometrischer Maximalkrafttest Extension des Rumpfes.

7.4.6.3 Bewegungsrichtung: Rotation des Rumpfes

Die Probanden setzen sich in den *Twister* und werden in folgende normierte Position eingestellt: Der Rücken und das Gesäß werden in aufrechter Sitzposition an das Rückenpolster angedrückt. Der Proband fixiert seine Knie aktiv an dem Polster zwischen den Beinen. Die Unterarme werden von außen auf das Armpolster gelegt, wobei mit den Fingern die Metallknöpfe am Ende umgriffen werden. Die Oberarme fixieren das Armpolster am Körper durch eine aktive Adduktion. Für die normierte Testposition wird der Hebelarm des Gerätes in Position 1 links (Testbewegung *Rotation des Rumpfes rechts*) bzw. Position 1 rechts (Testbewegung *Rotation des Rumpfes links*) gebracht und die Gewichtsplatten fixiert.



Abbildung 16: Testposition isometrischer Maximalkrafttest Rotation des Rumpfes.

7.4.6.4 Bewegungsrichtung: Klimmzug

Die Probanden setzen sich in die *Lat Machine* und werden in folgende normierte Position eingestellt: Die Sitzhöhe wird so gewählt, das die Beinfixierung direkt am Oberschenkel anliegt. Der Proband stabilisiert diese Position durch eine aktive Plantarflexion im *Articulatio talocruralis*, so dass eine Hüftgelenksposition von minimal 90° Hüftflexion eingenommen wird. Der Oberkörper wird in einer 15° Vorneigung zur Senkrechten positioniert. Die Handgriffe werden mit nach innen geöffneter Position vom Probanden gegriffen. Für die normierte Testposition wird der Hebelarm des Gerätes so eingestellt, dass eine 90° Abduktion im *Articulatio humeri* bei fixierten Gewichtsplatten eingenommen wird.



Abbildung 17: Testposition isometrischer Maximalkrafttest Klimmzug.

7.4.6.5 Bewegungsrichtung: Brustpresse

Die Probanden setzen sich in die *Bench Press* und werden in folgende normierte Position eingestellt: Eine 60° Abduktion im *Articulatio humeri* bei Fassung der Griffe wird über die SitzhöhenEinstellung erreicht. Die Verbindungslinie zwischen den Handgriffen befindet sich nun in der Mitte des sternums. Die Ellenbogen und die Hände werden auf einer Linie gehalten, wobei sich die Handgelenke in Verlängerung der Unterarme befinden. Für die normierte Testposition wird der Hebelarm des Gerätes so positioniert, dass eine 30° horizontale Adduktion im *Articulatio humeri* bei fixierten Gewichtsplatten eingenommen wird.



Abbildung 18: Testposition isometrischer Maximalkrafttest Brustpresse.

7.4.6.6 Bewegungsrichtung: Beinstreckung

Die Probanden setzen sich in die *Desmotronic Beinpresse* und werden in folgende normierte Position eingestellt: Der Rücken und das Gesäß werden an das Sitzpolster angedrückt. Die Rückenlehne befindet sich normiert in Position 2. Der Proband umgreift die Handgriffe, mit deren Hilfe er sich während des Tests im Sitz fixiert. Die Füße werden auf die Fußstütze platziert, wobei die Füße und Knie beckenbreit auseinandergestellt werden. Die Neigung der Fußstütze ist normiert auf Position 3 eingestellt. Für die normierte Testposition wird der Fußschlitten in eine Position gebracht, in der der Proband während maximaler Kraftentfaltung einen Gelenkwinkel von 50° Flexion im *Articulatio genus* einnimmt.



Abbildung 19: Testposition isometrischer Maximalkrafttest Beinstreckung.

7.4.7 Dynamischer Leistungstest

Die Messung der dynamischen Leistung des Rumpfes und ausgewählter großer Muskelgruppen an den Extremitäten erfolgte an insgesamt 4 verschiedenen Kraftgeräten, die im Folgenden einzeln beschrieben werden.

7.4.7.1 Bewegungsrichtung: Flexion des Rumpfes

Die Probanden setzen sich in die *Abdominal Press* und werden in folgende normierte Position eingestellt: Der obere Rand der crista iliaca wird über die Sitzhöheinstellung in Höhe der Drehachse des Gerätes gebracht. Die Füße werden unter der Fußrolle platziert, wobei die Füße und Knie beckenbreit auseinandergestellt werden. Der Proband verschränkt die Arme vor der Brust. Für die normierte Testposition wird der Hebelarm des Gerätes in Position 5 gebracht und das Testgewicht von 40kg eingestellt.

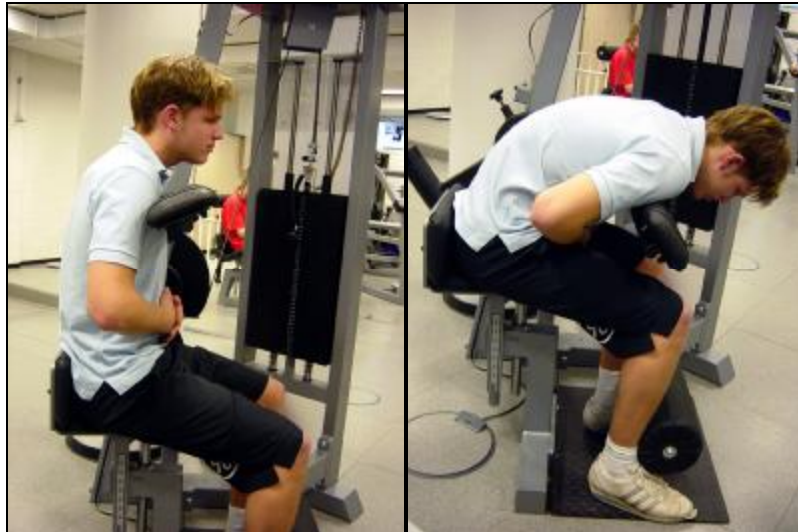


Abbildung 20: Ausgangsstellung (links) und Endstellung (rechts) dynamischer Leistungstest Flexion des Rumpfes.

7.4.7.2 Bewegungsrichtung: Rotation des Rumpfes

Die Probanden setzen sich in den *Twister* und werden in folgende normierte Position eingestellt: Der Rücken und das Gesäß werden in aufrechter Sitzposition an das Polster angedrückt.

Der Proband drückt seine Knie aktiv an das Polster zwischen den Beinen heran. Die Unterarme werden von außen auf das Armpolster gelegt, wobei mit dem Fingern die Metallknöpfe am Ende umgriffen werden. Die Oberarme werden an das Armpolster angedrückt. Für die normierte Testposition wird der Hebelarm des Gerätes in Position 4 links (Testbewegung *Rotation des Rumpfes rechts*) bzw. Position 4 rechts (Testbewegung *Rotation des Rumpfes links*) gebracht und das Testgewicht von 30kg eingestellt.

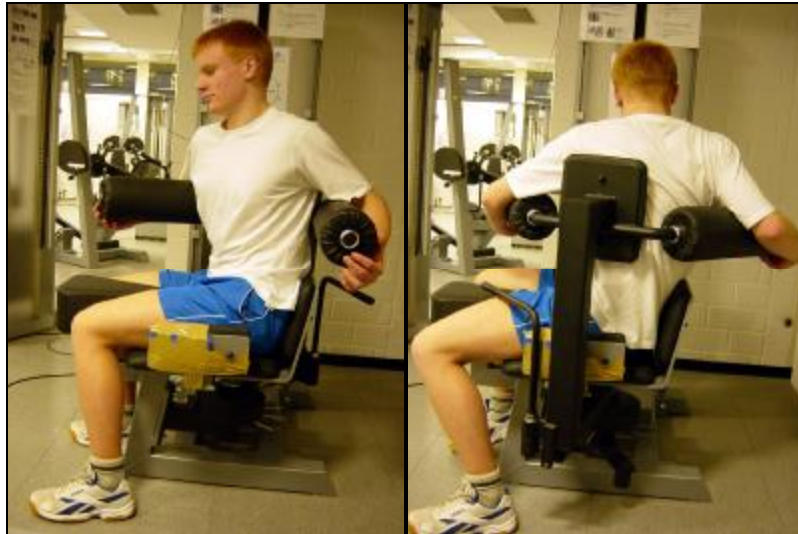


Abbildung 21: Ausgangsstellung (links) und Endstellung (rechts) dynamischer Leistungstest Rotation des Rumpfes (hier: rechts).

7.4.7.3 Bewegungsrichtung: Klimmzug

Die Probanden setzen sich in die *Lat Machine* und werden in folgende normierte Position eingestellt: Die Sitzhöhe wird so gewählt, das die Beifixierung direkt am Oberschenkel anliegt. Der Proband stabilisiert diese Position durch eine aktive Plantarflexion im *Articulatio talocruralis*, so dass eine Hüftgelenksposition von minimal 90° Hüftflexion eingenommen wird. Der Oberkörper wird in eine 15° Vorneigung zur Senkrechten positioniert. Die Handgriffe werden mit nach innen geöffneter Position gehalten. Für die normierte Testposition wird der Hebelarm des Gerätes so positioniert, dass eine maximale Abduktion im *Articulatio humeri* bei muskulär stabilisierter Position bei eingestelltem Testgewicht von 75kg eingenommen wird.



Abbildung 22: Ausgangsstellung (links) und Endstellung (rechts) dynamischer Leistungstest Klimmzug.

7.4.7.4 Bewegungsrichtung: Brustpresse

Die Probanden setzen sich in die *Bench Press* und werden in folgende normierte Position eingestellt: Die Sitzhöhe wird so gewählt, das mit Greifen der Handgriffe eine 60° Abduktion im *Articulatio humeri* eingestellt ist. Die Verbindungslinie zwischen den Handgriffen befindet sich nun in der Mitte des sternums. Die Ellenbogen und die Hände werden auf einer Linie gehalten, die Handgelenke befinden sich in Verlängerung der Unterarme. Für die normierte Testposition wird der Hebelarm des Gerätes so positioniert, dass eine 0° horizontale Adduktion im *Articulatio humeri* bei eingestelltem Testgewicht von 40kg eingenommen wird.



Abbildung 23: Ausgangsstellung (links) und Endstellung (rechts) dynamischer Leistungstest Brustpresse.

7.5 *Ganzkörper-Elektromyostimulationsgerät*

Für das Gk-EMS Training kommt der *BodyTransformer X8 Reizstromgerät* der *Fa. Rippe-Fessel* aus der 3. Produktionsserie zum Einsatz. Dieses Gerät ist ein mikroprozessorgesteuertes 8-Kanal-Reizstromgerät, das auf dem freien Markt erworben werden kann. Es wird über einen standardisierten Netzanschluss betrieben und hat eine Abmessung von 510 x 240 x 255mm.



Abbildung 24: *BodyTransformer X8 Reizstromgerät.*

Das Gerät besteht aus einem Hauptgehäuse, das die gesamte Steuerelektronik beinhaltet. Auf der Rückseite des Hauptgehäuses ist zum einen der Netzanschluss angebracht. Zum anderen befindet sich dort eine verschraubte Abdeckung, unter der eine Platine fixiert ist. Auf dieser Platine ist u.a. ein Bauteil, an dem die vorinstallierten Programme verändert oder Updates installiert werden können. Über zwei verschiedene Verbindungskabel werden eine Fernbedienung und ein Verteilergehäuse mit dem Hauptgehäuse verbunden. Das Bedienungselement befindet sich oben auf dem Hauptgehäuse und besteht aus folgenden Elementen:

1. **Hauptschalter**

Über den Hauptschalter wird das Gerät ein- und ausgeschaltet.

2. **LCD Anzeige für Netz und Betrieb**

Die LCD Anzeige für Netz leuchtet auf, sobald das Gerät eingeschaltet ist. Gleichzeitig blinkt die LCD Anzeige für Betrieb solange, bis ein Programm gewählt und das Training/die Trainingszeit gestartet wird. Danach leuchtet sie permanent.

3. Button für Start und Stop

Mit *Start* werden die Programme bzw. die Trainingszeit gestartet, mit *Stop* beendet.

4. Anzeigendisplay

In der oberen Anzeigenzeile wird das gewählte Programm bzw. die voreingestellte Impuls- und Pausenzeit dargestellt. Die Dauer der Pause wird graphisch sichtbar gemacht. Ein Stern entspricht dem Zeitraum von 1sec. Während des Trainings läuft die Pausenzeit in einem Countdown herunter. In der unteren Anzeigenzeile werden die eingestellten Stimulationsparameter (s.u.) angezeigt.

5. Tastenblock

Unter dem Anzeigendisplay befinden sich sieben senkrecht angeordnete Tastenpaare zur manuellen Einstellung der Stimulationsparameter. Mit dem oberen Button wird der Parameter jeweils vergrößert, mit dem unteren Button verkleinert. Von Links nach Rechts sind das im Einzelnen:

<i>Impulsdauer</i> –	Stufenlose Einstellung von 1s bis 10s in 1s Schritten, danach erfolgen Dauerimpulse, wobei die Pausenzeit automatisch auf 0 gesetzt wird.
<i>Impulspause</i> –	Stufenlose Einstellung von 1s bis 10s in 1s Schritten.
<i>Frequenz</i> –	Einstellung von 2Hz bis 100Hz; von 2Hz bis 10Hz in 1Hz-Schritten stufenlos, von 10Hz bis 100Hz in 5Hz-Schritten.
<i>Anstiegszeit</i> –	Stufenlose Einstellung von 0s bis 1,1s in 0,1s Schritten.
<i>Pulsbreite</i> –	Einstellung von 50 μ s bis 400 μ s in 50 μ s Schritten möglich.
<i>Trainingszeit</i> –	Einstellung von 5min bis 45min möglich; von 5min bis 15min in 1min Schritten, von 15min bis 45min in 5min Schritten.
<i>Restzeit</i> –	Im Handbetrieb ist die Trainingszeit und die Restzeit identisch.
<i>Betriebsart</i> –	Wahl zwischen monopolaren und bipolaren Impulsen möglich.

Nach dem Einschalten des *BodyTransformers* sind folgende Parameter voreingestellt:

Impulsdauer	5s
Impulspause	3s
Frequenz	85Hz
Anstiegszeit	0s
Pulsbreite	350µs
Trainingszeit	20min
Restzeit	20min
Betriebsart	Bipolar

Auf die Bedeutung der einzelnen Parameter wurde in Kapitel 5.2 näher eingegangen.

6. Tastenblock

Sechs Buttons zur Auswahl der voreingestellten Trainingsprotokolle befinden sich an der rechten Seite auf dem Hauptgehäuse. Jedem Button ist eine gelbe LCD Leuchte zugeordnet, die bei Wahl eines dieser Programme leuchtet. Die Handbetriebsbuttons sind bis auf die beiden Tasten *Betriebsart* nun gesperrt. Nach dem Start des Trainings sind auch diese gesperrt. Die voreingestellten Programme sind im Einzelnen:

- Programm 1. Ausdauer - Training für Fortgeschrittene
- Programm 2. Muskel - Training Typ I (30min)
- Programm 3. Cellulite und Schlankheitsprogramm
- Programm 4. Muskel - Training Typ I (20min)
- Programm 5. Muskel - Training Typ II (30min)
- Programm 6. Körperentspannung.

Da in vorliegender Studie keines der voreingestellten Programme verwendet wird, entfällt eine nähere Beschreibung der zugehörigen Stimulationsparameter.

7.5.1 Verteilergehäuse

Am Verteilergehäuse befinden sich 8 farblich markierte Ausgänge. Die Ausgänge der linken Seite sind von oben nach unten den folgenden Elektrodenpaaren zugewiesen: Trapezelektroden, untere Rückenelektroden, Gesäßelektroden und Latissimuselektroden. Die Ausgänge der rechten Seite sind von oben nach unten für folgende Elektrodenpaare bestimmt: Armelektroden, Brustelektroden, Bauchelektroden und Beinelektroden. Alle Ausgänge sind in dieser Geräteversion elektrisch verstärkt. Auf der Rückseite des Verteilergehäuses befindet sich eine Stecklasche, mit deren Hilfe das Verteilergehäuse während dem Training am Gurtsystem des Probanden befestigt werden kann. Als optimalen Ort dafür stellt sich der Brustgurt zwischen den Brustelektroden heraus. Im Ruhezustand wird über die Stecklasche das Verteilergehäuse am Hauptgehäuse fixiert.

7.5.2 Fernbedienung

Die Fernbedienung verfügt über einen großen und acht kleine Drehknöpfe (Abbildung 25).



Abbildung 25: Fernbedienung.

Der Hauptknopf mit der Beschriftung *Voreinstellung* muss direkt vor dem Trainingsbeginn komplett nach rechts aufgedreht werden, damit der Strom in die Elektroden fließt. Wird der Knopf ganz nach links gedreht, ist der Stromfluss zu den Elektroden unterbrochen. Die acht kleinen Drehknöpfe regeln die Elektrodenpaare Brust, Arme, Trapez/Latissimus, Füße, Bauch, Rücken, Gesäß und Beine selektiv. Während der Proband an das Verteilergehäuse angeschlossen wird, ist sicherzustellen, dass alle Drehknöpfe maximal nach links (entspricht *Aus*) gedreht

sind. Zur Dokumentation der Trainingsintensität wird für diese Studie an jedem Drehknopf eine Skala von 0-11 angebracht (vgl. Abbildung 26).



Abbildung 26: Nachträglich angebrachte Skalierung zur Bestimmung der Stromstärke.

7.5.3 Elektroden

Zur Ausstattung gehört ein spezieller Elektrodensatz mit einem variablen Gurtsystem zur Befestigung am Körper. Die Elektroden bestehen aus einem Material mit einem geringen elektrischen Widerstand. Dieses ist aus Gründen der Firmensicherheit hier nicht näher erläutert. Insgesamt werden acht Elektrodenpaare (Abbildung 27) aus der 3. Generation für diese Studie verwendet. Für den Oberkörper: Armelektroden – untere Rückenelektroden – Bauchelektroden – Trapezelektroden – Latissimuselektroden und Brustelektroden. Für den Unterkörper: Beinelektrode – und Gesäßelektrode. Im Rahmen dieser Studie wird auf den Einsatz der Fußelektrode verzichtet.

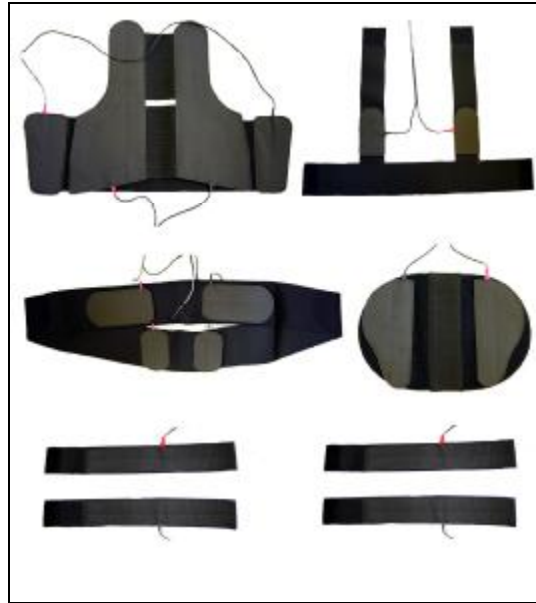


Abbildung 27: Elektrodensatz BodyTransformer. Oben links: Trapez- und Latissimuselektroden; oben rechts: Brustelektroden; mitte links: Untere Rücken- und Gesäßelektroden; mitte rechts: Bauchelektroden; unten links: Beinelektroden; unten rechts: Armelektroden.

Alle Elektroden sind in ihrer Größe normiert. Die Elektrodenpaare sind über ein Kabel miteinander verbunden und vereinigen sich in einem farblich markierten Stecker, der in die entsprechende Buchse am Verteilergehäuse eingesteckt wird (siehe Abschnitt 7.5.1). Die rot markierte Elektrode wird mit Hilfe des Gurtsystems auf der rechten Seite des Körpers und die schwarz markierte Elektrode auf der linken Seite des Körpers fixiert (siehe Abbildung 28). Diese Anlage ist wichtig, weil in einer Impulsphase der Strom von rot (+) nach schwarz (-) und der nächsten Impulsphase der Strom von schwarz (+) nach rot (-) fließt. Bei nicht korrekter Anlage würden sich die Ströme gegeneinander teilweise oder komplett aufheben statt sich zu addieren. Das Gurtsystem ist in vier verschiedenen Größen und vier Zwischengrößen erhältlich. Die Größen sind durch eine farbliche Markierung ersichtlich. Über ein Klettssystem werden die Elektroden an den Gurten und die einzelnen Gurte miteinander fixiert. Zusätzlich sind Erweiterungsgurte und zusätzliche Fixierungen erhältlich. Die Arm- und Beinelektroden sind direkt an den Körper anzulegen.



Abbildung 28: Anlage der Elektroden.

7.5.4 Bestimmung der Reizintensität

Um die Intensität des Stromes und somit der Muskelreizung zu bestimmen, muss der Output der Elektroden bekannt sein. Nach Dudley und Harris (1994) gibt es zwei Möglichkeiten, um die Reizintensität festzulegen. Eine Möglichkeit ist das Erreichen eines festgelegten Prozentsatzes der Muskelkraft durch die Stimulation, z.B. 60% F_{max} (siehe z.B. Maffioletti et al., 2000). Die andere Möglichkeit, die häufiger zum Einsatz kommt, ist die Dosierung nach der subjektiven Toleranz der Testpersonen für den Reizstrom (vgl. Abschnitt 5.2.3). Die bisher durchgeführten Studien am *BodyTransformer* bedienen sich der zweiten Möglichkeit, ohne jedoch eine Quantifizierung der entsprechenden Stromstärke vorzunehmen. Da vom Gerätehersteller keine definierten Skalen mit Intensitätsangaben vorgesehen sind, wird an jedem Drehknopf eine Skala von 0-11 befestigt (siehe Abschnitt 7.5.2). Anschließend wird in einem in vivo Versuch (Abbildung 29) unter Anleitung des Gerätevertreibers und einem Elektriker für insgesamt 11 Drehknopfeinstellungen in 0,5 Schritten die zugehörige Stromspannung und Stromstärke bei den zur Anwendung kommenden Trainingsparametern (Frequenz: 85Hz, Impulsbreite: 350 μ s, bipolare Impulse) ermittelt.



Abbildung 29: In vivo Messung der Reizintensität.

Bei dem verwendeten Messinstrument handelte es sich um das 200 MHz Digital-Speicheroszilloskop *SDS 200 A* der Marke *soft DSP* (Abbildung 30). Die technischen Daten sind in Tabelle 11 aufgelistet. Die zugehörige Software zur Auswertung der Daten ist *Soft Scope 2.3.1*.

Tabelle 11: Technische Daten *SDS 200 A*.

Eingänge	2 Kanäle
Abtastraten	bis 50 MHz Echtzeit mit 100 MSamples/s, bei 2 Kanälen gleichzeitig 50 MS/s; bis 200 MHz Äquivalenzzeit-Sampling mit 5 Gigasamples/s
Impedanz	1 MOhm
Gleichspannungsgenauigkeit	+/- 3%
Vertikale Auflösung	9 Bit/Kanal
Zeitauflösung	200 Pikosekunden



Abbildung 30: *SDS 200 A*. Speicheroszilloskop.

Der Versuch wird bei Drehknopfeinstellung 9 abgebrochen, da hier die maximal tolerable Stromgrenze des Probanden erreicht wurde. Die ermittelten Werte steigen

bis zu dieser Einstellung linear an (Abbildung 31). Somit lassen sich die weiteren Einstellungen interpolieren.

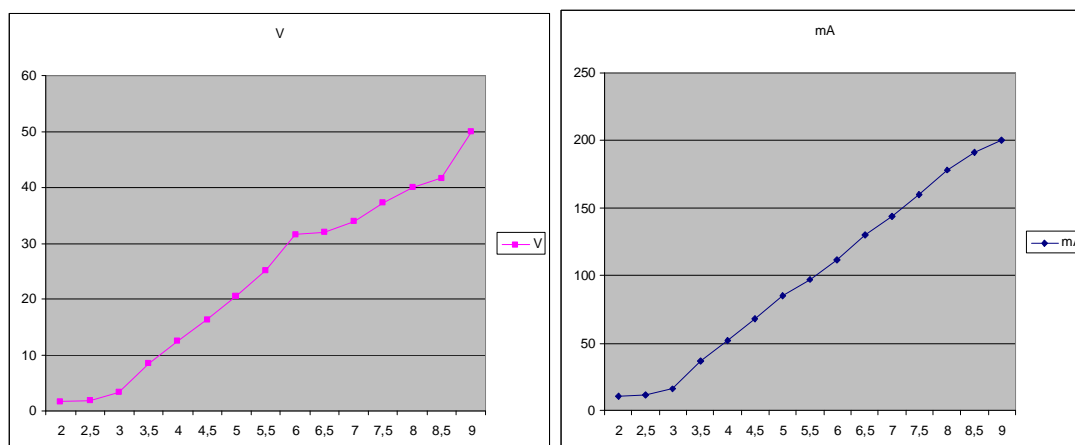


Abbildung 31: Graphische Darstellung der oszilloskopischen Messung. Links: Stromspannung in Volt. Rechts: Stromintensität in mili Ampere.

Tabelle 12 stellt die ermittelten Stromintensitäten in Bezug zu der nachträgliche angebrachten Skalierung an den Drehknöpfen dar.

Tabelle 12: Stromintensitäten des BodyTransformers bei unterschiedlichen Drehknopfeneinstellungen. (V = Volt, mA = mili Ampere)

Einstellung	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5	5,5	6	6,5	7	7,5
V	1,66	1,84	3,3	8,5	12,5	16,4	20,6	25,2	31,6	32	34	37,2
mA	10,4	11,6	16,4	37	52	68	85	97	112	130	144	160

Einstellung	8	8,5	9
V	40	41,6	50
mA	178	191	200

7.6 Ganzkörper-Elektromyostimulationstraining mit dem BodyTransformer

Eine Einheit Gk-EMS Training umfasst insgesamt ca. 35min je Proband. Diese gliedern sich in ca. 10min Vor- und Nachbereitung und 25min Trainingsphase. Die Trainingsphase wiederum gliedert sich in 2min Aufwärmen, 20min Training und 3min Entspannung.

Nachdem der Proband seine Trainingskleidung angelegt hat, wird er durch eine Begleitperson vorbereitet. Die Trainingskleidung besteht zum einen aus einer für jeden Probanden einheitlichen Radlerhose der Fa. MILLS, die zu 100% aus Baumwolle besteht. Die Probanden tragen keine Unterhose unter der Radlerhose. Zum anderen tragen die Probanden ein dünnes Baumwoll-T-Shirt. Die Kleidung wird an den Kontaktstellen mit den Elektroden (siehe Abbildung 32) mit Hilfe eines Druckluftbefeuchters mit der definierten Menge Wasser von 250ml benässt. Dabei ist darauf zu achten, dass bei eng aneinander liegenden Elektroden, wie z.B. der Bauchelektrode, die nassen Stellen voneinander abgetrennt bleiben.



Abbildung 32: Befeuchtete Kontaktstellen zu den Elektroden.

Anschließend werden dem Probanden die Elektrodenpaare angelegt. Die passende Größe des fixierenden Gurtsystems wird während des Eingangstests ermittelt und dokumentiert. Nachdem sichergestellt wird, dass das Gerät eingeschaltet ist und die Regler der Fernbedienung in die *AUS*-Position gedreht sind, wird jedes Elektrodenpaar in die entsprechende Buchse am Verteilergehäuse befestigt.

Zum Aufwärmen nimmt der Proband die Basishaltung (siehe Abbildung 33) ein. Die Parameter für das Aufwärmen werden in Anlehnung an Boeckh-Behrens et al. (2002, 2003, 2005) wie folgt gewählt:

Tabelle 13: Stimulationsparameter für das Aufwärmen.

Impulszeit	1sec
Pausendauer	1sec
Impulsfrequenz	50Hz
Impulsbreite	200 μ s
Impulsform	Rechteckimpuls (Anstieg = 0)

Nach Aufdrehen des Hauptschalters wird von den Beinen beginnend jedes Elektrodenpaar individuell aufgedreht. Der Proband verbalisiert ein deutliches Stromgefühl. An diesem Punkt wird die Stromstärke belassen. Nach den 2min Aufwärmen werden alle Regler auf 0 gedreht und in Anlehnung an Boeckh-Behrens et al. (2002, 2003, 2005) folgende Trainingsparameter eingestellt:

Tabelle 14: Stimulationsparameter für das Training.

Impulszeit	4sec
Pausendauer	4sec
Impulsfrequenz	85Hz
Impulsbreite	350 μ s
Impulsform	Rechteckimpuls (Anstieg = 0)

Insgesamt werden in der 20-minütigen Trainingsphase 13 verschiedene Trainingspositionen durchgeführt (siehe Kapitel 7.7). Davon werden sieben Positionen zur allgemeinen Kräftigung der Muskulatur und sechs Positionen zu wasserballspezifischen Kraftanforderungen gewählt. Die allgemeinen Positionen werden 1min, die Basishaltung und die wasserballspezifischen Übungen 2min ausgeführt. Daraus ergibt sich eine Wiederholungszahl für die allgemeinen Positionen von acht Wiederholungen/Sitzung und für die Basishaltung und die wasserballspezifischen Positionen von 16 Wiederholungen/Sitzung. Die Trainingsintensität soll subjektiv maximal für jede Trainingsposition und jedes Elektrodenpaar für jeden Probanden sein. Aus diesem Grund wird durch die Begleitperson die Stromstärke für jedes Elektrodenpaar in jeder Übungsposition individuell an die Aussagen des Probanden angepasst. Die jeweiligen Geräteeinstellungen werden bei der letzten Wiederholung der entsprechenden Übungsposition auf einem Trainingsprotokoll dokumentiert. Die Begleitperson hat zusätzlich die Aufgabe, die nächste Übungsposition und dessen Wechsel anzusagen,

die Körperhaltung zu korrigieren und auf den korrekten Sitz des Gurtsystems zu achten.

Der Ablauf einer Stimulationsphase folgt einem einheitlichen Schema. Während der 4sec Pausenphase, die durch die Countdownphase auf dem Anzeigendisplay visualisiert wird, findet folgender Ablauf statt: 4. und 3. Zählleinheit: Pause. 2. Zählleinheit: Übungsposition einnehmen. 1. Zählleinheit: Ausatmen und isometrische Anspannung des Körpers. Während der 4sec Stromimpulsphase ist darauf zu achten, dass der Proband gleichmäßig in kleinen Atemexkursionen in den Brustraum hinein atmet.

Nach der 20-minütigen Trainingsphase schaltete das Gerät automatisch den Stromfluss ab. Alle Regler werden manuell auf 0 gedreht und die Parameter für die Entspannung eingestellt. Diese sind identisch mit den Parametern für das Aufwärmen:

Tabelle 15: Stimulationsparameter für die Entspannung.

Impulszeit	1sec
Pausendauer	1sec
Impulsfrequenz	50Hz
Impulsbreite	200 μ s
Impulsform	Rechteckimpuls (Anstieg = 0)

Als Ausgangsstellung wird der bequeme Sitz gewählt. Der Proband bestimmt während der nächsten 3min selbständig die Stromstärke durch Einstellen der Regler. Auch diese Einstellungen werden am Ende der Entspannungsphase dokumentiert. Nach der 3min andauernden Entspannungsphase werden alle Regler ausgedreht und die Elektroden entfernt. Abschließend muss jeder Proband auf einer visuellen analogen Skala (VAS) von 0 - 10 seine individuell gefühlte Trainingsintensität angeben.

7.7 Trainingspositionen

Zur Vereinfachung der Übungsbeschreibung soll die Grundposition der Beine folgendermaßen definiert sein: *Die Füße stehen beckenbreit und leicht außenrotiert auf dem Boden auf. Die Knie sind unter Beachtung der Beinachsen leicht gebeugt.* Die Wirbelsäule wird in allen Positionen aufrecht gehalten und die scapulae sind auf dem Thorax gesenkt. Der Kopf befindet sich, wenn nicht anders erwähnt, in Verlängerung der Wirbelsäule.

7.7.1 Allgemeine Übungen

Im folgenden Abschnitt werden die sieben Übungspositionen zur allgemeinen Kräftigung der Muskulatur dargestellt.

Übung 1: Basishaltung

Der Proband nimmt die Grundposition der Beine ein. Der Oberkörper ist leicht nach vorne geneigt. Die Hände sind bei rechtwinklig gebeugtem Ellebogen vor der Brust gefasst.



Abbildung 33: Basishaltung.

Übung 2: Skiflieger

Der Proband nimmt die Grundposition der Beine ein. Der Oberkörper ist deutlich nach vorne geneigt. Die Schulterblätter sind maximal retrahiert. Die Arme sind in Innenrotation maximal extendiert und adduziert. Die Handflächen zeigen zur Decke und die Finger sind maximal gespreizt.



Abbildung 34: Skiflieger.

Übung 3: Vorhalte

Der Proband nimmt die Grundposition der Beine ein. Die Arme sind in Innenrotation 90° vor dem Körper flektiert. Die Hände sind zur Faust geballt.



Abbildung 35: Vorhalte.

Übung 4: Hochhalte

Der Proband nimmt die Grundposition der Beine ein. Die Arme sind in neutraler Rotation maximal vor dem Körper flektiert. Die Finger sind maximal geöffnet und gespreizt.



Abbildung 36: Hochhalte.

Übung 5: Sumoringer

Die Füße stehen überschulterbreit und außenrotiert auf dem Boden auf. Die Knie sind unter Beachtung der Beinachsen maximal gebeugt. Der Oberkörper ist so weit nach vorne gebeugt, dass die zur Faust geballten Hände ca. einen Zentimeter über dem Boden gehalten werden.

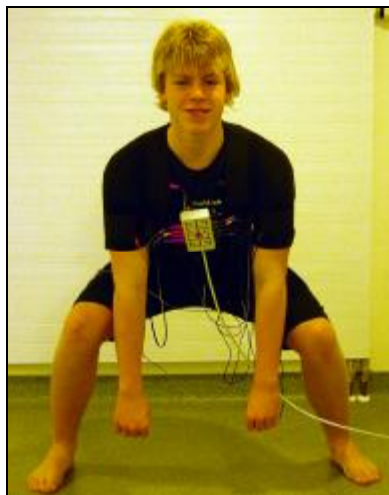


Abbildung 37: Sumoringer.

Übung 6: Ausfallschritt rechts

In einem Ausfallschritt steht der rechte Fuß leicht außenrotiert vorne auf dem Boden auf. Der linke Fuß wird auf dem Ballen so weit nach hinten aufgestellt, dass die Knie unter Beachtung der Beinachsen 90° gebeugt werden können. Der Körperschwerpunkt befindet sich zwischen den Beinen. Die Hände sind auf dem hinteren Beckenkamm aufgelegt, die Ellenbogen sind maximal genähert. Die Schulterblätter sind maximal retrahiert.



Abbildung 38: Ausfallschritt rechts.

Übung 7: Ausfallschritt links

Ausführung wie Übung 6, jedoch jeweils mit der anderen Seite.

7.7.2 Wasserballspezifische Übungen

Im folgenden Abschnitt werden die sechs Übungspositionen zu wasserballspezifischen Kraftanforderungen dargestellt.

Übung 8: Wurf links

Der rechte Fuß steht außenrotiert auf dem Boden auf, während der linke Fuß seitlich auf eine Erhöhung (Stuhlfläche) abgelegt wird. Der Körperschwerpunkt befindet sich über dem rechten Bein. Der Oberkörper wird in drei Stufen nach links rotiert: maximale Wurfauslage, Position des abwerfenden Balls, Ende der Ausschwingphase. Vor jedem Impuls wechselt der Proband die Rotationsstellung. Der rechte Arm befindet sich mit dorsalextendiertem Handgelenk und gespreizten Fingern seitlich neben dem Oberkörper (*auf dem Wasser abstützen*). Der linke Arm befindet sich mit geöffneter Hand in Wurfposition. Die Schulterblätter sind maximal retrahiert.



Abbildung 39: Wurf links. Links: maximale Wurfauslage; Mitte: Position des abwerfenden Balls; Rechts: Ende der Ausschwingphase.

Übung 9: Wurf rechts

Ausführung wie Übung 8, jedoch jeweils mit der anderen Seite.

Übung 10: Centerposition

Der Proband nimmt die Grundposition der Beine ein. Die Arme sind in neutraler Rotationsstellung 90° abduziert, die Ellenbogen sind 90° flektiert. Die Hände sind bei neutraler Handgelenksstellung geöffnet und die Finger maximal gespreizt.



Abbildung 40: Centerposition.

Übung 11: Block links

Der rechte Fuß steht außenrotiert auf dem Boden auf, während der linke Fuß seitlich auf eine Erhöhung (Stuhlfläche) abgelegt wird. Der Körperschwerpunkt befindet sich über dem rechten Bein. Der Oberkörper ist leicht nach rechts geneigt. Der Kopf wird mit Blick Richtung linker Hand gehalten. Der rechte Arm befindet sich seitlich mit dorsalextendiertem Handgelenk und gespreizten Finger neben dem Oberkörper (*auf dem Wasser abstützen*). Der linke Arm wird mit geöffneter Hand in Blockposition gehalten (maximale Abduktion). Die linke Hand ist geöffnet, die Finger maximal gespreizt und die Handinnenfläche zeigt weg vom Oberkörper.



Abbildung 41: Block links.

Übung 12: Block rechts

Ausführung wie Übung 11, jedoch jeweils mit der anderen Seite.

Übung 13: Torwartposition

Der Proband nimmt die Grundposition der Beine ein. Die Arme sind in neutraler Rotationsstellung 45° abduziert, wobei die Ellenbogen 90° flektiert sind. Die Hände sind bei neutraler Handgelenksstellung geöffnet und die Finger maximal gespreizt.



Abbildung 42: Torwartposition.

7.8 Traditionelles Krafttraining

Eine Einheit traditionelles Krafttraining umfasst insgesamt ca. 70min je Proband. Diese gliedern sich in ca. 10min Aufwärmphase und 60min Trainingsphase.

Vor Trainingsbeginn führen die Probanden ein allgemeines Aufwärmen durch, das aus einer kleinen Laufeinheit und Mobilisationsübungen der großen Gelenke besteht. Insgesamt umfasst das traditionelle Krafttraining acht verschiedene Kraftübungen, wobei vier an Kraftgeräten und vier ohne Kraftgeräte auszuführen sind.

Die Trainingsgewichte werden vor Beginn der Trainingsphase mittels eines 1RM (One-Repetition Maximum) Tests und anschließender Gewichtsbestimmung mit Hilfe der Beachle Tabelle (Beachle & Earle, 2000) ermittelt. Der Ablauf ist wie folgt:

Die jeweilige Kraftmaschine wird an die Anthropometrie des Probanden angepasst. Diese Einstellungen werden dokumentiert, da sie gleichzeitig die Trainingsposition des Probanden repräsentiert. Anschließend führt der Proband einen mittelschweren Aufwärmatz mit 15 Wiederholungen aus, worauf eine 3-minütige Pause folgt. Auf Basis der isometrischen Maximalkraftwerte wird nun vom Testleiter ein Gewicht abgeschätzt, das der Proband höchstens 10x bis zur lokalen Muskelermüdung bewegen kann.

Aus der erreichten Wiederholungszahl und der bewegten Last ergibt sich nach Beachle & Earle (2000) das 1RM. Für das Trainingsgewicht werden 75% des individuellen 1RM gewählt. Dieser Vorgang wird an allen Kraftmaschinen wiederholt. Während der Trainingsperiode sind die Probanden angehalten, ihr Trainingsgewicht anzupassen, sobald eine Ausbelastung durch die vorgegebenen Trainingsparameter nicht mehr gegeben ist.

Das Belastungsprotokoll für das Training an den Kraftgeräten umfasst in Anlehnung an Hohmann, Lames und Letzelter (2002) folgende Parameter (vgl. Abschnitt 3.2):

Tabelle 16: Belastungsparameter traditionelles Krafttraining an Geräten.

Wiederholungszahl	12, maximal
Serien	3
Pause	1min

Die entsprechenden Übungen sind: *Bankdrücken*, *Beinpresse*, *Latissimuszug* und *Ruderzug*.



Abbildung 43: Bankdrücken.



Abbildung 44: Latissimuszug.



Abbildung 45: Beinpresse.



Abbildung 46: Ruderzug.

Das Belastungsprotokoll für das Training ohne Kraftgeräte ist Tabelle 17 zu entnehmen.

Tabelle 17: Belastungsparameter traditionelles Krafttraining ohne Geräte.

Wiederholungszahl	20, maximal
Serien	3
Pause	1min

Die entsprechenden Übungen sind: *Rückenstrecker über eine Bank*, *Crunch gerade*, *Crunch schräg nach rechts* und *Crunch schräg nach links*. Jede Übung wird in drei Schwierigkeitsstufen angeboten, so dass die Probanden die Belastung während der Trainingsphase anpassen können.



Abbildung 47: Rückenstrecker über eine Bank. Links: Stufe 1; Rechts: Stufe 3.



Abbildung 48: Crunch gerade. Links: Stufe 1; Mitte: Stufe 2; Rechts: Stufe 3.



Abbildung 49: Crunch schräg (hier nach rechts). Links: Stufe 1; Mitte: Stufe 2; Rechts: Stufe 3.

Tabelle 18: Übersicht Belastungsparameter traditionelles Krafttraining.

	Kraftgeräte	Freie Übungen
Trainingsintensität	3 Serien à 12Wdh. von 75% 1RM, maximal	3 Serien à 20Wdh., maximal
Pausen	60sec zwischen den Serien	
Trainingseinheiten pro Woche	1x für GTG; 2x für TKG	
Dauer der Trainingsperiode	4 Wochen	

8 Statistische Verfahren

Die statistische Auswertung der Untersuchungsdaten wird mit Hilfe der Computersoftware „*STATISTICA 6.0*“ der Firma Statsoft (Tulsa, USA) durchgeführt. Zur Auswertung der Daten dienen Verfahren der Inferenzstatistik und zur Darstellung der Daten Verfahren der deskriptiven Statistik.

Um die Untersuchungsergebnisse statistisch analysieren zu können, müssen als Voraussetzung für die verwendeten statistischen Verfahren die Stichproben normalverteilt sein. Dies wird durch eine statistische Prüfung der vorliegenden Stichproben sichergestellt.

Mit Hilfe der mehrfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung werden die Mittelwerte und Standardabweichungen der Untersuchungsergebnisse ermittelt. Die mehrfaktorielle Varianzanalyse analysiert den Einfluss verschiedener Faktoren auf die jeweiligen Messparameter. Die signifikanten Ergebnisse werden hierbei zum einen für die Haupteffekte und zum anderen für die Wechselwirkung zwischen den Haupteffekten berechnet. In dieser Studie trainieren drei verschiedene Trainingsgruppen (EMSG, GTG, TKG) mit unterschiedlichen Trainingsmethoden. Der Einfluss der verschiedenen Messzeitpunkte auf die *isometrische Maximalkraft* bzw. *dynamische Leistungsfähigkeit* wird überprüft. Demnach handelt es sich um Gruppen- und/oder Messwiederholungseffekte, die zum Aufzeigen von Veränderungen der vorliegenden Messparameter im Zeitverlauf und im Vergleich zu den Gruppen dienen. Um den Abweichungen von der Varianzhomogenität Rechnung zu tragen, kam die Korrektur nach Greenhouse-Geisser zum Einsatz. Mit Hilfe eines Post Hoc – Testverfahren wird anschließend überprüft, welche Mittelwerte sich signifikant unterscheiden und welche nicht. In der vorliegenden Studie kommt der Fischers Least Significance Difference (LSD) Post Hoc-Test zum Einsatz.

Für die statistische Auswertung der CKgesamt Aktivität wird der unabhängige t-Test verwendet, da die drei Trainingsgruppen in keiner Beziehung zueinander stehen. Die Messdaten (CKgesamt Aktivität) werden unabhängig voneinander erhoben. Ziel der Datenanalyse ist der Mittelwertsvergleich der durchschnittlichen CKgesamt Aktivität.

9 Darstellung der Ergebnisse

Die Untersuchungsergebnisse der isometrischen Maximalkrafttests, der dynamischen Leistungstests und der CKgesamt Aktivität werden im Folgenden in tabellarischer und graphischer Form dargestellt. Innerhalb der Kraftmessungen werden die Darstellungen nach getestetem Körperbereich gegliedert.

9.1 Isometrischer Maximalkrafttest

In den folgenden Abschnitten erfolgt eine Darstellung der Ergebnisse des isometrischen Maximalkrafttests. Zur besseren Überschaubarkeit ist die Darstellung nach Testbewegungen gegliedert.

9.1.1 Flexion des Rumpfes

Aus der Varianzanalyse (siehe Tabelle 19) geht hervor, dass der F-Wert von 11,1 für den Zeitfaktor signifikant wird. Dieses Ergebnis zeigt, dass das Training mindestens einer Trainingsgruppe einen Einfluss auf die isometrische Maximalkraft der Testbewegung *Flexion des Rumpfes* hat.

Tabelle 19: Varianztafel zur Prüfung des Messzeitpunkt- und des Trainingseinflusses auf die isometrische Maximalkraft bei der Testbewegung Flexion des Rumpfes. (GF = Gruppenfaktor, ZF = Zeitfaktor, SAQ= Summe der Abweichungsquadrate, FG = Freiheitsgrade, MQ = Mittlere Quadratsumme, p = Überschreitungswahrscheinlichkeit)

	SAQ	FG	MQ	F	p
Konstante	77342253	1	77342253	1025,68	<.05
GF	296170	2	148085	1,96	0,162
Fehler	1809733	24	75406		
ZF	112062	2	56031	11,10	<.05
ZF * GF	31421	4	7855	1,55	0,201
Fehler	242159	48	5045		

Die Daten werden in einer Post hoc - Analyse weiter verglichen. Die entsprechenden signifikanten Ergebnisse sind in Tabelle 20 dargestellt.

Tabelle 20: Ergebnis des LSD Post hoc – Tests für die isometrische Maximalkraft der Testbewegung *Flexion des Rumpfes*. Signifikante Unterschiede sind rot und mit * gekennzeichnet ($\alpha = 5\%$). (E-test = Eingangstest, A-test = Ausgangstest, R-test = Retest).

		EMSG			GTG			TKG		
		E-test	A-test	R-test	E-test	A-test	R-test	E-test	A-test	R-test
EMSG	E-test		0,064	0,122	0,267	0,108	0,611	0,338	0,660	0,851
	A-test			0,749	0,013	0,145	0,200	0,023	0,453	0,331
	R-test				0,018	0,027	0,477	0,032	0,277	0,605
GTG	E-test					0,647	<.05*	0,875	0,170	0,107
	A-test						<.05*	0,950	0,464	0,153
	R-test							0,290	0,945	0,844
TKG	E-test								<.05*	<.05*
	A-test									0,549
	R-test									

Aus der Matrix in Tabelle 20 ist zu entnehmen, dass signifikante Veränderungen nur in der GTG und TKG für die Messung der isometrischen Maximalkraft der Testbewegung *Flexion des Rumpfes* zu finden sind. Diese werden in der GTG zwischen Eingangs- und Retest und zwischen Ausgangs- und Retest signifikant. In der TKG sind signifikante Veränderungen zwischen Eingangs- und Ausgangstest und zwischen Eingangs- und Retest zu finden.

Abbildung 50 stellt die Mittelwerte der isometrischen Maximalkraft der Testbewegung *Flexion des Rumpfes* für die drei Trainingsgruppen EMSG, GTG und TKG dar. Auf der Ordinate ist die isometrische Maximalkraft in *Newton* (N) aufgetragen.

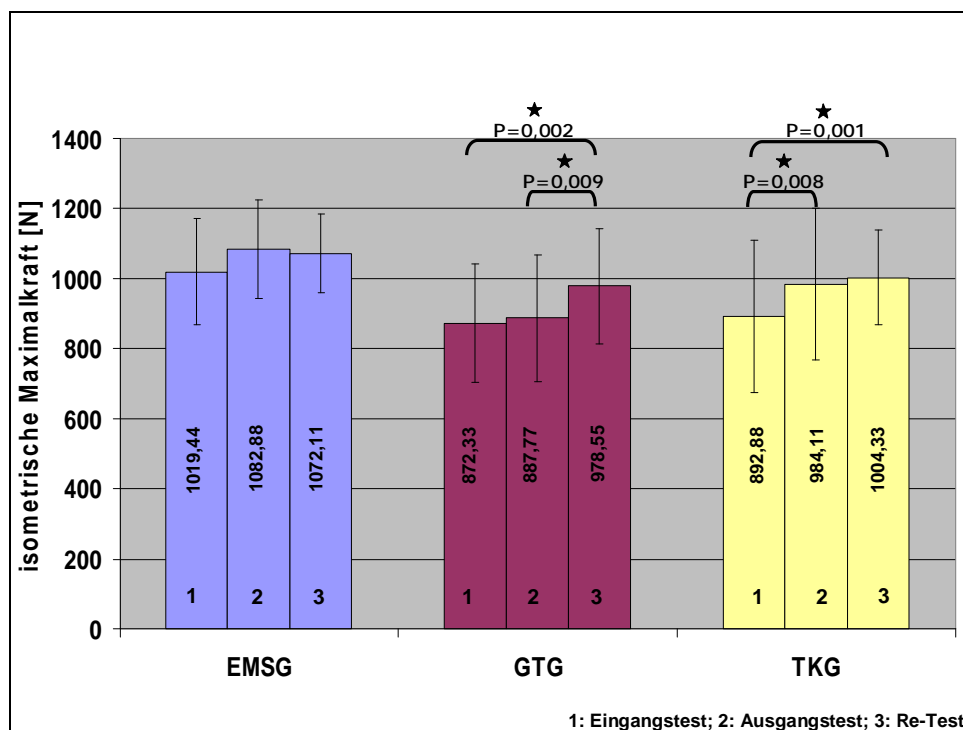


Abbildung 50: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der isometrischen Maximalkraft bei der Testbewegung Flexion des Rumpfes. Signifikante Unterschiede ($\alpha = 5\%$) des LSD Post hoc-Test werden mit * kenntlich gemacht. (EMSG = Ganzkörper-Elektromyostimulations Gruppe; GTG = gemischt trainierende Gruppe; TKG = traditionelle Krafttrainingsgruppe).

9.1.2 Extension des Rumpfes

Der F-Wert von 11,15 wird für den Zeitfaktor signifikant (vgl. Tabelle 21). Für die isometrische Maximalkraft bei der Testbewegung *Extension des Rumpfes* lässt sich die Vermutung eines Trainingseinflusses für mindestens eine Trainingsgruppe unterstützen.

Tabelle 21: Varianztafel zur Prüfung des Messzeitpunkt- und des Trainingseinflusses auf die isometrische Maximalkraft bei der Testbewegung Extension des Rumpfes.

	SAQ	FG	MQ	F	p
Konstante	278533847	1	278533847	653,86	<.05*
GF	1951181	2	975590	2,29	0,123
Fehler	10223683	24	425987		
ZF	379512	2	189756	11,15	<.05*
ZF * GF	115632	4	28908	1,70	0,166
Fehler	816750	48	17016		

Tabelle 22 stellt die Ergebnisse dar, die mit Hilfe der Post hoc - Analyse errechnet wurden.

*Tabelle 22: Ergebnis des LSD Post hoc – Tests für die isometrische Maximalkraft bei der Testbewegung Extension des Rumpfes. Signifikante Unterschiede sind rot und mit * gekennzeichnet ($\alpha = 5\%$).*

		EMSG			GTG			TKG		
		E-test	A-test	R-test	E-test	A-test	R-test	E-test	A-test	R-test
EMSG	E-test		<.05*	0,267	0,164	0,024	0,146	0,247	0,055	0,137
	A-test			<.05*	0,162	0,400	0,594	0,315	0,536	0,570
	R-test				0,010	0,010	0,273	0,026	0,025	0,265
GTG	E-test					0,977	<.05*	0,806	0,698	0,395
	A-test						<.05*	0,689	0,820	0,400
	R-test							0,632	0,617	0,983
TKG	E-test								0,947	0,184
	A-test									0,164
	R-test									

Signifikante Veränderungen sind nur in der EMSG und GTG für die Messung der isometrischen Maximalkraft *Extension des Rumpfes* zu finden (Tabelle 22). Für die EMSG finden sich signifikante Ergebnisse zwischen Eingangs- und Ausgangstest und zwischen Ausgangs- und Retest. In der GTG finden sich signifikante Veränderungen zwischen Eingangs- und Retest und zwischen Ausgangs- und Retest.

In Abbildung 51 sind die Mittelwerte der isometrischen Maximalkraft der Testbewegung *Extension des Rumpfes* für die drei Trainingsgruppen EMSG, GTG und TKG dargestellt. Die isometrische Maximalkraft in *Newton (N)* ist auf der Ordinate aufgetragen.

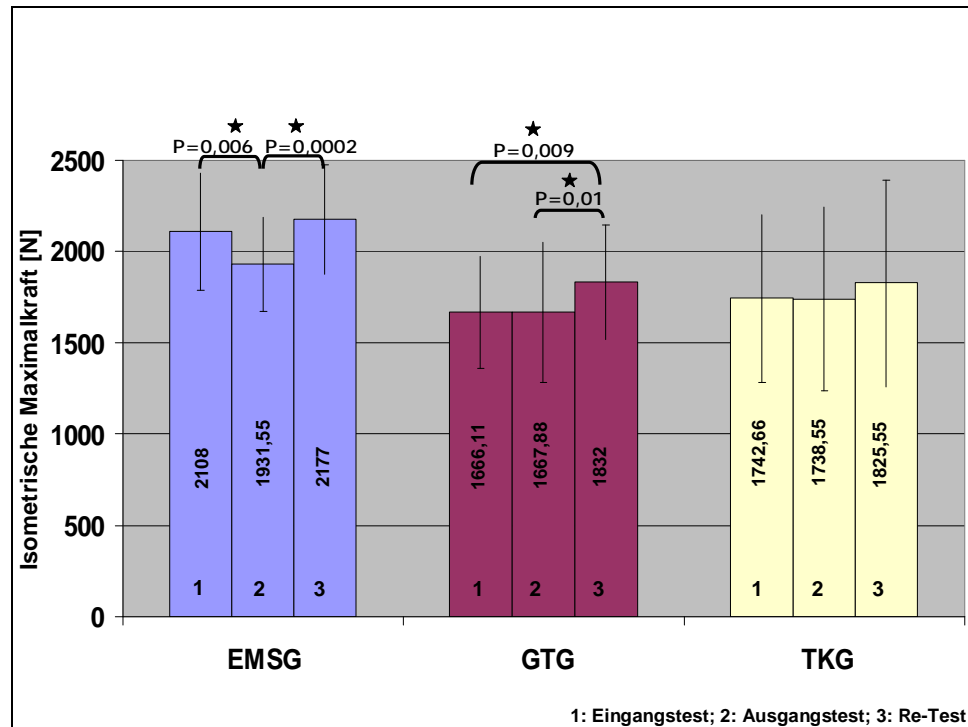


Abbildung 51: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der isometrischen Maximalkraft für die Testbewegung Extension des Rumpfes. Signifikante Unterschiede ($\alpha = 5\%$) des LSD Post hoc-Test werden mit * kenntlich gemacht.

9.1.3 Brustpresse

Für den Zeitfaktor wird der F-Wert von 3,9 signifikant (vgl. Tabelle 23). Somit lässt auch dieses Ergebnis den Schluss zu, dass das Training einen Einfluss auf die isometrische Maximalkraft der Testbewegung *Brustpresse* in mindestens einer Trainingsgruppe hat.

Tabelle 23: Varianztafel zur Prüfung des Messzeitpunkt- und des Trainingseinflusses auf die isometrische Maximalkraft bei der Testbewegung *Brustpresse*.

	SAQ	FG	MQ	F	p
Konstante	200902276	1	200902276	458,39	<.05*
GF	817141	2	408570	0,9322	0,407
Fehler	10518770	24	438282		
ZF	277933	2	138966	3,90	<.05*
ZF * GF	139164	4	34791	0,98	0,429
Fehler	1708314	48	35590		

Die Daten werden in einer Post hoc - Analyse weiter verglichen und die entsprechenden signifikanten Ergebnisse sind in Tabelle 24 dargestellt.

*Tabelle 24: Ergebnis des LSD Post hoc – Tests für die isometrische Maximalkraft der Testbewegung Brustpresse. Signifikante Unterschiede sind rot und mit * gekennzeichnet ($\alpha = 5\%$).*

		EMSG			GTG			TKG		
		E-test	A-test	R-test	E-test	A-test	R-test	E-test	A-test	R-test
EMSG	E-test		0,921	0,876	0,273	0,284	0,436	0,426	0,844	0,680
	A-test			0,954	0,074	0,487	0,410	0,187	0,881	0,647
	R-test				0,070	0,254	0,597	0,179	0,789	0,764
GTG	E-test					0,126	<.05*	0,759	0,119	0,176
	A-test						0,514	0,832	0,584	0,506
	R-test							0,617	0,559	0,8190
TKG	E-test								<.05*	0,059
	A-test									0,635
	R-test									

Wie in Tabelle 24 dargestellt, sind signifikante Veränderungen in der GTG und TKG für die Messung der isometrischen Maximalkraft der Testbewegung *Brustpresse* zu finden. Signifikante Veränderungen sind in der GTG zwischen Eingangs- und Retest und in der TKG zwischen Eingangs- und Retest ersichtlich.

Die Mittelwerte der isometrischen Maximalkraft der Testbewegung *Brustpresse* für die drei Trainingsgruppen EMSG, GTG und TKG sind in Abbildung 52 dargestellt. Auf der Ordinate ist die isometrische Maximalkraft in *Newton (N)* aufgetragen.

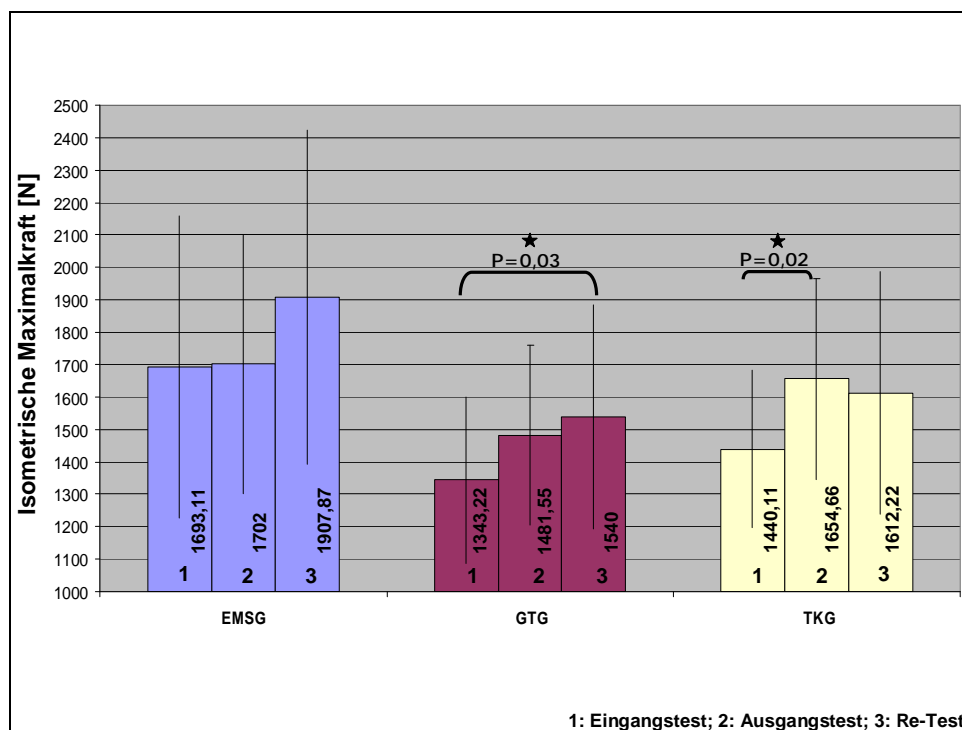


Abbildung 52: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der isometrischen Maximalkraft der Testbewegung Brustpresse. Signifikante Unterschiede ($\alpha = 5\%$) des LSD Post hoc-Test werden mit * kenntlich gemacht.

9.1.4 Beinstreckung

Die statistische Analyse der isometrischen Maximalkraft der *Beinstreckung beidbeinig*, *Beinstreckung rechts* und *Beinstreckung links* zeigt keine signifikanten Unterschiede der Mittelwerte. In Tabelle 25 erfolgt eine Darstellung der Mittelwerte mit prozentualem Zuwachs und prozentualer Abnahme des Testparameters zwischen den Messzeitpunkten.

Tabelle 25: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentualen Veränderungen der isometrischen Maximalkraft der Testbewegungen *Beinstreckung beidbeinig*, *Beinstreckung rechts* und *Beinstreckung links*. (MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, E = Eingangstest, A = Ausgangstest, R = Retest).

			Eingangstest	Ausgangstest	Retest	% E-A	% A-R	% E-R
Bein- streckung beidbeinig	EMSG	MW	5597,78	5501,00	5772,00	-1,73	4,93	3,11
		SD	1053,34	1278,82	1123,44			
	GTG	MW	4773,22	4539,22	4640,44	-4,90	2,23	-2,78
		SD	895,30	1005,93	969,61			
	TKG	MW	4880,33	5238,67	4873,11	7,34	-6,98	-0,15
		SD	1076,74	1434,29	1594,37			
Bein- streckung rechts	EMSG	MW	2938,67	2972,56	2966,78	1,15	-0,19	0,96
		SD	3001,85	644,81	525,01			
	GTG	MW	2636,00	2506,78	2630,67	-4,90	4,94	-0,20
		SD	559,16	500,92	402,69			
	TKG	MW	2857,33	2963,89	2858,33	3,73	-3,56	0,03
		SD	597,07	835,83	943,99			
Bein- streckung links	EMSG	MW	2878,44	3006,44	3035,11	4,45	0,95	5,44
		SD	640,90	590,32	540,25			
	GTG	MW	2480,78	2406,33	2489,78	-3,00	3,47	0,36
		SD	476,88	497,75	476,62			
	TKG	MW	2709,22	2745,44	2604,33	1,34	-5,14	-3,87
		SD	461,85	656,24	865,34			

Die prozentualen Veränderungen des Testparameters zwischen den Messzeitpunkten zeigt für alle Testbewegungen der *Beinstreckung* kein einheitliches Bild. Für die Gruppe EMSG zeigt sich eine Zunahme der Kraftwerte in der beidbeinigen Ausführung zwischen Eingangs- und Retest, die sich auch in einer Zunahme der einbeinig erzielten Werte widerspiegelt. Auffällig ist eine Zunahme der Kraftfähigkeit während der Trainingspause in der beidbeinigen Ausführung. Eine Zunahme der Kraftwerte direkt nach der vierwöchigen Trainingsphase ist bei der TKG in der beidbeinigen Ausführung zu erkennen, die sich auch in der einbeinigen Ausführung widerspiegelt. Die Kraftwerte aller drei Testbewegungen in der Gruppe GTG nehmen in der Trainingsphase ab und in der Trainingspause wieder zu.

9.1.5 Klimmzug

In der statistischen Analyse werden keine signifikanten Unterschiede der Mittelwerte für die isometrische Maximalkraft *Klimmzug* gefunden. Tabelle 26 stellt

die Mittelwerte mit prozentualem Zuwachs und prozentualer Abnahme des Testparameters zwischen den Messzeitpunkten dar.

Tabelle 26: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentualen Veränderungen der isometrischen Maximalkraft der Testbewegung Klimmzug.

			Eingangstest	Ausgangstest	Retest	% E-A	% A-R	% E-R
Klimmzug	EMSG	MW	1733,22	1733,22	1784,38	0,00	2,95	2,95
		SD	188,06	146,76	218,85			
	GTG	MW	1544,78	1568,11	1605,44	1,51	2,38	3,93
		SD	241,85	171,78	204,65			
	TKG	MW	1609,44	1605,44	1579,22	-0,25	-1,63	-1,88
		SD	197,64	170,14	207,04			

Tabelle 26 zeigt sowohl für die EMSG als auch für die GTG prozentuale Zuwächse der isometrischen Maximalkraft *Klimmzug*. Auffällig ist eine Zunahme der Kraftwerte in der Trainingspause. Für die TKG zeigen sich im Verlauf der Studie leichte prozentuale Abnahmen der Kraftwerte.

9.1.6 *Rotation des Rumpfes*

Für die Testbewegungen *Rotation des Rumpfes links* und *Rotation des Rumpfes rechts* der isometrischen Maximalkraft werden keine signifikanten Unterschiede der Mittelwerte durch die statistische Analyse gefunden. Die Darstellung der Mittelwerte mit prozentualem Zuwachs und prozentualer Abnahme des Testparameters zwischen den Messzeitpunkten erfolgt in Tabelle 27.

Tabelle 27: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentualen Veränderungen der isometrischen Maximalkraft der Testbewegungen Rotation des Rumpfes links und Rotation des Rumpfes rechts.

			Eingangstest	Ausgangstest	Retest	% E-A	% A-R	% E-R
Rotation des Rumpfes links	EMSG	MW	2319,67	2378,33	2397,11	2,53	0,79	3,34
		SD	433,81	347,24	425,27			
	GTG	MW	2054,56	2112,11	2123,11	2,80	0,52	3,34
		SD	362,61	336,45	304,49			
	TKG	MW	2177,00	2169,22	2221,89	-0,36	2,43	2,06
		SD	215,93	213,82	310,53			
Rotation des Rumpfes rechts	EMSG	MW	2378,22	2342,56	2339,89	-1,50	-0,11	-1,61
		SD	265,23	251,74	220,78			
	GTG	MW	2114,78	2092,22	2140,78	-1,07	2,32	1,23
		SD	329,58	286,37	277,40			
	TKG	MW	2175,56	2197,33	2202,00	1,00	0,21	1,22
		SD	241,02	293,72	310,43			

Für die Testbewegung *Rotation des Rumpfes* zeigt sich kein einheitliches Bild der prozentualen Veränderungen der Kraftwerte. Während in der Gruppe EMSG in Wurfrichtung (*Rotation des Rumpfes links*) Zunahmen der Kraftwerte zu verzeichnen sind, nehmen die Kraftwerte in die Gegenrotation ab. In Wurfrichtung ist eine weitere Zunahme der Kraftwerte in der Trainingspause ersichtlich. Ähnliches Bild zeigt sich in der Gruppe GTG. Hier wird nur eine Zunahme der Kraftwerte in Gegenwurfrichtung in der Trainingspause deutlich. Für die Gruppe TKG zeigen sich nach der Trainingspause und der gesamten Intervention Zunahmen der Kraftwerte in beide Rotationsrichtungen.

Signifikante Veränderungen sind nur in der EMSG und GTG für die Messung der dynamischen Leistungsfähigkeit der Testbewegung *Flexion des Rumpfes* zu finden (Tabelle 29). Sowohl für die EMSG als auch für die GTG finden sich signifikante Ergebnisse zwischen Eingangstest und Ausgangstest und zwischen Eingangstest und Retest.

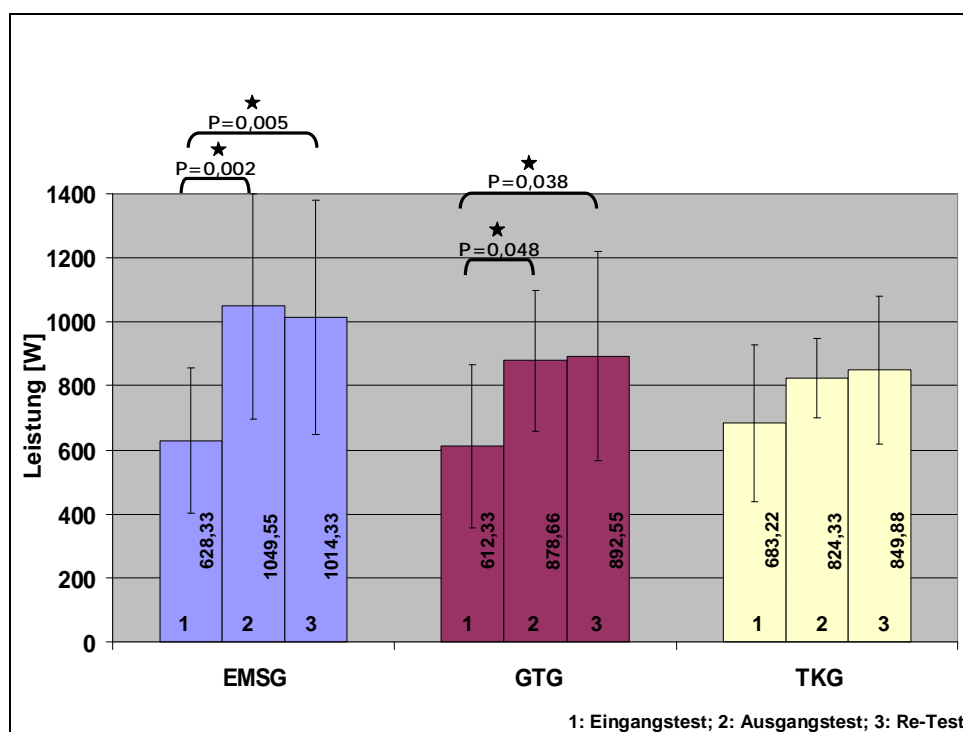


Abbildung 53: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der dynamischen Leistungsfähigkeit der Testbewegung *Flexion des Rumpfes*. Signifikante Unterschiede ($\alpha = 5\%$) des LSD Post hoc-Test werden mit * kenntlich gemacht.

Abbildung 53 stellt die Mittelwerte der dynamischen Leistungsfähigkeit der Testbewegung *Flexion des Rumpfes* für die drei Trainingsgruppen EMSG, GTG und TKG dar. Auf der Ordinate ist die Leistung in *Watt* (W) aufgetragen.

9.2.2 Brustpresse

Die statistische Analyse der dynamischen Leistungsfähigkeit der Testbewegung *Brustpresse* zeigt keine signifikanten Unterschiede der Mittelwerte. Somit erfolgt in Tabelle 30 eine Darstellung der Mittelwerte mit prozentualem Zuwachs und prozentualer Abnahme des Testparameters zwischen den Messzeitpunkten.

Tabelle 30: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentualen Veränderungen der dynamischen Leistungsfähigkeit der Testbewegung Brustpresse.

			Eingangstest	Ausgangstest	Retest	% E-A	% A-R	% E-R
Brustpresse	EMSG	MW	835,00	808,44	824,25	-3,18	1,96	-1,29
		SD	112,36	75,54	96,31			
	GTG	MW	719,33	768,56	775,11	6,84	0,85	7,75
		SD	146,05	203,20	138,01			
	TKG	MW	770,89	753,67	791,89	-2,23	5,07	2,72
		SD	220,76	172,97	254,98			

Die Gruppe GTG zeigt eine Zunahme der dynamischen Leistungsfähigkeit in allen Messzeitpunkten. Die beiden anderen Gruppen weisen eine Abnahme der Leistungsfähigkeit während der Trainingsphase und eine Zunahme der Leistungsfähigkeit in der Trainingspause auf.

9.2.3 Klimmzug

In der statistischen Analyse werden keine signifikanten Unterschiede der Mittelwerte für die dynamische Leistungsfähigkeit der Testbewegung *Klimmzug* gefunden. Die Mittelwerte mit prozentualem Zuwachs und prozentualer Abnahme des Testparameters zwischen den Messzeitpunkten sind in Tabelle 31 dargestellt.

Tabelle 31: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentualen Veränderungen der dynamischen Leistungsfähigkeit der Testbewegung Klimmzug.

			Eingangstest	Ausgangstest	Retest	% E-A	% A-R	% E-R
Klimmzug	EMSG	MW	896,67	957,44	954,75	6,78	-0,28	6,48
		SD	142,74	236,19	174,63			
	GTG	MW	850,89	916,78	953,44	7,74	4,00	12,05
		SD	222,95	183,93	122,46			
	TKG	MW	879,33	882,11	901,67	0,32	2,22	2,54
		SD	181,41	230,80	254,48			

Die Trainingsgruppen weisen in der Testbewegung *Klimmzug* in allen Messzeitpunkten (Ausnahme EMSG in der Trainingspause) Zunahmen der dynamischen Leistungsfähigkeit auf. Am deutlichsten fällt dies in der Gruppe GTG aus.

9.2.4 Rotation des Rumpfes

Für die Testbewegungen *Rotation des Rumpfes links* und *Rotation des Rumpfes rechts* der dynamischen Leistungsfähigkeit werden keine signifikanten Unterschiede der Mittelwerte durch die statistische Analyse gefunden. Die Darstellung der Mittelwerte mit prozentualen Zuwachs und prozentualer Abnahme des Testparameters zwischen den Messzeitpunkten erfolgt in Tabelle 32.

Tabelle 32: Darstellung der Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentualen Veränderungen der dynamischen Leistungsfähigkeit der Testbewegungen Rotation des Rumpfes links und Rotation des Rumpfes rechts.

			Eingangstest	Ausgangstest	Retest	% E-A	% A-R	% E-R
Rotation des Rumpfes links	EMSG	MW	375,22	334,78	402,22	-10,78	20,15	7,20
		SD	98,99	63,65	83,26			
	GTG	MW	364,89	371,67	334,56	1,86	-9,99	-8,31
		SD	80,91	69,72	112,67			
	TKG	MW	405,44	375,78	396,67	-7,32	5,56	-2,16
		SD	74,65	51,43	74,32			
Rotation des Rumpfes rechts	EMSG	MW	397,78	387,33	411,00	-2,63	6,11	3,32
		SD	113,50	83,66	133,07			
	GTG	MW	313,00	355,67	398,22	13,63	11,97	27,23
		SD	102,24	50,10	83,34			
	TKG	MW	371,78	381,11	406,89	2,51	6,76	9,44
		SD	48,96	53,59	95,61			

Für die Testbewegung *Rotation des Rumpfes* zeigt sich kein einheitliches Bild bezüglich der dynamischen Leistungsfähigkeit. Die Gruppe EMSG weist teils deutliche Zunahmen des Testparameters während der Trainingspause und der Studiendauer, vor allem in Wurfrichtung (*Rotation des Rumpfes links*), auf. Die dynamischen Leistungswerte der Gruppen GTG und TKG zeigen zu allen Messzeitpunkten für die Gegenwurfrichtung prozentuale Verbesserungen der dynamischen Leistungsfähigkeit. In Wurfrichtung nimmt während der gesamten Studiendauer die dynamische Leistungsfähigkeit für beide Gruppen ab.

9.3 Kreatinkinase

Abbildung 54 stellt die Mittelwerte der CKgesamt Aktivität für die drei Trainingsgruppen EMSG, GTG und TKG zu den Zeitpunkten Basismessung (Eingangstest) und Trainingseinheiten drei, fünf und sieben dar. Auf der Ordinate ist die CKgesamt Aktivität in *Units per liter* (U/l) aufgetragen.

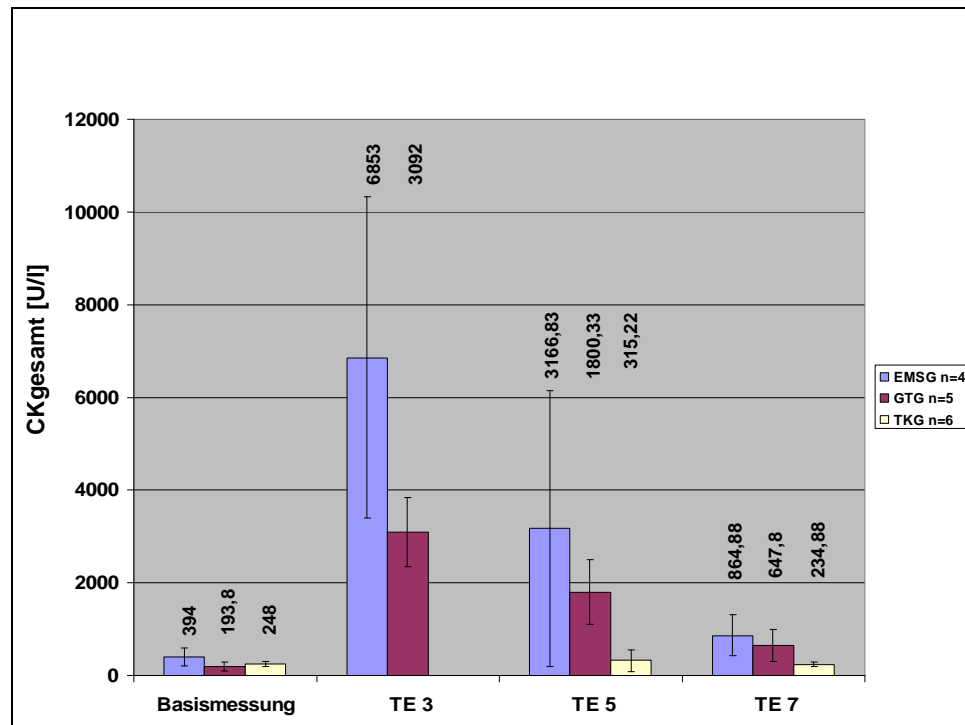


Abbildung 54: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der CKgesamt Aktivität im Trainingsverlauf (TE 3 = Trainingseinheit 3, TE 5 = Trainingseinheit 5, TE 7 = Trainingseinheit 7).

Auffällig sind die höheren Werte der Gruppe EMSG im Vergleich zu den anderen Trainingsgruppen. Im Verlauf der Trainingsphase nehmen diese Werte in jeder Trainingseinheit kontinuierlich ab. Ähnliches Bild zeigt sich für die Gruppe GTG. Die CKgesamt Aktivität der TKG bleibt während der Trainingsphase relativ konstant. Um die Trainingsgruppen miteinander zu vergleichen, wird eine statistische Überprüfung der Mittelwerte aus Trainingseinheit fünf vorgenommen. Diese Trainingseinheit wurde ausgewählt, da sie in der Trainingsintervention die Mitte der Trainingsphase darstellt. Somit soll einer Eingewöhnungsphase Respekt gezollt werden.

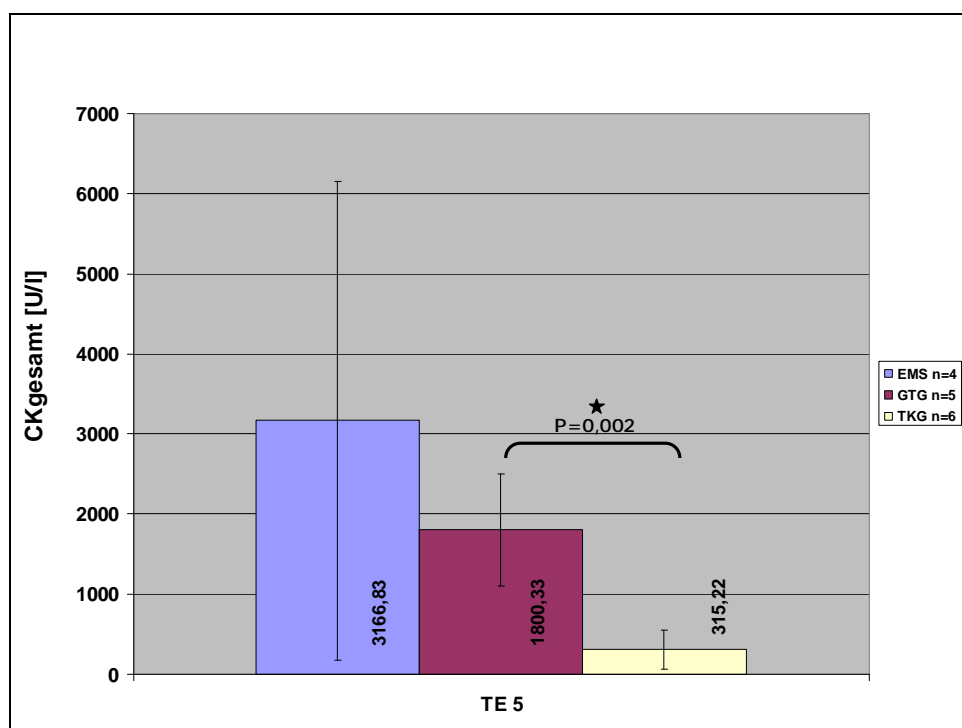


Abbildung 55: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der CKgesamt Aktivität der Trainingseinheit 5. Signifikante Unterschiede ($\alpha = 5\%$) des unabhängigen t-Test werden mit * kenntlich gemacht. (TE 5 = Trainingseinheit 5).

In Abbildung 55 sind die Mittelwerte der CKgesamt Aktivität der Trainingseinheit fünf für die drei Trainingsgruppen EMSG, GTG und TKG dargestellt. Die CKgesamt Aktivität in *Units per liter* (U/l) ist auf der Ordinate aufgetragen. Tabelle 33, Tabelle 34 und Tabelle 35 erläutern die Ergebnisse des unabhängigen t-Test.

Tabelle 33: Ergebnis des t-Tests für unabhängige Stichproben zwischen GTG und TKG. (MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, p = Überschreitungswahrscheinlichkeit)

MW GTG	MW TKG	t-Wert	G	p	gültige GTG	n	gültige TKG	n	SD GTG	SD TKG
1800,33	315,22	4,15	9	<.05	5		6		843,33	246,01

Tabelle 34: Ergebnis des t-Tests für unabhängige Stichproben zwischen EMSG und TKG.

MW EMSG	MW TKG	t-Wert	G	p	Gültige n EMSG	gültige n TKG	SD EMSG	SD TKG
3166,83	315,22	2,19	8	0,06	4	6	3273,36	246,01

Tabelle 35: Ergebnis des t-Tests für unabhängige Stichproben zwischen EMSG und GTG.

MW EMSG	MW GTG	t-Wert	G	p	Gültige n EMSG	gültige n GTG	SD EMSG	SD GTG
3166,83	1800,33	0,91	7	0,39	4	5	3273,36	843,33

Der t-Test für unabhängige Stichproben zeigt einen signifikanten Unterschied in der Trainingseinheit fünf zwischen GTG und TKG (siehe Tabelle 33). Somit lässt sich für die CKgesamt Aktivität die Vermutung äußern, dass ein kombiniertes Training eine höhere Trainingsintensität aufweist als ein traditionelles Krafttraining. Der Vergleich zwischen den anderen Trainingsgruppen fällt nicht signifikant aus, was vermutlich an der hohen Standardabweichung der Gruppe EMSG liegen könnte.

9.4 Stromstärke

In Tabelle 36 werden die Mittelwerte der angewandten maximalen Stromstärken für jede Elektrode im gesamten Interventionszeitraum der Gruppen EMSG und GTG dargestellt. Dazu der Mittelwert der individuellen Einschätzung der Trainingsintensität auf der visuell analogen Skala von 0-10.

Tabelle 36: Übersicht über die Mittelwerte der verwendeten maximalen Stromintensität für jede Elektrode für die Trainingsgruppen EMSG und GTG und Bezug zur visuell analogen (Intensitäts)Skala. (mA = mili Ampere; MW = Mittelwert; VAS = visuell analoge Skala 0-10).

		Arme	Brust	Trapez/ Latissimus	Bauch	Unterer Rücken	Gesäß	Beine	MW	VAS
EMSG	Geräte- einstellung	6,05	6,51	8,64	4,34	4,18	4,54	6,95		7,08
	Strom- intensität (mA)	112	130	196	62	56	69	142	110	
GTG	Geräte- einstellung	5,27	5,77	7,76	3,79	3,85	4,14	6,03		6,98
	Strom- intensität (mA)	90	100	169	46	49	54	112	89	

Zu beachten ist, dass die Gruppe EMSG an allen Elektroden im Mittel eine höhere Stromstärke bei ähnlicher subjektiver Trainingsintensität verwendet. Auch die im Mittel applizierte Stromstärke pro Trainingseinheit liegt bei der EMSG über der GTG.

Tabelle 37: Darstellung der Stromstärkenverhältnisse in % zwischen den Elektroden für die Gruppen EMSG und GTG.

	Arme	Brust	Trapez/ Latissimus	Bauch	Unterer Rücken	Gesäß	Beine
EMSG	57	66	100	32	29	35	72
GTG	53	59	100	27	29	32	66
Alle	55	63	100	29	29	34	69

Unter Festsetzung der maximalen Intensität für die Trapez-/Latissimuselektroden wird in Tabelle 37 das angewandte Stromstärkenverhältnis der Probanden dargestellt. Zu beachten ist, dass sowohl im Bereich der Bauch- und unterer Rückenelektroden die geringste Stromstärke im Vergleich zu den anderen Elektroden angewendet wird. Für die zugehörigen Testbewegungen *Flexion des Rumpfes* und *Extension des Rumpfes* werden vor allem in der GTG signifikante Ergebnisse ermittelt (vgl. Abschnitt 10.1 und 10.2).

10 Diskussion

Im folgenden Kapitel werden die Untersuchungsergebnisse diskutiert. Zur besseren Übersicht werden als erstes die Ergebnisse der isometrischen Maximalkraft, gefolgt von der dynamischen Leistungsfähigkeit und der Kreatinkinaseaktivität diskutiert. Abschließend erfolgt eine zusammenfassende Diskussion.

10.1 *Isometrische Maximalkraft*

Die vorgestellten Ergebnisse zeigen, dass es im Bereich der isometrischen Maximalkraft keine einheitlichen Resultate bzgl. der Trainingsmethoden gibt.

Für die ausschließlich mit Gk-EMS trainierende Gruppe (EMSG) zeigen sich signifikante Veränderungen für die Testbewegung *Extension des Rumpfes* zwischen Eingangs- und Ausgangstest (-8,37%) und zwischen Ausgangs- und Retest (+12,7%). Somit kann diese Studie die signifikanten Ergebnisse der Studien unter der Leitung von Boeckh-Behrens (2002, 2003, 2005) im Bereich der Maximalkraft nicht unterstützen. Zu beachten ist, dass nur in Studie 7 (Boeckh-Behrens & Bengel, 2005) wie in vorliegender Untersuchung die isometrische Maximalkraft gemessen worden ist. Hier kommen allerdings abweichende Stimulationsparameter zu vorliegender Studie zum Einsatz. Üblicherweise wird in vielen Studien zu EMS die dynamische Maximalkraft über ein 1RM-Test oder eine isokinetische Messung erhoben (siehe u.a. Boeckh-Behrens & Mainka, 2006; Maffiuletti et al., 2000; Willoughby & Simpson, 1998). Maffiuletti et al. (2000) kann nach einer 4-wöchigen lokalen EMS Intervention des m. quadriceps femoris signifikante Anstiege der exzentrischen und schnellen konzentrischen Kraft während isokinetischer Bewegung zeigen. Signifikante Steigerungen der isometrischen Kraft werden nur im Trainingswinkel und den benachbarten Winkeln gefunden. Dies unterstützt die Gelenkwinkelspezifität eines isometrischen Trainings (Hollmann & Hettinger, 2000). Nach Froböse, Nellesen und Wilke (2003) soll ein isometrisches Training in Abständen von 15° im Bereich der möglichen Gelenkbewegung stattfinden, um einen Effekt auf den gesamten Bewegungsweg zu erzielen. Da EMS Training einem isometrischen Training ähnelt (Hollmann & Hettinger, 2000; Maffiuletti et al., 2000; Weineck, 2000), gelten die Effekte auf die Kraftsteigerung mit dieser Einschränkung für das EMS Training. Zu beachten ist, dass die meisten Studien zu EMS die Stimulation auf

eine nicht kontrahierte Muskulatur einwirken lassen (siehe u.a. Brocherie et al., 2005; Cabric & Appell, 1987; Porcari et al., 2005). Das Gk-EMS Training erfolgt im Stand und aktive Übungspositionen werden vor Beginn der Stimulation eingenommen. Hainaut und Duchateau (1992) finden in einer Reviewstudie heraus, dass die Kraftgewinne durch ein submaximales EMS Training genauso groß, aber nicht größer sein können im Vergleich zu einer willentlichen isometrischen Kontraktion bei gleicher Trainingsintensität und -dauer. Maffiuletti et al. (2000) und Duchateau und Hainaut (1988) gehen davon aus, dass sich dennoch die Anzahl und die Typen der trainierten motorischen Einheiten durch die verschiedenen Interventionen voneinander unterscheiden. Der Vorteil eines EMS Trainings liegt in der größeren Aktivierung der motorischen Einheiten im Vergleich zu willentlicher Kontraktion (vgl. Abschnitt 5.5). Selkowitz zitiert in einer 1985 veröffentlichten Studie Kots, der von einer 10 - 30%ig höheren Kontraktionsfähigkeit durch maximale EMS im Vergleich zu willkürlicher Kontraktion berichtet. Somit können im Vergleich zu isometrischem Training höhere Effekte erzielt werden. In vorliegender Studie entspricht das Training nicht der Definition für ein klassisch isometrisches Training: „Eine trainingswirksame isometrische Kontraktion entsteht, wenn der Muskel gegen einen festen Widerstand angespannt wird. Der Muskel kontrahiert, verkürzt aber nicht.“ (Schnabel et al., 2005, S. 294). Da nach Hilbert (o.J.) durch ein Gk-EMS Training alle Muskelgruppen stimuliert werden, ist es möglich, dass eine Art isometrische Kontraktion gegen die Spannung des Antagonisten entstanden sein könnte. Zusätzlich wird ein vorher kontrahierter Muskel stimuliert. Das bedeutet, dass nach Annahme individuell maximaler Trainingsintensität durch die Intervention höhere Kontraktionen im Vergleich zu willkürlicher Muskelkontraktion stattfinden. Die hohen CKgesamt Aktivitäten, als ein Indikator für die strukturelle Beanspruchung der kontraktiven Elemente (siehe Kapitel 4), stützt diese These. Somit muss auch von einer längeren Regenerationsphase nach einem Gk-EMS Training ausgegangen werden. Zusätzlich erfolgte die Messung der isometrischen Maximalkraft in nur einer Gelenkwinkelposition. Zwar wurde durch die Vielzahl der Übungsvariationen ein großer Gelenkwinkelbereich angesprochen, was aber nicht bedeutet, dass der am meisten beanspruchte Gelenkwinkel getestet wird.

Es ist generell akzeptiert, dass neurale Anpassungen in einem kurzdauernden Krafttraining und EMS Training dominieren (Enoka, 1988). Maffiuletti et al. (2002)

zieht in Anlehnung an Kots und Chwilon (1971) die Schlussfolgerung, das EMS die nervale Ansteuerung der supraspinalen Zentren steigert, woraus eine größere Anzahl an rekrutierten Motoneuronen folgt. Hilbert (o.J.) unterstützt diese Aussage für die Wirkmechanismen des Gk-EMS Trainings. Vorliegende Studie kann diese Ergebnisse nicht unterstützen, da keine signifikanten Steigerungen der isometrischen Maximalkraft durch Gk-EMS induzierte Kontraktionen direkt nach einer Trainingsintervention vorliegen. Nach Porcari et al. (2005) liegen die Ursachen unterschiedlicher Gewinne im Kraftbereich durch EMS in der Intensität der Stimulation. Um eine Anpassung der Skelettmuskulatur hervorzubringen, muss der Muskel mit einer gewissen Intensität belastet werden. Nach Selkowitz (1989) liegt diese kritische Schwelle bei 60-80% MVC (maximal voluntary contraction). Die Studien, die von einem positiven Effekt durch ein lokales EMS Training berichten, liegen alle über dieser Schwelle (vgl. Maffiuletti et al., 2002; Selkowitz, 1985). Porcari findet in einer Studie von 2002 keine positiven Veränderungen durch lokale EMS auf diverse Kraftparameter. Seine Reizintensität liegt unter 20% MVC. In vorliegender Studie kann nicht direkt von der Stromstärke auf die Kontraktionsstärke geschlossen werden, da keine Messung des Parameters stattgefunden hat. Aus diesem Grund kann keine Angabe über die MVC gemacht werden. Einen Indikator für die Trainingsintensität stellen die hohen gemessenen CKgesamt Werte dar. Diese lassen den Rückschluss auf eine starke muskuläre Beanspruchung zu. Somit wird davon ausgegangen, dass die verwendeten Stimulationsparameter im trainingswirksamen Bereich liegen.

Für die Messung der Beine und des Rückens zeigen sich sinkende isometrische Maximalkraftwerte zwischen Eingangs- und Ausgangstest. In der folgenden Trainingspause werden wieder Zuwächse dieses Parameters verzeichnet. In Übereinstimmung mit Kuppardt (2003) kann für diese Muskelgruppen eine Überanstrengung mit einhergehender Funktionsstörung angenommen werden. Jakolew bestätigt 1972 in Tierversuchen, dass eine unzureichende Erholung eine Vielzahl an Funktionsstörungen bewirkt. Kuppardt (2003) weist darauf hin, dass der intensiven muskulären Belastungswirkung bei EMS Anwendungen oft zu wenig Aufmerksamkeit geschenkt wird. Die Aussage einer muskulären Überanstrengung stützt die Tatsache, dass nach der Trainingspause Gewinne der Kraftwerte für die Testbewegung *Beinstreckung* um +4,92% und für *Extension des Rumpfes* von +12,71% zu verzeichnen sind. Alle Probanden der Gruppe können einen Kraftgewinn

in der Trainingspause für die Testbewegung *Extension des Rumpfes* erzielen. Diese liegen im Einzelfall bei bis zu +30,19%. Möglicherweise lassen sich die starken individuellen Reaktionen auf eine unterschiedliche individuelle Reaktion auf den elektrisch induzierten Trainingsreiz, die individuell gesteuerte Trainingsintensität, die subjektive Stromwahrnehmung und somit die Stromstärke, die individuelle Akzeptanz der Trainingsform oder die unterschiedlichen Trainingsgeschichten der Probanden zurückführen.

Für die Testbewegung *Flexion des Rumpfes* werden zwischen Eingangs- und Ausgangstest Kraftgewinne von +6,22% gemessen, die nicht signifikant werden. Dennoch ist für alle Messungen der isometrischen Maximalkraft für die Gruppe EMSG dies der höchste Kraftgewinn. Da die Kontraktion im Bereich der Bauelektrode von den Probanden teilweise als sehr unangenehm wahrgenommen wird, ist die Stromgenerierung im Vergleich zu den anderen Elektroden sehr gering. Drei Probanden der Gruppe EMSG können zwischen Eingangs- und Ausgangstest Kraftgewinne zwischen +15,78% und +19,38% erzielen. Die mittlere Stromstärke für diese Athleten lag bei 68mA an der Bauelektrode. Die Probanden, die zwischen Eingangs- und Ausgangstest Verluste der Kraftfähigkeit zeigen, trainieren mit einer mittleren Stromstärke von 85mA. Nach der Trainingspause wird bei ihnen ein Kraftgewinn von bis zu +11,89% gemessen. Diese Tatsache lässt wieder auf eine Überanstrengung der trainierten Muskulatur schließen.

Im Bereich der Stimulation des oberen Rückens (Trapezelektroden) und des Latissimus stoßen drei von neun Probanden (EMSG) schon in der ersten Trainingseinheit an das Intensitätslimit des Gerätes. Im Mittel können bei der zugehörigen Testbewegung *Klimmzug* zwischen Eingangs- und Ausgangstest keine Veränderung der Kraftwerte ermittelt werden. Damit liegen die Ergebnisse für diese Testbewegung im Bereich der von Boeckh-Behrens & Treu (2002) ermittelten Kraftabnahme und dem von Boeckh-Behrens und Vatter (2003) ermittelten Kraftgewinn für diese Testbewegung. In der Methodik dieser Studien wird keine Angabe über die Intensität des Stromreizes gemacht. In der Einzelbetrachtung liegen die Ergebnisse in der vorliegenden Studie zwischen -15,43% und +10,73% bei mittlerer Trainingsintensität von 200mA.

Kuppardt et al. finden in einer 2002 durchgeführten Studie sinkende Kraftwerte während eines Interventionszeitraumes von sechs Wochen. Nach Beendigung der Stimulation sinken die Kraftwerte der trainierten Beinmuskulatur um -85%. Nach

einer 2-wöchigen Applikationspause werden wieder Anstiege um +113% verzeichnet. Insgesamt können Reduktionen der Kraft im Vergleich zur Eingangsuntersuchung von bis zu sechs Wochen nachgewiesen werden. Diese Untersuchung stützt das Ergebnis der Testbewegung *Extension des Rumpfes* für die Gruppe EMSG. Für die anderen Testbewegungen kann auf Basis der Studie von Kuppardt et al. (2002) entweder eine individuell nicht ausreichende Trainingspause oder eine individuell zu hohe Trainingsintensität angenommen werden. Da es nur einen Retest nach einer 3-wöchigen Trainingspause gibt, kann keine klare Aussage über den Kraftverlauf nach Absetzen der Stimulation getroffen werden.

Die Untersuchungsgruppen unter der Leitung von Boeckh-Behrens (Boeckh-Behrens & Treu, 2002; Boeckh-Behrens, Niewöhner & Walz, 2003; Boeckh-Behrens, Benner & Stötzl, 2003; Boeckh-Behrens & Vatter, 2003; Boeckh-Behrens & Bengel, 2005; Boeckh-Behrens & Mainka, 2006) zu Gk-EMS mit dem *BodyTransformer* finden durchgängig geringere Verbesserungen der Maximalkraft im Vergleich zur Kraftausdauer. Da in vorliegender Untersuchung keine Parameter zur Kraftausdauer erhoben werden, kann über diesen Parameter keine Aussagen getroffen werden. Die Gesamtbelastung (reine Kontraktionsphasen) vorliegender Intervention von 10min 20sec durch die gewählten Stimulationsparameter entspricht in Anlehnung an Boeckh-Behrens und Bengel (2005) eher einer Kraftausdauerbelastung mit mehreren Sätzen als einem Maximalkrafttraining. Somit kann eine Reduzierung der Stimulationsdauer einen größeren Effekt im Bereich der Maximalkraft bewirken. Zuvor genannte Autoren finden bei einer Stimulationsdauer von insgesamt 15min die größten Anstiege im Bereich der Maximalkraft im Vergleich zu den Studien mit einer Stimulationsdauer von 5, 10, 20 und 45min. Dabei gibt es keinen signifikanten Unterschied zwischen einem ON:OFF Verhältnis von 1:1 zu 1:2,5 bei einer Stimulationsdauer von 4sec. Somit kann vermutet werden, dass kürzere Stimulationszeiten mit einem größeren ON:OFF Verhältnis zu höheren Kraftgewinnen im Bereich der Maximalkraft führen.

Für die gemischt trainierende Gruppe (GTG) werden signifikante Kraftgewinne für die Testbewegungen *Extension des Rumpfes*, *Flexion des Rumpfes* und *Brustpresse* ermittelt. Für alle drei Testbewegungen liegen sie zwischen dem Eingangs- und dem Retest (*Extension des Rumpfes* +9,95%, *Flexion des Rumpfes* +12,17% und *Brustpresse* +14,64%). Weiterhin sind signifikante Kraftgewinne in der Trainingspause im Bereich der Rumpfkraft von +9,83% für die *Extension des*

Rumpfes und +10,22% für die *Flexion des Rumpfes* ermittelt worden. Somit zeigt sich für diese Studie das gemischte Training insgesamt effektiver als das reine Gk-EMS oder traditionelle Krafttraining. Damit können die Untersuchungen von Boeckh-Behrens, Niewöhner und Walz (2003) und Boeckh-Behrens, Benner und Stötzel (2003) nicht unterstützt werden. In diesen Untersuchungen ist das traditionelle Krafttraining einem gemischten Training überlegen. In einer Studie von Felder (1995) werden ähnliche Ergebnisse im Vergleich zu vorliegender Untersuchung gefunden. Vor allem bei einem kombinierten Training werden hohe Zuwächse der isometrischen Maximalkraft gemessen.

Durch die Kombination beider Trainingsmethoden ist die Trainingsintensität der GTG niedriger als die der EMSG (siehe Messergebnisse der CKgesamt Aktivität, Abschnitt 9.3), aber höher als bei der TKG. Eine mögliche Ursache für die größere Anzahl an signifikanten Ergebnissen in der GTG kann eine Minderung der bei EMS angenommenen muskulären Überforderung sein.

Eine Zunahme der Maximalkraft lässt sich zum einen auf nervale und zum anderen auf morphologische Anpassungen zurückführen (Hollmann & Hettinger, 2000). Bei kurzen Trainingsphasen überwiegt die nervale Anpassung in Form einer verbesserten intramuskulären Koordination (Hollmann & Hettinger, 2000). Maffioletti, Pensini und Martin (2002) können eine gesteigerte nervale Aktivierung des stimulierten Muskels nachweisen. Nach Maffioletti et al. (2002) kann eine gesteigerte nervale Aktivierung des Agonisten bei gleichzeitiger Reduzierung der Aktivität des Antagonisten (Carolan & Cafarelli, 1992) eine Steigerung der Maximalkraft nach lokaler EMS erklären. Durch die Anwendung von Gk-EMS mit gleichzeitiger Stimulation der Agonisten und Antagonisten, könnte dieser Effekt geringer ausfallen. Somit ist die geringere Kraftzunahme im Bereich der isometrischen Maximalkraft im Vergleich zu anderen Kraftparametern bei Gk-EMS zu erklären (Boeckh-Behrens & Treu, 2002; Boeckh-Behrens, Niewöhner & Walz, 2003; Boeckh-Behrens, Benner & Stötzel, 2003; Boeckh-Behrens & Vatter, 2003; Boeckh-Behrens & Bengel, 2005; Boeckh-Behrens & Mainka, 2006).

Morphologische Anpassungen nach einer 4-wöchigen Trainingsphase sind unwahrscheinlich, aber möglich (Cabric & Appell, 1987). In vorliegender Studie werden keine Parameter bzgl. eines Hypertrophieeffektes erhoben. Einige Probanden berichten aber von Umfangsvergrößerungen im Bereich der Armmuskulatur. Somit kann auch eine morphologische Anpassung angenommen werden. Da die GTG ein

EMS induziertes isometrisches Training mit den Vorzügen einer 100%igen tetanischen Kontraktion und ein dynamisches Training mit dem Vorzug der Koordinationsschulung kombiniert, ist in Übereinstimmung mit Felder (1995) eine Kopplung von morphologischen und koordinativen Anpassungen durch ein kombiniertes Training anzunehmen.

Das angewendete Trainingsprotokoll für das traditionelle Krafttraining führt zu signifikanten Kraftgewinnen für die *Flexion des Rumpfes* zwischen Eingangs- und Ausgangstest (+10,21%) und zwischen Eingangs- und Retest (+12,24%). Zwischen Eingangs- und Ausgangstest zeigen sich signifikante Kraftgewinne für die *Brustpresse* von +14,89%. Für diese Testbewegungen kann eine adäquate Trainingsintensität angenommen werden.

10.2 *Dynamische Leistung*

Im Bereich der deutschsprachigen sportwissenschaftlichen Literatur sind keine Studien über EMS Training (lokal oder Ganzkörper) bzgl. der dynamischen Leistungsfähigkeit veröffentlicht. Die vorgestellten Ergebnisse zeigen, dass es auch im Bereich der dynamischen Leistung keine einheitlichen Resultate bzgl. der Trainingsmethoden gibt.

Für die mit Gk-EMS trainierenden Gruppen (EMSG und GTG) zeigen sich signifikante Steigerungen für die Testbewegung *Flexion des Rumpfes* zwischen Eingangs- und Ausgangstest und zwischen Eingangs- und Retest. Für die Gruppe EMSG liegen die Zuwächse bei +67,03% zwischen Eingangs- und Ausgangstest und bei +61,43% zwischen Eingangs- und Retest. Für die Gruppe GTG fallen die Zuwächse mit +43,49% zwischen Eingangs- und Ausgangstest und mit +45,76% zwischen Eingangs- und Retest etwas geringer aus. Die Zuwächse der Gruppe TKG werden mit +20,65% bzw. +24,39% nicht signifikant. Somit kann angenommen werden, dass der signifikante Effekt der Gruppe GTK primär durch das Gk-EMS Training hervorgerufen wird.

Die dynamische Leistung setzt sich aus der Geschwindigkeit mal der Kraft zusammen. Eine Steigerung der dynamischen Leistung kann durch die Zunahme von mindestens einem der Parameter hervorgerufen werden. In vorliegender Studie nehmen sowohl die Kraft als auch die Geschwindigkeit für die Testbewegung *Flexion des Rumpfes* in allen drei Gruppen zwischen Eingangs- und Ausgangstest zu,

wobei eine größere Zunahme im Bereich der Kraft zu finden ist (EMSG: +1,98% Geschwindigkeit, +61,25% Kraft; GTG: +2,57% Geschwindigkeit, +44,06% Kraft; TKG: +3,66% Geschwindigkeit, +16,46% Kraft). Dieses Ergebnis wird durch die Aussage von Weineck (2000) gestützt, dass ein Training mit hohen/maximalen Intensitäten wenige Effekte im Bereich der Bewegungsgeschwindigkeit hervorruft. Da die Trainingsintensität des Gk-EMS Trainings durch das Auftreten höherer CKgesamt Werte höher als das traditionelle Krafttraining eingestuft wird, liefert dies eine mögliche Erklärung für geringere Zunahmen in der Bewegungsgeschwindigkeit der Gruppe EMSG im Vergleich zu der Gruppe TKG.

Für die Gruppe EMSG ist anzunehmen, dass die erforderliche Trainingsintensität zur Steigerung des Parameters dynamische Leistung für die Testbewegung *Flexion des Rumpfes* gut getroffen wird. Dies wird durch die signifikante Steigerung des Parameters in der Trainingsphase deutlich. In der anschließenden Trainingspause ist ein Rückgang um -3,35% (Geschwindigkeit +3,7%, Kraft -5,04%) zu verzeichnen, der auf eine Regenerationsphase mit Ermüdung und sinkender Leistungsfähigkeit hindeutet. Sowohl in der Gruppe GTG als auch TKG zeigen sich leichte Gewinne in der Trainingspause, die auf eine nicht optimale Reizintensität durch das Training schließen lassen. Nach Brocherie et al. (2005) werden vor allem bei exzentrischen und hohen konzentrischen Bewegungsgeschwindigkeiten die Typ II Muskelfasern aktiviert. Die Anweisung an die Probanden für die Testausführung lautet *maximal schnell und kraftvoll*. Somit kann unter Annahme der korrekten Ausführung auf eine Aktivierung der Typ II Muskelfasern geschlossen werden. Durch EMS sollen vor allem diese Fasern aktiviert werden (siehe Kapitel 5.5). Ob die gesteigerten Leistungen der EMS trainierenden Gruppen durch eine erhöhte Aktivität dieser Fasern zustande kommt, kann wegen Ausbleiben eines Beweises nur angenommen werden.

Die dem Wurf entsprechende Testbewegung *Rotation des Rumpfes links* weist einen Verlust der Leistungsfähigkeit zwischen Eingangs- und Ausgangstest von -10,78% auf. Da in der Trainingspause eine Steigerung des Parameters um +20,15% stattgefunden hat, kann auf eine starke Ermüdung durch den Trainingsreiz mit anschließender Notwendigkeit der Regeneration geschlossen werden. Gleiches gilt für die Gegenwurfriechung.

Die Testbewegungen *Brustpresse* und *Klimmzug* zeigen keine signifikanten Unterschiede. Bei der Betrachtung von ausgewählten Einzelfällen der GTG zeigen

sich Veränderungen der dynamischen Leistung zwischen Eingangs- und Ausgangstest von +48,05% bis -6,26% (*Brustpresse*) bzw. +81,78% bis -10,57% (*Klimmzug*). Das verdeutlicht die unterschiedlichen individuellen Reaktionen auf das absolvierte Training.

10.3 *Kreatinkinase*

Bei der Entwicklung der CKgesamt Aktivität ergibt sich für die Gk-EMS trainierenden Gruppen (EMSG und GTG) ein ähnliches Bild.

Bereits in der 3. (EMSG) bzw. 2. (GTG) Trainingseinheit mit dem *BodyTransformer* haben sich die CKgesamt Werte summiert. Für die Gruppe EMSG ist ein Zuwachs der CKgesamt Aktivität von +1639,34% und für die GTG ein Zuwachs von +1495,49% zu verzeichnen. Dies deckt sich mit den Aussagen von Clasing und Siegfried (2002) und Steinacker et al. (1999), die von einer Summation der Ckgesamt Aktivität durch intensive Trainingsbelastungen berichten. Kuppardt et al. unterstützen diese Vermutung durch eine 2003 durchgeführte Studie. Da seiner Aussage nach sowohl die Belastungsdauer als auch die Belastungsintensität bestimmende Faktoren für das Ausmaß der Ckgesamt Aktivität darstellen, ist von einer starken muskulären Beanspruchung durch EMS auszugehen. Somit kann auch auf eine erhebliche muskuläre Beanspruchung des Stimulationsprogrammes in vorliegender Studie geschlossen werden. Er nimmt an, das EMS vergleichbar zu körperlicher Belastung einen Austritt der CK aus der Muskelzelle in das Blut bewirkt. Die Mechanismen sind reversible Störungen der Zellhomöostase, energetische Mangelzustände sowie eine gesteigerte Zellpermeabilität. Weiterhin lassen ungewohnte Belastungen der Skelettmuskulatur die CKgesamt Aktivität höher ansteigen als gewohnte Belastungen (vgl. Abschnitt 4.1). Die Probanden der EMSG und GTG berichten vor allem in den Wochen eins und zwei von starkem Muskelkater. Diesen verspüren sie besonders in Bereichen, die „sie noch nie gespürt haben“ (z.B. tiefes Gesäß und Trizeps). Diese Aussage und der hohe Wert der CKgesamt in den ersten beiden Trainingswochen unterstützt die Vermutung der Stimulation von ungenügend ausgeprägter Muskulatur und hoher Trainingsintensität.

Es wird geprüft, ob ein Gk-EMS Training höhere CKgesamt Werte produziert als ein traditionelles Krafttraining und damit auf eine unterschiedliche Trainingsintensität geschlossen werden kann. Im Gruppenvergleich ergeben sich

statistisch signifikante Unterschiede der Mittelwerte aus der 5. Trainingseinheit (Messung vor, 45min nach und 24h nach dem Training) zwischen GTG und TKG. In der Gruppe EMSG gibt es große individuelle Schwankungen, die von 560U/l bis 7671U/l reichen. Diese individuelle Reaktion wird in der Literatur von Kuipers (1994) bestätigt. Zu beachten ist, dass zwei Probanden aus dieser Gruppe sowohl in Trainingseinheit drei als auch fünf nur mit einer Intensität von 4 und 5,5 bzw. 3,5 und 3 auf der VAS trainiert haben (siehe Tabelle 38) (zum Vergleich: durchschnittliche Intensitätsangabe VAS: 8). Im Anschluss an diese Trainingseinheiten fand ein wichtiges Ligaspiel statt. Die daraus resultierende große Standardabweichung bei $n=4$ erklärt das Fehlen einer statistisch signifikanten Unterscheidung.

Tabelle 38: Einzelfalldarstellung der Gruppe EMSG für die Kreatinkinaseaktivität im Eingangstest, in der 3. und 5. Trainingseinheit. (VAS = visuelle analoge Skala 0-10; P1 – P4 = Proband 1 – Proband 4). Einheit in U/l.

		P1	VAS	P2	VAS	P3	VAS	P4	VAS
Eingangswert		248		387		663		278	
Trainings- einheit 3	Vor	4106	3,5	13486	8,5	7715	9,5	4823	4
	45min nach	4167		13216		7404		5008	
	24h nach	2769		8685		5717		5140	
Trainings- einheit 5	vor	760	3	8216	2,5	3135	8,5	353	5,5
	45min nach	831		7895		3361		480	
	24h nach	1234		6903		3987		847	

Da jedoch die CKgesamt Aktivität der Probanden der GTG auch nach ihrem Gk-EMS Training ermittelt wird, kann durch den signifikanten Unterschied zu TKG auf eine höhere Trainingsintensität des Gk-EMS Trainings geschlossen werden. Die Ergebnisse zeigen, dass die Belastung des Muskelgewebes im Vergleich zu einem intensiven Krafttraining mit und ohne Geräte bei vorliegendem Gk-EMS Training mit dem *BodyTransformer* in der 5. Trainingseinheit ca. 82,49% im Vergleich zu GTG und 90,04% zu EMSG höher ist. In Übereinstimmung mit Boeckh-Behrens und Bengel (2005) bedeutet dies, dass die Regenerationszeiträume zwischen den Trainingseinheiten möglicherweise länger sein müssen oder die Intensität niedriger zu wählen ist, um eine Überlastung zu vermeiden. Diese vorliegenden hohen Intensitäten liefern eine mögliche Ursache für das Fehlen signifikanter Kraftsteigerungen. Die in vorliegender Studie gemessenen Werte liegen deutlich über

den von Boeckh-Behrens und Bengel (2005). Er erzielte 24h nach einem 15-minütigem Gk-EMS Training CKgesamt Werte von $688\text{U/l} \pm 315,27$.

11 Zusammenfassende Diskussion

Zusammenfassend ist festzustellen, dass keine einheitlichen Ergebnisse im Bereich der Kraftmessung für die verschiedenen Trainingsgruppen zu finden sind. Für die mit Gk-EMS trainierenden Gruppen zeigen sich signifikante Veränderungen vor allem im Bereich der Rumpfkraft. Deutlich ist die Zunahme der dynamischen Leistungsfähigkeit für die *Flexion des Rumpfes*. Ein signifikanter Unterschied zwischen den drei Trainingsgruppen kann jedoch nicht nachgewiesen werden. In Betrachtung der signifikanten Ergebnisse erweist sich das gemischte Training als effektivste Methode zur Steigerung der untersuchten Kraftparameter. Die signifikanten Steigerungen in der Trainingspause und die hohen CKgesamt Werte lassen auf eine hohe Anforderung an den kontraktilem Apparat durch die Gk-EMS Stimulation schließen. Gut trainierte jugendliche Athleten erreichen schon durch eine bzw. zwei 25-minütige Trainingseinheit/en pro Woche Steigerungen ihrer isometrischen Maximalkraft und dynamischen Leistungsfähigkeit. Da die meisten signifikanten Ergebnisse für die gemischt trainierende Gruppe (GTG) zu verzeichnen sind, scheint eine Trainingseinheit pro Woche in Kombination mit einem klassischen Krafttraining ein ausreichender Stimulus zu sein. Zusätzlich werden dadurch die positiven Effekte des Gk-EMS Trainings auf die Rumpfstabilität, bzw. der Minderung von Rückenschmerzen mit den Vorteilen eines klassischen Krafttrainings genutzt. Einige Athleten berichten von einer gesteigerten Körperstabilität und geringeren Rückenbeschwerden nach der Intervention. Der geringe zeitliche Aufwand im Vergleich zu einem traditionellen Krafttraining wird von den Probanden sehr positiv bemerkt. Um eine Überforderung der Athleten zu vermeiden, sollten in weiteren Studien die Belastungsparameter sorgfältig überprüft und angepasst werden. Für die Trainingspraxis bedeutet das, dass der Körper sich erst an die neue Belastung gewöhnen muss, bevor ein effektives Training ohne Überforderung des muskulären Apparates stattfinden kann.

Zu beachten ist, dass das Gk-EMS Training eine relativ neue Methode ist, die hier zum ersten mal im Rahmen einer Trainingsstudie erprobt wird. Insgesamt gibt es noch zu wenige Studien, die zum einen nicht ausreichend in die Tiefe bzgl. der Wirkmechanismen gehen und zum anderen keine Empfehlung für die Stimulationsparameter erlauben. Vorliegende Studie ist die erste Intervention, die die Stromstärke während des Trainings gemessen hat. Insgesamt ist die Vergleichbarkeit

zu einer lokalen EMS Stimulation fragwürdig. Da in vorliegender Studie die Ergebnisse im Bereich der isometrischen Maximalkraft sehr gering ausgefallen sind aber andere Autoren gute Ergebnisse für andere Kraftqualitäten erzielen, sollten die Effekte eines Gk-EMS Trainings auf andere Kraftparameter untersucht werden. Insgesamt stellt sich das Gk-EMS Training als eine sehr effektive Trainingsmethode dar, deren Einsatzmöglichkeit und Wirkmechanismus in weiteren Studien erprobt werden muss. In Betrachtung der Untersuchungsergebnisse scheint ein deutlich submaximales Gk-EMS Training ein ausreichender Stimulus zur Entwicklung diverser Kraft- (siehe Ergebnisse der Rumpfkraft) und subjektiver Parameter (Körperstabilität) zu sein. In Kombination mit einem klassischen Krafttraining scheint die Gk-EMS eine viel versprechende Möglichkeit zur Steigerung der Trainingsqualität zu sein.

12 Methodenkritik

Die Probanden dieser Studie führen das Gk-EMS Training unter kontrollierten Bedingungen der Studienleiter und das Krafttraining in eigener Verantwortung aus. Vor Beginn der Studie werden die Probanden intensiv in das auszuführende Krafttraining eingewiesen. Da das Training in die schulischen und trainingsbedingten Zeitpläne der Athleten integriert werden muss, ist eine einheitliche Organisation des Krafttrainings nicht möglich. Diese Tatsache hat eine mangelnde Kontrollmöglichkeit des Krafttrainings zur Folge und verlangt eine gute Compliance der Probanden. Die daraus eventuell entstehenden negativen Auswirkungen müssen in Kauf genommen werden. Der Vorteil dieses Aspektes ist die starke Praxisorientiertheit der Studie. Unter normalen Trainingssituationen organisieren die Athleten ihr Konditionstraining eigenverantwortlich. Ein weiteres Krafttraining wird während der gesamten Studiendauer untersagt. Schulsport, wasserballspezifisches Training und anderer Vereinssport ist erlaubt, um die Praxisnähe zu gewährleisten.

Da zum Gk-EMS Training nur zwei Trainingsgeräte zur Verfügung stehen, müssen die insgesamt 27 Gk-EMS Trainingseinheiten pro Woche straff organisiert werden. Zusätzlich ist das Training auf insgesamt fünf Trainingsorte (zwei Trainingsorte müssen zweimal die Woche betreut werden) verteilt und es stehen nur die Nachmittage zur Verfügung. Daraus ergibt sich, dass das Gk-EMS Training zum abendlichen Wasserballtraining oder Ligaspiel bei einigen Probanden mit ungenügendem Abstand durchgeführt wird. Dies ist ein Kritikpunkt der Wasserballtrainer und Probanden, da die Athleten teils zu spät oder sehr ermüdet zum Training kommen. Im Verlauf der Studie passen die Athleten ihre Gk-EMS Trainingsintensitäten zunehmend an die evtl. nachstehenden Anforderungen des Trainings oder Ligaspiels an. Trotzdem wird das Gk-EMS Training mit höchster Motivation durchgeführt.

Durch die Quantifizierung der Stromstärke zu den Geräteeinstellungen kann für jeden Probanden eine Aussage über die Trainingsintensität gegeben werden. Da die Elektrodengröße auch zu einer Stimulation von umliegenden Muskeln führt, wird bei Erhöhung der Stromintensität einer Elektrode die gefühlte Intensität an einer anderen Elektrode auch verstärkt (vgl. Boeckh-Behrens & Erd, 2005). Die Erhöhung der Stromstärke der Beine führt z.B. zu einer Verstärkung des Stromgefühls und der Kontraktionsstärke der Gesäßmuskulatur, des unteren Rückens und der

Beckenbodenmuskulatur. Im Bereich der Bauchelektrode reagieren die Probanden sehr empfindlich, da teilweise durch eine zu hohe Einstellung eine leichte Übelkeit oder Atembeschwerden auftreten. Dies wird vor allem dann deutlich, wenn die Probanden trotz Anweisung direkt vor dem Training zu viel essen oder trinken. Somit kann nur ein Rückschluss über die selbst gewählten Intensitäten in individueller Verantwortung des Zusammenspiels der Elektroden gemacht werden. Es werden keine Vorgaben für das Verhältnis der Elektrodenintensitäten gemacht. Da das Trainingsgerät für den Freizeitsport konzipiert ist, kommen einige Probanden im Bereich der Trapez- und Latissimuselektroden bereits in der 3. Trainingseinheit an die maximal mögliche Intensität des Gerätes heran. Somit kann ein nicht adäquater Trainingsreiz auf diese Muskelgruppe nicht ausgeschlossen werden.

Alle Probanden blicken auf eine mehrjährige Trainingskarriere zurück und haben Krafttrainingserfahrung, allerdings in unterschiedlicher Intensität. Einige Probanden führten vor der Studie z.T. 5x die Woche ein Krafttraining durch, andere Probanden nur 1x pro Woche. Da einige Probanden in ihrem Krafttraining somit reduziert wurden, liefert das eine mögliche Erklärung für die individuell unterschiedlichen Ergebnisse. Das wasserballspezifische Training, der Schulsport und der Vereinssport hat bei allen Probanden den gleichen zeitlichen Umfang. Alle Probanden nehmen an der gleichen Anzahl Ligaspiele und Lehrgänge teil. Die Inhalte des zusätzlichen Trainings werden nicht quantifiziert, da im Rahmen dieser Studie nur der Effekt eines zusätzlichen Krafttrainings durch den *BodyTransformer* im Vergleich zu einem gemischten oder reinem Krafttraining erhoben wird.

Ein weiterer Aspekt der zu berücksichtigen ist, ist der evtl. Kraftverlust durch einen Transfereffekt auf die Testgeräte primär in der Gruppe EMSG. Die Krafttests der Beinmuskulatur, der Brustmuskulatur und des oberen Rückens werden an Kraftmaschinen durchgeführt, die in ähnlicher Form bei dem traditionellen Krafttraining zum Einsatz kommen. Da sich der Körper immer der verlangten Belastung anpasst, ist ein Verlust durch die Transferleistung von einem Gk-EMS Training zu den Kraftmaschinen nicht auszuschließen (vgl. Boeckh-Behrens & Treu 2002).

13 Literatur

- Andrianowa, G.G., Koz, J.M. & Martjonow, V.A. (1974). Die Anwendung der Elektrostimulation für das Training der Muskelkraft. *Leistungssport*, 4, 138-142.
- Angerhöfer, J. & Kanzler, J. (1986). Elektrotherapie bei muskulärer Inaktivitätsatrophie. *Med. u. Sport*, 26, 147.
- Anzil, F., Modotto, P. & Zanon, S. (1974). Erfahrungsberichte über die Vermehrung der isometrischen maximalen Muskelkraft durch zusätzliche Elektrolytstimulation und die Kriterien ihrer Anwendung im Sport. *Leistungssport*, 2, 143-146.
- Appell, H.J. (1987). Muskeltraining durch Elektrostimulation. *Der Mediziner*, 11-12.
- Appell, H. J. (1992). Elektrotherapie zum Kraftaufbau der Skelettmuskulatur. Morphologische und elektrophysiologische Zusammenhänge. In: A. Wentzensen, A. Schmelz (Hrsg.), *Elektromyostimulation in der Traumatologie* (S. 1-6). Stuttgart: Georg Thieme.
- Appell, H. J. (1997). Der Muskel in der Rehabilitation. *Orthopädie*, 26, 930-934.
- Appell, H. J. & Stang-Voss, C. (1996). *Funktionelle Anatomie* (3. Auflage). Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Apple, FS., Hellsten, Y. & Clarkson, PM. (1988). Early detection of skeletal muscle injury by assay of creatine kinase MM isoforms in serum after acute exercise. *Clin Chem.*, 34(6), 1102-4.
- Apple, FS. & Rhodes, M. (1988). Enzymatic estimation of skeletal muscle damage by analysis of changes in serum creatine kinase. *J Appl Physiol*, 65(6):2598-2600.
- Bähr, T (2005). *Effekte eines fünfwöchigen Elektromyostimulationstrainings auf ausgewählte subjektive Befindlichkeitsparameter bei Personen mit Schmerzsymptomatik in der Lendenwirbelsäule*. Unveröffentlichte Diplomarbeit, Deutsche Sporthochschule Köln.
- Bartels, R. & Bartels, H. (1998). *Physiologie* (6. Auflage). München, Jena: Urban & Fischer.
- Bauer, K. (2004). *Creatin-Kinase (CK)*. Unveröffentlichtes Manuskript, Lehrstuhl für Pharmazeutische Technologie und Biopharmazie, Freiburg.
- Beachle, T.R. & Earle, R.W. (Hrsg.) (2000). *Essentials of strength training and conditioning* (2nd edition). Champaign: Human Kinetics.
- Benton, L.A., Baker, L.L., Bowmann, B.R. & Waters, R.L. (2000). *Funktionelle Elektrostimulation. Ein Leitfaden für die Praxis*. Darmstadt: Steinkopff.

- Billeter, R. & Hoppeler, H. (1994). Grundlagen der Muskelkontraktion. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 42(2), 6-20.
- Bircan, C., Senocak, O., Peker, O., Kaya, A., Tamci, S.A., Gulbahar, S. & Akalin, E. (2002). Efficacy of two forms of electrical stimulation in increasing quadriceps strength: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.*,16(2),194-9.
- Blümel, G. (1992) Theoretische Positionen und allgemeine Prinzipien der Anwendung und Dimensionierung der EMS – Parameter. In: A. Wentzensen, A. Schmelz (Hrsg.), *Elektromyostimulation in der Traumatologie* (S. 21-26). Stuttgart: Georg Thieme.
- Boeckh-Behrens & W.-U., Schäffer, G. (2002). Elektromyostimulationstraining mit dem BodyTransformer - eine innovative Methode zur Linderung der Harninkontinenz. Erste wissenschaftliche Studie am Institut für Sportwissenschaft der Universität Bayreuth. Unveröffentlichtes Manuskript.
- Boeckh-Behrens, W.-U., Grützmacher, N. & Sebelefsky, J. (2002). Elektromyostimulationstraining mit dem BodyTransformer - eine erfolgreiche Maßnahme zur Reduzierung von Rückenbeschwerden. Zweite wissenschaftliche Studie am Institut für Sportwissenschaft der Universität Bayreuth. Unveröffentlichtes Manuskript.
- Boeckh-Behrens, W.-U. & Treu, S. (2002). Vergleich der Trainingseffekte von Konventionellem Krafttraining, maxxF und EMS-Training in den Bereichen Körperzusammensetzung, Körperformung, Kraftentwicklung, Psyche und Befindlichkeit. Dritte wissenschaftliche Studie am Institut für Sportwissenschaften der Universität Bayreuth. Unveröffentlichtes Manuskript.
- Boeckh-Behrens, W.-U., Niewöhner, F. & Walz, T. (2003) Ermittlung der Trainingseffekte eines Kombinationstrainings von konventionellem Krafttraining und Elektromyostimulationstraining. Vierte wissenschaftliche Studie am Institut für Sportwissenschaften der Universität Bayreuth. Unveröffentlichtes Manuskript.
- Boeckh-Behrens, W.-U., Benner, D. & Stötzel, C. (2003). Effekte eines Elektromyostimulationstrainings in Kombination mit konventionellem Krafttraining an Geräten. Fünfte wissenschaftliche Studie am Institut für Sportwissenschaften der Universität Bayreuth. Unveröffentlichtes Manuskript.
- Boeckh-Behrens, W.-U. & Vatter, J. (2003). Der Einsatz elektrischer Muskelstimulation als Ganzkörpertraining im Fitness-Studio – eine Multicenter-Studie zum BodyTransformer. Sechste wissenschaftliche Studie am Institut für Sportwissenschaft der Universität Bayreuth. Unveröffentlichtes Manuskript.
- Boeckh-Behrens, W.-U. & Bengel, M. (2005). Krafttraining durch Elektromyostimulation? Empirische Untersuchung zu den Krafteffekten bei

einem Elektromyostimulationstraining am BodyTransformer mit Variation der Belastungsdichte. Siebte wissenschaftliche Studie am Institut für Sportwissenschaften der Universität Bayreuth. Unveröffentlichtes Manuskript.

Boeckh-Behrens, W.-U. & Erd, J. (2005). Optimierung des Krafttrainings durch Elektromyostimulation mit dem Gerät Bodytransformer – Untersuchungen ausgewählter physiologischer Parameter. Achte wissenschaftliche Studie am Institut für Sportwissenschaft der Universität Bayreuth. Unveröffentlichtes Manuskript.

Boeckh-Behrens, W.-U. & Mainka, D. (2006) Krafttraining durch Elektromyostimulation? Empirische Untersuchung zu den Krafteffekten bei einem Elektromyostimulationstraining am Body Transformer mit Variation der Trainingsdauer. Neunte wissenschaftliche Studie zum Body Transformer am Institut für Sportwissenschaften der Universität Bayreuth. Unveröffentlichtes Manuskript.

Bolgiano, EB. (1994). Acute rhabdomyolysis due to body building exercise. Report of a case. *J Sports Med Phys Fitness*, 34(1), 76-8.

Bossert, F.-P., Jenrich, W. & Vogedes, K. (2006). *Leitfaden Elektrotherapie*. München, Jena: Urban & Fischer.

Brocherie, F., Babault, N., Cometti, G., Maffiuletti, N. & Chatard, J.C. (2005). Electrostimulation training effects on the physical performance of ice hockey players. *Med Sci Sports Exerc*, 37(3),455-60.

Brooker, C.G. (1997). *Struktur und Funktion des menschlichen Körpers*. Berlin/Wiesbaden: Ullstein Mosby GmbH & Co. KG.

Bührle, M. (Hrsg.) (1985). *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings*. Reihe: Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport. Schorndorf: Karl Hofmann.

Bührle, M. & Schmidtbleicher, D. (1981). Komponenten des Maximal- und Schnellkraft. *Sportwissenschaft*, 11, 1, 11-27.

Burke, E.R. (2000). Phosphatidylserine Protects from Muscle Damage. *Nutrition Science News*, 5, 371 - 372.

Cabric, M. & Appell, H. J. (1987). Zur Wirkung hochfrequenter EMS auf Muskelkraft und Muskelmasse. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 38(1), 15-18.

Cabric, M., Appell, H.J. & Resic, A. (1988). Fine structural changes in electrostimulated human skeletal muscle. *European Journal of Applied Physiology*, 57,1-5.

Carolan, B. & Cafarelli, E. (1992). Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *J Appl Physiol*, 73, 911-917.

- Clarkson, PM., Apple, FS., Byrnes, WC, Mc Cormick, KM & Triffletti (1987). Creatine kinase isoforms following isometric exercise. *Muscle Nerve*, 10(1),41-4.
- Clarkson, PM., Kearns, AK., Rouzier, P., Rubin, R & Thompson, PD. (2006). Serum creatine kinase levels and renal function measures in exertional muscle damage. In: *Med Sci Sports Exerc.*, 38(4), 623-7.
- Clasing, D. & Siegfried, J. (Hrsg.) (2002). *Sportärztliche Untersuchung und Beratung* (3. überarbeitete Auflage). Balingen: Spitta.
- Colson, S., Martin, A. & Van Hoecke, J. (2000). Re-examination of training effects by electrostimulation in the human elbow musculoskeletal system. *Int J Sports Med.*, 21(4),281-8.
- Cometti, G. (1988). Les méthodes modernes de musculation. Tome II : *Données pratiques*. Univ. De. Bourgogne, Dijon.
- Currier, D.P., Lehmann, J. & Lightfoot, P. (1979). Electrical stimulation in exercise of the quadriceps femoris muscle. *Phys. Ther.*, 59(12), 1508 – 1512.
- De Marées, H. (2002). *Sportphysiologie* (9. Aufl.). Köln: Sport & Buch Strauß.
- Delitto, A., Brown, M., Strube, M.J., Rose, SIJ. & Lehrmann, R.C. (1989). Electrical stimulation of quadriceps femoris on elite weight lifter: A single subject experiment. *J. Sports Med.*, 10, 187-192.
- Delitto, A. & Snyder-Makler, L. (1990). Two theories of muscle strength argumentation using percutaneous electrical stimulation. *Physical Therapy*, 70, 158-64.
- Duchateau, J. & Hainaut, K. (1988). Training effects of electrostimulation in human muscle. *Med Sci Sports Exerc*, 20, 99-104.
- Dudley, G.A. & Harris, R.T. (1994). Die Bedeutung der Elektrostimulation im Krafttraining. In: P.V. Komi (Hrsg.). *Kraft und Schnelkraft im Sport* (S. 324 - 332). Köln: dt. Ärzteverlag.
- Edel, H. (1988). Neuromuskuläre Elektrostimulationsverfahren (NMES) - (unter besonderer Berücksichtigung der M. quadriceps femoris - Stimulation). Übersichtsreferat, *Z. Physiother.*, 40, 287-298.
- Ehlenz , H., Grosser, M. & Zimmermann, E. (1998). *Krafttraining* (6. erweiterte Auflage). München: BLV Sportwissen.
- Enoka, R.M. (1988). Muscle strength and its development, new perspectives. *Journal of Applied Physiology*, 69, 2215-2221.
- Eriksson, E. & Haggmark, T. (1979). Comparison of isometric muscle training and electrical stimulation supplementing isometric muscle training in the recovery

- after major knee ligament surgery. A preliminary report, *Am. J. Sports Med.*, 7, 169-171.
- Eriksson, E., Haggmark, T., Kiessling, K.H. & Karlsson, J. (1981). Effect of electrical stimulation on human skeletal muscle. *Int. J. Sports Med.*, 2, 18-22.
- Ernst, E. (1990). EMS im Sport: Krafttraining für die Muskulatur? *TW Sport und Medizin*, 2(6), 566-570.
- Evans, W.J. & Cannon, J.G. (1991). The metabolic effects of exercise-induced muscle damage. *Exerc Sport Sci Rev.*, 19, 99-125.
- Exner, G. (1985). *Kleine Orthopädie* (11. überarbeitete Auflage). Stuttgart, New York: Georg Thieme.
- Fabian, K. (o.J.). Aus der Praxis der sportmedizinischen Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung am Institut für Sport- und Rehabilitationsmedizin der Technischen Universität Dresden: *Trainingssteuerung mit dem Blutparameter Kreatinkinase*. Unveröffentlichtes Manuskript, Orthopädische Universitätsklinikum, Dresden.
- Felder, H. (1994). Der Einfluss der Elektromyostimulation auf ausgewählte Kraftparameter. *Sportverletz. Sportschaden*, 8(3), 122-127.
- Fernholz, K.M., Seifert, J.G., Bacharach, D.W., Burke, E.R. & Gazal, O. (2000). The Effects of Phosphatidylserine on Markers of Muscular Stress in Endurance Runners. *Annual Meeting of the American College of Sports Medicine*, Indianapolis.
- Froböse, I., Nellesen, G. & Wilke, C. (Hrsg.) (2003). *Training in der Therapie*. (2. Auflage). München, Jena: Urban & Fischer.
- Fröhlich, M. (2002). Varianzanalytische Betrachtung von deduzierter äußerer Gewichtsbelastung und neuronaler Aktivität – Dargestellt am Beispiel einer mehrgelenkigen Beinextensionsbewegung. *Leistungssport*, 32, 1, 41-45.
- Gertz, S.D. (1997). *Basiswissen Neuroanatomie*. Stuttgart: Georg Thieme.
- Gibson, J.N.A., Morisson, W.L., Scrimgeour, C.M., Smith, K., Stoward, P.J. & Rennie, M.J. (1989). Effects of therapeutic percutaneous electrical stimulation of atrophic human quadriceps on muscle composition, protein synthesis and contractile properties. *Eur. Clin. Invest.*, 19, 206-212.
- Gillert, O. (1983). *Elektrotherapie*. München: Pflaumverlag.
- Güllich, A. & Schmidtbleicher, D. (1999). Struktur der Kraftfähigkeiten und ihrer Trainingsmethoden. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 7+8, 223-234.
- Halbach, J.W. & Straus, D. (1980). Comparison of electromyostimulation to isokinetic training in increasing power of knee extensor mechanism. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 2, 20.

- Hainaut, K. & Duchateau, J. (1992). Neuromuscular electrical stimulation and voluntary exercise. *Sports Med*, 14, 100-113.
- Harre, D. & Hauptmann, M. (1983). Kraftfähigkeiten und Krafttraining. *Theorie und Praxis der Körperkultur*, Berlin 32, 3, 205-213.
- Harre, D. (1986). *Trainingslehre*. (10. überarbeitete Auflage). Berlin: Sportverlag.
- Heil, W., Koberstein, R. & Zawta, B. (2004). *Referenzbereiche für Kinder und Erwachsene*. Mannheim: Roche Diagnostik GmbH.
- Hilbert, R. (o.J.). *Neurophysiologische Grundlagen der elektrischen Muskelstimulation*. Unveröffentlichtes Manuskript.
- Hohmann, A., Lames, M. & Letzelter, M. (2002). *Einführung in die Trainingswissenschaft*. Wiebelsheim: Limpert.
- Hollmann, W. & Hettinger, T. (2000). *Sportmedizin* (4. neu bearbeitete und erweiterte Auflage). Stuttgart, New York: Schattauer.
- Horn, F., Lindenmeier, G. & Moc, I. (2005). *Biochemie des Menschen* (3. Aufl.). Stuttgart: Thieme.
- Hrcka, J. & Zrubak, A. (1976). Über den Einfluß elektrischer Muskelreize auf die Muskelkraft und -spannung. *Sportarzt und Sportmedizin*, 11, 274-276.
- Hüter-Becker, A. & Dölken, M. (Hrsg.) (2005). *Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre*. Stuttgart: Georg Thieme.
- Hyatt, JP. & Clarkson, PM. (1998). Creatine kinase release and clearance using MM variants following repeated bouts of eccentric exercise. *Med Sci Sports Exerc.*, 30(7), 1059-65.
- Jakovlew, NN. (1972). Die Bedeutung einer Störung der Homöostase für die Effektivität des Trainingsprozesses. *Med u Sport*, 12, 367- 373.
- Junker, R. (2006). Skript zur Vorlesung: *Kardiale Diagnostik*. Westfälische Wilhelms-Universität Münster.
- Kern, H. (1992). Möglichkeiten der modernen Physikalischen Medizin: Die Elektrostimulation der Muskulatur. In: A. Wentzensen, A. Schmelz (Hrsg.), *Elektromyostimulation in der Traumatologie* (S. 37-52). Stuttgart: Georg Thieme.
- Knop, K. C., Rosenkranz, T. & Vogel, P. (2004). Muskelkrankheiten des Erwachsenenalters. *Ärzteblatt*, 4, 162 -172.
- Komi, P.V. (Hrsg.) (1994). *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.

- Kots, J.M. & Chwilon, W. (1971). Das Muskelkrafttraining mit der Methode der Elektromyostimulation (russ.). In: Adrianowa, G. et al. (1974). *Die Anwendung der Elektrostimulation für das Training der Muskelkraft*.
- Kuipers, H. (1994). Exercise-induced muscle damage. *Int J Sports Med*, 15(3), 132-135.
- Kulig, K., Andrews, J.G. & Hay, J.G. (1984). Human strength curves. *Exerc Sport Sci Rev.*, 12, 417-466.
- Kuppardt, H., Appelt, K., Bartonietz, H., Böhme, H., Buhl, H., Kanzler, I. Kleibert, G., Paerisch, M. & Pieper, S. (2002). Untersuchungen zur muskulären Belastungswirkung der elektrischen Stimulation (kurz- und längerfristige Effekte) – Voraussetzung für einen optimalen therapeutischen Einsatz. *Z Elektrostim Elektrother.*, 4(1), 20-24.
- Kuppardt, H. (2003). Zur Dynamik der Creatinkinaseaktivität nach einer kurz- und längerfristigen elektrischen Muskelstimulation. *Z Elektrostim Elektrother.*, 5(1), 17-20.
- Malatesta, F.C., Dugnani, S. & Maffiuletti, N.A. (2003). Effects of electromyostimulation training and volleyball practice on jumping ability. *J Strength Cond Res*, 17(3), 573-579.
- Maffiuletti, N.A., Gometti, C., Amiridis, I.G., Martin, A, Pousson, M. & Chatard, J-C. (2000). The Effects of Electromyostimulation Training and Basketball Practice on Muscle Strength and Jumping Ability. *Int J Sports Med*, 21, 437-443.
- Maffiuletti, N.A., Pensini & M., Martin, A. (2002). Activation of human plantar flexor muscles increases after electromyostimulation training. *J Appl Physiol*. 92(4), 1383-1392.
- Maffiuletti, N.A., Dugnani, S., Folz, M., Di Pierno, E. & Mauro, F. (2002). Effect of combined electrostimulation and plyometric training on vertical jump height. *Med Sci Sports Exerc*, 34(10), 1638-1644.
- Maffiuletti, N.A., Zory, R., Miotti, D., Pellegrino, M.A., Jubeau, M. & Bottinelli, R. (2006). Neuromuscular Adaptations to Electrostimulation Resistance Training. *Am J Phys Med Rehab.*, 85(2), 167-175.
- Magyarosy, I. & Schnizer, W. (1990). Muskeltraining durch Elektrostimulation. *Fortschr. Med.*, 108, 121-124.
- Markworth, P. (2000). *Sportmedizin*. Reinbek: Rowohlt Taschenbuch.
- Martin, D., Carl, K. & Lehnertz, K. (1993). *Handbuch Trainingslehre*. Schorndorf: Karl Hofmann.
- Masar, P.P., Kramer, S. & Vogt, M. (1992). Rhabdomyolysis in body building. Report of a case and literature review. *Schweiz Rundsch Med Prax.*, 81(36), 1055-8.

- Mc Miken, D.F., Todd-Smith, M. & Thompson, C. (1983). Strengthening of human quadriceps muscles by cutaneous electrical stimulation. *Scand. J. Rehab. Med.*,15(1), 25-28.
- Meier, H. (2006). Lexikon: Blutwerte. <http://www.laufwelt.com/cont/inhalt/lexikon/Blutwerte.htm> Zugriff am 2.11.2006
- Menche, N. (Hrsg.) (2003). *Biologie, Anatomie, Physiologie* (5.überarbeitete Auflage). München, Jena: Urban & Fischer.
- Meyer, I. & Schmidt, G.D. (Hrsg.) (2004). *Duden: Abiturwissen Physik*. Berlin: Paetec.
- Mittermaier, C. (2005). Elektrophysikalische Grundlagen der Elektrotherapie. In: V. Fialka-Moser, *ELEKTROtherapie* (S. 10 – 17). München: Richard Pflaum.
- Müller, E., Löberbauer, E. & Kruk, M. (2003). Elektrostimulation und Whole Body Vibration: zwei erfolgreiche Krafttrainingsmethoden? *Leistungssport*, 4, 4-10.
- Nepper, H.U. (1989). Die Bedeutung der Elektrostimulation für den Muskelaufbau. In: H. Binkowski, H. & G. Huber (Hrsg.), *Muskeltraining in der Sporttherapie*. Bd.1. Kleine Schriftenreihe des deutschen Verbandes für Gesundheitssport und Sporttherapie (S.108-120). Köln: Echo.
- Neumeister, B., Besenthal, I. & Liebrich, H. (2003). *Klinikleitfaden Labordiagnostik* (3. Auflage). München/Jena: Urban & Fischer.
- Noakes, TD., Kotzenberg, G., Mc Arthur, PS. & Dykman, J. (1983). Elevated serum creatine kinase MB and creatine kinase BB-isoenzyme fractions after ultramarathon running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, 52(1), 75-79.
- Nosaka, K. & Clarkson, PM. (1996). Variability in serum creatine kinase response after eccentric exercise of the elbow flexors. *Int J Sports Med*,17(2),120-127.
- Nosaka, K., Newton, M. & Sacco, P. (2002). Muscle damage and soreness after endurance exercise of the elbow flexors. *Med Sci Sports Exerc*, 34(6), 920-927.
- Pelekh, O.L. (1998). The effect of electromyostimulation on the clinico electroencephalographic indices in the rehabilitation of patients with spastic forms of infantile cerebral palsy. *Lik. Sprava*, (7), 150-152.
- Peter, JB., Barnard, RJ. Edgerton, VR., Gillepsie, CA. & Stempel, KE. (1972). Metabolic Profiles of three fiber types of skeletal muscle in guinea pig and rabbits. *Biochemistry*, 11, 2627-2633
- Pette, D., Smith, N.E., Staudte, H.W., Vrbova,G. (1973). Effects of Long-term Electrical Stimulation on Some Contractile and Metabolic Characteristics of Fast Rabbit Muscles. *Pflüg. Arch.*, 338, 257.

- Pette, D. (1999). Das adaptive Potential des Skelettmuskels. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50, 9, 262-271.
- Pichon, F., Chatard, J.C., Martin, A. & Cometti, G. (1995). Electrical stimulation and swimming performance. *Med Sci Sports Exerc*, 27(12),1671-1676.
- Porcari, J.P., Palmer Mc Lean, K., Foster, C., Kernozek, T., Crenshaw, B. & Swenson, C. (2002). Effects of electrical muscle stimulation on body composition, muscle strength, and physical appearance. *J. Strength and Cond. Ass. Res.* 16, 165-172.
- Porcari, J.P., Miller, J., Cornwell, K, Foster, C., Gibson, M., Mc Lean, K. & Kernozek, T. (2005). The Effects of neuromuscular electrical stimulation training on abdominal strength, endurance and selected anthropometric measures. *Journal of Sports Science and Medicine*, 4, 66-75.
- Rötigh, P. (Hrsg.) (1992). *Sportwissenschaftliches Lexikon*. (6. völlig neu bearbeitete Auflage). Reihe: Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport 49/50. Schorndorf: Karl Hofmann.
- Leonhardt, H., Tillmann, B., Töndury, G. & Zilles, K. (Hrsg.) (1998). *Rauber/Kopsch Anatomie des Bewegungsapparates. Band I: Bewegungsapparat*. (2. verbesserte Auflage). Stuttgart, New York: Thieme.
- Rogers, MA., Stull. GA. & Apple, FS. (1985). Creatine kinase isoenzyme activities in men and women following a marathon race. *Med Sci Sports Exerc.*,17(6), 679-682.
- Rost, R. (Hrsg.) (2001). *Lehrbuch der Sportmedizin*. Köln: Deutscher Ärzteverlag.
- Schmidt, R., Thews, G. & Lang, F. (2000). *Physiologie des Menschen* (28. Auflage). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Schnabel, G., Harre, D., Krug, J. & Borde, A. (Hrsg.) (2005). *Trainingswissenschaft. Leistung Training Wettkampf*. (stark überarbeitete und erweiterte Auflage). München: Südwest.
- Schünke, M., Schulte, E., Schuhmacher, U., Voll, M. & Wesker, K. (2005). *Prometheus - Lernatlas der Anatomie*. Stuttgart: Georg Thieme.
- Schuhfried, O. (2005). Terminologie und grundlegende Konzepte in der Elektrotherapie. In: V. Fialka-Moser, *ELEKTROtherapie* (S. 18 – 28). München: Richard Pflaum.
- Seichert, N., Pratzel, H. & Rusch, D. (1988). Physikalische und physiologische Prinzipien der Elektrotherapie. In: H. Drexel, G. Hildebrandt, K.F. Schlegel & G. Weimann, *Physikalische Medizin, Band 4, Elektro- und Lichttherapie* (S. 48 – 87). Stuttgart: Hippokrates.

- Selkowitz, D.M. (1985). Improvements in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. *Physical Therap*, 665, 186-196.
- Selkowitz, D.M. (1989). High frequency electrical stimulation in muscle s trengthening. *American Journal of Sports Medicine*, 17, 103-111.
- Shahbazzpour, N., Carroll, T.J., Riek, S. & Carson, R.G. (2004). Early alterations in serum creatine kinase and total cholesterol following high intensity eccentric muscle actions. *J Sports Med Phys Fitness*., 44, 193-199.
- Sinacor, D.R., Delitto, A., King, D.S. & Rose, S.J. (1990). Type II fiber activation with electrical stimulation: a preliminary report. *Physical Therapy*, 70, 416-422
- Spring, H., Kunz, H-R., Schneider, W., Tritschler, T. & Unold, E. (1990). *Kraft*. Stuttgart, New York: Thieme.
- Stegmann, J. (1991). *Leistungsphysiologie. Physiologische Grundlagen der Arbeit des Sports*. Stuttgart: Thieme.
- Steinacker, J.M. et al. (1999). Training-Streß-Muskulatur. *Dtsch Zeitsch Sportmed.*, 50(1), 27.
- Stevenson, S.W., Scott, W. & Dudley, G.A. (2001). Dietary creatine supplementation and muscular adaptation to resistive overload. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(8),1304-1310.
- Stevens, J.E., Mizner, R.L. & Snyder-Mackler, L. (2004). Neuromuscular electrical stimulation for quadriceps muscle strengthening after bilateral total knee arthroplasty: a case series. *J Orthop Sports Phys Ther*, 34(1), 21-29.
- Stief, C.G., Weller, E., Noack, T., Djamilian, M. H., Meschi, M., Truss, M. & Jonas, U. (1996). Functional electromyostimulation of the penile corpus cavernosum (FEMCC). Initial results of a new therapeutic option of erectile dysfunction. *Urologe*, A 35, 321-325.
- St. Pierre, D., Taylor, A.W., Lavoie, M., Sellers & W. Kots, Y.M. (1986). Effects of 2500 Hz sinusoidal current on fibre area and strength of the quadriceps femoris. *Journal of sports Medicine*, 26, 60-66.
- Thomas, L. (2005). *Labor und Diagnose*. Frankfurt/Main: TH-Books.
- Tidow, G. (1994). Lösungsansätze zur Optimierung des Schnellkrafttrainings auf der Basis muskelbiptischer Befunde. In: R. Brack, A. Hohmann, H. Wieland (Hrsg.), *Trainingssteuerung. Konzeptionelle und trainingsmethodische Aspekte* (S. 219-225). Stuttgart: Nagelschmid.
- Tittel, K. (2003). *Beschreibende und Funktionelle Anatomie des Menschen*. (14. erweiterte und aktualisierte Auflage). München/Jena: Urban & Fischer.

- von Kempis, J. (2004). Der Umgang mit erhöhten Muskelenzymen aus rheumatologischer Sicht. *Wiener Medizinische Wochenschrift Skriptum*, 1, 10, 6-8.
- Weineck, J. (1983). *Optimales Training* (2.Aufl.). Erlangen: Fachbuch-Verlagsgesellschaft.
- Weineck, J. (1995). *Sportanatomie* (10. Auflage). Balingen: Spitta.
- Weineck, J. (2000). *Sportbiologie* (7. Auflage). Balingen: Spitta.
- Wentzensen, A. & Schmelz, A. (Hrsg.) (1992). *Elektromyostimulation in der Traumatologie*. Stuttgart: Georg Thieme.
- Willoughby, D.S. & Simpson, S. (1998). Supplemental EMS and Dynamic Weight Training: Effects on Knee Extensor Strength and Vertical Jump of Female College Track & Field Athletes. *J. Strength and Cond. Res.*, 12(3), 131-137.
- Wiethölter, H. (1992). Möglichkeiten der Elektrostimulation nach Verletzungen aus neurologischer Sicht. In: A. Wentzensen, A. Schmelz (Hrsg.), *Elektromyostimulation in der Traumatologie* (S. 8-12). Stuttgart: Georg Thieme.
- Wigerstad-Lossing, I. & Grimby, G. (1988). Effects of electrical muscle stimulation combined with voluntary contractions after knee ligament surgery. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20, 93-98.