

Friedrich-Schiller-Universität Jena

Experimentelle Untersuchungen zur Optimierung der Belastungsmethodik im Schnellkrafttraining

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

doctor philosophiae (Dr. phil.)

vorgelegt dem Rat der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften

der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Dipl.-Sportw. Norman Stutzig

geboren am 15. Dezember 1978 in Arnstadt

Gutachter

1. Prof. Dr. habil. Hans Alexander Thorhauer

2. Prof. Dr. habil. Reinhard Blickhan

Tag des Kolloquiums: 21.07.2009

Index

Index	3
Zusammenfassung	5
1. Einleitung	8
2. Studie I – Bewegungsstrukturelle Adaptationen nach elektrischer Stimulation bei statischen und dynamischen Kontraktionsformen.....	23
2.1. Problemstellung	23
2.1.1. Einfluss von Ermüdung bei statischen und dynamischen Kontraktionen.....	23
2.1.2. Einfluss von Vor-Belastung auf Schnellkraft.....	27
2.2. Ziele und Hypothesen	30
2.3. Untersuchungsdesign	32
2.3.1. Probanden	32
2.3.2. Untersuchungsprotokoll.....	33
2.3.3. Signalaufnahme	36
2.3.4. Signalverarbeitung	38
2.3.5. Statistische Analyse	45
2.4. Ergebnisse	46
2.4.1. Experiment 1.....	46
2.4.1.1. Muskelaktivität und Maximalkraft des Triceps surae bei maximal willkürlichen isometrischen Kontraktion	46
2.4.1.2. Fußgelenkwinkel bei maximal willkürlichen isometrischen Kontraktionen	50
2.4.2. Experiment 2.....	52
2.4.2.1. Maximal isometrische Kontraktionskraft bei Plantarflexion	52
2.4.2.2. Phasenstruktur beim Counter-Movement-Jump vor und nach elektrischer Stimulation ...	54
2.4.2.3. kinematische Parameter beim Counter-Movement-Jump vor und nach elektrischer Stimulation	56
2.4.2.4. elektromyographische Parameter beim Counter-Movement-Jump vor und nach elektrischer Stimulation	58
2.5. Diskussion Studie I	69
2.5.1. Wirkung der Ermüdung des Gastrocnemius lateralis und Vastus lateralis auf kinematische Parameter beim Counter-Movement-Jump	69
2.5.2. verminderte EMG Amplitude durch Ermüdung	70
2.5.3. Kompensationsstrategien	72
2.6. Trainingswissenschaftliche Konsequenz	79
2.7. Methodenkritik	80
3. Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining.....	81
3.1. Konstruktion einer Trainingsmethode aus den bisherigen Forschungsergebnissen	81
3.1.1. Problemstellung	81
3.1.2. Kombination von Belastungsmethoden.....	81
3.2. Ziele und Hypothesen	91
3.3. Untersuchungsdesign	96
3.3.1. Probanden	96
3.3.2. Durchführung des Trainingsexperiments	96
3.3.3. Aufbau der Pre- und Posttests.....	101
3.3.4. Datenaufnahme.....	103
3.3.5. Datenverarbeitung.....	107

3.3.6.	Datenauswertung	111
3.4.	Ergebnisse	112
3.4.1.	dynamische Sprungkrafttests	112
3.4.1.1.	Counter – Movement Jump	112
3.4.1.2.	Drop Jump	119
3.4.2.	Entwicklung isometrischer Kraftparameter	127
3.4.3.	Phosphat Metabolismus im musculus Gastrocnemius.....	143
3.5.	Diskussion Studie II	147
3.5.1.	Leistungssteigerung Trainingsumfang	147
3.5.2.	Trainingsbedingte Adaptationen in der EMS Gruppe.....	150
3.5.3.	Trainingsbedingte Adaptationen bei der Komplextrainingsmethode.....	157
3.5.4.	Vergleich der Trainingsmethoden	160
3.6.	Methodenkritik	162
4.	Abschlussdiskussion und Ausblick	165
5.	Literatur	170
6.	Anhang	183
6.1.	Lokalisation der Muskeln (Seniam)	184
6.2.	Tabellenverzeichnis	186
6.3.	Abbildungsverzeichnis	189
6.4.	Statistik Studie I	193
6.4.1.	Experiment 1 – isometrische Kontraktion nach elektrischer Stimulation des m. gastrocnemius lateralis.....	193
6.4.1.1.	Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile ausgewählter Parameter	193
6.4.1.2.	Post Hoc Tests – Experiment 1	195
6.4.2.	Experiment 2 – dynamische Kontraktionen nach elektrischer Stimulation des m. gastrocnemius lateralis und m. vastus lateralis	200
6.4.2.1.	Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile ausgewählter Parameter	200
6.4.2.2.	Post Hoc Tests Experiment 2	202
6.5.	Statistik Studie II	211
6.5.1.	isometrische Kraft im m. Quadriceps femoris.....	211
6.5.2.	Gruppenvergleich bzgl. der Steigerung von Parametern bei maximal willentlicher isometrischer Maximalkraft im Quadriceps femoris	220
6.5.3.	isometrische Kraft im m. Triceps surae	222
6.5.4.	Gruppenvergleich bzgl. der Steigerung von Parametern bei maximal willentlicher isometrischer Maximalkraft im Triceps surae	231
6.5.5.	Dynamische Sprungkraft – Counter-Movement Jump	232
6.5.6.	Gruppenvergleich bzgl. der Steigerung von Parametern beim Counter-Movement Jump...	239
6.5.7.	Dynamische Sprungkraft – Drop Jump	241
6.5.8.	Gruppenvergleich bzgl. der Steigerung von Parametern beim Drop Jump.....	248
	Danksagung	251
	Lebenslauf.....	253
	Ehrenwörtliche Erklärung	254

Zusammenfassung

Aktuelle Tendenzen im Leistungs- und Hochleistungssport deuten auf zunehmende Verkürzungen der Wettkampfvorbereitung im Jahreszyklus sportlichen Trainings aus unterschiedlichen Gründen hin. Diese veränderten Rahmenbedingungen sportlichen Trainings stellen erhöhte Anforderungen an die effektivere Gestaltung der Trainingsmethodik zur systematischen Leistungsentwicklung bei Sportlern (Wick, 2006).

Vor diesem Hintergrund wurden neue Ansätze zur Effektivierung des Schnellkrafttrainings unter Nutzung veränderter neuronaler Muskelrekrutierung nach elektrischer Muskelstimulation untersucht.

Aus den Untersuchungen von Akima et al. (2002) ist bekannt, dass nach elektrischer Stimulation eines Muskels aus einer Muskelgruppe das Nerv-Muskelsystem mit einer Veränderung der neuralen Ansteuerung der agonistisch wirkenden Muskeln bei willkürlichen Kontraktionen reagiert. Dabei wurden sowohl hemmende (Sacco, Newberry, McFadden, Brown, & McComas, 1997) als auch verstärkende (Kinugasa, Yoshida, & Horii, 2005) motoneuronale Aktivierungen nach submaximalen Belastungen nachgewiesen. Das Ziel der Studie I war die Bedingungen für eine Auslösung der verstärkten Muskelaktivität bei unterschiedlichen Kontraktionsformen und Muskelgruppen zu untersuchen und daraus eine Belastungsmethode zur Steigerung der Schnellkraft theoretisch abzuleiten

An den Experimenten in Studie I nahmen 21 Probanden teil, die aus dem studentischen Umfeld des Instituts für Sportwissenschaft rekrutiert wurden. Die Muskelaktivitäten wurden durch das EMG-System der Firma Biovision aufgenommen. Des Weiteren erfolgte eine dynamographische und kinematische Datenakquisition. Zur Ermüdung des m. Gastrocnemius lateralis bzw. m. Vastus lateralis diente das Elektromyostimulationssystem SportP von der Firma Compex.

Die Ergebnisse zeigten bei maximal willkürlicher isometrischer Kontraktion der Plantarflexoren eine verminderte Rekrutierung des m. Gastrocnemius lateralis und eine stärkere Aktivierung des m. Gastrocnemius medialis und m. Soleus nach elektrischer Stimulation des Gastrocnemius lateralis. Die Kraft, welche durch Plantarflexion erzeugt wurde, war während der Messungen unverändert.

Bei dynamischer Kontraktionsform (Counter Movement Jump) konnten ebenfalls signifikante Anstiege der Muskelaktivität im m. Gastrocnemius medialis und m. Soleus nach elektrischer Stimulation des m. Gastrocnemius lateralis festgestellt werden. Die Agonisten des m. Vastus lateralis zeigten keine signifikanten Unterschiede. Es wurden im m. Vastus medialis leichte Erhöhungen und im Rectus femoris leichte Minderungen gemessen.

In Studie I konnte erstmalig eine verstärkte Muskelfaserrekrutierung in den Agonisten des m. Gastrocnemius lateralis bei maximalen willkürlichen Kontraktionen nachgewiesen werden. Diese resultiert wahrscheinlich aus dem monosynaptischen Reflexen und der Kreuzverbindung von Ia Muskelspindelfasern zwischen den Agonisten. Für den Quadriceps femoris waren die Ergebnisse nicht eindeutig. Die leichte Erhöhung im Vastus medialis wird ebenfalls mit den reflexbedingten Rekrutierungsänderungen erklärt. Für die Minderung im m. Rectus femoris wird eine Koaktivierung durch die elektrische Stimulation während der Ermüdung des m. Vastus lateralis angenommen.

In der Studie II wurde die theoretisch konzipierte Belastungsmethode in einem Feldexperiment überprüft. Hierzu erfolgte die Durchführung eines 4wöchiges Trainingsexperiment mit Volleyball Leistungssportlern in der Vorbereitungsperiode der Volleyballsaison 2008/09. Dabei sollten die trainingsbedingten Adaptationen durch einen Pre- und Posttest gemessen werden.

An dem Experiment nahmen 14 Probanden teil. Es wurden 10 Leistungssportler der 2. Volleyballbundesliga und 4 Probanden aus dem studentischen Umfeld des Instituts für Sportwissenschaft gewonnen. Von den 10 Leistungssportlern absolvierten 5 Athleten ein Training nach einer neuen Form der Komplexmethode (KB Gruppe). Die anderen 5 Athleten trainierten nach der neu konzipierten Methode, einem systematischen Wechsel aus EMS und plyometrischer Belastung (EMS Gruppe). Die Studenten dienten als Kontrollgruppe.

Die dynamographischen Parameter bei isometrischen Kontraktionsformen wurden am Jenaer Messschlitten durchgeführt. Die Kraftparameter bei dynamischen Kontraktionsformen wurden auf einer 3D Kraftmessplatte (Kistler) gemessen. Die Messung kinematischer Parameter erfolgte mittels Goniometer (Penny&Giles). Um Änderungen der Metaboliten im m. Gastrocnemius lateralis und medialis festzustellen, wurden ³¹Phosphat-Magnet-Resonanz Spektren in einem 3Tesla Ganzkörperscanner aufgezeichnet.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Komplexmethode nach 4 Wochen höhere Leistungsverbesserungen bzgl. des Parameters Sprunghöhe beim Counter-Movement Jump ermöglicht. Des Weiteren wurden in beiden Trainingsgruppen signifikante Steigerungen des Reaktivitätskoeffizients (RC), der mittleren Kraftentwicklung und der Maximalkraft m. Quadriceps femoris ermittelt. Dabei konnten keine Unterschiede zwischen den Trainingsgruppen festgestellt werden. Im Triceps surae wurden signifikante Unterschiede in der mittleren Kraftentwicklung (mRFD) bei beiden Trainingsgruppen gemessen werden. Während sich die EMS Gruppe verschlechterte konnte die KB Gruppe die mRFD steigern. Darüber hinaus sind die Parameter RC und Maximalkraft bei der EMS Gruppe konstant geblieben, während die KB Gruppe weitere Leistungssteigerungen erzielte. Weiterhin zeigte die KB Gruppe abnehmende Werte von $(PCr+Pi)/\beta$ -ATP, während in der EMS Gruppe konstante Werte und sogar leichte Zunahmen gemessen wurden.

Es kann festgehalten werden, dass beide Belastungsprogramme effiziente Methoden zur Entwicklung der Sprungkraft darstellen. Hierbei scheint die Komplextrainingsmethode der EMS Kombinationsmethode überlegen zu sein.

1. Einleitung

Die progressiv steigende Kommerzialisierung und Professionalisierung in vielen Sportarten führt oftmals zu einer Verdichtung des Wettkampfkalenders und zu terminlichen Verpflichtung abseits der sportlichen Tätigkeit. Damit einher kann es zu einer sukzessiven Verkürzung des systematischen Leistungsaufbaus im sportlichen Training kommen.

Dieser Entwicklung Rechnung tragend, wird in einzelnen Sportarten die Trainingsgestaltung zunehmend professionalisiert, was zumeist in Form einer Effektivierung von Trainingskonzepten zum Ausdruck kommt (Lehmann, 1993). Die Erhöhung dieser Trainingswirksamkeit muss durch Maßnahmen der wissenschaftlichen Prozessbegleitung und der athletennahen Betreuung unterstützt werden (Tünnemann, 2005). Dabei ist entscheidend, dass der Einfluss der Leistungsfaktoren im Leistungssystem der jeweiligen Sportart untersucht wurde. Da der Leistungsfaktor Kondition und hierbei speziell die Krafftfähigkeiten, eine exponierte Stellung in vielen Sportarten einnehmen, werden eine Reihe Effektivierungsansätze in der Trainingswissenschaft diskutiert:

1. Einheit zwischen Grundlegung und Spezifik der Wettkampfanforderungen im Aufbau von Krafftfähigkeiten

Das Krafttraining muss u.a. verstärkt als Einheit zwischen Aufbau eines grundlegenden Kraftpotentials und dessen weitere Ausprägung, welche auf die spezifischen Wettkampfanforderungen ausgerichtet ist, verstanden werden (Hochmuth & Gundlach, 1991; Zatsiorsky, 2000).

2. Kopplung zwischen Kraft- und Techniktraining (Olivier, Auguste, Keim, & Klippel, 2001; Tünnemann, 2005).

Dies bedeutet, eine weitere Erforschung des Zusammenwirkens und geeigneten Einsatzes von Trainingsmitteln, Trainingsübungen und Belastungsmethoden. Dabei muss auch die Offenheit für trainingsmethodische Veränderungen und Modifizierungen, bei erfolgreich praktizierten Konzepten vorhanden sein (Wick, 2006). D.h.:

- Differenzierter Einsatz von Trainingsmitteln.

Beispielhaft kann der Einsatz der elektrischen Muskelstimulation (EMS) zur Entwicklung von Kraftfähigkeiten genannt werden. Allerdings gibt es noch einen großen Forschungsbedarf, wie diese Kraftzuwächse effektiv in der Wettkampfhandlung ausgenutzt werden können. Ansätze werden in der Kombination aus EMS und Wettkampfübung gesucht. Die zugrunde liegenden Anpassungen sind noch umstritten (Gondin, Guette, Ballay, & Martin, 2005; Malatesta, Cattaneo, Dugnani, & Maffiuletti, 2003)

- Überprüfung von Belastungsmethoden.

Zur Entwicklung konditioneller Fähigkeiten existiert eine hohe Variabilität hinsichtlich der Wahl geeigneter Belastungsfaktoren zur Entwicklung einzelner Kraftfähigkeiten. Vor diesem Hintergrund müssen weitere experimentelle Nachweise zum Einsatz und Wirkung von Belastungsmethoden untersucht werden. Ein Schwerpunkt könnte in der gezielten Nutzung von Reflexsystemen gesehen werden (Bawa, 2002).

- Optimale Anzahl der Serien zur Entwicklung der Kraftfähigkeiten.

Im Rahmen der effektiven Entwicklung von Kraftfähigkeiten werden Vorteile und Nachteile in der Durchführung von Einsatz- bzw. Mehrsätzen zum Teil kontrovers diskutiert (Fröhlich, 2006; Greiwing, 2006)

3. Objektivierung der Adaptationsmechanismen.

Es müssen neue Diagnostik- und Objektivierungsverfahren aus anderen Wissenschaftsdisziplinen in Gemeinschaftsprojekten auf Eignung und Nutzen überprüft werden. In den letzten Jahren wurde der Einsatz und Nutzen von Elektromyographie als hilfreiches Verfahren zur Objektivierung von Muskelaktivität wieder stärker in den Mittelpunkt gerückt. Weitaus weniger Beachtung haben bisher bildgebende Messverfahren, wie Sonografie (Kubo et al., 2009) oder Magnet-Resonanz-Tomografie (Brechtel, Wolff, & Hoff, 2002; Maurer et al., 1999; Rzanny et al., 2008) in der Trainingswissenschaft gefunden. Mit Hilfe solcher Diagnoseverfahren lassen sich detaillierte individuelle Adaptationen bei Sportlern nachweisen.

4. Individualisierung in der Trainings- bzw. Belastungsgestaltung.

Athleten reagieren u.a. aufgrund ihrer spezifischen Konstitution und genetischen Disposition unterschiedlich auf gleiche Belastungsreize. Vor diesem

Hintergrund müssen individuelle Belastungsprogramme untersucht und zur Grundlage des täglichen Trainingsprozess gemacht werden.

Aus der aktuellen trainingswissenschaftlichen Diskussion heraus, ordnet sich die vorliegende Arbeit ein. Das Ziel ist die Konstruktion und Validierung einer effektiven Belastungsmethode zur Steigerung der Schnellkraftfähigkeit. Vor diesem Hintergrund wird das Phänomen der veränderten neuromuskulären Ansteuerung nach elektrischer Muskelstimulation in Laborexperimenten mittels Elektromyographie untersucht. Die daraus gewonnenen Erkenntnisse werden für die Neukonzeption einer Trainingsmethode genutzt. Die Überprüfung der Belastungsmethode erfolgt in einem 4wöchigen Trainingsexperiment mit Volleyball Leistungssportlern. Die Anpassungen werden in einem Pre- und Posttest mit Untersuchungsverfahren objektiviert die als trainingsbegleitende Verlaufsuntersuchung in der Trainingswissenschaft noch selten eingesetzt werden. Hervorzuheben sind dabei die durchgeführten ³¹Phosphat-Magnet-Resonanz Spektroskopie Messungen, welche neue Erkenntnisse über intramuskuläre Adaptationen infolge eines Schnellkrafttrainings liefern. Darüber hinaus erfolgten weitere Anpassungsanalysen mittels dynamographischer und kinematischer Objektivierungsverfahren.

Bei der Anfertigung der Dissertationsschrift wurde der typische Strukturaufbau bewusst nicht verwendet. Dies erfolgte u.a. aufgrund des aufeinander aufbauenden Charakters beider Studien und den damit einhergehenden unterschiedlichen Zielstellungen und eingesetzten Methoden. Der Strukturaufbau mit zwei getrennt voneinander dargestellten Studien und Diskussionen soll so zu einer besseren Lesbarkeit der Dissertation führen.

Forschungsstand – Grundlagen der Kraftentwicklung, Struktur und Belastungsmethoden im Schnellkrafttraining

Grundlagen der Kraftfähigkeit

Die Entwicklung effizienter Belastungsmethoden zur Steigerung der konditionellen Fähigkeit Schnellkraft setzt zunächst eine Strukturanalyse der Kraftfähigkeiten voraus. Vor diesem Hintergrund sollen die wesentlichen Einflussfaktoren zur Kraftentfaltung dargelegt werden (Abb.1).

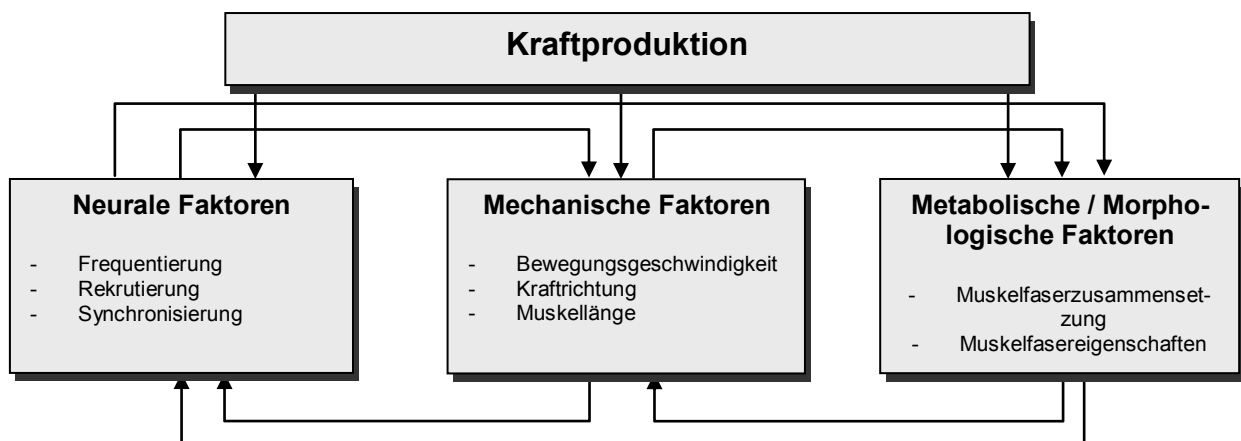


Abb. 1: Einflussfaktoren bei der Erzeugung von Muskelkraft

Die Erzeugung von Muskelkraft hängt im Wesentlichen von a) der Bewegungsstruktur, b) den morphologischen und metabolischen Eigenschaften der Muskelfasern und c) deren neuronalen Ansteuerung ab.

Die zur Ausführung von Bewegung generierten Muskelkräfte werden vom zentralen Nervensystem und propriorezeptiven Informationen gesteuert. Über absteigende Leitungsbahnen werden die Entladungsfrequenzen und die Rekrutierung motorischer Einheiten so festgelegt, dass die intendierte Bewegung durchgeführt werden kann (Ashe, 1997). Die Erregung des einzelnen Muskels erfolgt über motorische Einheiten, welche aus einer motorischen Nervenzelle, einem Motoneuron und den von ihr innervierten Muskelfasern besteht. Dabei kann eine einzelne motorische Einheit wenige bis mehrere hundert Muskelfasern erregen (Schmidt, Thews, & Lang, 2000). Eine motorische Einheit kann jedoch nur Muskelfasern vom gleichen Typ erregen. Da ein Muskel aus mehreren hunderttausend Muskelfasern besteht, gibt es hunderte von motorischen Einheiten die die Kontraktion des Muskels auslösen können.

Die optimale Fasertypenverteilung bestimmter Muskeln ist dabei für viele Sportarten eine Grundvoraussetzung für das Erreichen von Weltspitzenleistungen (Badtke 1995,

S. 38). Es ist allgemein anerkannt, dass hochtrainierte Athleten eine sportartspezifische Muskelfaserverteilung aufweisen (Tab.1).

Tab. 1: Untersuchungen zu sportartspezifischen Muskelfaserverteilungen in leistungsrelevanten Muskeln durch Entnahme von Nadelbiopsieproben

Sportart	Muskel	Faseranteil ST	Faseranteil FT	Literatur
Sprinter	Gastrocnemius	24,0%	76,0%	Costill et al. (1976)
	Gastrocnemius	39%	61%	Gregor et al. (1979)
	Vastus lateralis	41,0% ($\pm 3\%$)	59,0% ($\pm 3\%$)	Korhonen et al.(2006)
	Vastus lateralis	33,8%	66,2%	Johansson et al.(1987)
	Vastus lateralis	46,5% ($\pm 4,4\%$)	53,5% ($\pm 4,4\%$)	Torok et al. (1995)
Volleyball	Vastus lateralis	53,1% ($\pm 11,3\%$)	46,9% ($\pm 11,3\%$)	Viitasalo & Komi (1978)
	Vastus lateralis	54,2%	45,8%	Sleivert et al. (1995)
Hoch- und Weitsprung	Gastrocnemius	46,7%	53,3%	Costill et al. (1976)
Langstreckenlauf	Gastrocnemius	69,4%	30,6%	Costill et al. (1976)
	Gastrocnemius	68,7%	31,3%	Saltin et al. (1995)
	Gastrocnemius	79%	21%	Prince et al. (1976)
	Vastus lateralis	63%	37%	Gregor et al. (1981)
	Vastus lateralis	58,9% ($\pm 3,7\%$)	41,1% ($\pm 3,7\%$)	Gollnick et al. (1972)
	Vastus lateralis	44%	56%	Prince et al. (1976)
	Vastus lateralis	76,4%	23,6%	Inbar et al. (1981)
	Vastus lateralis	64,8% ($\pm 6,7\%$)	35,2% ($\pm 6,7\%$)	Torok et al. (1995)
Gewichtheben	vastus lateralis	46,1% ($\pm 10,5\%$)	53,9% ($\pm 10,5\%$)	Gollnick et al. (1972)
	vastus lateralis	45%	55%	Prince et al. (1976)
	deltoides	52,6% ($\pm 7,7\%$)	47,4% ($\pm 7,7\%$)	Gollnick et al. (1972)
Kugelstoßen	Gastrocnemius	33%	67%	Billeter et al. (2003)
	vastus lateralis	37,7%	62,3%	Costill et al (1976)
Schwimmen	Vastus lateralis	74,3% ($\pm 5,7\%$)	25,7% ($\pm 5,7\%$)	Gollnick et al. (1972)
	Deltoides	57,7% ($\pm 9,3\%$)	42,3% ($\pm 9,3\%$)	Gollnick et al. (1972)
Eishockey	Vastus lateralis	49,6% ($\pm 2,7\%$)	50,4% ($\pm 2,7\%$)	Green et al. (1979)
Bodybuilding	Biceps brachii	51,0% ($\pm 3\%$)	49% ($\pm 3\%$)	Klitgaard et al. (1990)
Untrainierte	Gastrocnemius	52,6%	47,4%	Costill et al. (1976)
	Gastrocnemius	50% ($\pm 3\%$)	50% ($\pm 3\%$)	Edgerton et al. (1975)
	Soleus	70% ($\pm 3\%$)	30% ($\pm 3\%$)	Edgerton et al. (1975)
	Vastus lateralis	32% ($\pm 2\%$)	68% ($\pm 2\%$)	Edgerton et al. (1975)
	Vastus interm.	47% ($\pm 3\%$)	53% ($\pm 3\%$)	Edgerton et al. (1975)

Auf Basis histochemischer Färbemethoden von Myosin ATPase (Brooke & Kaiser, 1970) unterscheidet man Muskelfasern vom Typ I, Typ IIa und Typ IIb (Scott, Stevens, & Binder-Macleod, 2001). Eine andere Klassifikation erfolgt auf Grundlage ihrer morphologischen Zusammensetzung. Hierbei werden die schweren Myosinketten Isoformen mittels Elektrophorese bestimmt und in die Klassen MHCI, MHC IIa und MHC IIx/d (Scott et al., 2001; Staron & Pette, 1987) eingeordnet. Neben den reinen Muskelfasertypen existieren weitere Hybridformen auf die nicht näher eingegangen

werden soll. Einen Überblick zu den wichtigsten Eigenschaften und der Differenzierung von Muskelfasern wird in Tab.2 gegeben.

Tab. 2: Eigenschaften der Muskelfasertypen nach ¹Kanda et al. (1992), ²Badtke, (1995), ³Fitts et al., (1998), ⁴Botinelli et al. (1994), ⁵Widrick et al. (2002), ⁶Malisoux et al., (2006), (2007), FL-Faserlänge,

Kriterium	ST Typ I	FTO (oxydativ) Typ IIa	FTG (glykolytisch) Typ IIx
⁵ Kontraktionsgeschwindigkeit	~0,8 FL·s ⁻¹	~3,5 FL·s ⁻¹	~5,6 FL·s ⁻¹
⁵ Kontraktionskraft	0,8 mN	1,19 mN	1,22mN
Kontraktionsdauer	75 ms	30 ms	20 ms
⁹ Kontraktionskraft/Faserquerschnitt	143 kN·m ⁻²	156 kN·m ⁻²	170 kN·m ⁻²
⁵ Faserquerschnitt	3100 – 5000 µm ²	4400 – 6500 µm ²	5500 – 7000 µm ²
⁵ Leistung	~10 µm·FL·s ⁻¹	~60 µm·FL·s ⁻¹	~100 µm·FL·s ⁻¹
¹ Ermüdung (fatigue index)	>0,90	0,75-0,90	< 0,50
¹ Größe der Motoneurone (Fasern pro mot. Einheit)	klein ca. 44-77	mittel ca. 116-18	groß ca. 221-356
² Reizschwelle (³ Activation threshold, mM Ca ²⁺)	niedrig 0,047 ± 0.007	hoch 0,160±0.022	sehr hoch 0,160±0,022
⁴ Mitochondrien	ca. 6,1 Vol%	ca. 4,5 Vol%	ca. 2,3 Vol%
⁴ Kapillaren/Faser	ca. 4,9 ± 0,3	ca. 4,5 ± 0,3	ca. 3,5 ± 0,4
⁴ Myosin-ATP-ase Aktivität	0,1 m Mol ATP/s	0,27 m Mol ATP/s	0,41 m Mol ATP/s
² Enzyme	für aeroben Fett- und KH Stoffwechsel	für aeroben und anaeroben Stoffwechsel	für anaeroben Stoffwechsel

In den Untersuchungen von Staron (1991) konnten Korrelationen zwischen den Klassifikationsschemata nachgewiesen werden (Abb.2). Im Unterschied zu einigen Tierarten setzt sich die menschliche Muskulatur aus gemischten Muskelfasertypen zusammen, d.h. Höhe, Geschwindigkeit und Länge der Kraft ist abhängig von ihrer Verteilung.

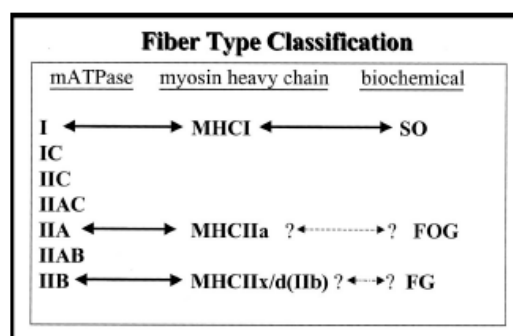


Abb. 2: Klassifikationen von Fasertypen auf Basis morphologischer Bestimmung der MHC Forman, chemische Färbung des Enzyms Myosin ATP-ase und biochemischer Bestimmungsverfahren und die jeweilige Zuordnung untereinander (Scott et al., 2001)

Die Kraft hängt jedoch nicht allein von der Muskelfaserzusammensetzung sondern auch von ihrer neuronalen Ansteuerung ab. Jene Kraft kann durch *Hinzuschaltung* bzw. Rekrutierung neuer motorischer Einheiten oder die Erhöhung von *Entladungsfrequenzen* der Motoneurone gesteigert werden.

Die Reihenfolge der Hinzuschaltung von motorischen Einheiten erfolgt nach dem Größenprinzip der Motoneurone (Henneman, 1981). Dies besagt, dass bei jeder Kontraktion das kleinste Motoneuron zuerst rekrutiert wird und bei weiterer Kraftsteigerung weitere größere Motoneurone hinzugeschaltet werden bis am Ende die größten Motoneurone aktiviert werden. In elektromyographischen Untersuchungen wird dies durch eine Vergrößerung der Amplituden des EMG-Signals deutlich (DeLuca, 1997). Die Einhaltung des Größenprinzips wird durch das Vorhandensein eines Motoneuronenpools gewährleistet (Abb.3A).

In komplexen Muskeln, welche aus mehreren Muskelköpfen¹ bestehen aber den gleichen Ansatz haben, können je nach Aufgabe motorische Einheiten separat voneinander rekrutiert werden.

Auch bei diesen synergistisch wirkenden Muskeln erfolgt die Rekrutierung ebenfalls nach dem Größenordnungsprinzip. Jedoch wird der neuronale Prozess vom Einzelmuskel auf die Synergisten ausgeweitet, d.h. dieser Motoneuronenpool besteht aus mehreren Subpopulationen. Innerhalb dieser Subpopulationen oder „Aufgaben-Gruppen“ gilt nun wiederum das Größenordnungsprinzip. Je nach Tätigkeit können diese Subpopulationen fusionieren (Abb.3B), wobei die Rekrutierung nach dem Größenordnungsprinzip innerhalb der Subpopulation und der gemischten Populationen erfolgt (Bawa, 2002). In diesem Zusammenhang wird auch von kollektiver Rekrutierung gesprochen (Hueter-Becker et al., 2005).

■ _____
¹ Beispielsweise hat der quadriceps femoris einen gemeinsamen Ansatz und teilt sich in die 4 Köpfe: den vastus lateralis, vastus medialis, vastus intermedius und rectus femoris.

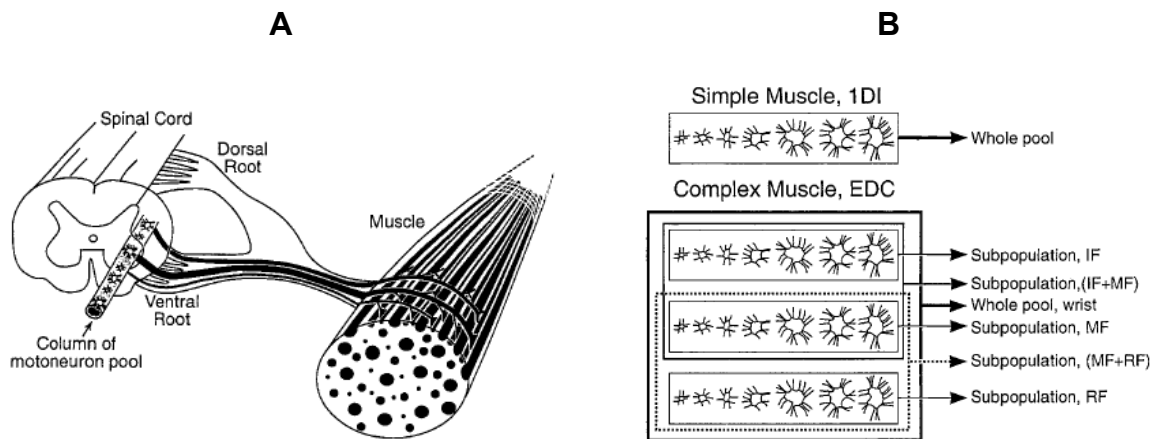


Abb. 3: Rekrutierungsprinzipien innerhalb von Motoneuronenpools (Bawa, 2002)

Ein weiterer Kraftanstieg kann durch die Eigenschaft des Zentralnervensystems die motorischen Einheiten mit unterschiedlichen Entladungsfrequenzen zu stimulieren erreicht werden. Darunter versteht man die nervalen Impulse, die die Muskelfasern einer motorischen Einheit über die Motoneuronen erreichen (Sale, 1994). Obwohl keine weitere Steigerung der isometrischen Maximalkraft ab Entladungsfrequenzen von 55 s^{-1} (Sale, 1994) erreicht werden, wurden dennoch Frequenzen von 100 Hz und mehr bei Maximalbelastungen abgeleitet. Dies scheint einer weiteren Zunahme der Geschwindigkeit der Kraftentwicklung zu dienen. Die Steigerung der Kraft und insbesondere der Bewegungsgeschwindigkeit infolge einer Schnellkrafttrainings führt zu neuralen Anpassungserscheinungen in Form erhöhter Entladungsfrequenzen, ohne das Rekrutierungsprinzip zu ändern (Hueter-Becker et al., 2005; Sale, 1994).

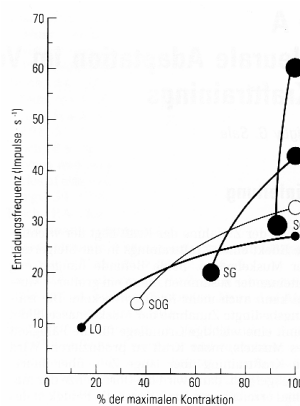


Abb. 4: LO – kleine, langsame motorische Einheiten mit niedriger Entladungsfrequenz welche ST Fasern innervieren; SOG größere, schnellere motorische Einheiten mit höherer Entladungsfrequenz die FT-O Fasern innervieren; SG größten und schnellsten motorischen Einheiten mit höchster Reizschwelle die FT-G Fasern innervieren (nach Hannerz 1974 aus Sale 1994)

Ein weiterer Mechanismus der die Kraftproduktion beeinflusst ist die Co-Aktivierung von Agonisten und Antagonisten (Akima, Takahashi, Kuno, & Katsuta, 2004). Prinzipiell werden bei dynamischen Bewegungen die Antagonisten bei agonistischer Haupttätigkeit mit aktiviert. Je größer diese antagonistische Tätigkeit ist, desto größer ist der Kraftverlust, welcher durch die Agonisten erzeugt wird. Dieser Mechanismus wirkt auf der Ebene spinaler Reflexe und wird weitestgehend als Schutzmechanismus interpretiert (Golenhofen, 2000).

Bei bestimmten Konfigurationen können Antagonisten und Agonisten sogar in die gleiche Richtung wirken. So konnte für den Biceps femoris eine gelenkstreckende Wirkung ab einem Kniewinkel von ca. 150° festgestellt werden. Dies wird nur möglich, da der Muskel über 2 Gelenke verläuft, das Knie einer gewissen Führung unterliegt und die Hebelverhältnisse sich dementsprechend mit ändern. Bekannt geworden ist dieses Phänomen unter dem Namen Lombard'sches Paradoxon und trug zur Veränderung der Lauftechnik im Sprint und Marathon bei (Wiemann, 1992).

Des Weiteren ist die erzeugte Kraft durch die Synchronisierung von Agonisten abhängig (Hueter-Becker et al., 2005). So wurde nachgewiesen, dass durch die Funktionseinschränkung eines Muskels dessen Agonisten verstärkt aktiviert werden und somit die absolute Leistung aufrechterhalten bleibt (Akima et al., 2002; Kinugasa et al., 2005). Das Training unter Nutzung von solchen Veränderungen der Muskelrekrutierung und deren trainingsbedingten Adaptationen wurden bisher jedoch noch nicht untersucht.

Alle oben beschriebenen physiologischen Mechanismen, die die Kraftproduktion innerhalb eines Muskels generieren, werden in der Trainingswissenschaft unter dem Begriff der *intramuskulären* Koordination zusammengefasst, während die Mechanismen die das Zusammenspiel verschiedener Muskeln und Muskelgruppen steuern unter dem Terminus *intermuskuläre* Koordination gebündelt werden (Hohmann, Lames, & Letzelter, 2003; Schnabel, Harre, Krug, & Borde, 2003; Weineck, 2004).

Eine spezifische Form der Krafftfähigkeiten ist die dabei die Schnellkraftfähigkeit.

Struktur und Training der Schnellkraftfähigkeit

Die Schnellkraft wird aktuell definiert als Fähigkeit des neuromuskulären Systems, in einem kurzen Zeitabschnitt einen möglichst hohen Impuls zu erzeugen (Ehlenz, Grosser, & Zimmermann, 2003). Nach Bühle (1985) wird die Schnellkraftfähigkeit von den Komponenten Absolutkraft, Maximalkraft, Explosivkraft und Startkraft determiniert. Der Einfluss von den einzelnen Teilfähigkeiten ist abhängig von der Spezifik der Wettkampfhandlung. In diesem Zusammenhang wird auch von Kraft-Geschwindigkeitsbeziehung gesprochen. Diese entspricht einer hyperbolischen Funktion, wobei deren Krümmung maßgeblich von der Beziehung zwischen $a:F_m^2$ bestimmt wird (Zatsiorsky, 2000).

Aus der Kraft – Geschwindigkeitsbeziehung lässt sich ableiten, dass die Bedeutung der Maximalkraft für die Schnellkraft wächst, je höher der zu überwindende Widerstand in der jeweiligen Sportart ist (Hartmann & Tünnemann, 1984).

In Abb.5 werden zwei unterschiedliche Kurvenverläufe von zwei Sportlern dargestellt. Beide erreichen die gleiche Leistung, da die äußere Kraft der Kugel mit der gleich Geschwindigkeit gestoßen wird. Allerdings ist es nicht zu empfehlen, beide nach der gleichen Trainingsmethode zu trainieren. Sportler A zeigt bei höherem Kugelgewicht eine geringere Leistungsfähigkeit als Sportler B. Vor diesem Hintergrund kann geschlossen werden, dass Sportler A sein Kraftpotenzial noch nicht vollständig ausschöpft und deshalb mit schwereren Kugeln trainieren sollte.

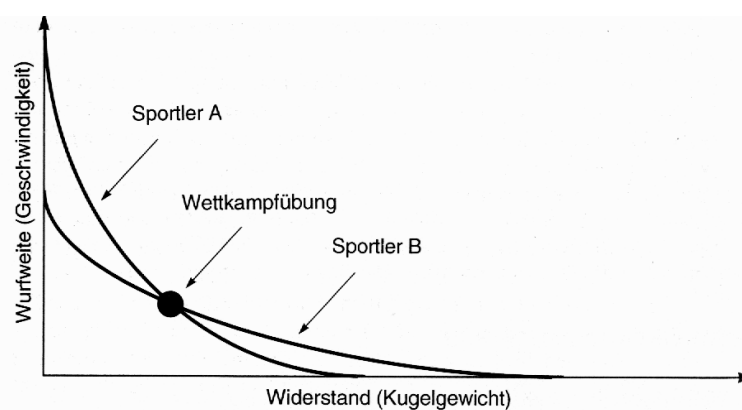


Abb. 5: Kraft-Geschwindigkeitskurven von unterschiedlichen Sportlern mit gleicher Leistungsfähigkeit (Zatsiorsky, 2000)

■ _____
² F_m = maximale isometrische Muskelkraft
 a = Konstante (Dimension: N)

Auf der anderen Seite hängt die Bedeutung auch von dem Ziel der Handlung bzw. der angewandten Technik ab. So ist es im Boxen wenig sinnvoll vor einem Schlag eine Auftaktbewegung zu machen um eine Vordehnung der Muskulatur zu erzeugen. Vor diesem Hintergrund ist es wichtig, eine möglichst große Kraft zu Beginn der Bewegung zu generieren, was primär der Startkraft entspricht (Hartmann & Tünnemann, 1984).

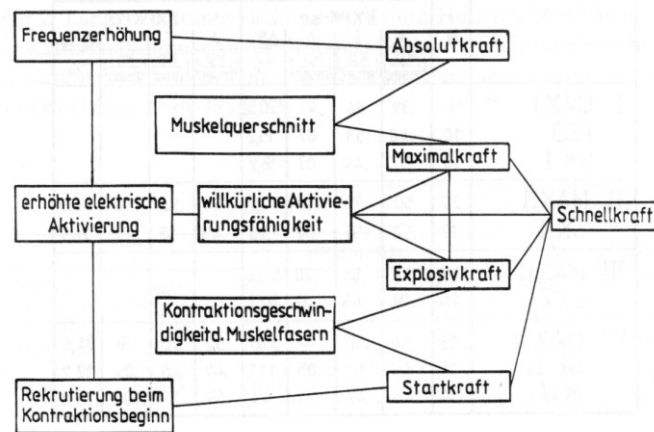


Abb. 6: Komponenten der Schnellkraft (Bührle, 1985)

Wie man in Abb.6 erkennen kann ist die Schnellkraft eine sehr komplexe Fähigkeit, die von mehreren Determinanten bestimmt wird.

Die Schnellkraft hängt im Wesentlichen von der:

1. maximalen Anzahl sowohl langsamer als auch schneller rekrutierten motorischen Einheiten
2. den optimalen Entladungsfrequenzen
3. der Muskelfaserverteilung und
4. den spezifischen Eigenschaften der Muskelfasern ab.

Für Zatsiorsky (2000) ist die Bewegungsgeschwindigkeit eine wichtige Größe für die Krafttrainingsübungen zur Schnellkraftverbesserung. Die charakteristische Zielstellung besteht darin die Bewegungsgeschwindigkeit bei einem gegebenen äußeren Widerstand zu erhöhen. In der Kraft-Geschwindigkeitskurve führt dies zu einer Veränderung der F-V Werte. Allerdings kann man nicht einen einzigen Punkt in der Beziehung verändern ohne die Gesamtkurve zu beeinflussen. Dabei können die in Abb.

7 dargestellten Anpassungen der Kraft-Geschwindigkeitsbeziehung durch entsprechende Trainingsmethoden realisiert werden.

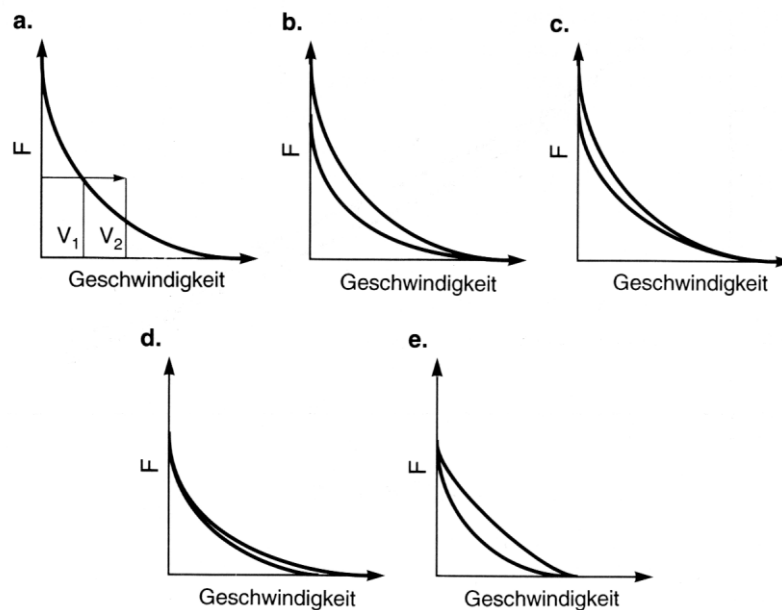


Abb. 7: Anpassungen der Kraft-Geschwindigkeitskurven durch verschiedene Belastungsmethoden (Zatsiorsky, 2000)

Trainingsmethoden zur Entwicklung der Schnellkraft

Traditionell wird die Fähigkeit durch spezifische Methoden des Krafttrainings in hintereinander geschaltete Zyklen entwickelt (Bührle, 1989; Ehlenz et al., 2003; Groszer, Ehlenz, Griebel, & Zimmermann, 1994; Letzelter, 1983; Verchoshanskij, 1995). Nach Zatsiorsky (2000) geschieht dies in der Entwicklung (1) der Maximalkraft, (2) des Kraftanstiegs, (3) der dynamischen Kraft (Kraft die bei hohen Geschwindigkeiten erzeugt wird) und (4) der Kraft im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (Reaktivkraft).

Im Rahmen der Entwicklung der Maximalkraft wird die Methode der wiederholten submaximalen Anspannung angewandt (Ehlenz et al., 2003; Hartmann & Tünnemann, 1984).

Das Ziel ist die Steigerung der Maximalkraft bei gleichzeitiger Hypertrophie der Muskulatur. So wurden beachtliche Muskelhypertrophien in allen Muskelfasertypen nach einem 6 wöchigen Krafttraining festgestellt, wobei gleichzeitig der relative Anteil an Typ IIb Fasern abgenommen hat (Staron et al., 1991). Eine Linkstransformation im Muskelfaserspektrum konnte ebenso von Klitgaard (1990) nachgewiesen werden. Maximalkrafttraining mit dem Ziel der Hypertrophie geht, widerstands- und aktivie-

rungsbedingt, einher mit geringerer Querbrückenkinetik, wobei sich die Kontraktionsgeschwindigkeit reduziert (Tidow, 1994).

Die direkte Auswirkung eines Maximalkrafttrainings auf Parameter Schnellkraft ist nach wie vor umstritten. Fatouros et al (2000) konnten signifikante Steigerungen in der Sprunghöhe nach einem Maximalkrafttraining feststellen. In diesem Kontext stellte Zatsiorsky (2000) fest, dass eine weitere Steigerung der Maximalkraft bei einem Explosivkraftdefizit³ oberhalb von 50% der F_{max} zur Schnellkraftentwicklung ineffektiv sei.

Um weitere Steigerungen der Schnellkraft zu ermöglichen, müssen deshalb Methoden zur Entwicklung des Kraftgradienten angewandt werden. Die Ausführung erfolgt hierbei mit maximalen Geschwindigkeiten und maximaler Willensbereitschaft.

Die Methode der maximalen Kräfteinsätze zielt deshalb auf die Verbesserung der intramuskulären Koordination im Sinne einer Synchronisierung der eingesetzten Muskelfasern am Beginn der Kontraktion ab (Hartmann & Tünnemann, 1984). Zusätzlich wird eine Optimierung der intermuskulären Koordination hinsichtlich der zeitlich dynamischen Ansteuerung der beteiligten Muskulatur (Zatsiorsky, 2000) angesteuert.

Für das Training der maximalen dynamischen Bewegungsgeschwindigkeit wurden unterschiedliche Trainingsmethoden entwickelt die sich in ihrer Bewegungsstruktur voneinander unterscheiden.

Bei der ballistisch konzentrischen Trainingsmethode geht der Athlet in eine definierte Kniebeugeposition. Anschließend vollführt er eine rein konzentrische Bewegung gegen mittlere Widerstände mit maximaler Geschwindigkeit, was meist in einem Absprung mündet.

In diversen Untersuchungen wurden Verbesserungen hinsichtlich der maximalen Kraftentwicklung (mRFD⁴) nachgewiesen (Newton et al. 1999, Murphey et al. 1994).

Des Weiteren wurde eine Steigerung bzgl. Sprunghöhe beim Jump & Reach Test von ca. 6% konstatiert. Die ballistisch konzentrische Methode scheint gleichzeitig Auswirkungen auf Techniken mit einer Bewegungsumkehr zu haben. Die Ergebnisse Newtons et al. (1999) zeigten beim Drop Jump eine Abnahme in der Bodenkontakt-

■ _____
³ Explosivkraftdefizit – Differenz zwischen der Maximalkraft und der erreichten Kraft beim Absprung oder Abwurf

⁴ mRFD maximum Rate of force Development

zeit um 14.6% während sich die Flugzeit um 4.7% verlängerte. Hakkinen et al. (1985) konnte zusätzlich infolge eines Trainings eine relative Zunahme an FT-Fasern konstatieren.

Die plyometrische oder auch Schlagmethode genannt, ist eine von Verchoshanski entwickelte Methode und wird bis heute zur Steigerung der Schnellkraft eingesetzt. Die hierbei entwickelte Fähigkeit ist eine Sonderform der Schnellkraft und wird teilweise auch eigenständige Fähigkeit, der sog. Reaktivkraft, definiert. Die zu Grunde liegenden mechanischen Prinzipien wurden insbesondere von Arbeitsgruppen um Komi untersucht und unter dem Begriff des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (SSC⁵) geführt (Komi, 1985, 2000; Komi & Karlsson, 1978).

Im SSC geht der konzentrischen Phase eine exzentrische Bewegung zeitlich voraus. Dadurch kommt es während der exzentrischen Phase zu einer Dehnung des Muskels entgegen seiner Verkürzungsrichtung. Eine aktive Kontraktion bei gleichzeitig passiver Längenzunahme des Muskels bewirkt, dass die Kraft der Aktion in der konzentrischen Phase weit über das Maß einer nicht-vorgedehnten konzentrischen Bewegung hinausgeht (Komi, 1994).

Das Training nach der plyometrischen Belastungsmethode bewirkt hauptsächlich neuromuskuläre Adaptationen, wie beispielsweise verbesserten Muskelaktivierungseigenschaften von Agonist- und Antagonisten (Chimera, Swanik, Swanik, & Straub, 2004) sowie optimierte neurale Aktivierungen motorischen Einheiten (Hakkinen et al., 1990).

Es konnten Veränderungen der funktionellen Eigenschaften des kontraktilen Apparats sowie eine Hypertrophie von Muskelfasern durch plyometrisches Training nachgewiesen werden. So beobachteten Matavulj et al. (2001) eine Steigerung der Maximalkraft in den Kniestreckenden und Hüftstreckenden Muskeln, während die Zeit der Kraftentwicklung in diesen Muskeln abgenommen hat. Die Verkürzungsgeschwindigkeit wird sowohl in MHCI und MHCII Isoformen erhöht, allerdings ohne ihre prinzipielle Verteilung im Muskel zu verändern (Kyrolainen et al., 2005; Malisoux et al., 2006).

Abgesehen von der plyometrischen Belastungsmethode ist die gewinnbringende Nutzung von Reflexwegen und deren trainingsbedingten Wirkung in der Trainings-

■ _____
⁵ SSC Stretch Shortening Cycle

wissenschaft noch weitestgehend unbekannt. Bawa (2002) stellt die Frage zur Diskussion, ob solche Reflexe mehr oder weniger dominant im Training Beachtung finden sollten und verweist darauf, dass hier noch ein breites Forschungsfeld brach liegt.

Akima (2002) Kinugasa (2005) haben in diesem Zusammenhang, bei der Erforschung von Änderungen in der neuronalen Ansteuerung von Muskelgruppen festgestellt, dass eine Funktionseinschränkung eines Muskels aus einer Muskelgruppe die Rekrutierung von Muskelfasern in dessen Synergisten direkt beeinflusst. Ein Training unter Nutzung des Effekts erhöhter Muskelfaserrekrutierung könnte nun wiederum höhere Leistungszuwächse der Schnellkraftfähigkeit zulassen.

Vor diesem Hintergrund werden die Mechanismen dieses Phänomens in einem ersten Experiment bei unterschiedlichen Kontraktionsformen und unterschiedlichen Muskelgruppen untersucht werden.

2. Studie I – Bewegungsstrukturelle Adaptationen nach elektrischer Stimulation bei statischen und dynamischen Kontraktionsformen

2.1. Problemstellung

Der Einfluss konditioneller Vorbelastung auf das neuromuskuläre System und dessen Nutzung zur effektiveren Leistungssteigerung im sportlichen Training wird aktuell in der trainingswissenschaftlichen Forschung kontrovers diskutiert (Brandenburg, 2005; Olivier, 1996; Olivier et al., 2001; Sale, 1994; Schmidtbleicher & Frick, 2001; Thorhauer, Carl, & Türck-Noack, 2001)

Die bisherige Trainingstheorie besagt, dass ein Schnellkrafttraining im unermüdeten Zustand durchzuführen sei und konditionelle Vorbelastung minimiert werden sollten (Hartmann & Tünnemann, 1984; Letzelter, 1983; Schmidtbleicher & Frick, 2001).

Dieser Standpunkt wird zunehmend durch wissenschaftliche Erkenntnisse aus der Ermüdungsforschung infrage gestellt. Neuere Untersuchungen beschäftigten sich insbesondere mit dem Einfluss konditioneller Vorbelastung auf eine nachfolgende maximale schnellkräftige Bewegung (Duthie, Young, & Aitken, 2002; Hoffman et al., 2005; Kawamori & Haff, 2004).

Vor diesem Hintergrund wird aus der aktuellen Diskussion in der Ermüdungsforschung, das Problem der neuromuskulären Adaptation in Folge der Ermüdung synergistisch wirkender Muskeln aufgegriffen.

2.1.1. Einfluss von Ermüdung bei statischen und dynamischen Kontraktionen

Neuromuskuläre Ermüdung wird allgemein definiert als die reversible Abnahme der Kraftproduktion (Fitts, 1994) und wird weitgehend einheitlich in 2 prinzipielle Komponenten unterschieden (Edwards, 1981):

- 1) zentrale Ermüdung ist ein Defizit der neuromuskulären Erregbarkeit zwischen motorischen Kortex und neuromuskulärer Übertragung und

- 2) periphere Ermüdung bezieht sich auf einen Fehler zwischen der neuromuskulären Übertragung und Kreuzbrückenbindung zwischen Actin und Myosin.

Eine differenziertere Analyse bzgl. der möglichen Hauptquellen für Ermüdung liefert Bigland-Ritchie (1984): Danach sind die Ursachen für Ermüdung in der (1) Erregbarkeit höherer motorischer Zentren, (2) der Erregungsleitung zu niederen motorischen Neuronen, (3) der Erregbarkeit von Motoneuronen, (4) neuromuskulärer Übertragung, (5) Erregbarkeit des Sarkollema, (6) der Erregungs-Kontraktions-Kopplung, (7) kontraktile Mechanismen sowie (8) metabolischen Energieversorgung und Akkumulation von Metaboliten begründet.

Die Ursache für das Auftreten von Ermüdung ist stark abhängig von der Kontraktionsform, Intensität und Muskellänge (Desbrosses, Babault, Scaglioni, Meyer, & Pousson, 2006; Hakkinen & Komi, 1986; Komi, 2000; Patikas et al., 2002; Weir, McDonough, & Hill, 1996)

Isometrische Kontraktion

Während maximalen willentlichen Kontraktionen kann die Kraftproduktion anfangs durch zunehmende neurale Aktivierung kompensiert werden (Babault, Pousson, Michaut, & Van Hoecke, 2003). Dies erfolgt durch Hinzuschaltung weiterer motorischer Einheiten und Zunahme der Feuerrate. Die anschließende Dauer bis zur vollständigen Ermüdung lässt sich in 2 Phasen (Zaciorskij, Aljeschinski, & Jakunin, 1987) unterteilen. Die erste Phase ist gekennzeichnet von einer Kraftreduktion bis auf 50% bei gleichzeitiger Amplitudenabnahme der Aktionspotenziale (Stephens & Taylor, 1970). Es wird angenommen, dass dieser Rückgang maßgeblich auf Fehler in der neuromuskulären Übertragung zurückzuführen ist. Dies betrifft vorwiegend motorische Einheiten mit einer hohen Innervationsschwelle. In der zweiten Phase geht die Kraftproduktion bis auf 25% zurück und erreicht danach ein Plateau. Dies wird damit erklärt, dass die Ermüdung in der 2. Phase durch Fehler der kontraktile Elemente hervorgerufen wird und dabei besonders Einheiten mit niedriger Erregungsschwelle affektiert (Stephens & Taylor, 1972).

Die Zeitstruktur für das Auftreten von Ermüdungserscheinungen ist stark abhängig von der Belastungsintensität. Während anhaltender isometrischen Belastungen bei einem hohen Kontraktionslevel, wurden abnehmende Muskelfaserleitgeschwindigkeiten festgestellt (Arendt-Nielsen & Mills, 1988), Masuda et al 1999). Auf der anderen

Seite wurden bei niedrigem Kontraktionslevel gleich bleibende und sogar leicht ansteigende Muskelfaserleitgeschwindigkeiten gemessen (Krogh-Lund & Jorgensen, 1992), Masuda et al. 1999). Mit Steigerung der zentralen neuronalen Feuerrate erfolgt eine Zunahme der motorischen Einheiten nach dem „Size Princip“ (Henneman et al. 1979).

Während bei isometrischen Kontraktionsformen zentrale Steuerungsmechanismen die Rekrutierung und damit einhergehend den Ermüdungsprozess beeinflussen, wurde die elektrische Muskelstimulation zur Erforschung peripherer Ermüdungsphänomene eingesetzt. Bei der elektrischen Muskelstimulation werden willensunabhängige Muskelkontraktionen, durch direkte Zuführung von elektrischem Strom auf den Muskel, ausgelöst (Wentzensen & Schmelz, 1992).

Diese Art der muskulären Ermüdung wird durch eine Störung der Erregungs-Kontraktionskopplung ausgelöst und ist ebenfalls abhängig von der Intensität der Muskelbelastung.

Prinzipiell unterscheidet man bei der Intensität der Muskelbelastung Hoch- (HFF⁶) und Niederfrequenzielle(LFF⁷) Ermüdung.

High Frequency Fatigue sind muskuläre Stimulationen mit einer Frequenz über 50Hz. Diese führen nach Jones (1996) zu:

1. einer Kraftreduzierung, welche schnell nach Minderung der Stimulationsfrequenz wieder zurückgeht
2. Minderung der Amplituden und Verlangsamung der Wellenform des Muskelaktionspotenzials
3. die Kraftreduzierung wird verstärkt, wenn extrazelluläres $[Na^+]$ abnimmt oder $[K^+]$ zunimmt.

Low Frequency Fatigue sind muskuläre Stimulationen mit einer Frequenz von 10 - 30Hz und führen nach Jones (1996) zu:

1. einer Kraftreduzierung mit einer langen Wiederherstellungsphase. Diese kann Stunden bis Tage dauern
2. Der Effekt tritt ohne besondere metabolische oder elektrische Beeinträchtigungen auf.

■ _____
⁶ HFF – High-Frequency-Fatigue

⁷ LFF – Low-Frequency-Fatigue

Es wurde lange angenommen, dass LFF aufgrund von fehlender $[Ca^{2+}]$ Freisetzung im Endoplasmatischen Reticulum entsteht (Jones et al. 1981). Daraus resultierend erfolgt keine Strukturveränderung des Tropomyosins durch Calciumanlagerung. Es würden keine freien Bindungsstellen für Myosin existieren und die Muskelkontraktion wäre gehemmt (Schmidt et al., 2000). Eine zweite Möglichkeit für das Auftreten von LFF könnte eine Schädigung serienelastischer Elemente sein (Morgan 1990).

Neben der Intensität der Kontraktionsstärke und der Kontraktionsform ist die Art der Ermüdung von der Muskellänge abhängig (Fitch et al. 1985, Mc Kenzie et al. 1987). Die Ermüdung ist verzögert, wenn der Muskel verkürzt ist im Vergleich zur optimalen Muskellarbeitslänge (Hisaeda, Shinohara, Kouzaki, & Fukunaga, 2001; Ng, Agre, Hanson, Harrington, & Nagle, 1994). Place et al. (2005) nehmen an, dass ein unmittelbarer Zusammenhang mit der unterschiedlich gemessenen Maximalkraft bei differentiellen Gelenkstellungen besteht. Sie fanden bei maximalen isometrischen Knieextensionen gegen 75° und 35° eine geringere Kraftproduktion bei kleineren Gelenkamplituden. Es wird vermutet, dass bei 75° die optimale Arbeitslänge des Quadriceps femoris liegt (Kubo et al. 2001). Bei dem kleineren Gelenkwinkel ist somit auch nur eine suboptimale Anzahl an Querbrückenbindungen zwischen Aktin und Myosin gewährleistet (Hisaeda et al., 2001). Daraus resultierend ist die Zeit bis zur Ermüdung bei kleineren Gelenkwinkeln verlängert. Eine Spezifikation der Ursache für die auftretenden Ermüdungsphänomene bei verschiedenen Muskellängen ist nicht möglich. Der Kraftverlust in beiden Gelenkwinkelpositionen unter steigender Ermüdung ist generell Ausdruck für eine periphere Ermüdung des Muskels. Eine Reduktion der EMG Aktivität lässt die Vermutung zu, dass die Erregungs-Kontraktionskopplung gestört ist (Place et al., 2005). Allerdings müssen diesbezügliche Ergebnisse von EMG Daten vorsichtig interpretiert werden, da die Entstehung des Signals vielschichtig ist und von anderen Faktoren beeinflusst werden kann (Farina et al. 2004, Anders et al. 2004).

Dynamische Kontraktion

Die Erforschung von Ermüdungsphänomenen konzentriert sich weitestgehend auf isolierte Kontraktionsformen – wie isometrische, konzentrische oder exzentrische (Komi, 1994). Vor diesem Hintergrund untersuchte Bosco et al. (1982) die neuro-

muskulären Funktionen und mechanische Effizienz unter progressiver Ermüdungsaufstockung in Dehnungs-Verkürzungszyklen (Komi, 1985).

Nach wiederholenden submaximalen Dehnungs-Verkürzungszyklen kam es zu ermüdungsbedingten Veränderungen der Phasendauer (Viitasalo, Hamalainen, Mononen, Salo, & Lahtinen, 1993) und des Kraftstoßes. Die initialen Kraftspitzen mit anschließendem steilen Kurvenabfall, nahmen unter wachsender Ermüdung zu (Gollhofer, Komi, Miyashita, & Aura, 1987). Steigende Ermüdung bedingt eine verminderte Toleranz gegenüber Dehnungsbelastungen und eine Abnahme der elastischen Rückstellkräfte im Muskel (Komi, 1994; Moritani, Oddson, & Thorstensson, 1990). Dieses Phänomen ist bekannt als Muskelsteifigkeit, welche über spinale Reflexbögen gesteuert wird. Die auf das gleiche Motoneuron aufgeschalteten Ia- und Ib-Afferenzen bewirken, dass beim gedehnten Muskel das Verhältnis aus Spannung und Dehnung konstant bleibt (Blickhan, 1996). Während steigender Ermüdung sinkt der pH-Wert im Muskel, was zu einer Verdoppelung der Entladungsfrequenz der Ia-Fasern führt (Fujitsuka 1979 aus Komi 1994) und somit die Muskelsteifigkeit erhöht.

2.1.2. Einfluss von Vor-Belastung auf Schnellkraft

Im Zusammenhang mit Ermüdung wurde insbesondere in der Trainingswissenschaft die Frage diskutiert, inwiefern Mechanismen existieren die diesen Ermüdungsercheinungen entgegenwirken und wie diese durch gezieltes Training nutzbar zu machen sind (Olivier, 1996; Thorhauer & Türck-Noack, 1997).

Türck-Noack und Thorhauer (2001) untersuchten die Wirkung lokaler Muskelvorer-müdung auf die Leistung bei anschließenden Drop-Jumps. Das verwendete Belastungsprinzip wird in Abb.8 dargestellt. Aus ihren elektromyographischen und dynamischen Ergebnissen wurde der Leistungserhalt auf kompensatorisch erhöhte Muskelaktivität durch Synergisten zurückgeführt.

Daraus leitete sich ihr zentraler Forschungsansatz ab: Gezielte lokale/isolierte neuromuskuläre Ermüdung („Vorer-müdungsprinzip“) bewirkt neuromuskuläre Kompensationsmechanismen, die zu einer Leistungsverbesserung des agierenden neuromuskulären Systems im nicht ermüdeten Zustand führt (Türck-Noack & Thorhauer, 2001).

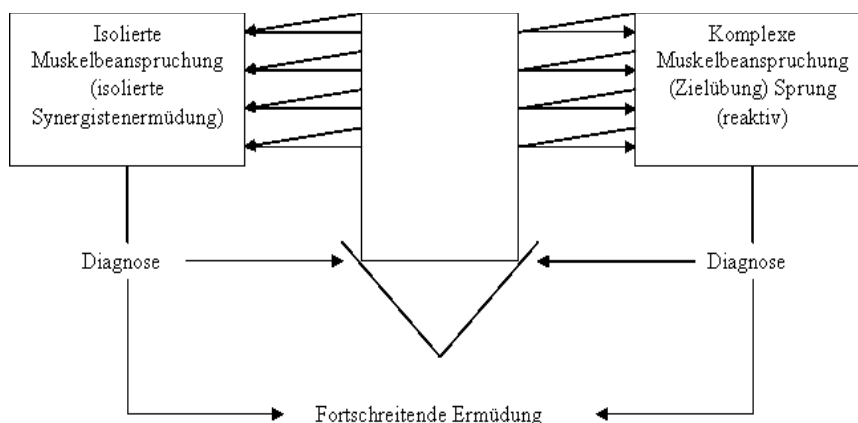


Abb. 8: Diagnostisches Konzept: Belastungsserien bestehend aus abwechselnder isolierter und komplexer Muskelbeanspruchung mit Ermüdungscharakter am Beispiel einer fortschreitenden isolierten Synergistenermüdung mit Auswirkung auf die reaktive Sprungleistung und deren Diagnose (Türck-Noack et al. 2001)

Hoffmann (2006) untersuchte die Veränderungen bei Sprunghandlungen sowohl nach dynamischer und statischer Ermüdung des M. Triceps surae als auch nach dynamischer und statischer Ermüdung des M. Quadriceps femoris. Er konnte zwar elektromyographische Veränderungen nachweisen – allerdings waren diese nicht signifikant und unterlagen einer großen Standardabweichung. Im Ergebnis konnte er einen Leistungserhalt bzw. leichten Leistungsrückgang als Folge der Ermüdungsprogramme konstatieren. Strass (1985) konnte einen temporären Anstieg der Explosivkraft nach wiederholenden maximalen isometrischen Kontraktionen nachweisen. Die Explosivkraft reduzierte sich zwar wieder während der anhaltenden Ermüdung, blieb aber dennoch deutlich über den Werten des unermüdeten Zustands. Gleichzeitig reduzierte sich die Maximalkraftleistung um 30%. Er vermutete eine Veränderung der Erregbarkeitsschwelle im Motoneuronen-Pool, die durch wiederholt induzierte maximale Belastung herbeigeführt werden könnte.

Das Ausbleiben der durch die Ermüdung erwarteten Leistungsminderung wird so interpretiert, dass durch propriozeptive Informationen und deren afferente Leitung eine neuromuskuläre Modulation hervorgerufen wurde (Ashe, 1997; Olivier et al., 2001; Schmidtbleicher & Frick, 2001).

Eben solche akuten Modulationen sind u.a. auf die Ko-Aktivierungseigenschaften von synergistisch aktivierten Muskeln (Kouzaki et al. 1999, Richardson et al. 1998) und deren afferente Ia-Verlinkung (Nichols, Cope, & Abelew, 1999)(Abb.9) zurückzuführen. Es wurde beispielsweise die Existenz von synergistisch fungierenden Muskeln unter den drei Vasti des Quadriceps femoris nachgewiesen. (Akima et al., 2004).

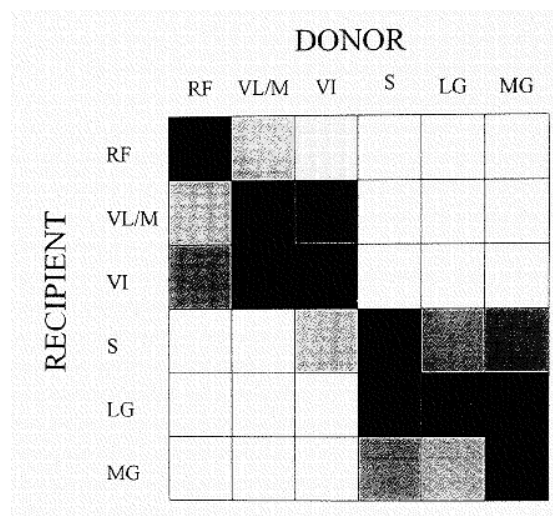


Abb. 9: Monosynaptische Ia Verlinkung im Quadriceps femoris und Triceps surae. Die Schattierung der Felder zeigt die Stärke des Verhältnis von heteronymen und homonymen EPSP⁸ Amplituden, welche durch periphere Nerv Stimulation erzeugt wurde (Nichols et al., 1999)

Noch weitestgehend ungeklärt ist, welche Wirkung die selektive Ermüdung eines spezifischen Muskels aus einer Muskelgruppe bei isometrischen und komplexen Bewegungen hat. Es lässt sich vermuten, dass eine akute zentral gesteuerte neuronale Adaptation die Folge der lokalen Muskelermüdung ist (Regueme, Nicol, Barthelemy, & Grelot, 2005). Hierbei gibt es kontroverse Forschungsergebnisse, wobei zum einen erhöhte neuronale Ansteuerung der Synergisten (Akima et al., 2002; Michel, 2003) andererseits eine Hemmung in der neuronalen Ansteuerung der Synergisten gefunden worden ist (Sacco et al., 1997).

Die Quelle möglicher Agonistenhemmung könnte eine Abnahme der motoneuronalen Erregbarkeit während Ermüdung sein. Hierdurch wäre eine reflektorische Hemmung des ermüdeten Muskels zu erwarten, die sich auf die Synergisten weiter auswirkt (Hayward et al. 1988). Die Folge wäre eine Verminderung der Kraftproduktion.

Andererseits wurde nachgewiesen, dass ein Leistungserhalt trotz Ermüdung eines Muskels auftritt. Dies könnte eine stärkere Aktivierung durch Frequenzerhöhung der Aktionspotenziale auf den Muskel oder durch verstärkte Muskelfaserrekrutierung hervorgerufen werden (Ashe, 1997).

■ _____
⁸ EPSP – Erregendes postsynaptisches Potenzial

Die Grundlage für Untersuchungen der lokalen Muskelermüdung ist die gezielte Ansteuerung einzelner Muskeln, wobei die externe Elektromyostimulation als Ermüdungsmethode ihre Eignung bereits nachgewiesen hat (Brocherie, Babault, Cometti, Maffiuletti, & Chatard, 2005; Gondin et al., 2005; Gondin, Guette, Jubeau, Ballay, & Martin, 2006; Herrero, Izquierdo, Maffiuletti, & Garcia-Lopez, 2006; Maffiuletti et al., 2000; Michel, 2003)

2.2. Ziele und Hypothesen

Das Ziel der Studie ist der Nachweis bewegungsstruktureller Veränderungen unter lokaler Muskelermüdung bei isometrischen und komplexen dynamischen Muskelkontraktionen. Bisher konnte nachgewiesen werden, dass eine Ermüdung des Vastus lateralis eine Änderung der Rekrutierung im m. Quadriceps femoris bedingt (Akima et al., 2002). Dieses Phänomen wurde bisher noch nicht für den Triceps surae nachgewiesen. Des Weiteren lässt sich eine Erhöhung der Muskelsteifigkeit als Folge der Ermüdung erwarten (Gollhofer, Komi, Fujitsuka, & Miyashita, 1987). Eine Erhöhung der Muskelaktivität infolge muskulärer Ermüdung eines Agonisten bei gleich bleibender absoluter Leistung, könnte zu einer veränderten Trainingsgestaltung bei der Entwicklung von Maximalkraft und Schnellkraft führen.

Hierzu werden in einem Experiment die funktionellen Adaptationsmechanismen nach elektrischer Stimulation des Vastus lateralis und Gastrocnemius lateralis bei komplexen dynamischen Kontraktionsformen untersucht. Als Kontrollsprung dient dabei der Counter-Movement-Jump.

Da nicht eingeschätzt werden kann mit welchen Leistungsverlusten zu rechnen ist, wenn ein Muskel einer Muskelgruppe ermüdet wird, soll dies in einer Vorstudie untersucht werden. Durch inverse Dynamik ist bekannt, dass die relative Arbeit beim Counter-Movement-Jump in Hüft-, Knie- und Fußgelenk auf 38%,32% und 30% respektive, verteilt ist (Bobbert, Mackay, Schinkelshoek, Huijing, & van Ingen Schenau, 1986).

In einem ersten Experiment wird daher der Einfluss des Gastrocnemius lateralis bei Plantarflexion zur Kraftproduktion durch den Triceps surae abgeschätzt. Dazu wird

dieser Muskel durch elektrische Stimulation komplett ermüdet. Anschließend erfolgt die Durchführung einer erneuten maximal willkürlichen Kontraktion.

Folgende Hypothesen lassen sich dabei aus der vorangegangenen Literatursichtung aufstellen:

Hypothese 1: Bei maximal willkürlichen isometrischer Plantarflexion bewirkt die elektrische Stimulation des m. Gastrocnemius lateralis eine Veränderung der neuromuskulären Ansteuerung

Hypothese 1a: der Gastrocnemius lateralis wird infolge der elektrischen Stimulation bei maximalen willentlichen isometrischen Kontraktionen geringer aktiviert

Hypothese 1b: die Agonisten des Gastrocnemius lateralis unterliegen keiner Veränderung bzgl. ihrer Aktivität bei maximalen willentlichen isometrischen Kontraktionen

Hypothese 2: Die maximale Kontraktionskraft vermindert sich in Folge der Ermüdung und spiegelt gleichzeitig den Ermüdungsgrad bzw. den Einfluss des Gastrocnemius lateralis bei Plantarflexion wieder.

Hypothesen 3: Die sportliche Leistung beim Counter-Movement-Jump kann trotz lokaler Muskelermüdung aufrechterhalten werden. Es kommt in Folge spezifische Kompensationsphänomen zu keinem signifikanten Leistungsrückgang.

Hypothese 4: Die EMS induzierte Muskelermüdung bewirkt funktionelle Adaptationen der Bewegungskoordination des Counter-Movement-Jumps

Hypothese 4a: Die Agonisten der ermüdeten Muskeln werden stärker aktiviert, was sich in Form eines erhöhten IEMG widerspiegelt.

Hypothese 4b: Die Antagonisten der ermüdeten Muskeln werden durch den Flexoreflex geringer aktiviert.

Hypothese 5: Die lokale Ermüdung der Muskeln lässt sich durch Parameter bzgl. spezifischer neuromuskulärer und muskulärer Eigenschaften quantifizieren.

Hypothese 5a: Die neuronale Ansteuerung der durch EMS ermüdeten Muskeln wird beim Counter-Movement-Jump signifikant herabgesetzt.

Hypothese 5b: Die maximal willkürliche Kontraktionskraft der Muskelgruppe des ermüdeten Muskels ist vermindert.

2.3. Untersuchungsdesign

2.3.1. Probanden

An den Studien nahmen 21 gesunde männliche Probanden teil. Jeder Proband wurde über die Risiken, die Durchführung und den Zweck des Versuchs informiert bevor er seine Einverständniserklärung unterschrieb. Die Charakteristik der Probandengruppe ist in Tab.3 zusammengefasst. Die Stichprobe bestand aus Sportstudenten, die freizeitorientiert verschiedene Sportarten betrieben – aber zum aktuellen Zeitpunkt kein leistungssportlich orientiertes Training durchführten.

Tab. 3: Angaben zu Probanden in Studie I und II

	Geburtsdatum	Körperhöhe (in cm)	Gewicht (in kg)	Body Mass Index (BMI=M/Kh ²)	EXP I	EXP II	Sportart
Proband I (J.S.)	08.07.1983	183	74,4	22,2	X		Basketball
Proband II (M.D.)	23.12.1978	182	86,6	26,1	X	X	Ausdauer
Proband III (M.T.)	31.08.1986	175	72,0	23,5			Fußball
Proband IV (Y.M.)	17.12.1986	174	64,8	21,4			Ausdauer
Proband V (A.S.)	17.09.1980	176	79	25,5	X	X	Sprint / Basketball
Proband VI (F.F.)	25.12.1980	184	78,6	23,2	X	X	Ausdauer
Proband VII (B.W.)	03.11.1981	186	80,3	23,2	X	X	Tischtennis

Proband VIII (T.O.)	20.05.1975	177	89,9	28,7	X	X	Skeleton
Proband IX (N.S.)	15.12.1978	181	73,7	22,5	X	X	Tisch- tennis
Proband X (M.V.)	02.06.1976	186	91,9	26,6		X	Tisch- tennis
Proband XI (B.B.)	25.11.1983	177	81,2	25,9	X	X	Kraftdrei- kampf
Proband XII (J.E.)	12.05.1980	186	86,6	25,0		X	Volleyball / Moun- tainbike
Proband XIII (M.L.)	01.02.1977	185	93,6	27,3		X	Volleyball
Proband XIV (S.W.)	20.03.1984	177	74,4	23,7			Tennis
Proband XV (J.Z.)	02.11.1986	185	79,1	23,1	X	X	Tisch- tennis
Proband XVI (F.B.)	23.11.1980	179	75,5	23,6	X		Ausdauer
Proband XVII (R.S.)	30.06.1986	180	69,2	21,4	X	X	Handball
Proband XVIII (R.V.)	11.10.1985	177	71,0	22,7		X	Fußball
Proband XIX (C.G.)	25.03.1980	184	76,0	22,4	X	X	Basket- ball
Proband XX (M.F.)	15.03.1980	178	81,1	25,6	X		Volleyball
Proband XXI	31.07.1983	170	58,4	20,2	X		Eiskunst- lauf

2.3.2. Untersuchungsprotokoll

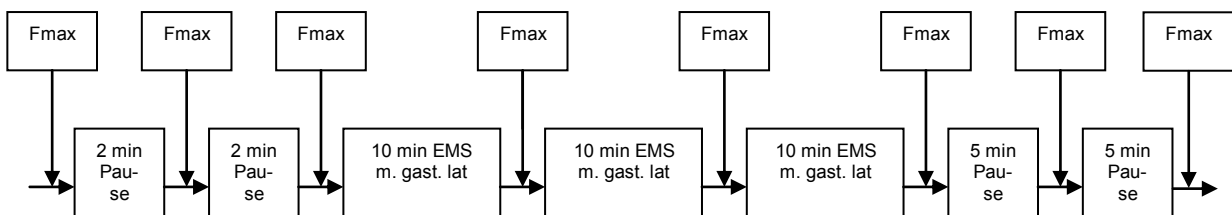
Bestimmung der maximal willkürlichen Kontraktion (MVC):

Die MVC des Triceps surae wurde durch eine Plantarflexion des Fußes gegen einen fixierten Widerstand durchgeführt. Die Person saß aufrecht und mit gestrecktem Kniegelenk in einem Stuhl. Das Fußgelenk wurde im Winkel von 90° ausgerichtet. Der Oberschenkel wurde durch Bänder oberhalb des Kniegelenks fixiert um eine Beugung im Kniegelenk und ein affektieren anderer Muskeln einzuschränken. Des Weiteren wurde das Hüftgelenk fixiert, damit eine Erhöhung des MVC durch Rotation im Hüftgelenk verhindert wird. In dieser Position wurde der Widerstand fixiert und die Position des Probanden nicht mehr verändert.

Durch isometrische Plantarflexion des Fußes sollte die Kraft zügig bis zum Erreichen des Maximums aufgebaut und weitere 5sek lang aufrechterhalten werden.

Experiment 1: Jeder Proband hatte die Aufgabe, 3 maximal willkürliche isometrische Kontraktionen im Abstand von 4min auszuführen. Dabei sollte die Maximalkraft bei Plantarflexion des Fußes möglichst schnell aufgebaut und 5sek gehalten werden⁹. Anschließend wurde der m. Gastrocnemius lateralis separat 10min durch EMS ermüdet (Abb. 10B), während alle anderen Muskeln vollständig regenerierten. Darauf folgte ein erneuter Maximalkrafttest des m. Triceps surae. Dieser Algorithmus, bestehend aus 10min Ermüdung und Maximalkrafttest, wurde 3-mal wiederholt. Abschließend wurden zwei weitere Messungen im Abstand von 5min zur Beobachtung der Regenerationsprozesse durchgeführt (Abb.10A).

A) Untersuchungsablauf



B) EMS Programm

Reizdauer:	6s
Pause:	18s
Frequenz:	80Hz
Intensität:	Ind. SG
Impulsform	rechteckig
Impulsbreite	350µs

Abb. 10: A) Testdesign für das 1. Experiment; B) EMS Programm

Experiment 2: Im Anschluss an die Hautvorbereitung und Elektrodenapplikation wurde ein standardisiertes, spezifisches Aufwärmprogramm absolviert. Danach wurde die maximal willkürliche Kontraktionskraft (MVC) durch isometrische Muskelkontraktion des m. Triceps surae bestimmt, gefolgt von einer 4min Pause. Die Durchführung erfolgte analog zur Bestimmung der bereits beschriebenen MVC Messung.

Zur Reaktivierung des Bewegungsautomatismus folgten 5 submaximale Counter Movement Jumps im Abstand von 2min. Bevor die Experimente begannen, erfolgte die

⁹ Im Vorfeld der Untersuchung wurde geprüft, ob die Probanden die Fähigkeit zum 6 sek Krafterhalt besitzen. Alle Probanden konnten diese Aufgabe erfolgreich bewältigen.

Prüfung auf Artefakte im EMG Signal und eine Funktionstest der abgeleiteten Muskeln. Bei aufgetretenen Artefakten wurden die Vorbereitungsmaßnahmen wiederholt und einer erneuten Prüfung unterzogen.

Die Untersuchungsreihe begann mit einer 20sek. Ruhemessung. Anschließend wurden 3 Counter-Movement-Jumps im Abstand von 4min durchgeführt. Die folgende Ermüdung wurde mittels externer Elektromyostimulation (Abb.10B) induziert. Innerhalb von 2sek nach der 3min EMS Anwendung erfolgte ein Counter-Movement-Jump. Dieser Algorithmus, bestehend aus Ermüdung und Sprung wurde 10-mal wiederholt.

Abschließend erfolgten eine Ruhemessung und die erneute Bestimmung des MVC (Abb.11).

Chronologie der Arbeitsschritte in Experiment II		Zeit
a)	Akquisition anthropometrischer Daten, Lokalisation der Muskeln, Erhöhung der Hautleitfähigkeit, Erwärmung und Prüfung auf Artefakte im EMG Signal (Vgl. 2.4.4)	60'
b)	EMG Ruhemessung liegend	1'
c)	EMG Ruhemessung stehend	1'
d)	Erwärmung → 50 Seilsprünge + 5 submaximale C-M-J	5'
e)	Messung der maximal willkürlichen Kontraktionskraft (MVC)	5'
f)	6 x C-M-J im unermüdeten Zustand mit 1min Pause zwischen den Sprüngen	3'
10x	f) Ermüdung der Muskeln (Vastus lateralis und Gastrocnemius lateralis durch externe Elektromyostimulation	45'
	g) 2 x Counter-Movement-Jumps	
h)	Messung der maximal willkürlichen isometrischen Kontraktionskraft	1'
i)	EMG Ruhemessung liegend	1'
j)	EMG Ruhemessung stehend	5'
Gesamtzeit		Σ 128'

Abb. 11: zeitliche Struktur des Versuchsaufbaus in Experiment II

2.3.3. Signalaufnahme

Elektromyographie

Die Ableitung der elektrophysiologischen Aktivität des m. Tibialis anterior, m. Gastrocnemius lateralis, m. Gastrocnemius medialis, m. Soleus, Vastus lateralis, Vastus medialis, Rectus femoris und Biceps femoris erfolgte durch das Verfahren der bipolaren Oberflächen Elektromyographie. Zur Optimierung der Signalleitfähigkeit wurde die Hautoberfläche entsprechend den Empfehlungen des Seniam Projektes (Hermens et al., 1999) vorbereitet (Tab.22).

Nach Lokalisierung der oben genannten Muskeln erfolgte die großräumige Rasur, Entfettung und vorsichtige Aufrauung der Haut an der abzuleitenden Stelle. Anschließend wurden die Elektroden im Abstand von 20 mm in Faserrichtung auf den Muskel geklebt.

Die Signale wurden durch eine 15 Kanal Steckplatine der Firma BIOVISION aufgenommen. Die Digitalisierung der Daten erfolgte über eine PCMCIA Card der Firma Quatech (DAQP-16) mittels der Software DasyLab 9.0 bei einer Messfrequenz von 1000 Hz.



Abb. 12: Abgeschlossene Vorbereitungsmaßnahmen für elektromyografische Messungen

Kraft

Die isometrische Maximalkraft wurde an einer eigens angefertigten Messapparatur durchgeführt. Hierzu wurde eine Plattform Wägezelle vom Typ PW10A (HBM Messtechnik, Darmstadt) hinter einer 9x15cm großen Stahlplatte montiert (Abb.13). Die Wägezelle kann Lasten bis zu 300kg messen. Der Proband saß in einem Stuhl, welcher fest mit der Messapparatur verschweißt wurde. Das Kniegelenk wurde vollständig gestreckt und der Fußgelenkwinkel betrug 90°. Die gesamte Trittpläche war in horizontaler Richtung frei verstellbar, sodass individuelle Beinlängen der Probanden eingestellt werden konnten. Von der Wägezelle ausgehend wurde durch ein abgeschirmtes Anschlusskabel ein Messwertverstärker angeschlossen. Ein weiteres Kabel wurde von dem Messwertverstärker auf die Inputbox der Firma Biovision geführt. Von dort erfolgte die Datenaufnahme analog zu dem bereits beschriebenen EMG Aufnahmeverfahren.

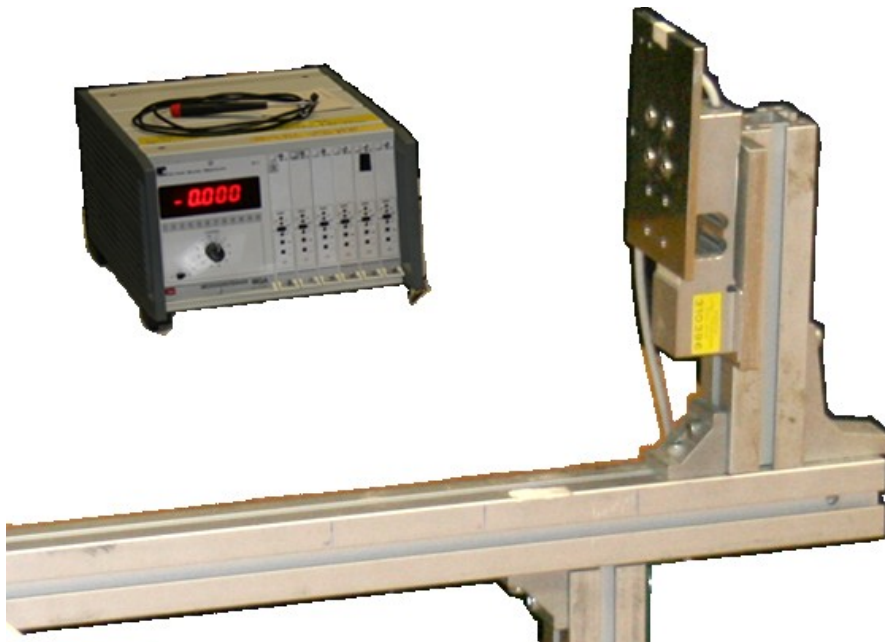


Abb. 13: Versuchsaufbau der isometrischen Maximalkraftmessungen

Beschleunigung

Der Beschleunigungsaufnehmer der Firma Biovision wurde auf dem Trochanter major durch Klebeband befestigt. Es wurde lediglich eine Bewegungsrichtung – z Richtung – aufgenommen. Ein leichtes Nachschwingen durch Hautbewegung in den Umkehrpunkten bzw. im Moment des Verlassens des Bodenkontaktes konnte durch zusätzliche Fixation des ableitenden Kabels und des Aufnehmers minimiert werden.

Die Signalaufnahme erfolgte über die gleiche Steckplatine wie die EMG Aufnahmen. Dadurch konnte eine synchrone Datenerfassung garantiert werden.

Winkelbestimmung

Die kinematischen Parameter Kniewinkel und Hüftwinkel wurden mittels Goniometer (Penny & Giles) bestimmt. Das Goniometer wurde in Verlaufsrichtung der Teilkörpersegmente mit Doppelseitigen Klebeband fixiert. Der Kniewinkel des vollständig gestreckten Beins wurde mit 0° festgelegt.

Die Signalaufnahme des Goniometers wurde ebenfalls über die oben beschriebene Steckplatine realisiert. Somit konnten alle eingehenden Daten – EMG, Beschleunigung und Kinematik – über dieselbe Timeline verarbeitet und ausgewertet werden.

2.3.4. Signalverarbeitung

EMG: Die weitere Verarbeitung (Abb.14) der EMG Daten umfasste einen Nullabgleich, Gleichrichtung und Filterung der aufgenommenen Signale unter Nutzung eines 10 Hz Butterworth Tiefpassfilter 2. Ordnung (Arampatzis, Morey-Klapsing, & Bruggemann, 2003; Arampatzis, Schade, Walsh, & Bruggemann, 2001; DeVita, 1994)

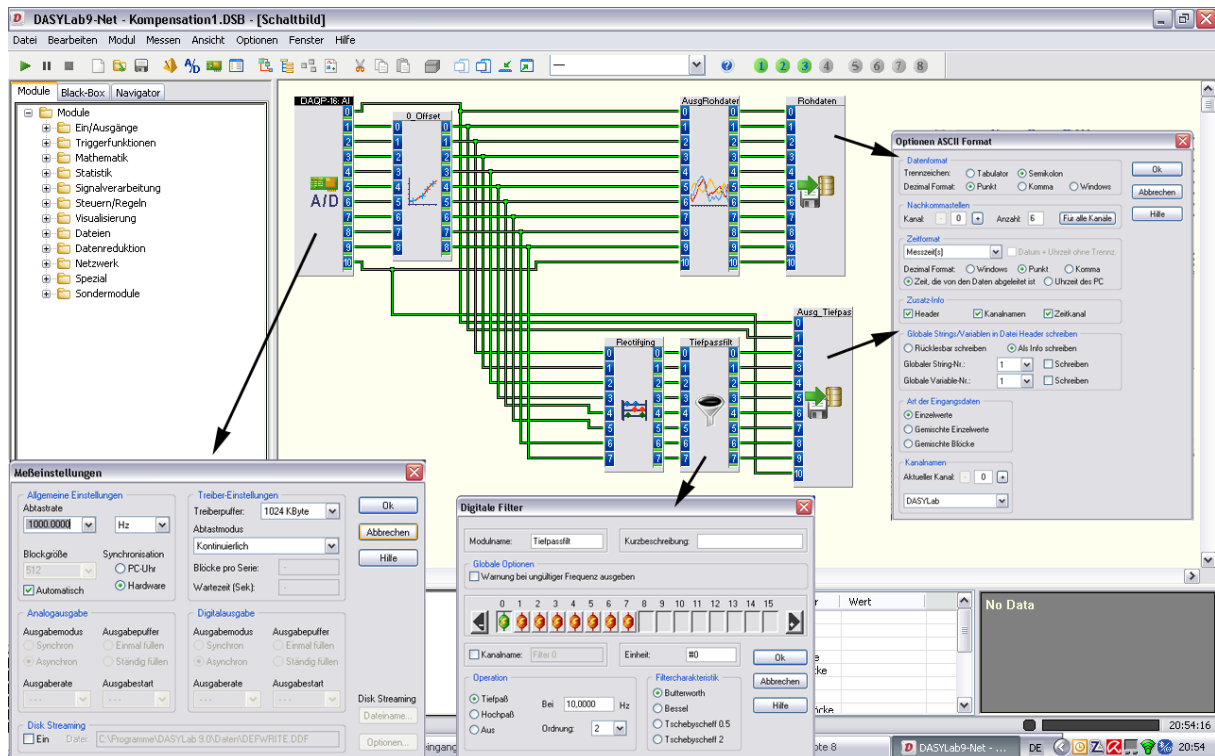


Abb. 14: Signalaufnahme und Verarbeitung der Beschleunigung und der EMG Daten mit der Software DasyLab 9.0

IEMG Experiment 1: Weitere Berechnungen zur Parameterbestimmung wurden mittels MatLab (MathWorksTM; MatLab R2006a; Natick, Massachusetts, USA) realisiert. Die Bestimmung der Muskelaktivität erfolgte durch Integration der EMG Signale über einen Zeitraum von 2 Sekunden. Der Startpunkt wurde durch die Kraft-Zeitkurve definiert. Die Probanden realisierten die Aufgabe, das zügigen Erreichens der Maximalkraft, unterschiedlich. Da alle Teilnehmer nicht länger als 2 sek brauchten, begann die Integration 1.5 sek nach dem Startpunkt, d.h. effektiv wurde das Integral über die 1.5-3.5 sek der Kraft-Zeit-Kurve gebildet.

IEMG Experiment 2: Zur Auswertung der Muskelaktivität wurde das EMG Signal über die Dauer der exzentrischen Phase, der konzentrischen Phase und der Gesamtzeit des Sprunges integriert (IEMG). Da die Sprünge in ihrer zeitlichen Struktur in Abhängigkeit von den Bewegungserfahrungen des Probanden variierten, wurde das IEMG zeitnormalisiert, indem das Integral durch die Dauer der jeweiligen Phase dividiert wurde (Gollhofer, 2000; van Soest, Roebroeck, Bobbert, Huijing, & van Ingen Schenau, 1985; Winter, 1990)

Ein wichtiger Faktor bei Untersuchungen neuromuskulärer Steuerung ist das Setzen der *Startbedingung* für die Messung muskulärer Aktivität (Abbink, van der Bilt, & van der Glas, 1998; Adamovich, Levin, & Feldman, 1994; Takada & Yashiro, 1995). Einen Vergleich über verschiedene Verfahrensweisen zur näheren Bestimmung des Onsets liefern die Arbeiten von (Hodges & Bui, 1996; Staude & Wolf, 1999), wobei festzuhalten bleibt, dass es bis heute noch keine objektive Methode zur Bewertung eines exakten EMG Muskelaktivitätsbeginns existiert (Staude, Flachenecker, Daumer, & Wolf, 2001).

Die Festsetzung des Zeitpunktes, ab dem muskuläre Aktivität beginnt, erfolgte im weiteren Verlauf in Anlehnung an (Abbink et al., 1998).

(1) $\int_a^b f(x)dx$ Berechnung des Integrals der Muskeln zur Bestimmung der Muskelaktivität: $EMG_{Muskel_{1-1}} = 0$;
 (2) $IEMG = (EMG_{Muskel_{1-1}} \cdot dt + EMG_{Muskel_{1-1}}) + (EMG_{Muskel_{1-1}})$ $EMG_{Muskel_{1-1}} = EMG$ Wert des Muskels zu Beginn der Tiefgebewegung; $dt =$ Frequenz der Datenmessung (0,001)

Amplitudennormalisierung: Diese Funktion dient der Vergleichbarkeit der Versuche bzgl. des Kriteriums der Amplitudengröße. Als externe Bezugsgröße wurden die iEMG's der jeweiligen Muskeln der drei unermüdeten Versuche gemittelt und auf 100% festgelegt. Alle weiteren EMG Daten (EMG_{Wert}) wurden ins Verhältnis zu den unermüdeten Ausgangswerten gesetzt:

(3) $EMG_{Rel} = \frac{\sum_{i=1}^{i=3} EMG_{i_unerm}}{3}$
 (4) $EMG_{Rel;M} = \frac{EMG_{Wert;M}}{EMG_{Rel}} \cdot 100$

EMG_{i_unerm} = Werte der des jeweiligen Muskels im unermüdeten Zustand
 EMG_{Rel} = Mittelwert der 3 unermüdeten Versuche des Muskels
 EMG_{Wert} = aktueller gefilterter EMG Wert des Muskels (M)
 $EMG_{Rel;M}$ = EMG Wert des Muskels (M) bzgl. EMG_{Rel}

Winkel: Zum Erhalt der realen Winkel mussten die aufgenommenen Daten von Volt in Grad umgerechnet werden. Das Goniometer ist dahingehend geeicht, dass 90° gleich 1V und 0° gleich 0V entsprechen. Darauf aufbauend konnten alle weiteren Berechnungen durchgeführt werden.

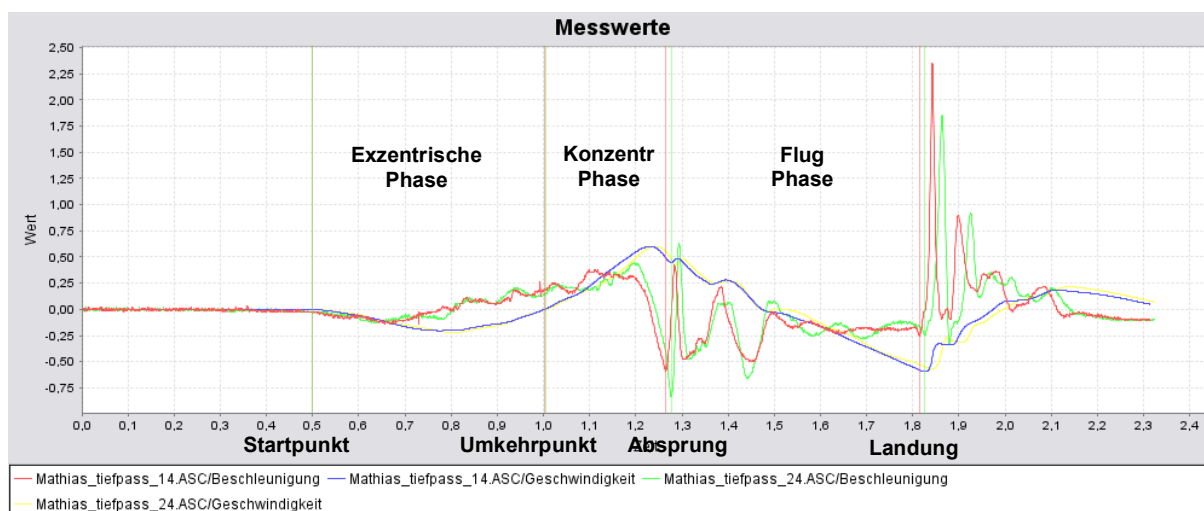


Abb. 15: Phaseneinteilung durch Beschleunigungs- und Geschwindigkeitsverlauf von zwei Counter-Movement-Jumps eines Probanden (blau/gelb Geschwindigkeitsverlauf; rot/grün Beschleunigungsverlauf)

Diese Daten, bestehend aus Beschleunigungssignal und EMG der jeweiligen Muskeln, wurden nach jeder Messung in einer Datei im ASCII Format gespeichert. Anschließend wurden diese Dateien in eine selbst programmierte Software (KiStu[®]) eingelesen die folgende Parameter berechnete:

- Dauer der Phasen der Auftaktbewegung und der Sprungbewegung,
- IEMG als Zeichen der Muskelaktivität in den einzelnen Phasen,
- mittlere Amplitudenhöhe der EMG Daten,
- Sprunghöhe,
- Abfluggeschwindigkeit.
- Maximale Amplitudenhöhe

Phaseneinteilung des Sprungs: Der Counter-Movement-Jump wurde in 3 Phasen eingeteilt, welche über den Beschleunigungsverlauf errechnet wurden (Abb.15).

Die exzentrische Phase begann mit der Senkung der Hüfte des Probanden und endete im Umkehrpunkt bzw. tiefsten Punkt der Bewegung. Als Startpunkt wurde die 5fache Standardabweichung festgelegt. Ab diesem Zeitpunkt erfolgte die Integration

der Beschleunigung über die Zeit. Der resultierende Geschwindigkeitsverlauf wurde genutzt um den Umkehrpunkt zu ermitteln. Dieser wird gleichgesetzt mit dem Zeitpunkt an dem die Geschwindigkeit 0 ist.

Die konzentrische Phase begann im Umkehrpunkt und endete mit der stärksten negativen Auslenkung des Beschleunigungsverlaufs. Diese starke Auslenkung resultiert aus dem ersten Nachschwingen des Beschleunigungsaufnehmers und ist dem realen Absprung wenige tausendstel Sekunden zeitversetzt. Der exakte Zeitpunkt des Absprungs konnte nicht bei allen Probanden detektiert werden. Insofern wurde nach einem Punkt gesucht, der diesem Punkt zeitlich sehr nah ist und bei allen Probanden deutlich sichtbar wird.

Die Flugphase begann mit dem für den Absprung gewählten Detektionspunkt und endete mit dem ersten Bodenkontakt, d.h. der beginnenden negativen Beschleunigung.

Bestimmung der Sprunghöhe:

Zunächst wurde die Flugzeit aus der Zeitdifferenz zwischen Absprung und Landung bestimmt. Daraus ließ sich die Abfluggeschwindigkeit durch einfaches Umstellen von (5) errechnen.

$$(5) \quad t_s = \frac{v_0}{g}$$

$$(6) \quad t_F = t_L - t_A$$

$$(7) \quad t_F = \frac{2 \cdot v_0}{g}$$

$$(8) \quad s_{\max} = \frac{v_0^2}{2 \cdot g}$$

Abb. 16: Berechnung der Flughöhe aus der Flugzeit; $g = 9,80665 \text{ m/s}^2$; t_s = Steighöhe; t_F = Flugzeit; s_{\max} = Steighöhe; t_L = Zeit der Landung; t_A = Zeit des Absprungs

Die Verifizierung der Phaseneinteilung erfolgte über den separat gemessenen Kniewinkel (Abb.17). Aufgrund dessen, dass die Kniewinkelmessung über dieselbe Timeline wie die Beschleunigung mit einer Frequenz von 1000 Hz aufgenommen wurde konnte ein exakter Vergleich erfolgen. Die grundlegende Annahme war, dass der tiefste Punkt der Bewegung durch den Nullpunktdurchlauf der Geschwindigkeit

gekennzeichnet ist. In diesem Fall sollte der Kniewinkel ein Minimum erreicht haben. Insofern wurde eine weitere Phaseneinteilung mittels Kniewinkel errechnet.

Hierfür musste berücksichtigt werden, dass die Umkehrbewegung länger als 0.001 Sekunden dauert. Insofern besteht der tiefste Punkt nicht aus einem kleinsten Winkel, sondern einem Plateau. Deshalb wurde, ausgehend vom Startpunkt bis zum Absprung und vom Absprung bis zum Start, nach dem kleinsten Kniewinkel gesucht. Die Mittelung dieser zwei Zeitpunkte ergab den Umkehrpunkt (Abb.18). Aus Vergleichen zwischen Beschleunigung und Kniewinkel konnte festgestellt werden, dass bei dem oben festgelegten Startzeitpunkt ein Kniewinkel von 11° erreicht wurde. Des Weiteren konnte durch den Beschleunigungsverlauf ermittelt werden, dass der Moment des Abflugs bei einem Winkel von 0° erfolgt.

Der Vergleich der Werte wurde anhand von 9 unermüdeten Sprüngen durch drei verschiedene Probanden realisiert. Die Ergebnisse sind in Tab.4 aufgelistet.

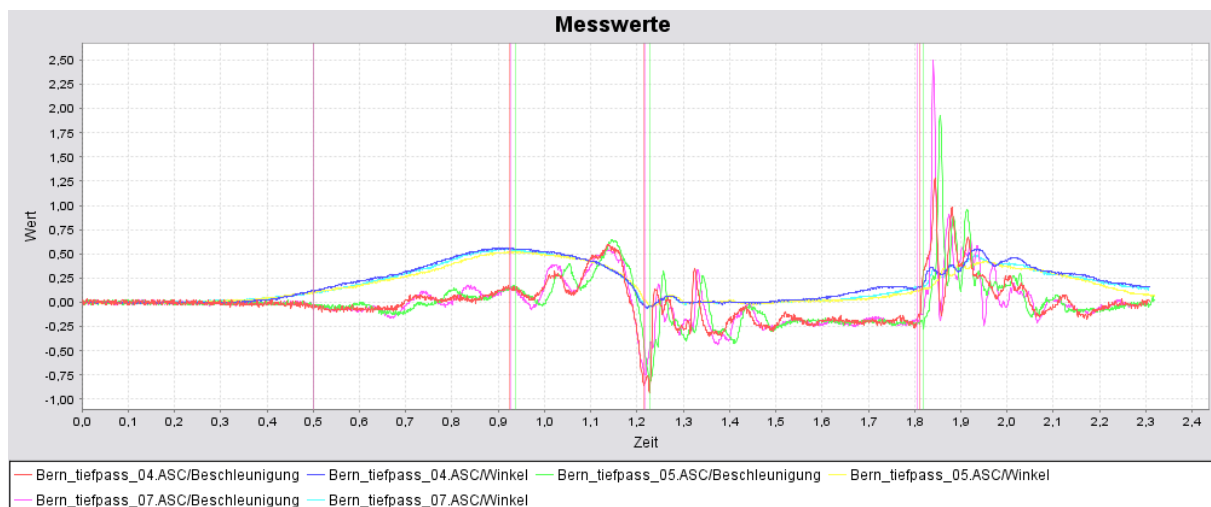


Abb. 17: Berechnung der Sprungphasen mittels Beschleunigungsaufnehmer; der Start der Bewegung wurde auf die 5'che Standardabweichung des Ruhesignals festgelegt.

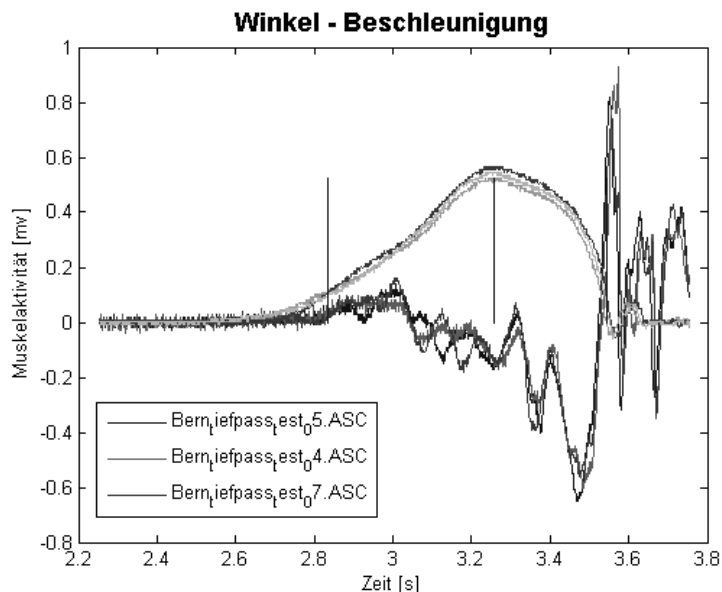


Abb. 18: Berechnung der Sprungphasen mittels Goniometer; der Start der Bewegung wurde auf die 11° festgelegt

Tab. 4: Berechnung der Phasen von 9 Counter-Movement-Jumps und 3 unterschiedlichen Probanden mit 2 verschiedenen Verfahren

	Versuch	Phasenbestimmung durch Beschleunigungsaufnehmer	Phasenbestimmung durch Goniometer
Exzentrische Phase	B3_V1	0.424	0.422
	B3_V2	0.437	0.422
	B3_V3	0.427	0.41
	F4_V1	0.498	0.519
	F4_V2	0.535	0.55
	F4_V3	0.552	0.548
	R19_V1	0.455	0.453
	R19_V2	0.392	0.394
	R19_V3	0.414	0.417
		x	0.459
	s	0.056	0.062
Konzentrische Phase	B3_V1	0.29	0.288
	B3_V2	0.29	0.296
	B3_V3	0.29	0.295
	F4_V1	0.413	0.386
	F4_V2	0.399	0.404
	F4_V3	0.398	0.392
	R19_V1	0.349	0.348
	R19_V2	0.336	0.328
	R19_V3	0.365	0.349

	x	0.3478	0.3429
	s	0.0498	0.0444

2.3.5. Statistische Analyse

Die statistische Bearbeitung der Daten erfolgte ausschließlich mit SPSS 15. Es wurden die typischen Kenngrößen Mittelwert und Standardabweichung berechnet. Die Prüfung auf Mittelwertsunterschiede bei Messwiederholung erfolgte durch einfaktorielle ANOVA. Vorher wurden die Messwerte auf Varianzgleichheit mittels Levene-Test überprüft. Im Falle von Varianzgleichheit wurde der Bonferroni-Test zur Prüfung auf Signifikanz herangezogen. Bei Ungleichheit der Varianzen wurde auf den Mittelwertsvergleich nach Tamhane zurückgegriffen. Die Prüfung und Darstellung der Irrtumswahrscheinlichkeiten erfolgte auf Basis der in Tab.5 gezeigten Symbolik.

Tab. 5: Irrtumswahrscheinlichkeiten und deren Bedeutung (Leonhart, 2004)

Irrtumswahrscheinlichkeit	Bedeutung	Symbol
$P > 0,05$	Nicht signifikant	n.s.
$P \leq 0,05$	Signifikant	*
$P \leq 0,01$	Hoch signifikant	**
$P \leq 0,001$	Höchst signifikant	***

2.4. Ergebnisse

2.4.1. Experiment 1

2.4.1.1. Muskelaktivität und Maximalkraft des Triceps surae bei maximal willkürlichen isometrischen Kontraktion

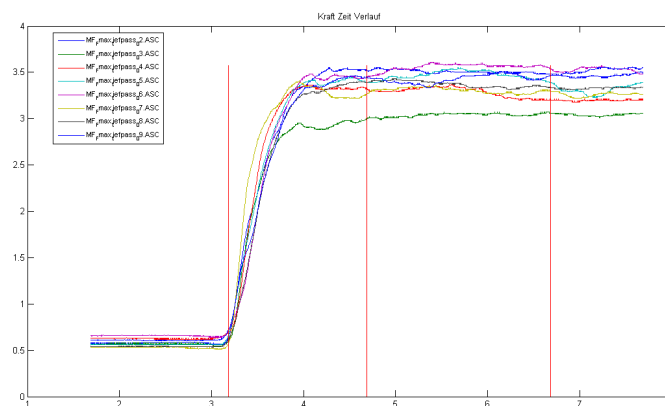


Abb. 19: Beispiel für die Kraft-Zeitverläufe bei 8 Maximalkraftmessungen bei einem Probanden. 3 Messungen vor, 3 Messungen nach Ermüdung des m. Gastrocnemius lateralis, 2 Messungen während der Erholungsphase.

In der ersten Studie wurden maximal willkürliche isometrische Kontraktionen vor, während und nach elektrischer Stimulation des Gastrocnemius lateralis durchgeführt. In Abb.19 sind die Kraftverläufe einer kompletten Untersuchung grafisch dargestellt. Des Weiteren ist die typische Phaseneinteilung bestehend aus Start, Beginn und Ende der Integration und Ende zu erkennen. Diese Berechnung erfolgte über alle drei Muskeln des Triceps surae und der Kraft. Die Gegenüberstellung von einem unermüdeten und einem ermüdeten Versuch zeigt deutlich eine erhöhte Amplitude beim Soleus und Gastrocnemius medialis nach Ermüdung des Gastrocnemius lateralis (Abb. 14). Gleichzeitig ist die EMG Amplitude des Gastrocnemius lateralis vermindert, während die Kraft nahezu konstant verläuft.

2 Studie I – Bewegungsstrukturelle Adaptationen nach elektrischer Stimulation bei statischen und dynamischen Kontraktionsform

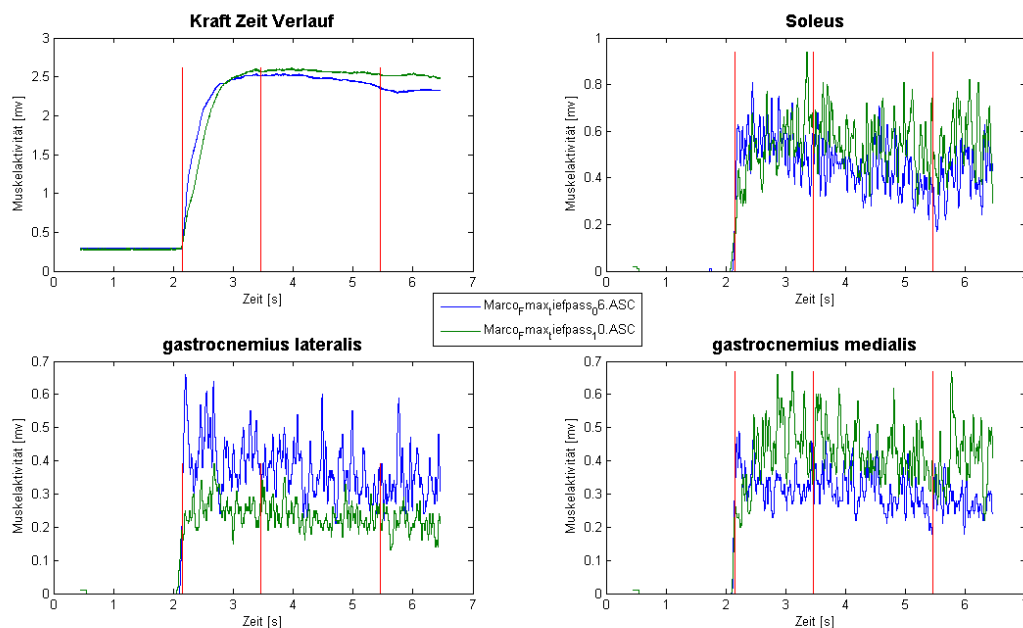


Abb. 20: Kraftverlauf und Muskelaktivität des m. Soleus, m. Gastrocnemius lateralis und m. Gastrocnemius medialis bei Maximalkraftmessungen vor (blau) und nach (grün) Ermüdung des Gastrocnemius lateralis eines Probanden (Proband 1)

Bei der statistischen Auswertung wurden drei Ausgangsbedingungen unterschieden. Das integrierte EMG des Soleus zeigt einen Anstieg um 17% (höchstsignifikant) in den Ermüdungsmessungen im Vergleich zu den unermüdeten MVC Messungen (100%). Während der Regeneration fällt dieser Wert auf 112,6% (signifikant), bleibt aber dennoch über dem Ausgangsniveau (Abb.21A, Tab.23, Tab.28). Das IEMG des Gastrocnemius lateralis vermindert sich um nahezu 20% auf 80,2% und ist höchstsignifikant unterschiedlich zu den Referenzmessungen im unermüdeten Zustand. In der Regeneration steigt das IEMG wieder auf 91,8% ($\pm 16,49$) an, wobei hier signifikante Unterschiede zu den Ermüdungsmessungen vorliegen aber keine signifikanten Unterschiede zu den Unermüdeten (Abb.21B, Tab.23, Tab.28). Ein ähnliches Bild wie beim Soleus zeigt sich auch beim Gastrocnemius medialis. Hier steigt das IEMG zum unermüdeten Zustand um durchschnittlich 12,0% (höchstsignifikant) und fällt in der Regeneration wieder leicht auf 107,6% (signifikant zu ermüdet, hochsignifikant zu unermüdet) ab (Abb.21C, Tab.23, Tab.28). Die Kraft bleibt zwischen den Messreihen unermüdet, ermüdet und regeneriert mit 100%, 101,3% (nichtsignifikant) und 100,7% (nichtsignifikant), konstant (Abb.21D, Tab.23, Tab.28).

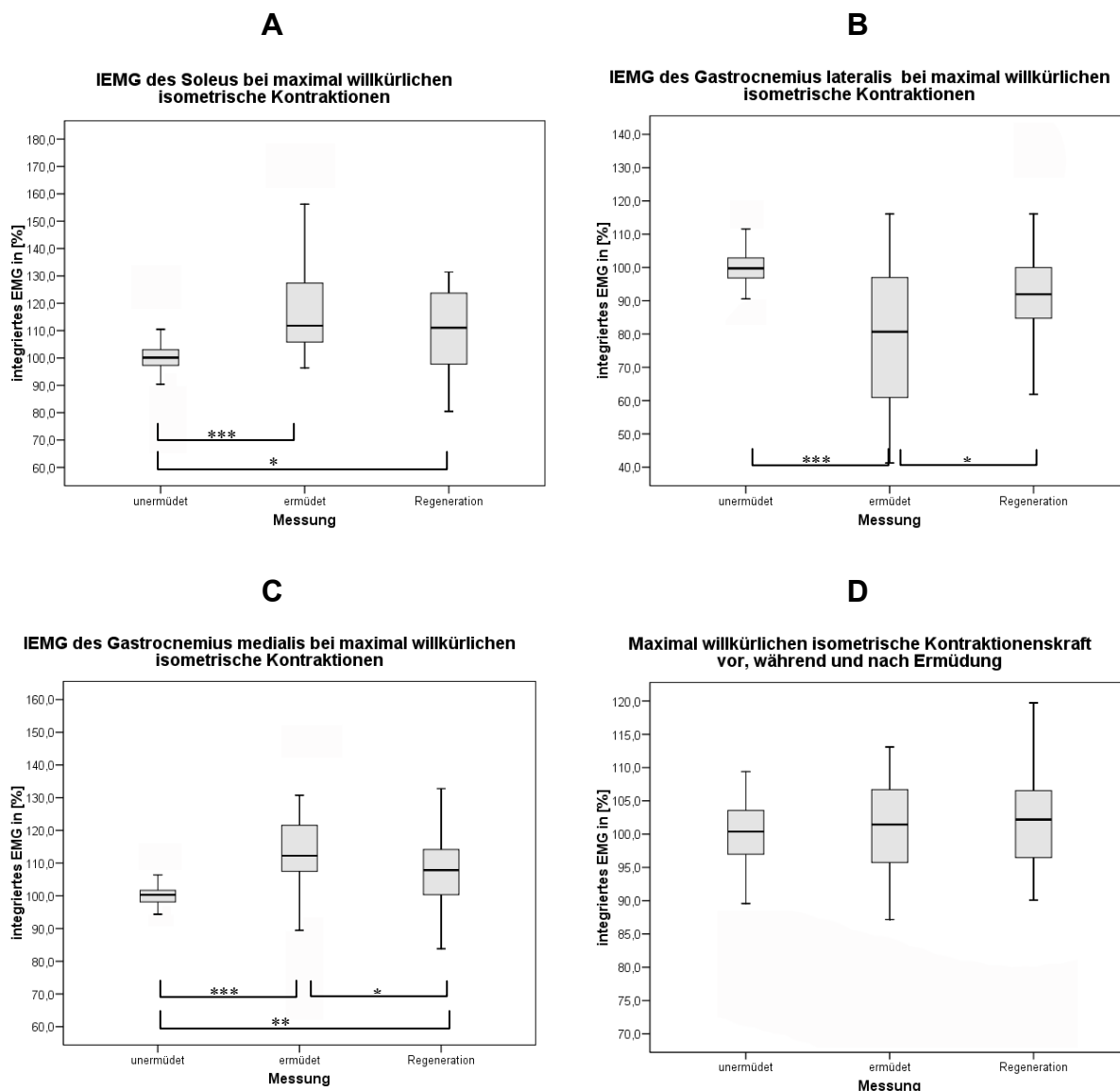


Abb. 21: Veränderung der Muskelaktivität des Triceps surae vor- und nach elektrischer Stimulation des Gast. lat.

Median, unteres und oberes Quartil im (A) Soleus (B) Gastrocnemius lateralis (C) Gastrocnemius medialis und (D) maximal willkürliche Kontraktionskraft vor- und nach der Ermüdung sowie nach der Regeneration

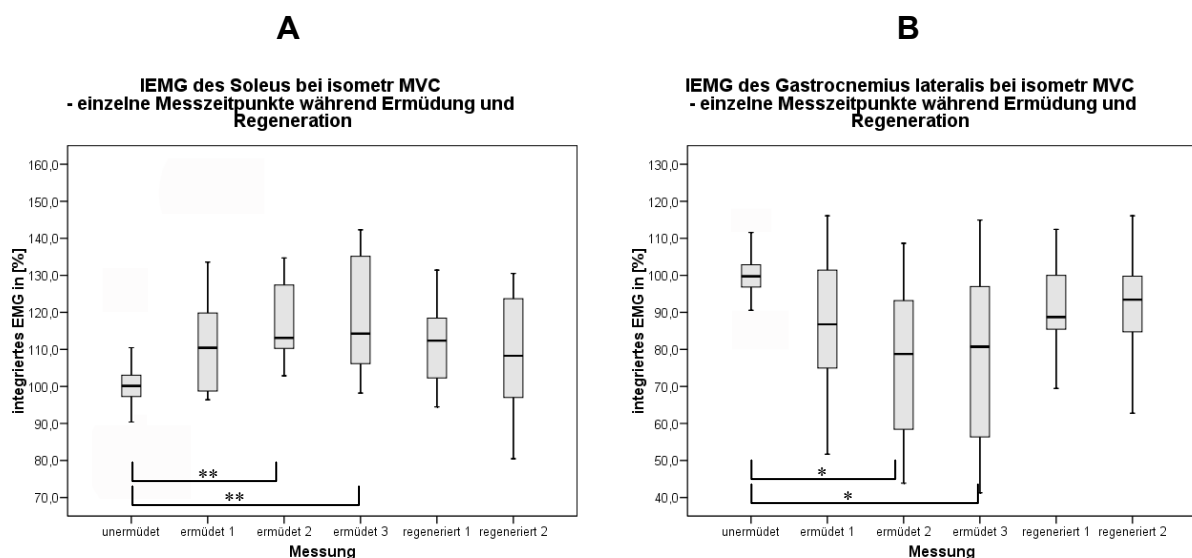
Nachdem sich deutliche Unterschiede zwischen den 3 konfigurierten Messbedingungen nachweisen ließen, wurden anschließend die einzelnen Messzeitpunkte im ermüdeten und regenerierten Zustand im Vergleich zu den 3 zusammengefassten Messungen des unermüdeten Zustands auf Signifikanz geprüft (Abb.22). Ausgewertet wurden 41 Messungen im unermüdeten und jeweils 14 MVC's in den restlichen Messungen. Bei einem Probanden konnten die Versuche aufgrund messtechnischer Probleme während der Regeneration nicht ausgewertet werden.

Beim IEMG des m. Soleus konnten Unterschiede zwischen den unermüdeten und der 2. (119,9%; hochsignifikant) und 3. (119,1%; hochsignifikant) Ermüdungsmessung festgestellt werden. Die erste Messung war nach elektrischer Stimulation um 12,9% erhöht aber es lag keine Signifikanz vor. Ebenso sind die Werte in der Regeneration weiter erhöht, jedoch liegen keine signifikanten Unterschiede zu den übrigen Messungen vor (Abb.22A, Tab.24, Tab.31).

Nach elektrischer Stimulation des Gastrocnemius lateralis verminderte sich das IEMG des Muskels um 14,8% (nichtsignifikant), 22,4% (signifikant) und 22,3% (signifikant) in den Ermüdungsmessungen 1,2 und 3 respektive. Danach steigen die Integrale wieder auf 91,7% (nichtsignifikant) bzw. 91,9% (nichtsignifikant) des Referenzwertes an (Abb.22B, Tab.24, Tab.31).

Der Gastrocnemius medialis zeigte nach elektrischer Stimulation einen Anstieg des iEMG's um 7,2%, 112,8% und 116,6 in den 3 aufeinanderfolgenden Messungen nach jeweils 10min elektrischer Stimulation des Gastrocnemius lateralis. Ebenso wie beim Soleus und Gastrocnemius lateralis wurden hochsignifikante Unterschiede zwischen den unermüdeten und 2., 3. ermüdeten Messung gefunden. Schließlich erfolgte ein Rückgang der Integrale während der jeweils 5 min voneinander getrennten Regenerationsmessungen um 108% (nichtsignifikant) bzw. 107,2% (nichtsignifikant) (Abb.22C, Tab.24, Tab.31).

Die Kraftintegrale sind konstant geblieben und wiesen keine Signifikanzen zwischen den Messreihen auf (Abb.22D, Tab.31).



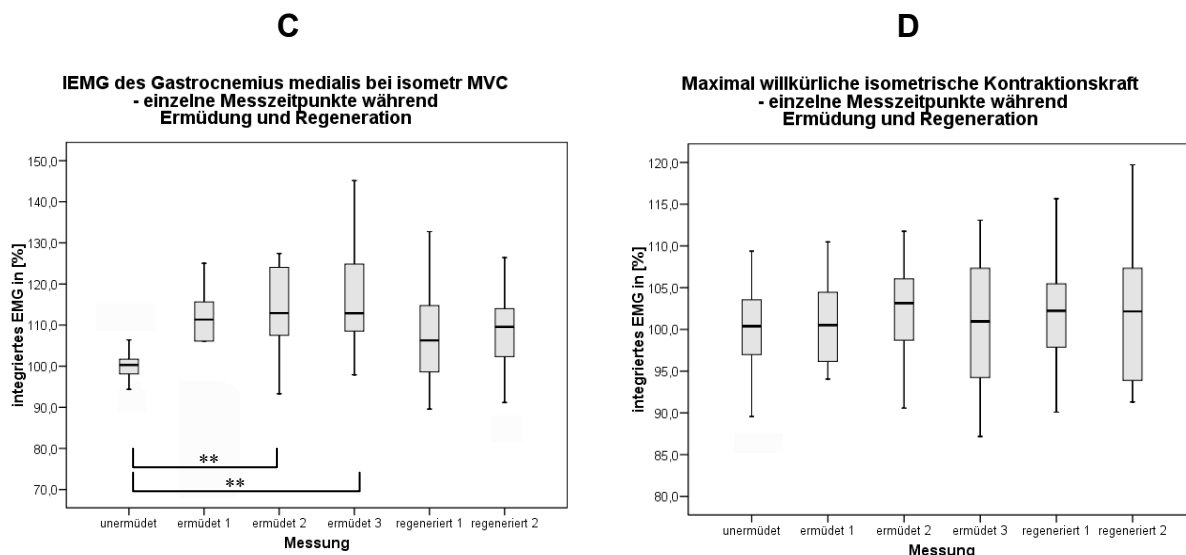


Abb. 22: Veränderung der Muskelaktivität des Triceps surae ohne elektrische Stimulation des Gast. lat. und zu allen folgenden Messzeitpunkten.

Median, unteres und oberes Quartil im (A) Soleus (B) Gastrocnemius lateralis (C) Gastrocnemius medialis und (D) maximalen Kontraktionskraft vor- und nach der Ermüdung sowie nach der Regeneration

2.4.1.2. Fußgelenkwinkel bei maximal willkürlichen isometrischen Kontraktionen

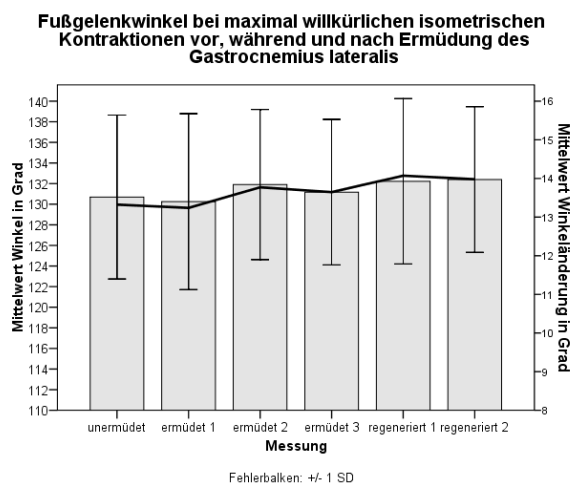


Abb. 23: Maximaler Fußgelenkwinkel und Änderung bei einzelnen isometrischen Maximalkraftmessungen mit unterschiedlichen Belastungskonfigurationen

Die Probanden hatten einen durchschnittlich Ruhewinkel von $117,4^\circ$ im unermüdeten Zustand. Durch Plantarflexion gegen den starren Widerstand wurde der Fußgelenkwinkel um $13,2^\circ$ auf $130,7^\circ$ (nichtsignifikant) vergrößert. Dieser kinematische Parame-

ter veränderte sich in den folgenden Messungen nach elektrischer Stimulation des Gastrocnemius lateralis nicht signifikant. Es wurde eine leichte Zunahme um $1,7^\circ$ in der ersten Regenerationsmessung festgestellt (Abb.23, Tab.25, Tab.34).

Zusammenfassung Experiment 1:

Die Ergebnisse zeigen Veränderungen in der neuromuskulären Ansteuerung nach elektrischer Stimulation bei maximaler willentlicher isometrischer Plantarflexion. Somit kann **Hypothese 1** angenommen werden.

Ebenfalls kann **Hypothese 1a** angenommen werden, weil der Gastrocnemius lateralis infolge der elektrischen Stimulation signifikant geringer aktiviert wird. **Hypothese 1b** muss abgelehnt werden. Die Agonisten des stimulierten Muskels wurden signifikant stärker aktiviert.

Die maximale Kontraktionskraft kann trotz der elektrischen Stimulation aufrecht erhalten werden. Es kommt zu keinen signifikanten Kraftverlusten bei Plantarflexion. Somit muss **Hypothese 2** abgelehnt werden.

2.4.2. Experiment 2

2.4.2.1. Maximal isometrische Kontraktionskraft bei Plantarflexion

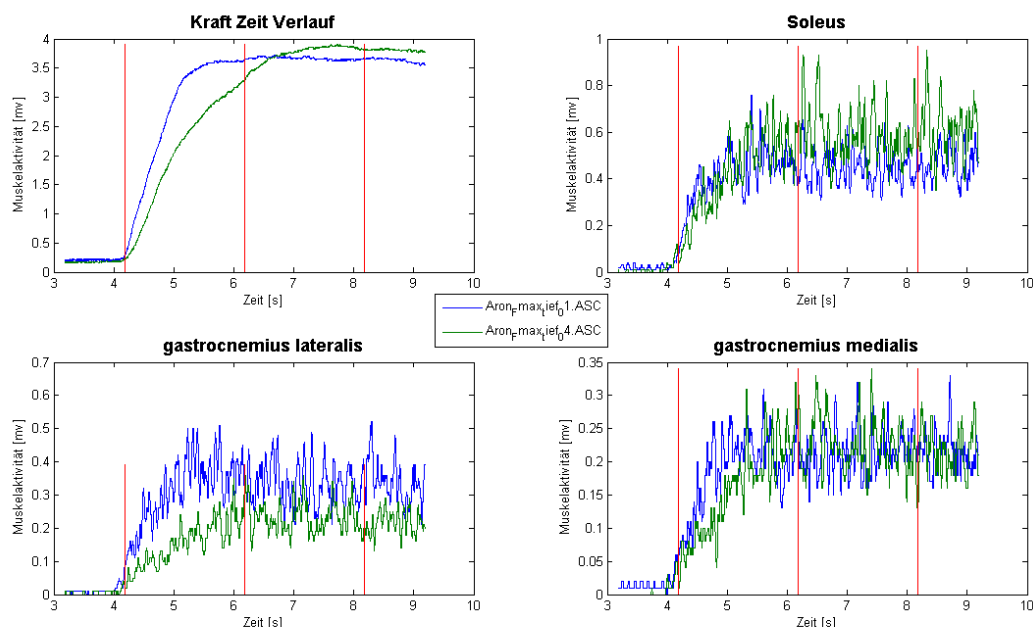


Abb. 24: Kraftverlauf und Muskelaktivität des m. Soleus, m. Gastrocnemius lateralis und m. Gastrocnemius medialis bei Maximalkraftmessungen vor (blau) und nach (grün) den Sprungserien in Experiment 2 (Proband 1)

Im zweiten Experiment wurden zu Beginn zwei und am Ende der Untersuchung eine maximal willkürlich Kontraktion des Triceps surae mittels Plantarflexion durchgeführt. In Abb.24 sind 2 typische Messungen im unermüdeten und ermüdeten Zustand eines Probanden exemplarisch aufgeführt.

Die Ergebnisse von insgesamt 28 unermüdeten und 14 ermüdeten Versuchen werden folgend präsentiert. Die Muskelaktivität des Soleus ist nach Ermüdung des Gastrocnemius lateralis und nach den Sprungserien auf 110,9% (signifikant bzw. hochsignifikant) erhöht (Abb.25A, Tab.37, Tab.40). Das IEMG des Gastrocnemius lateralis ist nach seiner Ermüdung um 14,6% auf 85,4% (nichtsignifikant) vermindert (Abb.25B, Tab.37, Tab.40). Analog zu den Ergebnissen des Soleus ist die erhöhte Muskelaktivität des Gastrocnemius medialis. Dieser Muskel ist um 12,3% erhöht, was gleichzeitig einen signifikanten Unterschied zu den Ausgangsmessungen entspricht (Abb.25C, Tab.37, Tab.40). Weiterhin wurde ein signifikanter Unterschied in Bezug

auf die maximale Kontraktionskraft gefunden (Tab.40). Diese war auf 93,0% reduziert (Abb. 25D, Tab.35).

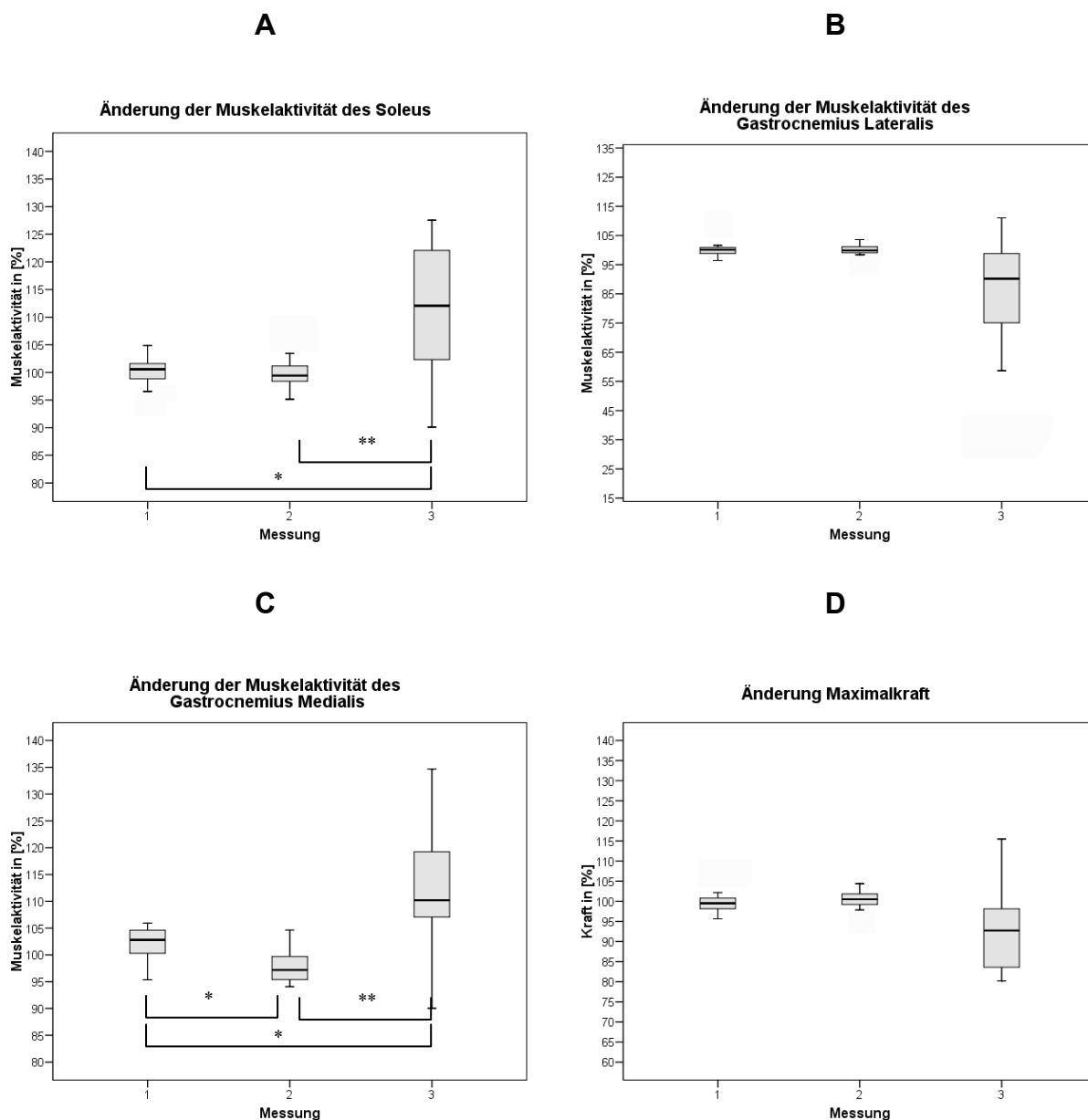


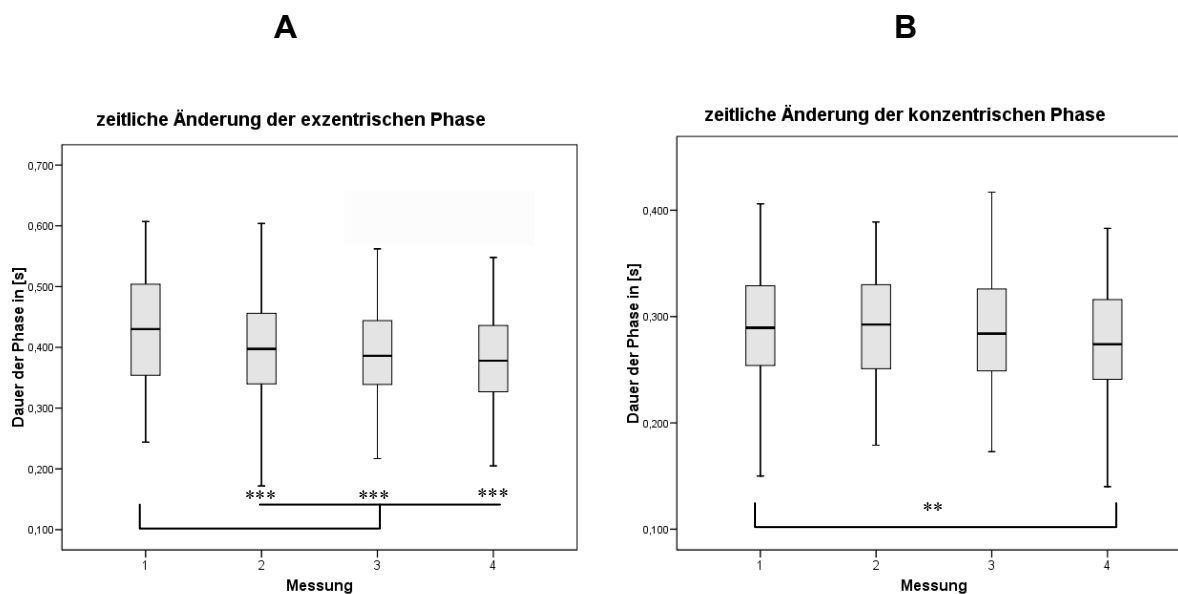
Abb. 25: Veränderung der Muskelaktivität des Triceps surae vor- und nach wiederholter elektrischer Stimulation des Gast. lat. und Serien von Counter-Movement-Jumps
Median, unteres und oberes Quartil im (A) Soleus (B) Gastrocnemius lateralis (C) Gastrocnemius medialis und (D) maximalen isometrischen Kontraktionskraft vor- und nach den durchgeführten 10 Belastungsserien

2.4.2.2. Phasenstruktur beim Counter-Movement-Jump vor und nach elektrischer Stimulation

Zur Untersuchung der Veränderungen von zeitstrukturellen, kinematischen und elektromyographischen Parametern vor und während der elektrischen Stimulation der Gastrocnemi lateralis und Vasti lateralis wurden 310 Sprünge ausgewertet. Die Sprungserien wurden nach folgendem Prinzip zusammengefasst:

1. Messreihe: 3 unermüdete Sprünge
2. Messreihe: 2 Serien bestehend aus 2 x elektrischer Stimulation und 4 Sprüngen
3. Messreihe: 4 Serien bestehend aus 4 x elektrischer Stimulation und 8 Sprüngen
4. Messreihe: 4 Serien bestehend aus 4 x elektrischer Stimulation und 8 Sprüngen

Bei 14 getesteten Probanden wurden somit 42 Sprünge im unermüdeten Zustand, 54 Sprünge in Messreihe 2 und jeweils 112 in Messreihe 3 und 4 ausgewertet.



C

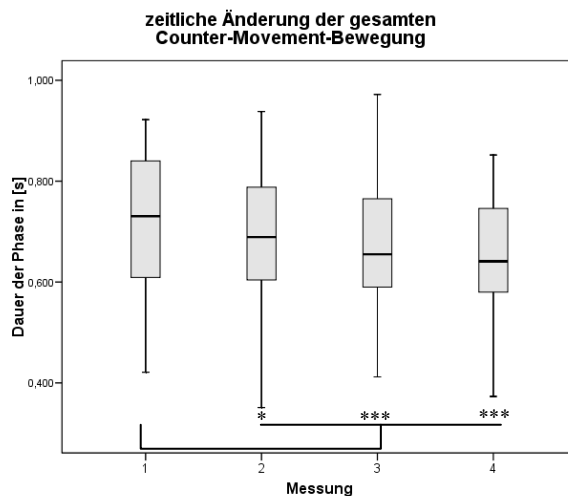


Abb. 26: Veränderung der Zeitstruktur der einzelnen Bewegungsphasen beim Counter-Movement-Jump

Median, unteres und oberes Quartil in der (A) exzentrischen Phase, (B) konzentrischen Phase und (C) der Gesamtbewegung vor- und nach den zusammengefassten Belastungsserien

Die exzentrische Phase dauert bei den Probanden im Mittel 0,429s ($\pm 0,092$). Diese Zeit verkürzt sich sukzessiv mit jeder Messreihe. Dabei sind die Unterschiede von Messreihe 1 zu 2, 3 und 4 höchstsignifikant (Abb.26A, Tab.6, Tab.43). Es gab keine signifikanten Unterschiede zwischen den Messreihen 2 bis 4 bzgl. der relativen zeitlichen Änderung der Phasen. Allerdings ist auch hier ein weiterer leichter Rückgang der Dauer von 0,396s ($\pm 0,082$) auf 0,3774 ($\pm 0,076$) zu erkennen (Tab.6).

Für die Aufwärtsbewegung im unermüdeten Zustand benötigten die Probanden 0,289s ($\pm 0,057$) (Tab.6). Hierbei gab es einen leichten Rückgang um 0,002s in Messreihe 2 (nichtsignifikant), 0,006s in Messreihe 3 (nichtsignifikant) und 0,012s in Messreihe 4 (hochsignifikant) in Bezug zu Messreihe 1. (Abb.26B, Tab.43).

Die Zeit für die vollständige Ausführung der Abwärts- Aufwärtsbewegung betrug 0,719s ($\pm 0,133$). Die Gesamtzeit nimmt von Messreihe 1 bis Messreihe 4 sukzessive ab (Tab.6). Dies erfolgt hauptsächlich durch Verkürzung der exzentrischen Phase. Die Unterschiede sind dabei zwischen der ersten und den anderen Messreihen signifikant bzw. höchstsignifikant (Abb.26C, Tab.43). Die Messreihen 2 bis 4 zeigen keine weiteren signifikanten Unterschiede (Tab.43).

Tab. 6: Deskriptive Statistik zur Veränderung der Zeitstruktur bzgl. der Phasen beim Counter-Movement-Jump

Messreihe	N	Mittelwert (in s)	Standardabweichung	Standardfehler
Exzentrische Phase				
1	42	0,429	± 0,092	0,014
2	54	0,396	± 0,083	0,011
3	105	0,389	± 0,077	0,008
4	109	0,377	± 0,076	0,007
Konzentrische Phase				
1	42	0,289	± 0,057	0,009
2	54	0,287	± 0,054	0,007
3	105	0,284	± 0,054	0,005
4	109	0,277	± 0,055	0,005
Gesamtbewegung				
1	42	0,719	± 0,134	0,021
2	54	0,683	± 0,119	0,016
3	105	0,673	± 0,117	0,011
4	109	0,655	± 0,114	0,011

2.4.2.3. kinematische Parameter beim Counter-Movement-Jump vor und nach elektrischer Stimulation

A

B

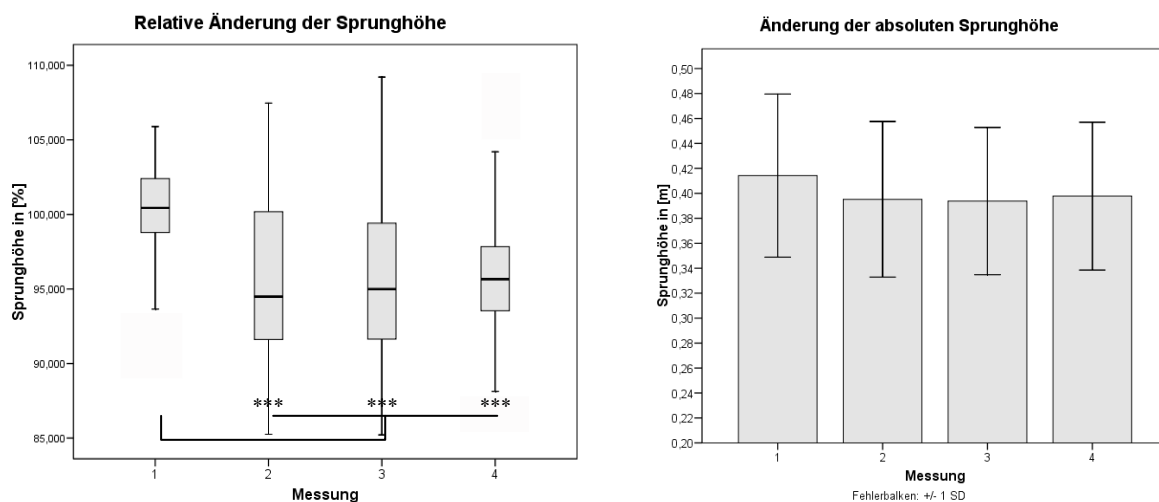


Abb. 27: Absolute und relative Veränderung der Sprunghöhe

Median, unteres und oberes Quartil der (A) relativen Sprunghöhe und, (B) Mittelwert und Standardfehler der absoluten Sprunghöhe beim Counter-Movement Jump nach wiederholenden Serien von elektrischer Stimulation des Gastrocnemius lateralis und Vastus lateralis und Counter-Movement Jump

Die Ergebnisse der Sprunghöhe ergaben eine durchschnittliche Leistung von 41,4cm ($\pm 0,065$) im unermüdeten Zustand. Nach elektrischer Stimulation der Muskeln erfolgte ein mittlerer Leistungsrückgang um 1.9cm auf 39,5cm ($\pm 0,062$) (Tab.7). Dies entspricht einer relativen Minderung von 4.5% (höchstsignifikant). Im Vergleich zu den übrigen Messreihen wurde kein weiterer Leistungsrückgang gemessen. Stattdessen stagnierte die Leistung bei 39,7 ($\pm 0,059$) bzw. 39,8 cm ($\pm 0,059$) (Tab.7). Die Unterschiede zwischen den Messreihen 2,3 und 4 bzgl. der relativen Leistungsveränderung ergaben keine signifikanten Unterschiede. Allerdings weist jede dieser Messreihe einen höchstsignifikanten Unterschied zu Messreihe 1 (Abb.27, Tab.46) auf.

Tab. 7: Ergebnisse der Sprunghöhe vor und nach elektrischer Stimulation der Vast. lat. und Gast. Lat.

Messreihe	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	
Sprunghöhe absolut	1	42	0,414m	$\pm 0,065$	0,010
	2	55	0,395m	$\pm 0,062$	0,008
	3	108	0,394m	$\pm 0,059$	0,006
	4	104	0,398m	$\pm 0,059$	0,006
Sprunghöhe relativ	1	42	100,0%	$\pm 3,62$	0,559
	2	55	95,5%	$\pm 4,98$	0,672
	3	108	95,6%	$\pm 5,07$	0,488
	4	104	96,1%	$\pm 3,93$	0,386

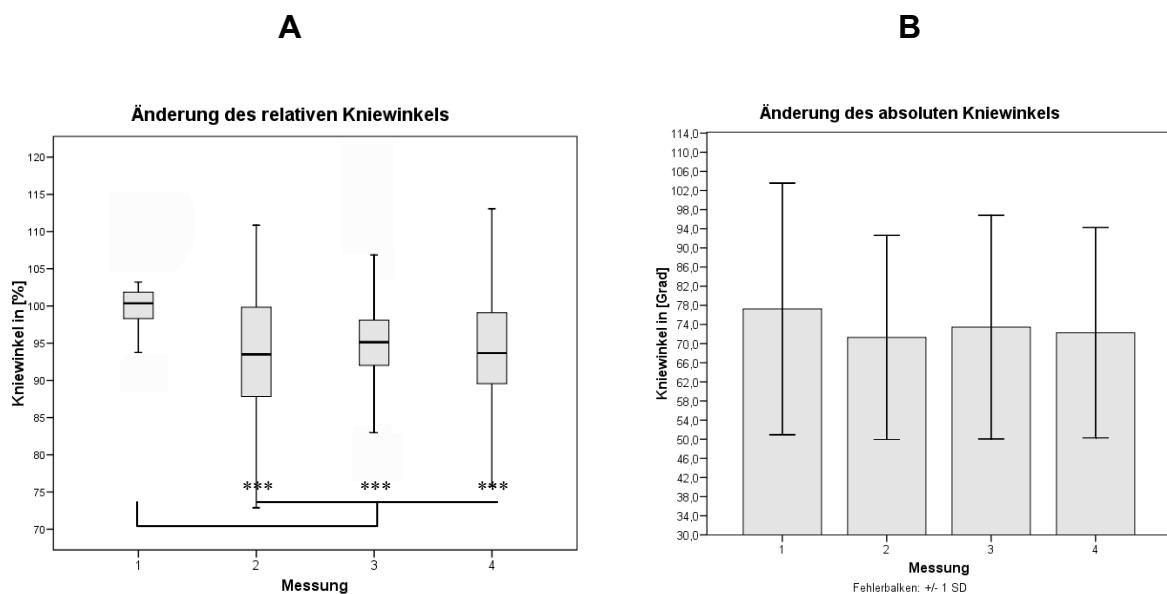


Abb. 28: Absolute und relative Veränderung des Kniewinkels im Umkehrpunkt

Median, unteres und oberes Quartil des (A) relativen Kniewinkels und, (B) Mittelwert und Standardfehler des absoluten Kniewinkels nach wiederholenden Serien von elektrischer Stimulation des Gastrocnemius lateralis und Vastus lateralis und Counter-Movement Jump

Einhergehend mit den Ergebnissen des Phasenverlaufs, war der Kniewinkel im Umkehrpunkt in Messreihe 2 um 5,9° verkleinert. Die Abwärtsbewegung wurde weniger extensive ausgeführt. In Messreihe 3 und 4 pegelte sich der Kniewinkel auf 73,4° bzw. 72,3° ein (Tab.18). Dabei traten höchstsignifikante Unterschiede zwischen der 1. und den restlichen 3 Messreihen auf (Abb.28, Tab.49).

Tab. 8: Ergebnisse des Kniewinkels vor und während elektrischer Stimulation der Vast. lat. und Gast. Lat.

	Messreihe	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler
Kniewinkel absolut	1	39	77,2°	±13,14	2,11
	2	50	71,3°	±10,67	1,51
	3	91	73,4°	±11,69	1,23
	4	100	72,3°	±10,99	1,10
Kniewinkel relativ	1	39	100,0%	±4,08	0,65
	2	50	93,0%	±8,50	1,20
	3	91	94,9%	±6,19	0,65
	4	100	94,3%	±7,11	0,71

2.4.2.4. elektromyographische Parameter beim Counter-Movement-Jump vor und nach elektrischer Stimulation

Muskeln des Unterschenkels in der exzentrischen Phase und konzentrischen Phase:

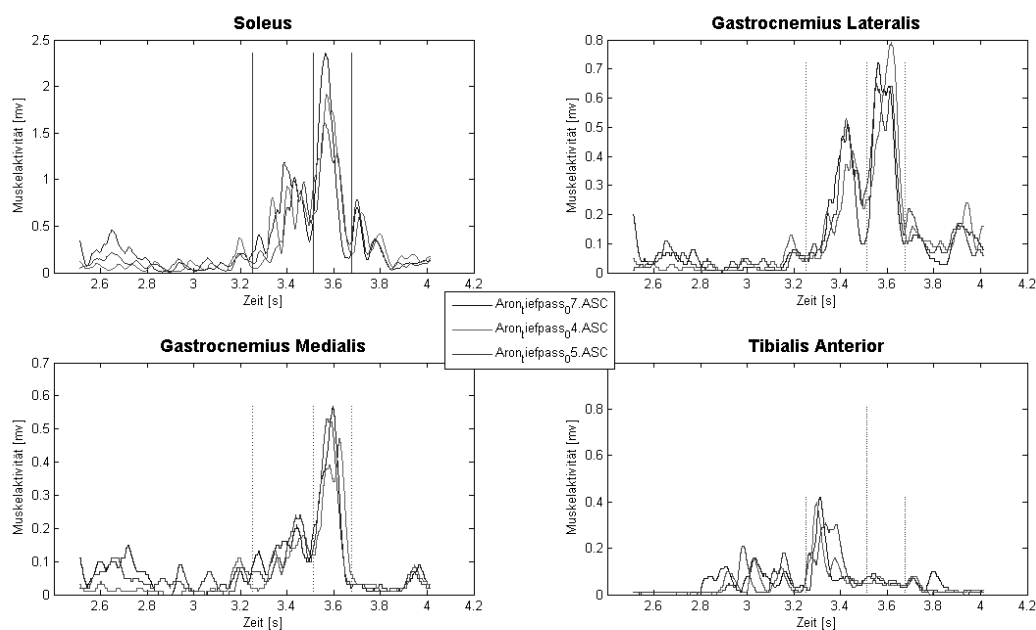


Abb. 29: typische EMG-Kurvenverläufe von 4 Muskeln des Unterschenkels bei 3 Counter-Movement-Jumps im unermüdeten Zustand eines Probanden.

In Abb.29 werden exemplarisch die Elektromyogramme des Soleus, Gastrocnemius lateralis, Gastrocnemius medialis und Tibialis anterioris von 3 unermüdeten Counter-Movement-Jumps eines Probanden präsentiert. Zu jedem EMG wurde das Zeitintegral in der jeweiligen Phase für jeden Muskel gebildet. Folgend werden die Ergebnisse zu den veränderten iEMG's nach elektrischer Stimulation dargelegt. Zum besseren Verständnis sei an dieser Stelle noch einmal erwähnt, dass die iEMG's im unermüdeten Zustand gemittelt und dieser Mittelwert auf 100% gesetzt wurde. Dies erfolgt vor dem Hintergrund der Vergleichbarkeit der Datensätze zwischen den Probanden. Insofern sind alle iEMG's relative Veränderungen zu den Referenzwerten des unermüdeten Zustands.

Muskeln des Unterschenkels in der exzentrischen Phase

Unter steigender Ermüdung durch elektrische Stimulation des Gastrocnemius lateralis wird der Soleus während der Abwärtsbewegung stärker aktiviert. Diese Aktivität wird in der zweiten, dritten und vierten Messreihe um 10,1% (nichtsignifikant), 21,9% (höchstsignifikant) und 28,1% (höchstsignifikant) respektive, sukzessiv gesteigert (Tab.37, Tab.55). Weiterhin wurden hochsignifikante Unterschiede zwischen der zweiten und der letzten Ermüdungsreihe gemessen. Es existierten jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen Messreihe 1 und 2 bzw. Messreihe 3 und 4 (Abb.30A, Tab.55).

Trotz elektrischer Stimulation erhöhte sich die muskuläre Aktivität des Gastrocnemius lateralis in der exzentrischen Phase mit jeder Messreihe. Die Zunahme betrug hierbei 8,0% (nichtsignifikant) in Messreihe 2, 13,7% (signifikant) in Messreihe 3 und 16,8% (hochsignifikant) in Messreihe 4. (Abb.30B, Tab.37, Tab.55). Ebenso wie beim Gastrocnemius lateralis bleibt die Aktivität des Gastrocnemius medialis mit 105,1% (nichtsignifikant) zunächst nahezu konstant. Ab Messreihe 3 kommt es zu einem signifikanten Anstieg um 15,0%, welcher sich in Messreihe 4 auf 122,1% (höchstsignifikant) weiter erhöht (Abb.30C, Tab.37, Tab.55).

Der Tibialis anterior zeigt keine signifikanten Veränderungen zwischen den einzelnen Messreihen. Es konnte lediglich eine leichte Erhöhung 6,8% (nichtsignifikant) in Messreihe 4 konstatiert werden (Abb.30D, Tab.55).

Zusammenfassend wurde eine erhöhte Aktivität des Triceps surae festgestellt. Dieser Anstieg war jedoch nicht unmittelbar nach der ersten Ermüdungsserie signifikant. Ein steiler Anstieg ließ sich erst ab Messreihe 3 nachweisen, der sich in Messreihe 4 weiter fortsetzte. Der antagonistisch wirkende Tibialis anterior zeigte keine signifikanten Veränderungen. Dennoch waren die Standardabweichungen wesentlich vergrößert im Vergleich zu den Ausgangsmessungen.

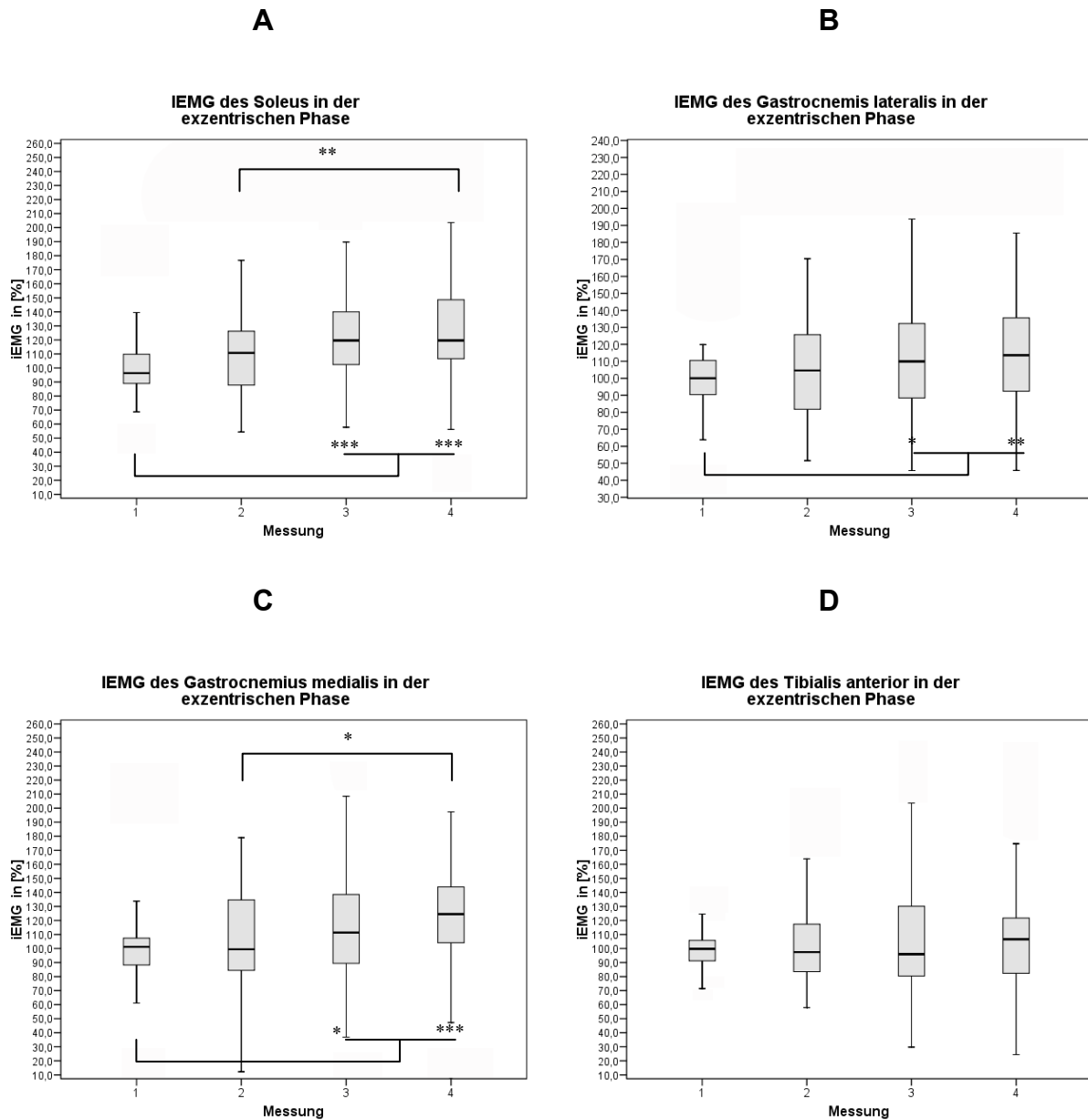


Abb. 30: relative Veränderung der Muskelaktivität des Triceps surae in der exzentrischen Phase

Median, unteres und oberes Quartil der Muskelaktivität des (A) Soleus, (B) Gastrocnemius lateralis, (C) Gastrocnemius medialis und (D) Tibialis anterior nach den jeweils zusammengefassten Messzeitpunkten.

Muskeln des Unterschenkels in der konzentrischen Phase

Das IEMG des Soleus erhöht sich mit fortschreitender Stimulation sukzessiv von 100% auf 106,2% (signifikant) in Messreihe 2, 109,7% (höchstsignifikant) in Messreihe 3 bis auf 113,9% (höchstsignifikant) in Messreihe 4 (Abb.31A, Tab.36, Tab.52). Des Weiteren ist der Mittelwert zwischen Messreihe 2 und 4 signifikant, während kei-

ne signifikanten Unterschiede zwischen Messreihe 3 und 4 bzw. 2 und 3 bestehen (Abb.31A, Tab.52).

Die Aktivität des Gastrocnemius lateralis verringert sich in der konzentrischen Phase erst mit der 3. und 4 Messreihe. Nach der 2. Messreihe beträgt das IEMG 101,4% (nichtsignifikant) und ist zur Ausgangsmessung nahezu unverändert. In Messreihe 3 bzw. 4 fällt die muskuläre Aktivität auf 93,2% (signifikant) und 90,5% (höchstsignifikant) respektive (Abb.31B, Tab.36, Tab.52). Weitere signifikante Unterschiede bestehen zwischen Messreihe 2 und 4, während zwischen Messreihe 2 und 3 und Messreihe 3 und 4 keine signifikanten Unterschiede existieren (Abb.31B, Tab.52).

Der Gastrocnemius medialis wird in der 2 Messreihe um 12,1% (höchstsignifikant) stärker aktiviert. Dies wird in den darauf folgenden Messreihen auf 113,5 (höchstsignifikant) bzw. 116,6% (höchstsignifikant) sukzessive gesteigert (Abb.31C, Tab.36, Tab.52). Keine weiteren signifikanten Unterschiede wurden zwischen den anderen Messreihen nach elektrischer Stimulation gemessen (Tab.52).

Der Tibialis anterior zeigt in der ersten ermüdenden Messreihe einen Abfall auf 93,3% (nichtsignifikant) auf (Tab.36, Tab.52). Anschließend pegelt sich die muskuläre Aktivität auf die der Ausgangsaktivität wieder ein. Es existieren jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den Messreihen (Abb.31D, Tab.52).

Es bleibt festzuhalten, dass sowohl der Soleus als auch der Gastrocnemius medialis in der konzentrischen Bewegungsphase nach elektrischer Stimulation des Gastrocnemius lateralis mind. signifikant stärker aktiviert wurden. Gleichzeitig verringert sich die Aktivität des ermüdeten Gastrocnemius lateralis, während keine signifikanten Unterschiede beim Tibialis anterior auftreten.

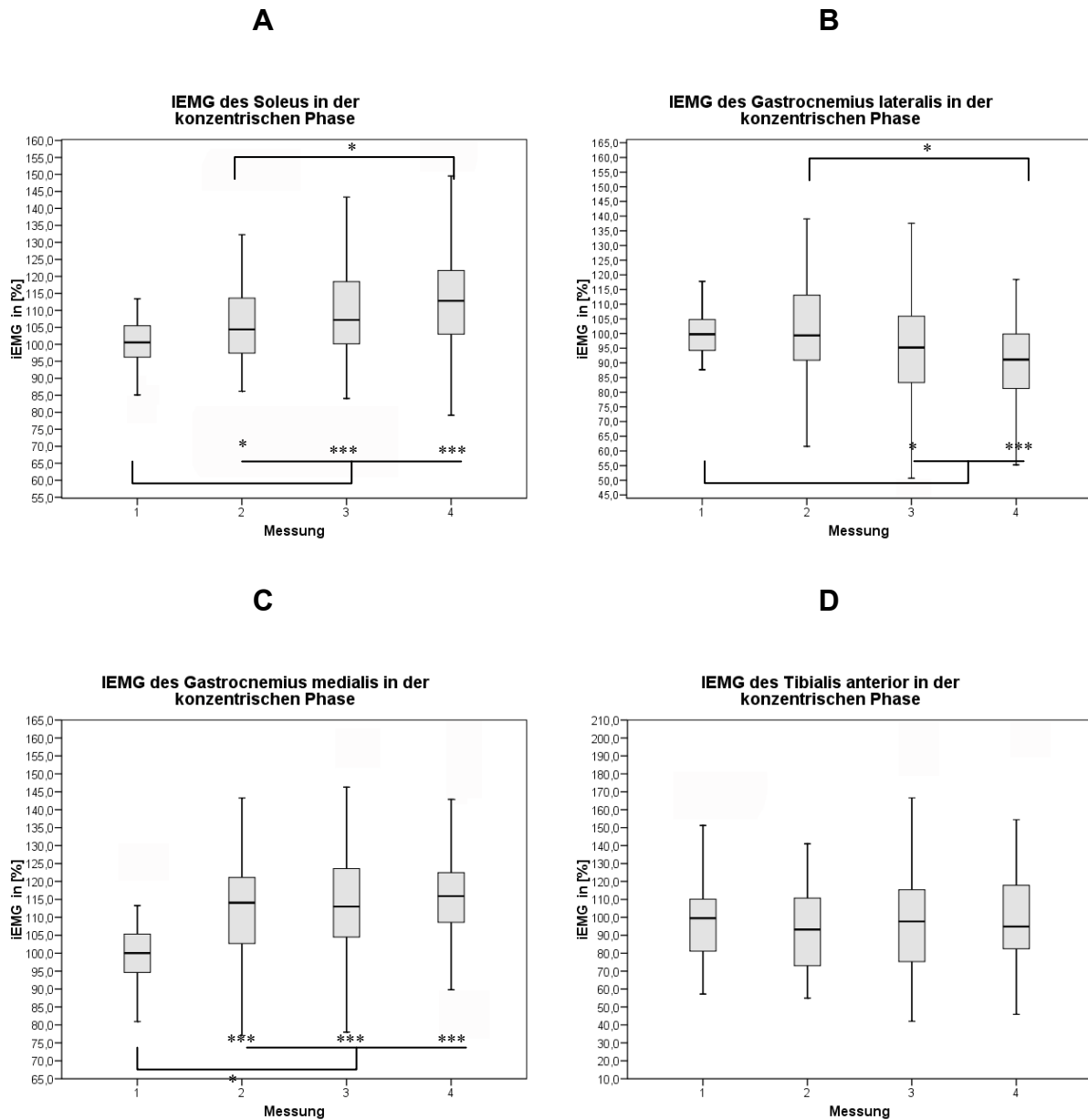


Abb. 31: relative Veränderung der Muskelaktivität des Triceps surae in der konzentrischen Phase

Median, unteres und oberes Quartil der Muskelaktivität des (A) Soleus, (B) Gastrocnemius lateralis, (C) Gastrocnemius medialis und (D) Tibialis anterior nach den jeweils Zusammengefassten Messzeitpunkten.

Muskeln des Oberschenkels in der exzentrischen und konzentrischen Phase

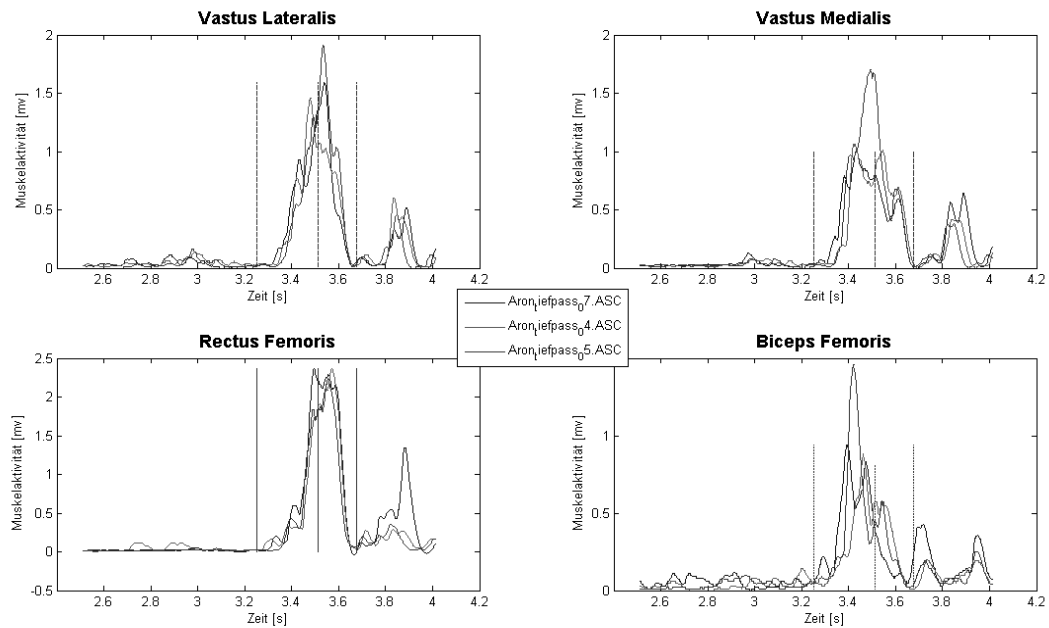


Abb. 32: typische EMG-Kurvenverläufe von 4 Muskeln des Unterschenkels bei 3 Counter-Movement-Jumps im unermüdeten Zustand eines Probanden.

Der EMG Verlauf der Muskeln des Oberschenkels zeigt die Reihenfolge ihrer Aktivierung (Abb.32). Es wird deutlich, dass die 2 eingelenkigen Vasti relativ gleichzeitig in der Abwärtsbewegung aktiviert werden während der zweigelenkige Rectus femoris leicht versetzt hinzugeschaltet wird. Auch die Hauptaktivitätsphasen unterliegen einem zeitlichen Versatz. Weiterhin ist deutlich sichtbar, dass die Hauptaktivitätsphase des Biceps femoris in der exzentrischen Phase ist.

Muskeln des Oberschenkels in der exzentrischen Phase

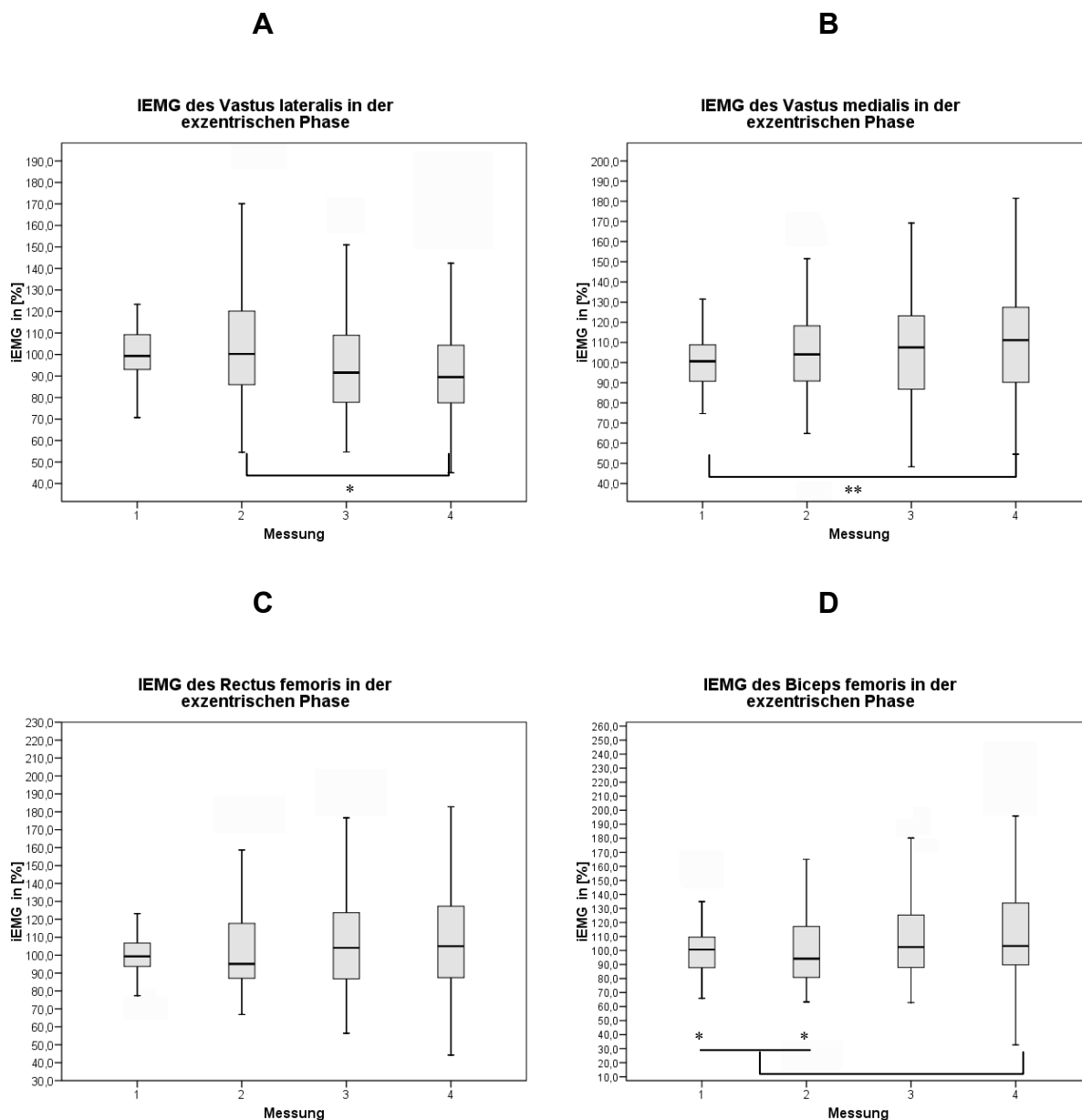


Abb. 33: relative Veränderung der Muskelaktivität des Triceps surae in der exzentrischen Phase

Median, unteres und oberes Quartil der Muskelaktivität des (A) Vastus lateralis, (B) Vastus medialis, (C) Rectus femoris und (D) Biceps femoris nach den jeweils Zusammengefassten Messzeitpunkten.

Analog zu den Ergebnissen des stimulierten Gastrocnemius lateralis erhöht sich die Muskelaktivität des ebenfalls stimulierten Vastus lateralis in der 2. Messreihe leicht um 5,7% (nichtsignifikant) während der exzentrischen Phase. Allerdings fällt dieser Wert anschließend auf 94,5% (nichtsignifikant) bzw. 92,8% (nichtsignifikant) in der 3.

bzw. 4 Messreihe ab. Dabei sind die Unterschiede zwischen Messreihe 2 und 4 signifikant (Abb.33A, Tab.37, Tab.55).

Im Gegensatz dazu steigt das iEMG des Vastus medialis kontinuierlich von Messreihe 2 bis 4 auf 105,9% (nichtsignifikant), 106,5% (nichtsignifikant) und 111,0%(hochsignifikant) respektive an (Abb.33B, Tab. 37, Tab. 55).

Ebenso wie der Vastus medialis wurde beim Rectus femoris ein kontinuierlicher Anstieg zwischen den Messreihen festgestellt. Diese Zunahme im iEMG war jedoch wesentlich geringer, sodass keine signifikanten Unterschiede zwischen den jeweiligen Messreihen existierten. Der mittlere iEMG-Wert in Messreihe 4 betrug 108,3% (Abb.33C, Tab. 37, Tab.55).

Interessant ist, dass der Antagonist des Quadriceps femoris – der Biceps femoris – infolge der elektrischen Stimulation des Vastus lateralis und Gastrocnemius lateralis ab Messreihe 3 (108,9%, nichtsignifikant) stärker aktiviert wurde. Dieser Wert des iEMG's erhöhte sich in Messreihe 4 auf 116,5%, wobei signifikante Unterschiede zwischen Messreihe 1 und 4 sowie 2 und 4 nachgewiesen werden konnten (Abb.33D, Tab.37, Tab.55).

Muskeln des Oberschenkels in der konzentrischen Phase

Die elektrische Stimulation des Vastus lateralis zeigte sich im iEMG des Muskels mit einer deutlichen Minderung während der Aufwärtsbewegung. In der ersten Messreihe nach der Ermüdungsphase wurde eine Abnahme von 6,2% (nichtsignifikant) im Vergleich zur Ausgangsmessung festgestellt. Anschließend erfolgte eine starke Reduktion des iEMG's im Vastus lateralis auf 80,2% (höchstsignifikant) und 75,4% (höchstsignifikant) in Messreihe 3 und 4 (Abb.34A, Tab.36, Tab.52). Ebenfalls waren die Mittelwerte zwischen Messreihe 2 und 3 bzw. zwischen 2 und 4 höchstsignifikant unterschiedlich (Abb.34A, Tab.52).

Wie aus Abb.34B hervorgeht, wurde der Vastus medialis gleichzeitig stärker aktiviert. Hierbei wurden leichte Erhöhungen im iEMG von 4,5% (nichtsignifikant), 5,1% (nichtsignifikant) und 5,0% (nichtsignifikant) in den Messreihen 2, 3 und 4 gemessen (Tab.36, Tab.52).

Die muskuläre Aktivität des Rectus femoris wurde in Folge der elektrischen Stimulation des Vastus lateralis sukzessive vermindert. In Messreihe 4 wurde ein mittlerer

Wert des iEMG's von 92,9% gemessen, was gleichzeitig einen hochsignifikanten Unterschied zur 1. Messreihe darstellte. Die übrigen Mittelwertsvergleiche zwischen den Messreihen waren nichtsignifikant (Abb.35C, Tab.36, Tab.52).

Ebenso wie der Antagonist des Triceps surae wurde auch für den Antagonist des Quadriceps femoris, dem Biceps femoris, keine signifikanten Mittelwertsunterschiede zwischen den Sprüngen in der konzentrischen Phase registriert (Tab.52). Es gab einen leichten Anstieg der in der 2. Messreihe mit 107,5% (nichtsignifikant). Danach reduzierte sich dieser Wert wieder. Dennoch blieben die Werte mit 104,5% (nichtsignifikant) bzw. 105,5% (nichtsignifikant) leicht über denen des unermüdeten Zustands (Abb.36D, Tab.36, Tab.52).

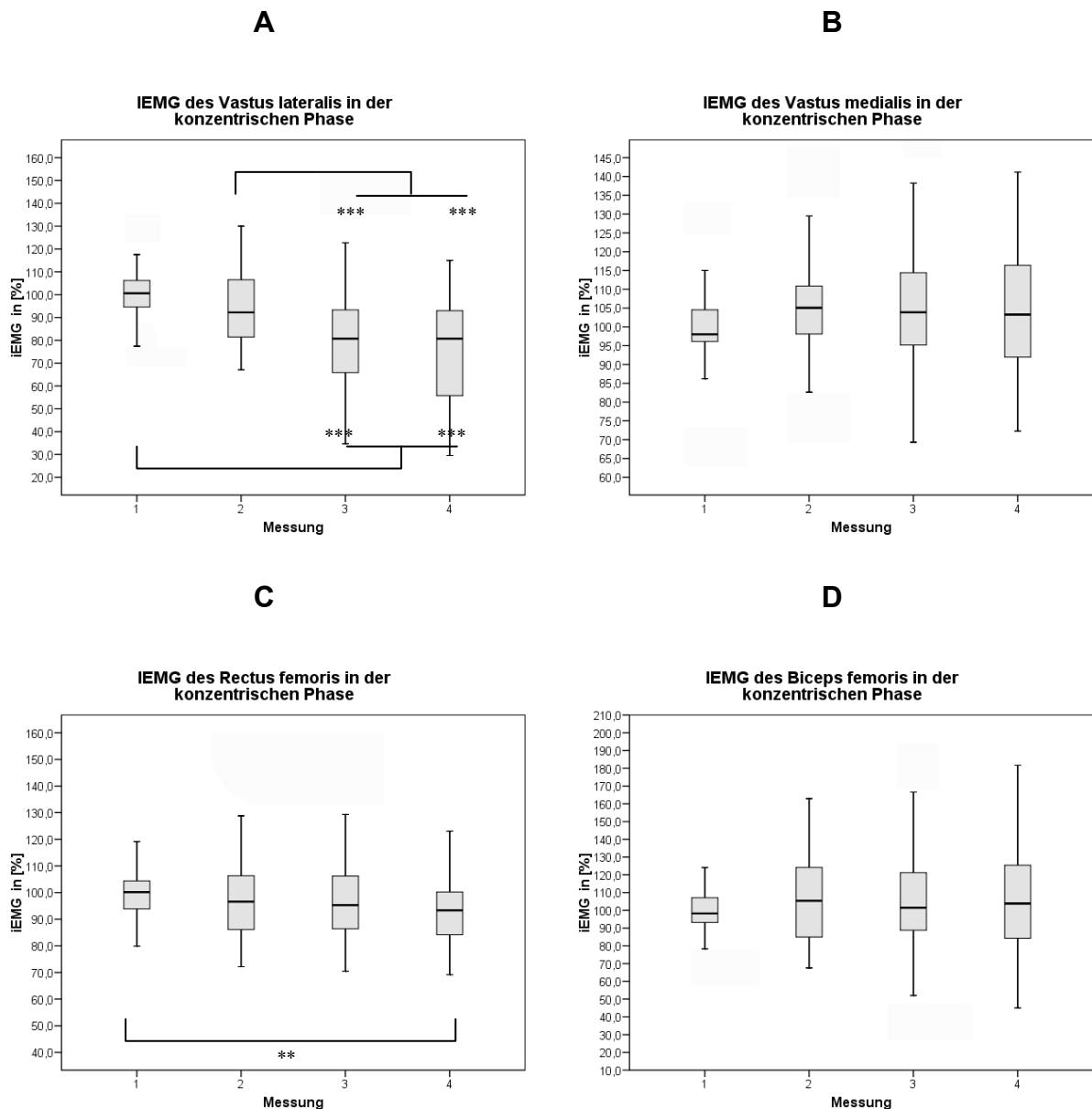


Abb. 34: relative Veränderung der Muskelaktivität des Triceps surae in der konzentrischen Phase

Median, unteres und oberes Quartil der Muskelaktivität des (A) Vastus lateralis, (B) Vastus medialis, (C) Rectus femoris und (D) Biceps femoris nach den jeweils Zusammengefassten Messzeitpunkten.

Zusammenfassung Experiment 2:

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die Ergebnisse des 2. Experiments die **Hypothese 3** bestätigen. Infolge der elektrischen Stimulation sind Minderungen der absoluten Leistung von ca. 2cm aufgetreten. Diese Reduzierungen sind unter Ermüdung der Gastrocnemii lateralis und Vasti lateralis in den Messreihen konstant geblieben. Sie waren nicht signifikant unterschiedlich zu den Ausgangswerten.

Darüber hinaus wird **Hypothese 4** angenommen. Es wurden Anpassungen in der neuronalen Muskelsteuerung festgestellt. **Hypothese 4a** kann prinzipiell angenommen, muss aber präzisiert werden. Es wurden signifikante Erhöhungen in den Agonisten des Gastrocnemius lateralis während der konzentrischen Phase gemessen. Ebenfalls wurden Steigerungen des iEMG's im Vastus medialis festgestellt. Diese waren nicht signifikant. Es konnten keine Veränderungen des iEMG's im Rectus femoris gemessen werden.

Hypothese 4b: muss abgelehnt werden. Die muskuläre Aktivität des Antagonist (Tibialis anterior) des Triceps surae blieb in der exzentrischen und konzentrischen Phase konstant. Der Antagonist des Quadriceps femoris, der Biceps femoris, wurde in der exzentrischen Phase stärker (signifikant) aktiviert. In der konzentrischen Phase war das IEMG des Biceps femoris konstant. Weiterhin wird **Hypothese 5** angenommen. Die muskuläre Ermüdung ist quantifizierbar. Ebenfalls kann **Hypothese 5a** angenommen werden. Die muskuläre Aktivität der elektrisch stimulierten Muskeln nimmt in ihrer Hauptaktivitätsphase, in der konzentrischen Sprungphase, signifikant ab. Ebenfalls nahm sie bei den maximal willkürlichen isometrischen Kontraktionsformen, welche vor und nach den Sprungserien durchgeführt wurden, ab. Ebenfalls bestätigt werden kann Hypothese 5b. Die maximal willkürliche Kontraktionskraft des Triceps surae hat durch die elektrische Stimulation des Gastrocnemius lateralis und den Sprungserien abgenommen. Die Unterschiede waren jedoch nicht signifikant.

2.5. Diskussion Studie I

Der wichtigste Erkenntnisgewinn der Studien liegt in dem Nachweis der verstärkten Muskelrekrutierung als Folge der Ermüdung eines synergistisch wirkenden Muskels. Dies gilt sowohl für isometrische als auch für dynamische Kontraktionsformen. Es wurde der m. Gastrocnemius lateralis aus der Muskelgruppe des Triceps surae und der m. Vastus lateralis aus der Muskelgruppe des Quadriceps femoris durch elektrische Stimulation ermüdet. Man würde einen Kraftverlust bei maximaler Plantarflexion aufgrund der Leistungsminderung eines für die Bewegung bedeutenden Muskels erwarten (Scholle, Schumann, & Anders, 2001). Entgegengesetzt dieser Hypothese wurde die absolute Leistung weitestgehend aufrechterhalten.

2.5.1. Wirkung der Ermüdung des Gastrocnemius lateralis und Vastus lateralis auf kinematische Parameter beim Counter-Movement-Jump

Die elektrische Stimulation der Muskeln bewirkte eine Verkürzung der Gesamtbewegung, was hauptsächlich auf die Veränderung in der exzentrischen Phase zurückzuführen ist. Dieses Ergebnis steht im direkten Widerspruch zu den Ergebnissen Viitasalo et al. (1993) und Michel (2003), welche eine Verlängerung der Gesamtbewegung, bei gleichzeitig stabiler Zeitstruktur der exzentrischen Phase und simultaner Verlängerung der konzentrischen Phase (Viitasalo et al., 1993), gemessen haben.

Die Diskrepanz könnte aus der Bewegungsform resultieren. In beiden Untersuchungen wurden Reaktivsprünge als komplexe Bewegungsform gewählt. Der Drop-Jump ist charakterisiert durch ein sehr kurzes Zeitprogramm während der Bodenkontaktpphase. Die Geschwindigkeit zu Beginn des Bodenkontakts ist immer konstant, da sich diese aus der Fallhöhe und der Fallbeschleunigung errechnet. Daher scheint die exzentrische Phase bei dieser Sprungform nur schwer veränderbar. Bauersfeld und Voß (1992) versuchten das Zeitprogramm mittels Elektromyostimulation zu verkürzen. Dieser Ansatz der zeitstrukturellen Veränderungen in der exzentrischen durch EMS war mittelfristig nicht erfolgreich.

Die Abwärtsbewegung beim Counter-Movement-Jump kann variabler gestaltet werden, da die Geschwindigkeit zum Abfangen des Körpergewichts stärker variiert werden kann.

Die zunehmende Verkleinerung des Kniewinkels zeigt, dass die Probanden unter den veränderten motorischen Bedingungen der Ermüdung den KSP weniger absenken, woraus die verkürzte exzentrische Phasendauer resultiert. Eine Verkürzung der exzentrischen Phase bei gleichzeitig geringerer Senkung des Körperschwerpunkts könnte Ausdruck einer zunehmenden Gelenksteifigkeit (Seyffarth et al. 1999) sein. Allerdings muss man hierbei sehr vorsichtig sein, da die Gelenksteifigkeit sich aus den Größen Kniewinkel und Gelenkmoment berechnet. Weil in der durchgeführten Studie keine Kräfte während der Sprungserien gemessen wurden können auch keine Gelenkmomente über die inverse Dynamik errechnet werden.

Die Einstellung der Gelenksteifigkeit erfolgt unter dem Einfluss der Renshaw-Zellen, wobei ein beiderseits aktivierter Dehnungsreflex zu einer Koaktivierung des Antagonisten führt. Die Renshaw-Zellen hemmen dabei sowohl das homonyme Motoneuron als auch das den Antagonisten inhibierende Interneuron (Blickhan, 1996). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen jedoch weder im Ober- noch im Unterschenkel eine erhöhte antagonistische Aktivierung. Somit erscheint die Veränderung der Gelenksteifigkeit im vorliegenden Fall eher unwahrscheinlich.

2.5.2. verminderte EMG Amplitude durch Ermüdung

Die Ermüdung des m. Gastrocnemius lateralis und m. Vastus lateralis durch EMS kam in Form einer Verringerung der EMG-Amplituden zum Ausdruck. Dem steht gegenüber, dass unter progressiver Ermüdung verstärkt Muskelfasern rekrutiert werden und die Folge eine Erhöhung der EMG-Amplituden wäre (Gollhofer et al., 1987; Hakkinen & Komi, 1986; Loscher, Cresswell, & Thorstensson, 1996; Viitasalo et al., 1993). Allerdings scheint die Dauer der Reizwirkung zu lang gewählt, um diesen innermuskulären Kompensationsmechanismus nachzuweisen. Der Verlauf einer ansteigenden Muskelermüdung beginnt mit einer verstärkten Rekrutierung von Muskelfasern, was durch eine Erhöhung der EMG Amplituden gekennzeichnet ist. Aufgrund der niedrigen Ermüdungstoleranz von Typ II Fasern ermüden diese sehr schnell. Dies führt wiederum zu einer Minderung der Amplituden.

Im Einklang mit anderen Studien (Krnjevic & Miledi, 1958) wurden reduzierte EMG-Amplituden während auftretender Muskelermüdung festgestellt. Es ist anzunehmen, dass Fehler in der neuromuskulären Übertragung die Folge einer Deaktivierung der präsynaptischen intramuskulären Nervenendigungen und / oder von einer wahr-

scheinlich abnehmenden Sensitivität der postsynaptischen Membran gegenüber Acetylcholin sind (Krnjevic & Miledi, 1958). Beides würde zu einer abnehmenden Amplitude des Endplattenpotenzials führen (Fitts, 1994).

Lindinger (1995) beschäftigte sich mit der funktionellen Änderung des Sarcolemma mit besonderem Blick auf die Kaliumregulation im Plasma und Skelettmuskel unter muskulärer Belastung. Während hochintensiver Belastungen strömte Kalium vermehrt aus dem Muskel, was zu einer Zunahme des Kaliumgehalts im Interstitium führte. Kalium Freisetzung und die Hemmung bzw. Funktionseinschränkung der Natrium-Kalium Pumpe verursacht eine Zelldepolarisation, in deren Folge eine Reduktion der Amplituden der Aktionspotentiale eintritt. Die Konsequenz ist eine reduzierte Ausschüttung von Kalzium im intrazellulären Bereich und einer Verminderung der Kontraktionskraft (Fitts, 1994).

Darauf aufbauend untersuchten Metzger & Fitts (1986) die Auswirkungen hoch (75Hz)- und niederfrequenzieller (5Hz) Muskelstimulation auf die Charakteristik der Aktionspotenziale des Sarcolemma. Sie konnten eine stark verringerte Amplitude der Aktionspotenziale bei gleichzeitiger herabgesetzter Kraftproduktion für hochfrequenzielle Muskelstimulation nachweisen. Diese Ergebnisse wurden von Krnjevic & Miledi (1958), Stephens & Taylor (1972), Moritani *et al.* (1985) und Gardner & Olha (1987) bestätigt. Es wurde gefolgert, dass Störungen in der Erregungs-Kontraktions-Kopplung vorrangig bei unphysiologisch hohen Stimulationsfrequenzen auftreten und diese in Form verminderter Aktionspotenzial-Amplituden zum Ausdruck kommen.

Vor diesem Hintergrund wird festgehalten, dass infolge der elektrischen Stimulation signifikant verminderte muskuläre Aktivitäten auftreten. Es wird angenommen, dass die verringerten EMG Integrale aus den durchgeführten Studien, Ausdruck einer Ermüdung des Gastrocnemius lateralis bzw. Vastus lateralis sind. Damit einhergehend wird eine verminderte Kraftproduktion in den elektrisch stimulierten Muskeln vorausgesetzt. Da die Ergebnisse keine signifikanten Reduzierungen in der Gesamtleistung aufzeigen, müssen alternative Strategien zum Leistungserhalt genutzt worden sein.

2.5.3. Kompensationsstrategien

Den verminderten Amplituden der ermüdeten Muskeln steht die erhöhte Aktivierung deren Synergisten gegenüber. Es wurden signifikante Anstiege bzgl. der muskulären Aktivität im Soleus und Gastrocnemius medialis nachgewiesen, nichtsignifikante Anstiege wurden im Vastus medialis gemessen.

Thorhauer (1997) und Hoffmann (2006) stellten nach Ermüdung eines Hauptkinetors einen relativen Leistungserhalt bei nachfolgenden Sprunghandlungen bzgl. der Sprunghöhe fest. Beide konnten keine einheitlichen elektrophysiologischen oder kinematischen Kompensationsstrategien, aufgrund zu stark variierender Standardabweichungen, nachweisen. Türck-Noack (2001) stellte eine tendenziell erhöhte muskuläre Aktivität im Quadriceps femoris nach Ermüdung des Triceps surae fest, während Hoffmann (2006) tendenzielle Erhöhungen im Triceps surae nach Ermüdung des Quadriceps femoris vermutete. Es erscheint eher unwahrscheinlich, dass die Ermüdung einer ganzen Muskelgruppe reflektorische Kompensationen durch Synergisten hervorruft, die daraufhin verstärkte Aktivitäten zeigen, da keine oder nur schwache propriorezeptive Verlinkungen zwischen den Muskelgruppen existieren (Nichols et al., 1999). Eine zentral gesteuerte neuromuskuläre Modifikation durch höhere Zentren scheint auch eher unwahrscheinlich: es würde bedeuten, dass der Sportler Änderungen der intermuskulären Koordination vornimmt die dem Bewusstseinsprozess unterliegen. Dies käme einer Probierphase gleich, die Zaciorskii (1987) als die Suche des Sportlers nach der Realisierung der jeweils optimalen Bewegungssteuerungsvariante für die Ausschöpfung des sich ändernden motorischen Potentials bezeichnet. Dies würde sich allerdings auch in den kinematischen Parametern widerspiegeln. Als Folge wäre ein äußerst inkonsistentes EMG Bild zu erwarten, wobei Erhöhungen bzw. Senkungen der Synergisten – IEMG's wohl aber zufällig wären.

Die Möglichkeit einer Rekrutierungsmodifikation innerhalb nur einer Muskelgruppe wurde bisher nur für den Quadriceps femoris belegt, wobei die zugrunde liegenden Mechanismen noch nicht ganz geklärt sind. Hierzu wurden diverse Strategien zur Leistungsbeeinträchtigung eines speziellen Muskels angewandt (Kinugasa et al., 2005), Gondin et al. 2000). Sacco et al. (1997) ermüdete den Gastrocnemius lateralis durch elektrische Stimulation. Zusätzlich haben sie eine Ischämie durch Abbinden des Oberschenkels provoziert. Die Untersuchungen wurden mit Ischämie und nach lösen der Binde durchgeführt. Kontrovers zu den eigenen Forschungsergebnissen

hat die Forschergruppe anstatt einer Erhöhung der Aktivität des Gastrocnemius medialis einer Verringerung beobachtet. Sie führen dies auf die Prinzipien der Reflexhemmung durch Abnahme der sensorischen Erregung von den Muskelspindeln zurück (Abb.35).

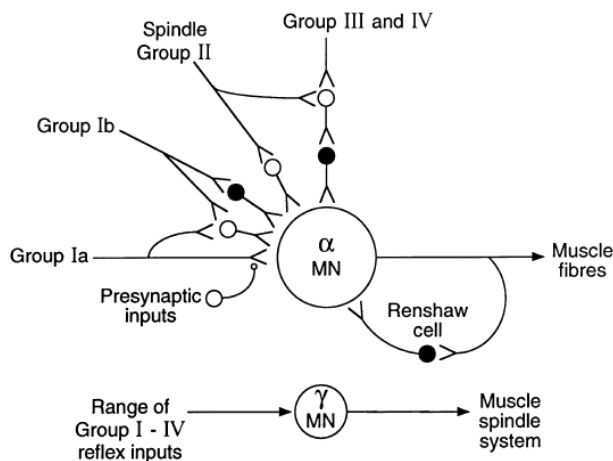


Abb. 35: Vereinfachte Darstellung über die Reflexwege, welche die Alpha- bzw. Gammaneuro- nen affektieren (Gandeiva et al. 1998)

Kinugasa et al. 1997 untersuchte die neuromuskulären Änderungen nach Eis-Behandlung des Vastus medialis. Dazu wurde der Vastus medialis bis auf 10° abgekühlt. Anschließend erfolgten dynamische Knieextensionen gegen 50% des einmaligen Wiederholungsmaximums. Zur Bestimmung der muskulären Aktivität nutzte die Forschergruppe die T2 Relaxation aus dem Magnet-Resonanz-Bildgebungsverfahren. Dieser Parameter basiert auf gemessenen Kontrastunterschieden und korreliert sehr stark mit der integrierten EMG Aktivität. Sie konnten eine verstärkte Aktivität im Vastus intermedius nachweisen. Des Weiteren wurden leichte Aktivitätsanstiege im Vastus lateralis und Rectus femoris gemessen, die letztendlich nicht signifikant waren. Synergistisch agierende Muskeln sind nicht fortlaufend aktiv, sondern alternieren vielmehr zwischen Aktivitätsphase und Erholung. Diese Rotation in der Aktivität wird verstärkt oder vermindert in Abhängigkeit zur Aufrechterhaltung der Kraft (Kouzaki et al. 1999). Sie vermuteten, dass durch die Eisbehandlung, die propriozeptive Signalgebung, wie Muskelspindeln und Golgi-Sehnen Apparat, zum Rückenmark stark erhöht war und daraus die erhöhte Aktivität der Agonisten, insbesondere der Vastus intermedius, folgte.

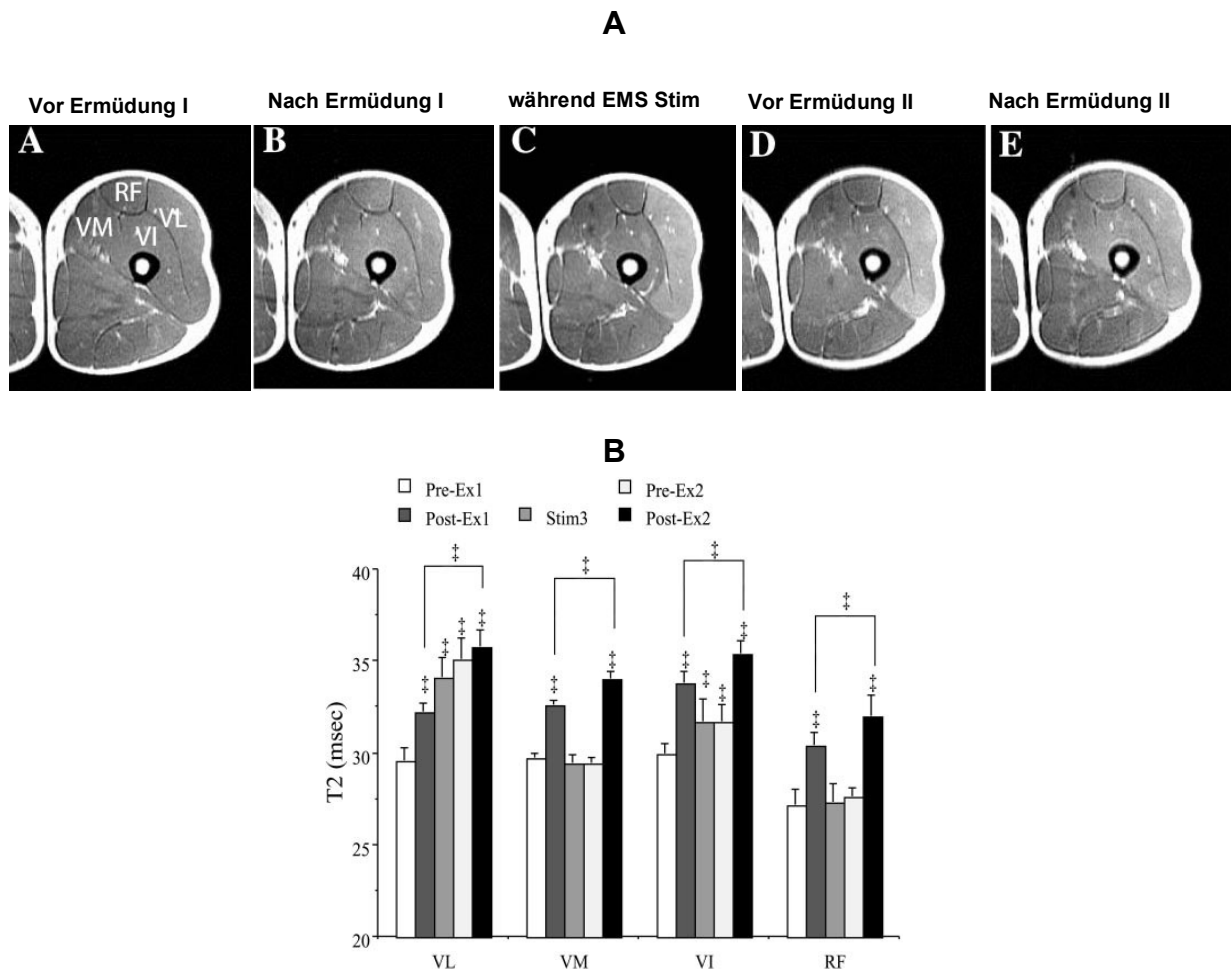


Abb. 36: Änderung der neuromuskulären Ansteuerung im Quadriceps femoris vor und nach Ermüdung (Akima et al., 2002)

Pre-Ex1: Vor der 1. Ermüdung; Pos_Ex1: nach 1. Ermüdung; Stim3: nach 3min EMS; Pre-Ex2: nach 30min EMS und direkt vor 2. Ermüdung; Post_Ex2: nach 2. Ermüdung; VL: vastus lateralis; VM: vastus medialis; VI: vastus intermedius; RF: rectus femoris

Eine Alternative zur Leistungsbeeinträchtigung durch Eis bietet die Ermüdung eines Muskels durch elektrische Stimulation (Akima et al. 2001, Michel 2003, Sacco et al 1997). Ebenso wie Kinugasa et al. (1997) konnte Michel (2003) erhöhte synergistische Aktivitäten im Vastus medialis unter steigender Ermüdung des Rectus femoris beobachten. Eine Erklärung für das Auftreten des Phänomens wurde nicht vorgenommen.

Akima et al. (2001) stimulierte den Vastus lateralis mittels EMS und untersuchte die funktionellen Anpassungserscheinungen bei submaximalen dynamischen Knieextensionen. Auch er nutzte zur Bestimmung der Muskelaktivität die Kontrastunterschiede aus dem Magnet-Resonanz-Bildgebungsverfahren (Abb. 36A).

Die Forschergruppe stellte fest, dass die Agonisten des Vastus lateralis durch die elektrische Stimulation signifikant stärker in die Belastung involviert waren als zuvor (Abb. 36B). Die Zwischenmessungen (Stim3. Pre-Ex2) belegen eine zunehmende Ermüdung durch Elektrostimulation bei gleichzeitig vollständiger Regenerierung der anderen Muskeln. Eine leichte Erhöhung ist beim Vastus intermedius festzustellen, wahrscheinlich aufgrund einer leichten Beeinflussung durch die Stimulation.

Sie vermuteten, dass der Einfluss durch das afferente propriozeptive Feedback, aufgrund der erhöhten Aktivität des Rectus femoris relativ gering sein muss. Nach Nichols(1999) existiert eine starke *la-Afferentation* zwischen den 3 Vasti. Die monosynaptische Verbindung zum Rectus femoris ist jedoch wesentlich schwächer. Das würde eine geringere Aktivierung des Rectus femoris zur Folge haben. Stattdessen war dieser gleichermaßen in die Leistungserbringung involviert. Daraus leiteten sie ab, dass eine reflektorische Beeinflussung nicht allein die Erklärung des Phänomens sein kann. In der vorliegenden Studie wurden keine signifikanten Steigerungen des iEMG's im Rectus femoris festgestellt. Daher würden die Ergebnisse mit denen Nichols (1999) einhergehen. Es kann aber auch nicht ausgeschlossen werden, dass der Rectus femoris durch die elektrische Stimulation des Vastus lateralis mit beeinflusst wurde. Erklären lässt sich dies durch die Konfiguration der EMS und EMG Elektrodenanordnung auf dem Muskel. Die EMS Elektroden wurden jeweils oberhalb und unterhalb der EMG Elektroden geklebt. Insbesondere bei kleineren Personen führte dies dazu, dass der Rectus während der Stimulation gereizt wurde.

Prinzipiell gibt es zwei Möglichkeiten um eine erhöhte muskuläre Aktivität zu erreichen. Zum einen durch Erhöhung der Frequenz der Aktionspotenziale auf den Muskel und zum anderen durch erhöhte Rekrutierung von motorischen Einheiten (Ashe 1997). Da die Erhöhung vermehrter Rekrutierung von motorischen Einheiten im Vergleich zur Steigerung der Feuerrate einen größeren Einfluss auf den Kräfteerhalt hat (DeLuca et al. 1997), wird angenommen, dass die Ursache für die erhöhte Synergistentätigkeit vielmehr aus Steigerung der Innervation von Muskelfasern resultiert (Akima et al. 2001).

Für diese Argumentation spricht, dass die schnell leitenden Axone des kortikospinalen Traktes zum größten Teil monosynaptisch mit den Alpha-Motoneuronen des Rückenmarks verbunden sind. Mit Hilfe spezieller Simulationstechniken wurde untersucht, ob der motorische Kortex in Bewegungen oder einzelne Muskeln organisiert.

Es wurde nachgewiesen, dass einzelne kortiko-spinale Neurone monosynaptische Kontakte zu Motoneuronen verschiedener, funktionell synergistisch motorischen Kerne besitzen. D.h. weiterhin, dass Zielneurone der absteigenden Bahnen synergistische Bewegungen und nicht einzelne Muskeln steuern (Bartmus 1996).

Im Rahmen submaximaler Belastungen ist dies folglich eine plausible Begründung für die neuromuskuläre Adaptation unter lokaler Ermüdung eines Muskels. Da angenommen werden kann, dass beim Counter-Movement-Jump die eingesetzte Muskulatur aufgrund der Komplexität der Bewegung nur submaximal eingesetzt wird (van Soest et al., 1985) wird diese These für wahrscheinlich gehalten um die hier vorliegenden Ergebnisse zu erklären. Hingegen ist diese Erklärung jedoch nicht ohne weiteres auf maximale willkürliche Kontraktionen übertragbar. Bei maximal willkürlichen isometrischen Kontraktionen wird schon eine maximale Kontraktion ausgeführt und es wird davon ausgegangen, dass alle willkürlich ansteuerbaren Muskelfasern aller Synergisten involviert sind. Eine weitere Steigerung kann somit nicht mehr von übergeordneten motorischen Zentren wie beispielsweise dem motorischen Kortex reguliert werden. Dagegen sprechen auch andere Untersuchungsergebnisse zu maximal isometrischen Kontraktionsformen (Patikas et al. 2002).

Wahrscheinlicher ist die Auslösung eines anderen Mechanismus der in der Literatur als Postaktive Potenzierung (Postactivation Potentiation – PAP) bezeichnet wird (Abbate, Sargeant, Verdijk, & de Haan, 2000). Die physiologischen Mechanismen für PAP werden durch Twitch Potentiation (TP) und H-Reflex-Potentiation¹⁰ (HRP) determiniert (Hodgson, Docherty, & Robbins, 2005).

Durch TP erfolgt ein Zunahme der Muskelkontraktions- und Niedrig-frequenzieller tetanischer Kraft in Folge einer „konditionierenden“ kontraktile Aktivität (Sale, 2002)(Abb.37). Diese kann durch maximale willentliche Kontraktionen, erhöhten tetanischen Kontraktionen etc. hervorgerufen werden. Es wird allgemein akzeptiert, dass TP aus der Phosphorylierung der „myosin regulatory light chains“ resultiert (Babault et al., 2003). Dadurch wird die Ca^{2+} Sensitivität der kontraktile Elemente und die Freilassung des Ca^{2+} aus dem sarkoplasmatischen Retikulum erhöht. Eine erhöhte Sensitivität zu Ca^{2+} zeigt besonders Wirkung bei niedrigem

■ _____
¹⁰ H-Reflex: Hoffmann-Reflex beschreibt die Afferentation von Muskelspindelfasern zum Rückenmark nach elektrischer Stimulation eines Muskels

myoplasmatischen Ca^{2+} Level, wie es in twitch und niedrig-frequenziellen tetanischen Kontraktionen der Fall ist (Sale, 2002). Schließlich führt TP zu einer Erhöhung der Kontraktionskraft (Vandenboom, Grange, & Houston, 1995).

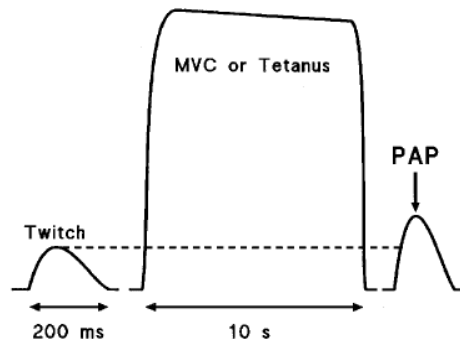


Abb. 37: Mechanismus von PAP (Sale 2002)

Zu Beginn wird eine Muskelkontraktion im ruhenden Zustand ausgeführt. Anschließend erfolgt eine maximal willkürliche Kontraktion. Eine Kontraktion nach dem MVC zeigt nun eine erhöhte Kraft und Verkürzungsgeschwindigkeit.

Die Wirkung verschiedener Konditionierungen auf TP ergab eine spezifische Abhängigkeit zur Geschwindigkeit der Bewegungsausführung (Babault et al., 2003), zur Höhe des Widerstands (Duthie et al., 2002; Hoffman et al., 2005; Kawamori & Haff, 2004) und zur Länge der Pause nach der Konditionierung (Brandenburg, 2005; Comyns, Harrison, Hennessy, & Jensen, 2006). TP scheint aber nicht die Ursache für eine wechselnde neuromuskuläre Ansteuerung, weil die agonistisch wirkenden Muskeln nicht ermüdet wurden und sich somit im unermüdeten Zustand befinden.

In diesem Kontext ist der zweite Mechanismus von PAP die H-Reflexes Potenzierung (HRP) zu berücksichtigen. Der H-Reflex ist ein monosynaptischer Eigenreflex der Ia Muskelspindelfaserafferenzen, welcher durch elektrische Stimulation des Muskelnervs gemessen werden kann. H-Reflexe können durch hochfrequente Stimulation der Ia Muskelspindelfasern ausgelöst werden. Die darauf folgende willkürliche neurale Ansteuerung des Muskels kann sowohl hemmend (Postaktive Depression) als auch aktivierende Reflexpotenzierung wirken.

Eine Hemmung tritt wahrscheinlich auf präsynaptischer Ebene der Muskelspindelfasern auf, in Form verminderter Transmitterfreilassung durch vorhergehend aktivierten Fasern (Hultborn et al., 1996).

Eine potenzierende Wirkung des H-Reflexes infolge einer elektrischen Stimulation der Ia Afferenzen ist auch unter dem Begriff Posttetanische Potenzierung bekannt. Hierbei wird auf spinaler Ebene verstärkt Neurotransmitter von der präsynaptischen Membran freigelassen. Gleichzeitig ist die Höhe der H-Reflex Amplitude eine Funktion der Anzahl und Größe rekrutierter motorischer Einheiten (Hodgson et al., 2005).

Da eine starke Verbindung der Ia Muskelspindelfasern zwischen den Muskeln des Triceps surae besteht (Nichols et al., 1999) erscheint es möglich, dass eine solche Reflexpotenzierung sich vom Gastrocnemius auf dessen Agonisten übertragen hat und somit die Anzahl der rekrutierten α -Motoneurone erhöht wurde, was sich gleichzeitig in einem höheren iEMG widerspiegelte. Dass der elektrisch stimulierte Muskel kein erhöhtes iEMG aufzeigt liegt an den in Kap 5.5.2 diskutierten Mechanismen und der Messkonfiguration (Abb.38). Da die EMG Elektroden zwischen den beiden Polen der EMS Elektroden liegen wird ein vermindertes EMG Signal ausgegeben, da die Erregungs-Kontraktionskopplung wahrscheinlich durch die obere EMS Elektrode gestört wird.

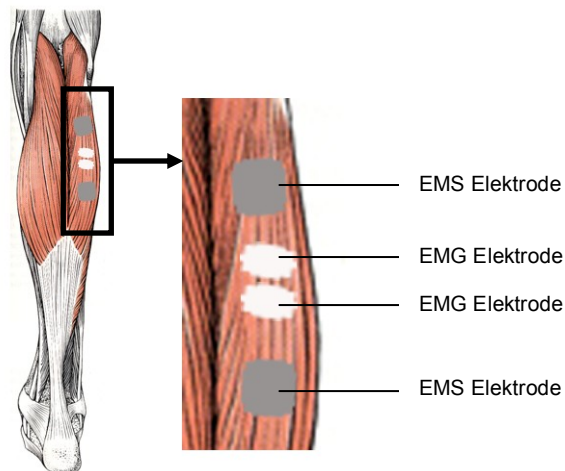


Abb. 38: Konfiguration der EMS und EMG Elektroden am Gastrocnemius lateralis

Es wird festgehalten, dass infolge der elektrischen Stimulation keine signifikanten Verminderungen der sportlichen Leistung auftreten. Die Verminderungen des bzw. der ermüdeten Muskeln führen zu Veränderungen der neuromuskulären Ansteuerungen innerhalb der Muskelgruppe. Dabei wird der elektrisch stimulierte Muskel bei willentlichen Kontraktionen weniger aktiviert, während dessen Agonisten stärker aktiviert werden. Es wird angenommen, dass die Ursache eine erhöhte Aktivierung der Ia Muskelspindelfasern des stimulierten Muskels ist und durch deren

Kreuzverschaltungen zwischen den Agonisten eine erhöhte α -motoneuronale Ansteuerung resultiert. Da die Erregungs-Kontraktionskopplung durch die elektrische Stimulation des ermüdeten Muskels gestört ist und sich deshalb die Aktionspotenziale nicht ausbreiten können kommt es zu verminderten muskulären Ansteuerung des Muskels.

2.6. Trainingswissenschaftliche Konsequenz

In dieser Studie wurden akute Adaptationen aufgrund lokal induzierter Ermüdung bei maximal willkürlich isometrischen Kontraktionen nachgewiesen. Es konnte eine erhöhte Muskelaktivität des m. Gastrocnemius medialis und Soleus infolge der Ermüdung des m. Gastrocnemius lateralis nachgewiesen werden. Der gleiche Mechanismus existiert im m. Quadriceps femoris (Akima et al., 2002; Michel, 2003). Wahrscheinlich resultiert das erhöhte iEMG aus einer verstärkten Muskelfaserrekrutierung, welche durch HRP ausgelöst wurde.

Darauf aufbauend erfolgte die Erforschung möglicher Kompensationen für komplexe dynamische Bewegungen beim Counter-Movement-Jump. Es wurde sowohl der m. Vastus lateralis als auch der m. Gastrocnemius medialis nach einem EMS Programm von Gondin et al. (2005) ermüdet. Dabei konnten funktionelle Adaptationen für den Counter-Movement Jump beobachtet werden. Es zeigte sich, dass eine signifikant erhöhte Aktivität im Gastrocnemius medialis und Soleus sowie eine nicht signifikant erhöhte Aktivität im Vastus medialis auftritt. Darüber hinaus hat sich die zeitliche Struktur der Sprungphasengestaltung insbesondere in der exzentrischen Phase, in Form zeitlicher Verkürzung, verändert.

Für die Trainingsmethodik relevant ist die Tatsache, dass durch lokale Ermüdung eines Muskels dessen Agonisten stärker aktiviert werden. Dies hat zur Folge, dass auf diese Agonisten bei gleicher äußerer Belastung wie im konventionellen Trainingsprogramm, mehr Muskelfasern – aufgrund des Henneman'schen Rekrutierungsprinzips FT Fasern – innerviert werden und somit ein erhöhter Trainingsreiz ausgeübt wird. Es kann daher begründet angenommen werden, dass ein Schnellkrafttraining unter dieser spezifischen Belastungskonfiguration höhere Leistungszu-

wächse ermöglicht als ein gleiches Training ohne lokale Muskelvorerermüdung. Ob eine höhere Effizienz der Belastungsmethode tatsächlich besteht und welche Leistungssteigerungen zu erreichen sind, wird folgend in einem 4wöchigen Trainingsexperiments an Leistungssportlern abgeprüft.

2.7. Methodenkritik

Die Interpretation zur verminderten Antagonistentätigkeit als Kompensationsstrategie muss anhand folgenden Kriteriums eingeschränkt werden. Die nervale Ansteuerung des m. Tibialis anterior erfolgt über den Nervus fibularis profundus. Dieser ist ein Zweig des Nervus peroneus. Letztgenannter zieht unmittelbar hinter dem caput fibulae nach abwärts, wobei er sehr oberflächlich liegt (Platzer, 1999). Bei elektrischer Stimulation des m. Gastrocnemius lateralis ist es möglich, dass aufgrund der individuellen anatomischen Voraussetzungen der Probanden in Verbindung mit der Muskelbreite und EMS-Elektrodenlänge der Nervus peroneus innerviert wurde. Dadurch konnte eine Beeinflussung des peroneus longus und Tibialis anterior nicht grundsätzlich ausgeschlossen werden. Die betroffenen Probanden berichteten über eine leichte Reizung an der lateralen Seite des Unterschenkels nach distal. In diesen Fällen wurde die Elektrode weiter medial gesetzt aber nur soweit, dass keine Innervation des m. Gastrocnemius medialis erfolgte. Insbesondere bei Probanden mit schmalen Wadenmuskeln musste somit eine leichte Reizung des Tibialis anterior und Peroneus longus hingenommen werden.

3. Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

3.1. *Konstruktion einer Trainingsmethode aus den bisherigen Forschungsergebnissen*

3.1.1. Problemstellung

Die Schnellkraft ist eine Leistungsdeterminierende konditionelle Fähigkeit innerhalb der Leistungsstruktur vieler Sportarten. Die belastungsmethodische Gestaltung zur Entwicklung dieser konditionellen Fähigkeit ist äußerst vielfältig und wird bis heute kontrovers diskutiert (Bührlé, 1989; Grosser et al., 1994; Letzelter, 1983; Verchoshanskij, 1995).

Aktuell scheint sich insbesondere in den Spielsportarten ein Trend abzuzeichnen, dass der Schlüssel zum Erfolg primär in der Kombination verschiedener Methoden gesucht wird (Brandenburg, 2005; Maffiuletti, Dugnani, Folz, Di Pierno, & Mauro, 2002; Schlumberger, Wirth, Liu, Steinacker, & Schmidtbleicher, 2003; Wirth & Schmidtbleicher, 2006). Vor diesem Hintergrund ist das Ziel der Studie II zum einen die Erkenntnisse aus Studie I für die Konfiguration einer Belastungsmethode zur Steigerung der Sprungkraft zu nutzen. Diese wird in einem 4wöchigen Trainingsexperiment einer Sonderform der Komplexmethode gegenübergestellt. Anschließend erfolgt der Vergleich zwischen den Belastungsmethoden hinsichtlich der spezifischen Trainingsadaptationen und ihrer Effizienz.

3.1.2. Kombination von Belastungsmethoden

In den letzten Jahren ist man verstärkt dazu übergegangen, verschiedene Trainingsmethoden miteinander zu verbinden oder neue Methoden zu entwickeln, um zeitökonomischere Belastungsmethoden mit denselben oder sogar besseren Resultaten zu erzielen (Berschin, Schmiedeberg, & Sommer, 2003; Herrero et al., 2006; Maffiuletti et al., 2002; Schlumberger et al., 2003; Wirth & Schmidtbleicher, 2006). Insbesondere in den Spielsportarten ist eine solche Vorgehensweise positiv zu be-

werten, da die frei werdenden Trainingszeiten für eine Forcierung des Leistungsfaktors Taktik genutzt werden kann.

Unter der Zielstellung einer effizienteren Belastungsgestaltung durch Methodenkombination trainierten Schlumberger et al. (2003) ihre Probanden über einen Zeitraum von 6 Wochen mit 3 Trainingseinheiten(TE)/Woche verschiedene Belastungsprogramme. In der ersten TE in der Woche wurde die Methode der wiederholten submaximalen Anspannung durchgeführt. In der zweiten TE die ballistisch-explosive Trainingsmethode und in der dritten TE die plyometrische Belastungsmethode. Sie konnten signifikante Steigerungen bzgl. der Maximalkraft feststellen. Hinsichtlich der maximalen Bewegungsgeschwindigkeit wurden jedoch keine signifikanten Veränderungen gemessen. Unter der gleichen Zielstellung kombinierten Wirth und Schmidtbleicher (2006) TE mit Kniebeugen und TE mit Sprüngen innerhalb einer Woche. Sie konnten signifikante Leistungssteigerungen von 15,5% bzw. 14,1% beim Squat- und Counter Movement Jump feststellen. Keine Unterschiede wurden hinsichtlich der isometrischen Maximalkraft und der Explosivkraft gemessen.

Tab. 9: Vergleich unterschiedlicher Ansätze bei Schnellkrafttrainingsmethoden bzgl. der Leistungssteigerung bei vertikalen Sprüngen

Untersuchung	Trainingsmethode	Anzahl der Trainingswochen	Anzahl der TE / Wochen	Länge der einzelnen TE (abzgl. Erwärmung)	Leistungssteigerung von Sprüngen	
					Direkt nach Training	Weiterer Nachtest
Maffiuletti et al. (2002)	EMS (Triceps surae und Quadriceps) und Plyometrisches Training kombiniert in einer TE	4	3	60min	CMJ: 8,3%	2 Wochen CMJ: 11,6%
Herrero et al. (2006)	EMS (Quadriceps) und Plyometrisches Training kombiniert an unterschiedlichen Tagen	4	4 (2TE EMS; 2TE Plyometrie)	EMS 34min PG 25min	CMJ: 7,3% (37→39,7cm)	2 Wochen CMJ: 3,2% (37→38,2cm)
Maffiuletti et al. (2000)	EMS (Vastus lat., med.) involviert in Basketballtraining mit 5x90min/wtl.)	4	3	16min	CMJ: 0% (53→52,8cm) SJ = 14% (44,8→51cm)	4 Wochen CMJ: 17% (53→62,2cm) SJ: 18% (44,8→53cm)
Malatesta et al. (2003)	EMS (simultane Stimulation von Triceps surae und Quadriceps) involviert in ein Volleyballtraining	4	3	12min	CMJ: 3,4% (49→50,7cm) SJ: 2,8% (46→47,3cm)	10 Tage CMJ: 5,4% (49→51,6cm) SJ: 6,5% (46→49cm)
Brocherie et al. (2005)	EMS involviert in ein Ice-Hockey Training	3	3	12min	CMJ: -6,1% (38,1→36cm) SJ: -8,4% (34,9→32cm) DJ: -5,2%(31,6→30,3cm)	XXX
Matavulj et al.	Plyometrische Belas-	6	3	15min	CMJ (50cm): 12,8% (37,5→42,3cm)	XXX

(2001)	tungsmethode (Fallhöhe 50cm und 100cm)			(3Serien; 10 Wdh; 3min Serienpause)	CMJ (100cm): 13% (43→48,6cm)	
Berschlin et al. (2003)	Intensive IM auf Vibrationsplattform (30-70% dynam.explosiv)	6	3	25min (5 Serien; 2min Seriadauer; 3min Serienpause)	CMJ: 9,2% (54→59cm)	XXX
Wirth et al. (2006)	Methodenkombination (Mo.u.Do. Sprünge; Di.u.Fr. Kniebeuge)	8	4	30min	CMJ: 14,7% (38,3→43,6cm) SJ: 15,5% (34,9→39,9cm)	XXX
Hoffman et al. (2005)	Vergleich zwischen Jump Squats mit konzentrischer und exzentrischer Phase und konzentrischer Phase allein	5	2	55min	CMJ: 5,7% (61→64,5cm) CMJ: 3,7% (61,7→64cm)	XXX
Santos et al. (2008)	Komplex Training (Wechsel zwischen Krafttraining und Plyometrischer Belastungsmethode in einer TE)	10	2	30min	CMJ: 10,3% (29,9→33,0cm) SJ: 12,9% (24,8→28cm) DJ: 6,7% (34,7→36,6cm)	XXX
Mihalik et al. (2008) I	Komplex Training (Wechsel zwischen Krafttraining und Plyometrischer Belastungsmethode in einer TE)	4	2	35min	CMJ: 5% (48,2→50,7cm)	XXX

3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

Mihalik et al. (2008) II	Compound Training (1 TE/Woche Maximalkrafttraining und 1TE/Wochen Plyometrisches Training)	4	2	35min	CMJ: 9,1% (47,8→52,6cm)	XXX
Newton et al. (1999)	Ballistisches Training	8	2	30min	CMJ: 5,9% (67,6→71,5cm)	XXX

Des Weiteren gibt es eine Kombinationsmethode die unter dem Begriff der Komplexmethode von Verchoshanskij entworfen und ständig in ihrer Wirkungsweise weiterentwickelt wurde (Sale, 2002). Bei dieser Methode wird eine möglichst effektive Nutzung der Postaktiven Potenzierung (PAP) angestrebt.

Der Grundgedanke ist, dass willentliche Muskelkraft abhängig von der vorhergehenden Belastung ist, welche vom Muskel im Vorfeld der eigentlichen Kontraktion erbracht wurde. Oft entsteht hierbei eine neuromuskuläre Ermüdung, welche sich in einer Kraftminderung äußert. Auf der anderen Seite gibt es ein nachgewiesenes Phänomen, welches dieser Ermüdung entgegenwirkt und auch als PAP bezeichnet wird. Hierbei ist eine einzelne kurze Muskelkontraktion (Twitch) infolge einer Vorbelastung, durch eine maximal willkürliche Kontraktion oder wiederholte submaximale dynamische Kontraktionen, erhöht. Es wird angenommen, dass die Ursache in einer erhöhten Sensitivität zur Freilassung von Ca^{2+} aus dem sarkoplasmatischen Retikulum liegt. Dies wird wahrscheinlich durch Phosphorylierung der leichten Myosinketten, welche die Interaktion zwischen Myosin und Aktin regulieren, und dem Enzym Myosin Light Chain Kinase ausgelöst (Sale, 2002). Der Effekt ist am größten, wenn die Sensitivität erhöht, gleichzeitig aber der Ca^{2+} Gehalt im Myoplasma möglichst gering ist.

Andere Studien haben gezeigt, dass oben benannte muskuläre Vorkonditionierungen auch Effekte auf den monosynaptischen Hofmann Reflex (H-Reflex) haben. Eine Modulation des H-Reflexes kann eine presynaptische Hemmung oder eine direkte Erregung der α Motoneuronen (Zehr, 2002) bewirken. Das erste Phänomen ist als Postaktive Depression bekannt, während das Zweite als PAP bezeichnet wird (Hodgson et al., 2005).

Zur effektiven Nutzung von PAP für den Trainingseinsatz wurden bereits zahlreiche Laboruntersuchungen über die erforderliche Pausenzeit zwischen Maximalkrafttraining und plyometrischen Training und über die Höhe des Workloads beim Maximalkrafttraining durchgeführt. Aus den Ergebnissen dieser Studien wurde geschlossen, dass durch die Maximalkraftübungen keine negativen Effekte auf die Plyometrieübungen (Jensen & Ebben, 2003) hat und das Komplextraining eine zeitökonomische Trainingsmethode (Brandenburg, 2005) zur Verbesserung der Explosiv- und Sprungkraft (French, Kraemer, & Cooke, 2003) darstellt. Allerdings existieren bis heute unterschiedliche Erkenntnisse bezüglich der optimalen Gestaltung der

Belastungsdichte (Jensen et al. 2003; Jones et al. 2003, Comyns et al. (2006), der Kontraktionsform (French et al. 2003) und Intensität der Vorbelastung (Duthie et al. 2002; Hoffman et al. 2005).

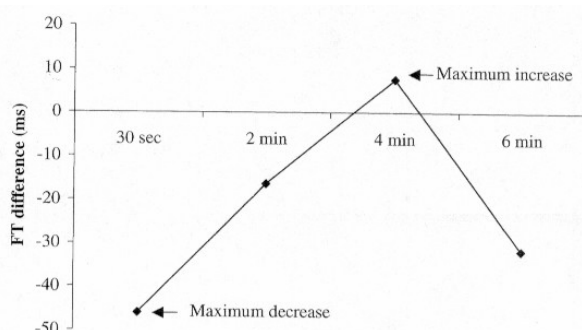


Abb. 39: Unterschiede zwischen den Flugzeiten nach Vorbelastung bei unterschiedlicher Belastungsdichte in Bezug auf die Flugzeit im unermüdeten Zustand (Comyns et al. 2006)

Weiterhin werden vollständig neue Trainingsgeräte und Methoden im Schnellkrafttraining erprobt. In diesem Kontext wurde der Nutzen von Vibrationskrafttraining (Berschlin et al., 2003) und elektrischer Stimulation (Brocherie et al., 2005; Herrero et al., 2006; Maffioletti et al., 2002; Malatesta et al., 2003) für die Schnellkraftentwicklung diskutiert.

Herrero et al. (2006) untersuchten die Wirkung eines 4-wöchigen Trainings mittels elektrischer Stimulation der Knieextensoren auf ausgewählte Parameter der Schnellkraft. Sie konnten signifikante Steigerungen bzgl. der maximal willkürlichen isometrischen Kontraktionskraft, des Muskelquerschnitts und in der Sprunghöhe beim Squat Jump nachweisen. Allerdings wurden keine Veränderungen und partielle Verschlechterungen hinsichtlich Sprunghöhe beim Counter Movement Jump und der 20m Sprintzeit festgestellt. Eine Verbesserung der Sprintzeit und Maximalkraft bei gleich bleibenden bzw. abnehmenden Sprungleistungen infolge eines EMS Trainings wurde von Brocherie et al. (2005) bei Ice-Hockey Spielern und von Malatesta et al. (2003) bei Volleyballspielen nachgewiesen. In den angeführten Untersuchungen wurde nach ähnlichen EMS Programmen trainiert¹¹. Insofern scheint sich ein EMS Training nicht direkt auf die Schnellkraftleistung auszuwirken, sondern dient vielmehr der Schaffung morphologischer und funktionell günstiger Voraussetzungen für die

■ _____
¹¹ Stimulationsfrequenz: zwischen 85-120 Hz; Stimulationsdauer: 3-4s; Pausendauer: 20-30s; Impulsbreite 250-400µs (Brocherie et al., 2005; Herrero et al., 2006)

Schnellkraft und ist der Methode der wiederholten submaximalen Anspannung funktionell ähnlich.

Maffioletti et al. (2002) kombinierte in seinen Versuchen elektrische Stimulation mit anschließender plyometrischen Belastungsmethode. In einem 4 wöchigen Trainingsexperiment mit 21 Volleyballspielern der italienischen Regionalliga stimulierte er bei einer Gruppe die Knieextensoren und die Plantarflexoren mittels EMS. Anschließend wurden plyometrische Sprünge absolviert. Die elektrischen Reize erfolgten bei einer Frequenz von 120 Hz und einer zeitlichen Breite von 400µs und wirkten 3sek auf den Muskel. Anschließend wurde eine Pause von 17sek eingelegt. Der Algorithmus aus Stimulation und Pause wurde 48-mal bei den Knieextensoren und 30-mal bei den Plantarflexoren wiederholt. Die Stromstärke wurde immer der Schmerzschwelle des Probanden angepasst.

Sie konnten beachtliche Leistungssteigerungen beim Counter Movement Jump, Drop Jump und Squat Jump von mind. 10% nachweisen (Abb.40).

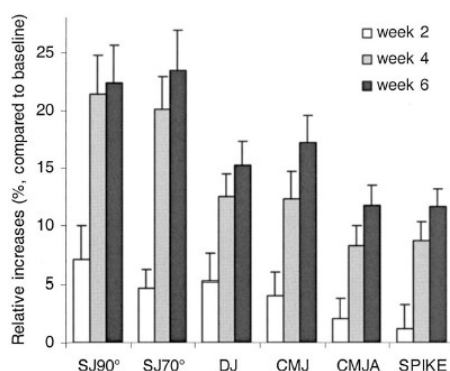


Abb. 40: Trainingsanpassungen bei unterschiedlichen Sprungformen während und nach einer Methodenkombination von EMS und Plyometrie

Auf diesen Erkenntnissen aufbauend soll nun die neue Methode konfiguriert werden. In Anlehnung an Verchoshanskij erfolgt ein systemischer Wechsel zwischen Vorbelastung und Plyometrie. Der Wechsel wird satzweise vollzogen, d.h. es werden bestimmte Muskeln des Quadriceps femoris und Triceps surae nach einem Belastungsprogramm von Gondin et al. (2005) elektrisch stimuliert. Hierbei wird aber nicht die gesamte Muskelgruppe stimuliert, sondern immer nur einzelne Muskelköpfe einer Gruppe. In der neuen Belastungsmethode werden 4 Muskelköpfe stimuliert. Es werden simultan aus dem m. Quadriceps femoris der Vastus lateralis und aus dem

Triceps surae der Gastrocnemius lateralis stimuliert. Die Stimulation erfolgt an beiden Beinen. Durch die Stimulation wird, wie oben beschrieben, die Maximalkraft in den stimulierten Muskeln erhöht. Allerdings sind diese im Anschluss willentlich weniger aktivierbar als vorher. Es ist aus Studie I bekannt, dass die Synergisten stärker aktiviert werden und deshalb ein größerer Trainingsreiz in der plyometrischen Belastung erwartet werden kann. Die Ursache hierfür ist noch nicht vollständig erforscht aber es ist wahrscheinlich, dass durch die elektrische Stimulation das Phänomen der Postaktiven Potenzierung (Kap.5.5) ausgelöst wurde. Der Vorteil ist die sofortige Absolvierung der Trainingsübung infolge der EMS Belastung. Da die Gefahr besteht, dass durch eine regelmäßig niedrigere Aktivierung des gleichen Muskels die Bewegungsstruktur verändert wird, erfolgt ein Wechsel nach 4 Trainingseinheiten auf den Gastrocnemius medialis und Vastus medialis.

Umstritten ist bisher, welche Adaptationen den Leistungsverbesserungen im Schnellkrafttraining ursächlich sind. Insbesondere die Eigenschaften der Muskelfasertypen (weiterführende Betrachtungen in Reviews von (Saltin & Gollnick, 1983; Scott et al., 2001) und ihre Veränderung hinsichtlich Verteilung (Mero, Jaakkola, & Komi, 1991) und Metabolismus (Brechtel et al., 2002) sind wichtige Determinanten zur Erbringung von Spitzenleistungen (Bernus et al., 1993) (Tab.) und wurden deshalb in Bezug auf Trainingswirksamkeit und trainingsbedingte Adaptationen untersucht (Allemeier et al., 1994; Andersen, Klitgaard, Bangsbo, & Saltin, 1994; Andersen, Klitgaard, & Saltin, 1994; Billeter, Jostarndt-Fogen, Gunthor, & Hoppeler, 2003; Staron et al., 1991).

Dabei wurden unterschiedliche Trainingswirkungen auf die Muskelfaserverteilung infolge eines Schnellkrafttrainings diskutiert:

1. Hyperplasie – die Neubildung von Muskelfasern: Durch die Untersuchungen Gollnicks wurde die Möglichkeit einer leistungssteigernden Verwertung der Hyperplasie verworfen (Saltin & Gollnick, 1983)
2. Veränderungen von FT Fasern: Saltin & Gollnick (1983) schlussfolgerten in ihrem Review zur Adaptabilität des Muskels, dass Training keine Änderungen zwischen FT und ST Fasern bewirkt, sondern es maximal zu Änderungen zwischen den Subgruppen der FT Fasern kommen kann.

3. *relative Änderung des Muskelfaserspektrums* – Zwillingsuntersuchungen von Billeter et al. (2003) an männlichen Kugelstoßern bzw. deren untrainierte Brüder zeigten, dass infolge des leistungssportlichen Trainings die Muskelfasern hypertrophierten, dabei insbesondere die FT Fasern, und sich deshalb der Relative FT Faseranteil im Muskel erhöhte. Sie schließen daher eine trainingsbedingte Fasertypentransformation aus.
4. *Transformationen zwischen Fasertypen*: Infolge eines Schnellkrafttrainings konstatierte Andersen et al. (1994) eine signifikante Abnahme von MHC I Isoformen (52.0 +/- 3.0% vs. 41.2 +/- 4.7%) bei gleichzeitiger Zunahme von MHC IIa Isoformen (34.7 +/- 6.1% vs. 52.3 +/- 3.6%), während die MHC IIb Isoformen ebenso abnahmen (12.9 +/- 5.0% vs. 5.1 +/- 3.1%). Diese Ergebnisse wurden durch Schlumberger et al. (2003), Dawson et al. (1998), Jansson et al. (1990) bestätigt.

Zur Bestimmung des Muskelfaserspektrums muss bei histochemischen Methoden ein invasiver Eingriff im Muskel im Sinne einer Gewebsentnahme durchgeführt werden. Mehrere Nachteile gehen mit dieser Methode einher:

- Trainingsausfälle von mehreren Tagen
- Schmerzen für Probanden
- Moralisch ethische Bedenken bzgl. der vorsätzlichen Verletzung gesunder Organe zur Leistungssteigerung

Ein neueres Verfahren zur Bestimmung der Änderung des Muskelfaserspektrums bietet die ³¹Phosphat-Magnet-Resonanz Spektroskopie (³¹PMRS). Mit Hilfe der ³¹PMRS können Phosphatverbindungen in definierten Muskelbereichen untersucht werden. Abb.41 zeigt ein typisches Ruhespektrum aus dem M. Gastrocnemius (B0 = 3 T) mit den wichtigsten Metaboliten. Während Phosphormonoester (PME) und Phosphordiester (PDE) aufgrund geringer Intensität und großer Halbwertsbreite häufig nicht sicher identifiziert werden können, sind die Resonanzen von Pi, PCr und ATP meist eindeutig erkennbar. Die Intensität des PDE Signals, welches hauptsächlich durch Glycerophosphate des Cholins und des Ethanolamins gebildet wird (Heerschap et al., 1999), hängt auch von der Muskelfaserzusammensetzung ab.

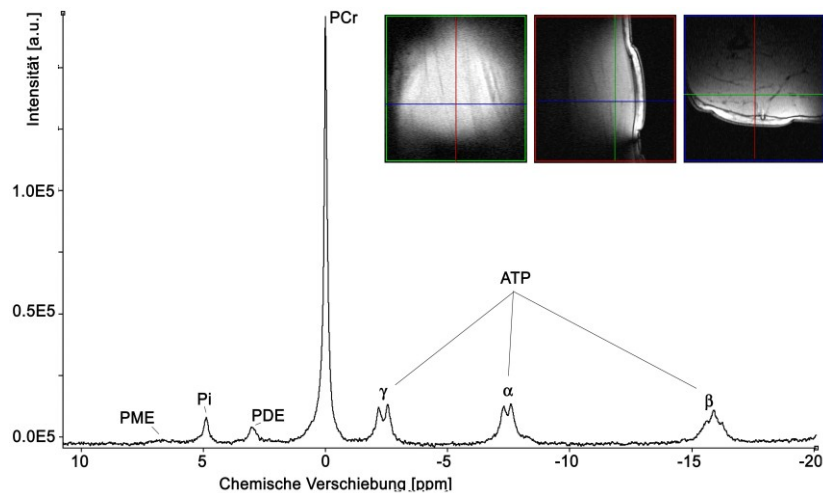


Abb. 41: Typisches ³¹Phosphat Magnet Resonanz Spektrum des Gastrocnemius medialis unter Nutzung eines 3 Tesla Magnet Resonanz Tomographen

Gezeigt werden die wichtigsten quantifizierbaren Metaboliten: PME – Phosphatmonoester; Pi – anorganisches Phosphat; PDE – Phosphatdiester; PCr – Phosphatkreatin, 3 Resonanzen des Adenosintriphosphats (γ-ATP; α-ATP; β-ATP)

Über das Verhältnis von Phosphocreatin (PCr)/ATP und anorganisches Phosphat(Pi)/ATP wurden signifikante Korrelationen zum Fasertyp II gefunden (Takahashi et al., 1996). Daneben existieren weitere Untersuchungen die keine Korrelationen im Verhältnis von PCr/Pi (Boicelli, Baldassarri, Borsetto, & Conconi, 1989; Kuno et al., 1988; Vandenborne, Walter, Leigh, & Goelman, 1993) finden konnten.

3.2. Ziele und Hypothesen

Das Ziel der Studie II ist die Überführung der Erkenntnisse aus Studie I in eine Trainingsmethode und die weitere Erforschung in der Trainingspraxis. Im Vordergrund stehen hierbei die belastungsmethodisch bedingten Adaptationen und die Effizienz der Trainingsmethode. Die Belastungsmethode wird in einem Trainingsexperiment an Volleyball Leistungssportlern angewandt. Als Vergleich dient eine spezielle Variante aus dem Bereich der Komplexmethoden.

In diesem Kontext wurde gezeigt, dass kombinierte Trainingsmethoden mit intensiver Vorbelastung und plyometrischer Belastungsmethode effiziente und physiologisch begründete Methoden zur Steigerung der Sprungkraft darstellen. Es scheint, dass die optimale Pausenzeit zwischen Widerstandstraining und plyometrischer Belastung 3-4 min beträgt. Des Weiteren ergaben unterschiedliche Experimente einen optimalen Workload bei 70-80% der Maximalkraft als Vorbelastung (Sale, 2002). Die Trai-

nungsmethode ist dabei so gewählt, dass 3-4 Sätze die Methode der wiederholten submaximalen Anspannung und anschließend 3-4 Sätze plyometrische Belastungen durchgeführt wurden. In diesem Trainingsexperiment wird die Belastungsmethode dahingehend modifiziert, dass ein systematischer Wechsel zwischen den Methoden nach jedem Satz erfolgt.

Auf der anderen Seite gibt es bisher noch keine Erkenntnisse wie sich die kombinierte Methode aus elektrischer Stimulation spezieller Muskelköpfe mit anschließender plyometrischer Belastung auf das Muskelsystem und deren metabolischen Eigenschaften auswirkt.

Folgende Hypothesen lassen sich aus der voran gegangenen Literaturrecherche sowie den eigenen Untersuchungen in Bezug auf ein generelles Schnellkrafttraining und speziell im Vergleich der 2 Trainingsmethoden dieser Studie ableiten.

Trainingsadaptationen bei dynamischen Kontraktionen infolge des Schnellkrafttrainings

Hypothese 1: Eine Trainingsintervention mit dem Ziel der Schnellkraftsteigerung bewirkt kinematische und dynamographische Veränderungen beim Counter-Movement und Drop Jump.

Für die EMS trainierende Gruppe werden folgende Hypothesen aufgestellt. Die Trainingsintervention bewirkt

Hypothese 1a: Veränderungen von kinematischen Parametern beim Counter-Movement Jump.. Es wird eine Zunahme der Sprunghöhe, Steigerungen der maximalen Winkelgeschwindigkeit im Knie- und Fußgelenk in der konzentrischen Phase sowie eine Verkürzung der konzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump erwartet.

Hypothese 1b: Veränderungen dynamographischer Parameter beim Counter-Movement Jump erwartet. Es werden signifikante Zunahmen der Leistung in der konzentrischen Phase des Counter-Movement Jumps erwartet.

Hypothese 1c: Veränderungen von kinematischen Parametern beim Drop Jump. Es wird eine Zunahme der Sprunghöhe, Steigerungen der maximalen Winkelgeschwindigkeit im Knie- und Fußgelenk in der konzentrischen Phase sowie eine Verkürzung der konzentrischen Phase beim Drop Jump erwartet.

- 3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

Hypothese 1d: Veränderungen dynamographischer Parameter beim Drop Jump erwartet. Es werden signifikante Zunahmen der Leistung in der konzentrischen Phase des Drop Jumps erwartet.

Für die mit Kniebeuge trainierende Gruppe werden folgende Hypothesen aufgestellt.
Die Trainingsintervention bewirkt

Hypothese 1e: Veränderungen von kinematischen Parametern beim Counter-Movement Jump.. Es wird eine Zunahme der Sprunghöhe, Steigerungen der maximalen Winkelgeschwindigkeit im Knie- und Fußgelenk in der konzentrischen Phase sowie eine Verkürzung der konzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump erwartet.

Hypothese 1f: Veränderungen dynamographischer Parameter beim Counter-Movement Jump erwartet. Es werden signifikante Zunahmen der Leistung in der konzentrischen Phase des Counter-Movement Jumps erwartet.

Hypothese 1g: Veränderungen von kinematischen Parametern beim Drop Jump. Es wird eine Zunahme der Sprunghöhe, Steigerungen der maximalen Winkelgeschwindigkeit im Knie- und Fußgelenk in der konzentrischen Phase sowie eine Verkürzung der konzentrischen Phase beim Drop Jump erwartet.

Hypothese 1h: Veränderungen dynamographischer Parameter beim Drop Jump erwartet. Es werden signifikante Zunahmen der Leistung in der konzentrischen Phase des Drop Jumps erwartet.

Trainingsadaptationen bei isometrischen Kontraktionen infolge des Schnellkrafttrainings

Hypothese 2: Die Trainingsintervention bewirkt eine signifikante Steigerung der Kraftfähigkeiten im Quadriceps femoris

Hypothese 2a: Das Schnellkrafttraining bewirkt eine signifikante Steigerung der isometrischen Maximalkraft im Quadriceps femoris.

Hypothese 2b: Das Schnellkrafttraining bewirkt eine signifikante Steigerung der maximalen und mittleren Kraftentwicklung im Quadriceps femoris.

- 3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

Hypothese 2c: Das Schnellkrafttraining bewirkt eine signifikante Steigerung der Reaktivkraft im Quadriceps femoris.

Hypothese 3: Die Trainingsintervention bewirkt eine signifikante Steigerung der Kraftfähigkeiten im Triceps surae

Hypothese 3a: Das Schnellkrafttraining bewirkt eine signifikante Steigerung der isometrischen Maximalkraft im Triceps surae.

Hypothese 3b: Das Schnellkrafttraining bewirkt eine signifikante Steigerung der maximalen und mittleren Kraftentwicklung im Triceps surae.

Hypothese 3c: Das Schnellkrafttraining bewirkt eine signifikante Steigerung der Reaktivkraft im Triceps surae.

Wirksamkeit der unterschiedlichen Trainingsprogramme

Hypothese 4: Die Schnellkrafttrainingsprogramme unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Effizienz voneinander, d.h. der Quotient aus Sprunghöhensteigerung und Trainingsaufwand ist unterschiedlich.

Hypothese 5: Im Vergleich der unterschiedlichen Belastungsprogramme sind die Entwicklungen kinematischer und dynamographischer Parameter beim Counter-Movement Jump signifikant verschieden.

Hypothese 5a: Die Steigerung der Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk ist im Vergleich der Belastungsmethoden signifikant unterschiedlich

Hypothese 5b: Die Steigerung der maximalen Winkelgeschwindigkeit im Fußgelenk ist im Vergleich der Belastungsmethoden signifikant unterschiedlich

Hypothese 5c: Die Steigerung der physikalischen Leistung während der konzentrischen Phase ist im Vergleich der Belastungsmethoden signifikant unterschiedlich

Hypothese 5d: Die Entwicklung der Zeitstruktur des Bewegungsablaufs ist im Vergleich der Belastungsmethoden signifikant unterschiedlich.

Hypothese 6: Im Vergleich der unterschiedlichen Belastungsprogramme sind die Entwicklungen kinematischer und dynamographischer Parameter beim Drop Jump signifikant verschieden.

- 3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

Hypothese 6a: Die Steigerung der Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk ist im Vergleich der Belastungsmethoden signifikant unterschiedlich

Hypothese 6b: Die Steigerung der maximalen Winkelgeschwindigkeit im Fußgelenk ist im Vergleich der Belastungsmethoden signifikant unterschiedlich

Hypothese 6c: Die Steigerung der physikalischen Leistung während der konzentrischen Phase ist im Vergleich der Belastungsmethoden signifikant unterschiedlich

Hypothese 6d: Die Verkürzung der Bodenkontaktzeit ist im Vergleich der Belastungsmethoden signifikant unterschiedlich.

Hypothese 7: Im Vergleich der unterschiedlichen Belastungsprogramme sind die Entwicklungen dynamographischer Parameter bei maximal isometrischen Muskelkontraktionen signifikant verschieden.

Hypothese 7a: Die Steigerung der Maximalkraftfähigkeit im Quadriceps femoris bei isometrischer Knieextension ist im Vergleich der Belastungsmethoden signifikant unterschiedlich.

Hypothese 7b: Die Steigerung des Reaktivitätskoeffizient, der mittleren und maximalen Kraftentwicklung im Quadriceps femoris bei isometrischer Knieextension ist im Vergleich der Belastungsmethoden signifikant unterschiedlich.

Hypothese 7c: Die Steigerung der Maximalkraftfähigkeit im Triceps surae bei isometrischer Plantarflexion ist im Vergleich der Belastungsmethoden signifikant unterschiedlich.

Hypothese 7d: Die Steigerung des Reaktivitätskoeffizient, der mittleren und maximalen Kraftentwicklung im Triceps surae bei isometrischer Plantarflexion ist im Vergleich der Belastungsmethoden signifikant unterschiedlich.

Hypothese 8: Die Relationen der Metabolite PCr/ β -ATP, (PCr+Pi)/ β -ATP verändern sich im m. Gastrocnemius medialis und lateralis infolge des Schnellkrafttrainings. Hierbei treten belastungsspezifische Adaptationen auf.

3.3. Untersuchungsdesign

3.3.1. Probanden

An dieser Studie nahmen 14 gesunde männliche Probanden teil, von denen 10 aktive Volleyball-Leistungssportler vom VC Gotha und 4 Probanden aus dem studentischen Umfeld des Instituts für Sportwissenschaft akquiriert wurden (Tab.10). Alle Probanden wurden über die Ziele, Risiken und den Ablauf des Trainingsexperiments aufgeklärt und gaben ihr schriftliches Einverständnis. Die gesundheitliche Begutachtung in Form einer ärztlichen Untersuchung und die Aufklärung der Probanden erfolgte durch den Mannschaftsarzt des VC Gotha. Das Trainingsexperiment begann in der 2. Woche der Vorbereitungsphase und wurde 4 Wochen durchgeführt.

Tab. 10: Übersicht zu den Daten der Probandengruppe

Proband	Geburtsjahr	Länge (in cm)	Gewicht (in kg)	Body-Mass-Index	Untersuchung		Sportart	Trainingsprogramm
					Dyn	Ph		
01_StRe	1986	192	91,1	24,7		X	Vb	EMS
02_ChFr	1987	189	91,3	25,6	X	X	Vb	EMS
03_LaPo	1980	194	89,8	23,9	X		Vb	EMS
04_PaRu	1980	200	106,8	26,7	X	X	Vb	EMS
05_MiSt	1987	194	96,8	25,7	X	X	Vb	EMS
06_ChRo	1987	182	73,5	22,2	X	X	Vb	KB
07_MaSa	1980	183	86,6	25,9	X		Vb	KB
08_HaMu	1984	194	81,7	21,7	X	X	Vb	KB
09_SvKe	1987	203	84,4	20,5	X		Vb	KB
10_MaHe	1987	199	87,1	22,0	X		Vb	KB
11_MaVo	1976	186	91,9	26,6	X		Sed	CT
12_NoSt	1978	181	73,7	22,5	X		Sed	CT
13_BiSc	1983	170	58,4	20,2	X		Sed	CT
14_ChTa	1975	184	86,2	25,5	x		Sed	CT

3.3.2. Durchführung des Trainingsexperiments

Die Leistungssportler wurden zufällig in zwei Trainingsgruppen aufgeteilt, wobei die erste Gruppe (EMS) nach der neuen Trainingsmethode mit EMS und die zweite Gruppe (KB) nach einer klassischen Trainingsmethode, der Komplexmethode, mit

Kniebeugen trainierte. Die Trainingseinheiten umfassten insgesamt 2 Stunden und bestanden aus einem Anteil der Vervollkommnung technisch-taktischer Fähigkeiten und Fertigkeiten sowie konditioneller Fähigkeiten, insbesondere die Steigerung der Schnellkraft.

Hierzu wurden die Gruppen mit den unterschiedlichen Belastungsmethoden gemischt trainiert, d.h. es gab eine 2. Aufteilung der gesamten Trainingsgruppe. 2 Probanden der Gruppe EMS und 2 KB Probanden bildeten die Trainingsgruppe 1 und die restlichen 4 Probanden bildeten die Trainingsgruppe 2. Die Trainingsgruppe 1 absolvierte montags das Schnellkraftprogramm in den ersten 45min der Trainingseinheit, während Trainingsgruppe 2 in dieser Zeit technisch-taktische Fähigkeiten und Fertigkeiten trainierten. Danach wurden die Trainingsgruppen ausgetauscht. Am Donnerstag wurde dieses Prinzip umgedreht, sodass Trainingsgruppe 2 mit dem Schnellkrafttraining begann und dann mit Trainingsgruppe 1 tauschte.

Das Erwärmungsprogramm wurde nach folgendem Prinzip für alle Gruppen gleich gestaltet. Zunächst erfolgte eine allgemeine Erwärmung in Form von 4min einlaufen bei mittlerer Intensität, gefolgt von einer Sequenz mit kombinierten Stabilisations- und Dehnübungen. Daran anschließend erfolgte die Tonisierung durch Elemente des Lauf- und Sprung ABC, wie Wechselsprünge, Einbeinsprünge, Überkreuzlauf...etc.

Trainingsprogramm I

Vor Beginn jeder Trainingseinheit der Gruppe EMS, mussten die EMS Elektroden auf den Muskel des Vastus lateralis und Gastrocnemius lateralis befestigt werden. Hierfür wurden 5x5cm selbstklebende EMS-Elektroden (Compex® Sport-P, Medicomplex SA, Switzerland) verwendet. Diese wurden durch Schlauchverband zusätzlich fixiert. Aus hygienischen Gründen sind die Elektrodenpaare mit dem jeweiligen Namen des Probanden markiert worden.

Das Trainingsprogramm der Gruppe EMS (Tab.11) begann mit elektrischer Stimulation des Gastrocnemius lateralis und Vastus lateralis mit den in Abb.42 angegebenen Belastungsparametern. Anschließend folgten Übungsformen nach dem Prinzip der Plyometrie in Form von Niedersprüngen usw. Dieser Wechsel, bestehend aus elektrischer Stimulation und Plyometrie wurde in der ersten Woche 4x und in den restlichen Wochen 5x wiederholt.

3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

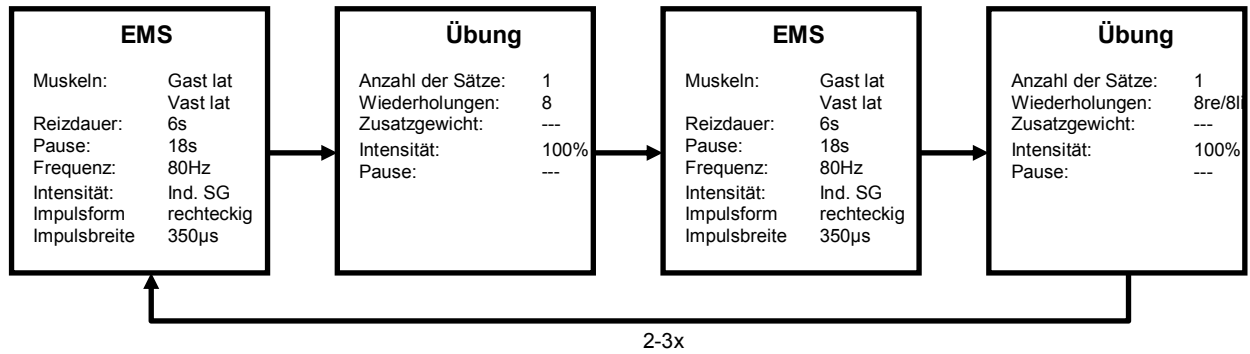


Abb. 42: Belastungsprogramm der EMS Gruppe
Prinzipieller Algorithmus der Belastungsmethode und Spezifizierung der EMS Settings

Tab. 11: Trainingsprotokoll der EMS-Gruppe
Belastungsprogramm mit Übungen und Wiederholungen die in den einzelnen Trainingseinheiten absolviert wurden

1. Trainingseinheit		2. Trainingseinheit		3. Trainingseinheit		4. Trainingseinheit	
Übung	Wdh	Übung	Wdh	Übung	Wdh	Übung	Wdh
EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1
Hürdensprünge (beidbeinig)	8 ...	Hürdensprünge (beidbeinig)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...
EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1
Hürdensprünge (beidbeinig)	12 ...	Hürdensprünge (beidbeinig)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...
EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1
Aufsteigersprünge (mit 20 kg re / li)	6/6 ...	Hürdensprünge einbeinig re / li	8/8...	C-M-J (mit 10kg)	6 ...	C-M-J (mit 10kg)	6 ...
EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1
Aufsteigersprünge (mit 20 kg re / li)	6/6 ...	Hürdensprünge einbeinig re / li	8/8...	C-M-J (mit 10kg)	6 ...	C-M-J (mit 10kg)	6 ...
				EMS 4 min	1	EMS 4 min	1
				C-M-J (mit 10kg)	6 ...	C-M-J (mit 10kg)	6 ...

5. Trainingseinheit		6. Trainingseinheit		7. Trainingseinheit		8. Trainingseinheit	
Übung	Wdh	Übung	Wdh	Übung	Wdh	Übung	Wdh
EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1
Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...
EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1
Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...
EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1
C-M-J (mit 10kg)	6 ...	C-M-J (mit 10kg)	6 ...	C-M-J (mit 10kg)	6 ...	C-M-J (mit 10kg)	6 ...
EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1
C-M-J (mit 10kg)	6 ...	C-M-J (mit 10kg)	6 ...	C-M-J (mit 10kg)	6 ...	C-M-J (mit 10kg)	6 ...

EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1	EMS 4 min	1
C-M-J (mit 10kg)	6 ...	C-M-J (mit 10kg)	6 ...	C-M-J (mit 10kg)	6 ...	C-M-J (mit 10kg)	6 ...

Trainingsprogramm II

Um die Belastungsintensität während des Trainingsexperiments zu steuern wurde zu Beginn des Trainings das einmalige dynamische Wiederholungsmaximum (1RM) bei Kniebeugen jedes Athleten der KB Gruppe gemessen.

Die Athleten begannen mit 8 Kniebeugen, welche im zügigen Tempo und über eine Bewegungsamplitude bis auf die Fußspitzen gehend, absolviert werden sollten. Das zu überwindende Gewicht entsprach 70% des einmaligen Wiederholungsmaximums.

Anschließend erfolgte eine 4 min passive Pause. Danach wurden plyometrische Übungen, wie in Tab.12 aufgelistet, mit maximaler Willenskraft und maximaler Intensität durchgeführt.

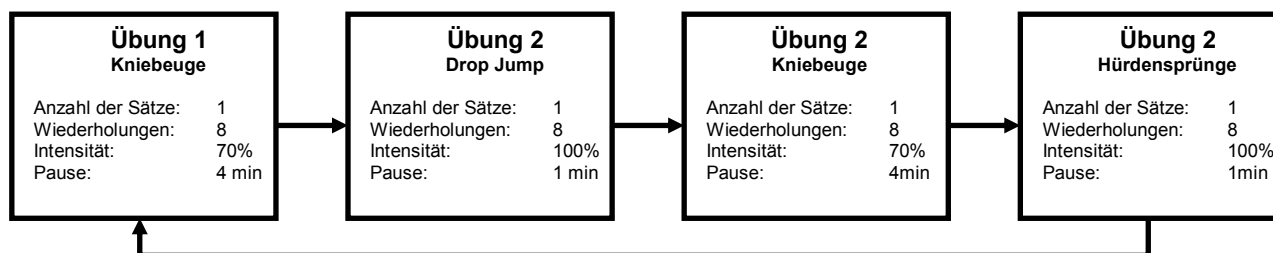


Abb. 43: Belastungsprogramm der EMS Gruppe
Prinzipieller Algorithmus der Belastungsmethode und Spezifizierung der EMS Settings

Tab. 12: Trainingsprotokoll der Kniebeuge Gruppe
Belastungsprogramm mit Übungen und Wiederholungen die in den einzelnen Trainingseinheiten absolviert wurden

1. Trainingseinheit		2. Trainingseinheit		3. Trainingseinheit		4. Trainingseinheit	
Übung	Wdh	Übung	Wdh	Übung	Wdh	Übung	Wdh
Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...
4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause	
Hürdensprünge (beidbeinig)	8 ...	Hürdensprünge (beidbeinig)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...
Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...
4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause	
Hürdensprünge (beidbeinig)	12 ...	Hürdensprünge (beidbeinig)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...
Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...
4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause	
Aufsteigersprünge (mit 20 kg re / li)	6/6 ...	Hürdensprünge einbeinig re / li	8/8...	C-M-J(mit 10kg)	6...	Aufsteigersprünge (mit 20 kg re / li)	6...

3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...
4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause	
Aufsteigersprünge (mit 20 kg re / li)	6/6 ...	Hürdensprünge einbeinig re / li	8/8...	C-M-J(mit 10kg)	6...	Aufsteigersprünge (mit 20 kg re / li)	6...
				Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...
				4 min Pause		4 min Pause	
				C-M-J(mit 10kg)	6 ...	Angriffsschläge max	6 ...

5. Trainingseinheit		6. Trainingseinheit		7. Trainingseinheit		8. Trainingseinheit	
Übung	Wdh	Übung	Wdh	Übung	Wdh	Übung	Wdh
Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...
4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause	
Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...
Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...
4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause	
Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...	Drop Jumps (50cm)	8 ...
Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...
4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause	
C-M-J(mit 10kg)	6...	C-M-J(mit 10kg)	6...	C-M-J(mit 10kg)	6...	Aufsteigersprünge (mit 20 kg re / li)	6...
Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...
4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause	
C-M-J(mit 10kg)	6...	C-M-J(mit 10kg)	6...	C-M-J(mit 10kg)	6...	Aufsteigersprünge (mit 20 kg re / li)	6...
Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...	Kniebeuge	8 ...
4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause		4 min Pause	
C-M-J(mit 10kg)	6 ...	C-M-J(mit 10kg)	6 ...	C-M-J(mit 10kg)	6 ...	Angriffsschläge max	6 ...

3.3.3. Aufbau der Pre- und Posttests

Vor Beginn und nach dem Ende der Trainingsphase wurden die Probanden einer Untersuchung unterzogen. Zur Objektivierung der Trainingswirkungen standen Verfahren zur Messung von dynamografischen, kinematischen und metabolischen Parametern zur Verfügung.

Durchführung der dynamographischen Untersuchung:

Die isometrischen Maximalkraftmessungen am Quadriceps femoris erfolgten in sitzender Position des Probanden bei einem Kniewinkel von 115°. Die Gelenkstellung des Knies wurde mittels Goniometer exakt bestimmt. Dabei wurde der Schlitten soweit zurückgefahren bis der entsprechende Kniewinkel auf dem Display angezeigt wurde und anschließend fixiert.

Der Proband hatte die Aufgabe, nach einem Startkommando, so schnell wie möglich seine Maximalkraft zu entwickeln und 2-3s zu halten. Dabei wurde er nicht verbal motiviert.

Die isometrischen Maximalkraftmessungen am Triceps surae wurden ebenfalls sitzend aber mit gestrecktem Kniegelenk (180°) durchgeführt. Der Messschlitten wurde bis zu einem Fußgelenkwinkel von 90° zurück gefahren. Analog zum Messprinzip am Quadriceps femoris erfolgte die Instruktion an den Probanden sowie die Durchführung der Messung.

In beiden unterschiedlichen Positionen wurden vor den jeweiligen Hauptmessungen 3 Probeversuche im Abstand von 2min durchgeführt.

Sowohl die Messungen am Triceps surae als auch am Quadriceps femoris wurden 3-mal im Abstand von 2min wiederholt.

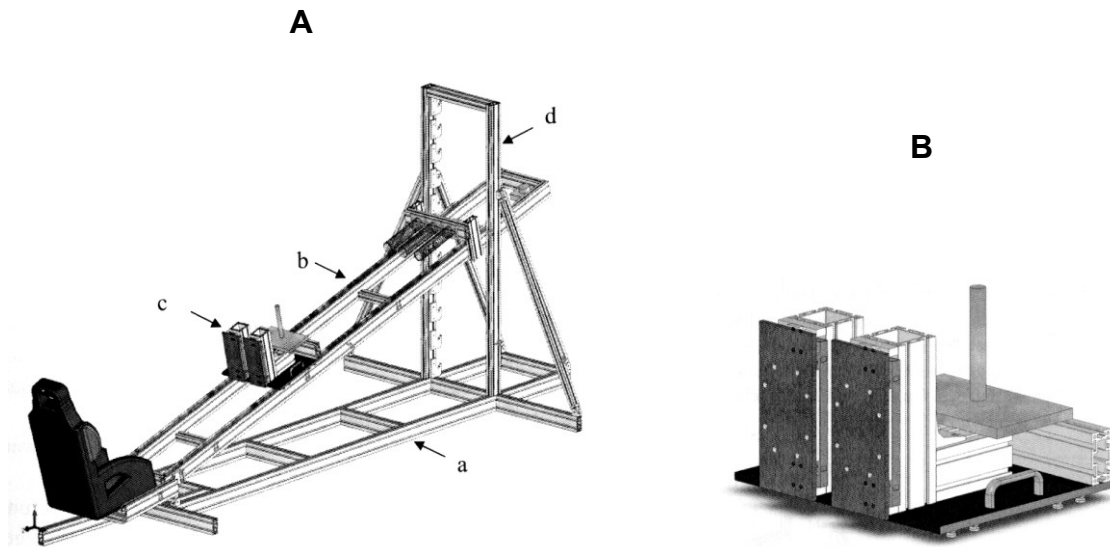


Abb. 44: Aufbau der Messapparatur (Ertelt, 2008)

Die Kraftmessungen bei dynamischen Kontraktionsformen erfolgten auf einer Kraftplattform. Die Probanden hatten die Aufgabe jeweils 5 Counter-Movement-Jumps und 5 Drop Jumps (Fallhöhe 40cm) durchzuführen. Alle 10 Sprünge sollten mit maximaler Intensität durchgeführt werden. Um Ermüdungseffekte auszuschließen wurden zwischen den Sprüngen Pausen von 1min eingehalten. Vor jeder Sprungserie absolvierten die Probanden jeweils 3 submaximale Probesprünge mit der nachfolgenden Sprungtechnik, um den jeweiligen Bewegungsautomatismus aufzufrischen.

Durchführung der Phosphatmessungen:

Die Messung der Phosphatruhekonzentration erfolgte im Arbeitsbereich medizinische Physik des Instituts für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Jena.

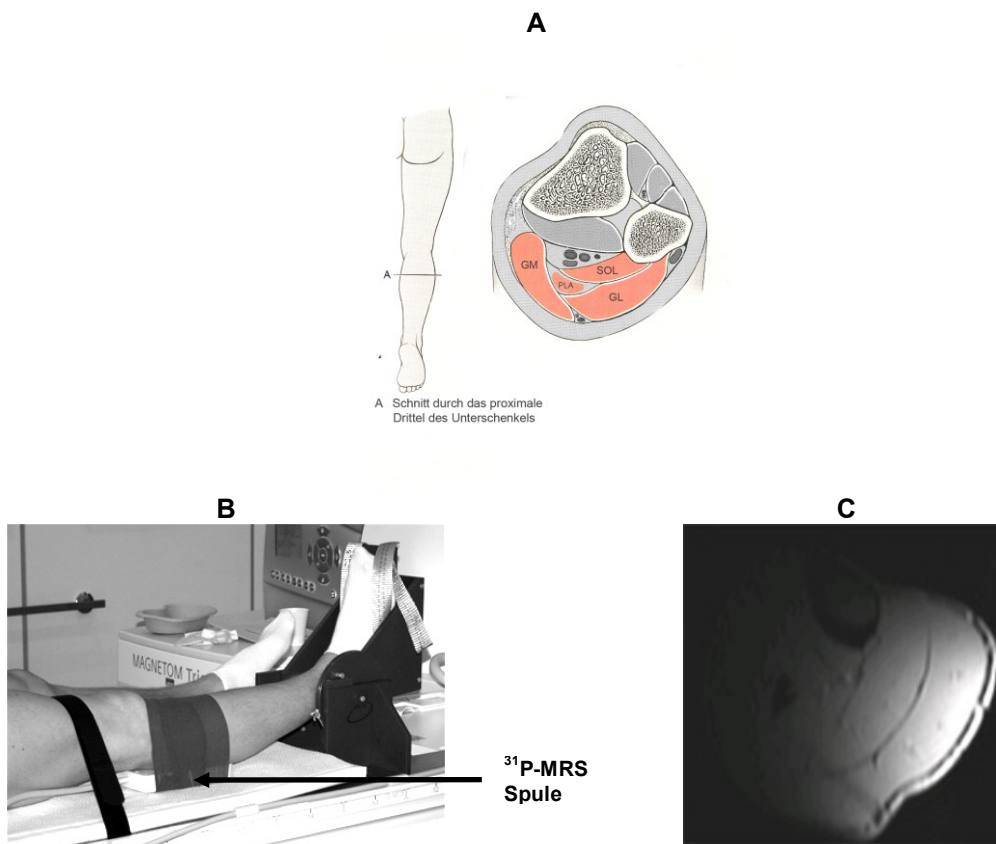
Die Probanden wurden im Vorfeld der Untersuchung über die Risiken im Magnet-Resonanz-Tomographen (MRT) durch den diensthabenden Radiologen aufgeklärt und gaben ihr schriftliches Einverständnis. Zur Untersuchung wurden den Probanden die $^{31}\text{PMRS}$ Spule über dem Gastrocnemius lateralis positioniert. Anschließend erfolgte die Messung im MRT für 5 min. Danach wurde die Spule auf dem Gastrocnemius medialis positioniert und erneut 5 min gemessen.

3.3.4. Datenaufnahme

Untersuchung der Phosphat - Ruhekonzentration mittels ^{31}P PMRS

Die Messungen erfolgten in einem 3T Ganzkörper MRT (Magnetom TRIO, Siemens Medical Solutions, Erlangen).

Zur Vermeidung von Bewegungsartefakten wurden die Spektroskopiemessungen ohne gradientengesteuerte Volumenselektion mit einer doppeltresonanten $^1\text{H} / ^{31}\text{P}$ -Oberflächenspule RAPID Biomedical GmbH, Würzburg-Rimpar) ($\varnothing = 6\text{ cm}$) durchgeführt (FID-Sequenz; TR = 10s). Diese wurde zentral auf den Gastrocnemius lateralis und medialis positioniert und mit flexiblem Klebeband fixiert (Abb.45B & C). Die Reproduzierbarkeit der Daten wurde durch 5 wiederholte Messungen an einem Probanden, welcher nicht in das Training involviert war, im Vorfeld der Studie überprüft.



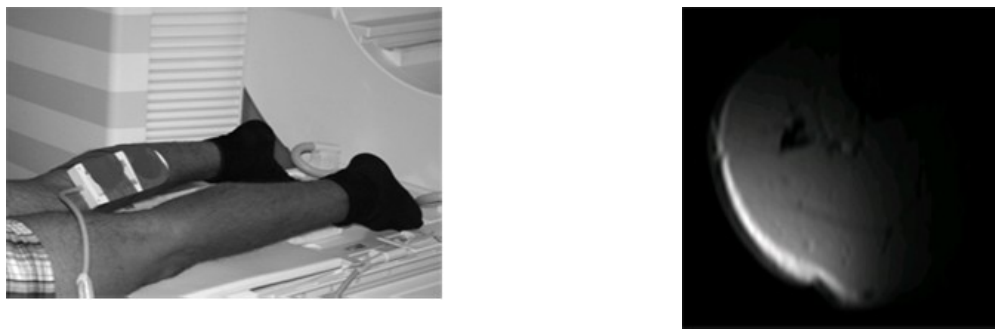


Abb. 45: Versuchsaufbau der ³¹Phosphat-Magnet-Resonanz-Spektroskopie Messungen

- (A) Idealisierter Querschnitt des Unterschenkels mit Lage der untersuchten Muskeln; Versuchsaufbau mit Probanden; (B) Position der Spule am Gastrocnemius lateralis; (C) Querschnitt des Unterschenkels im Meßbereich der Spule am Gastrocnemius lateralis; (D) Position der Spule am Gastrocnemius medialis; (C) Querschnitt des Unterschenkels im Meßbereich der Spule am Gastrocnemius medialis

In diesen Untersuchungen wurden überraschenderweise unterschiedliche Phosphatkonzentrationen im lateralen und medialen caput des Gastrocnemius gemessen. Prinzipiell haben beide Köpfe die gleiche Funktion und müssten somit auch die gleichen Muskeleigenschaften besitzen. Dennoch wurden bei allen Probanden niedrigere PCr/Pi, PCr/ β -ATP und (PCr+Pi)/ β -ATP Werte im Gastrocnemius lateralis gemessen (Abb.46).

Es ist allgemein anerkannt, dass ST Fasern ein geringeres Volumen an Kreatinphosphat, bei gleichzeitig erhöhtem Volumen an anorganischem Phosphat (Kushmerick, Moerland, & Wiseman, 1992) besitzen. Des Weiteren gilt als bewiesen, dass der m. Soleus aufgrund seiner spezifischen Funktion einen erhöhten Anteil an ST Fasern im Vergleich zum m. Gastrocnemius besitzt. In Abb.45A wird ersichtlich, dass auf Höhe der Messebene der m. Soleus direkt unter dem m. Gastrocnemius lateralis verläuft. Wir gehen davon aus, dass die Spule aufgrund ihrer Sensitivität, bestimmte Muskelanteile des unter dem m. Gastrocnemius lateralis verlaufenden m. Soleus mit erfasst und somit die gemessenen Volumina der Metaboliten und deren Verhältnisse zueinander im Messbereich der Spule beeinflusst. Vor diesem Hintergrund sind die unterschiedlichen Ausgangswerte des Gastrocnemius lateralis und medialis nachvollziehbar (Abb.46) und müssen in der Auswertung berücksichtigt werden.

3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

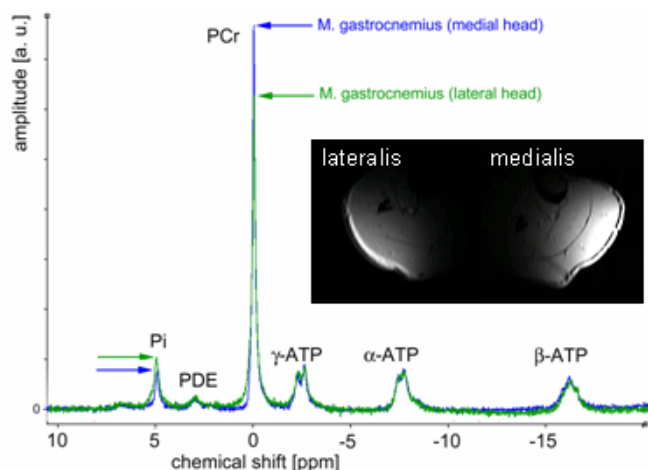


Abb. 46: Zwei Ruhephosphat Stackplots eines Probanden
Phosphatverteilung im lateralen (grün) und medialen (blau) Kopf des m. Gastrocnemius

Akquisition anthropometrischer Daten:

Zu Beginn der Messung wurden folgende anthropometrische Daten von jedem Probanden gemessen:

- Länge Oberschenkel (Trochanter major – Condylus lateralis)
- Länge Unterschenkel (Condylus lateralis – Maleolus lateralis)
- Länge Fuß (Maleolus lateralis – Tuberositas Ossis metarsi V)
- Körpergewicht

Winkelmessung:

Des Weiteren wurde der Knie- und Fußgelenkwinkel mittels Goniometer (Penny & Giles) aufgenommen. Hierfür wurden die Goniometer parallel zur Verlaufsrichtung des jeweiligen Körpersegments ausgerichtet (Abb.47B). Der Kniewinkel des vollständig gestreckten Beins wurde mit 0° festgelegt. Weiterhin wurde der Fußgelenkwinkel beim aufrechten Stand mit 0° definiert. Die Signale wurden durch eine 15 Kanal Steckplatine der Firma BIOVISION aufgenommen. Die Digitalisierung der Daten erfolgte über eine PCMCIA Card der Firma Quatech (DAQP-16) mittels der Software DasyLab 9.0 bei einer Messfrequenz von 500 Hz.

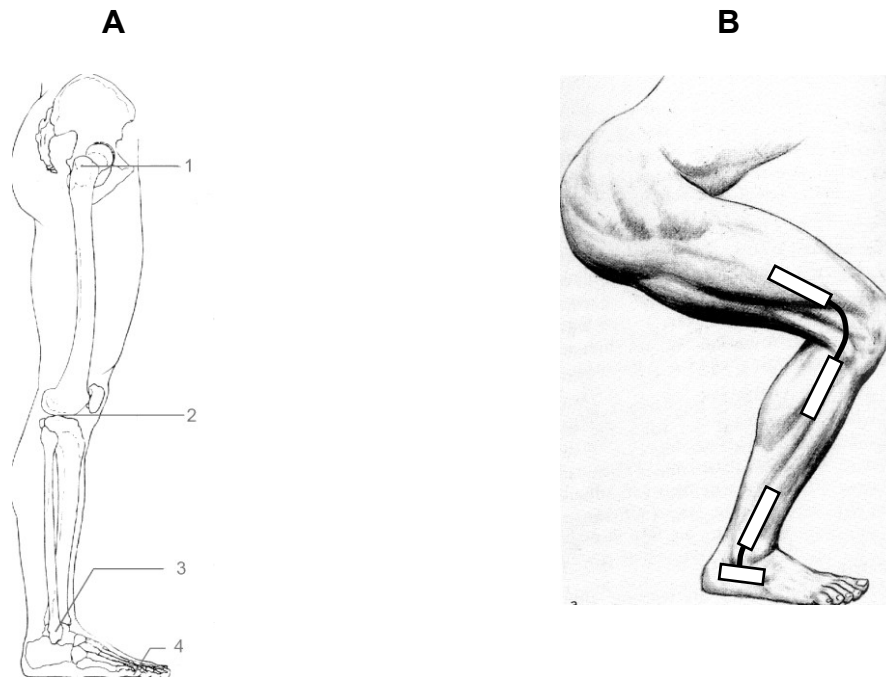


Abb. 47: Messpunkte für Extremitätenlängenbestimmung und Goniometerbefestigung
(A) anatomische Marker 1) Trochanter major; 2) Condylus lateralis; 3) Maleolus lateralis; 4) Tuberositas Osis metarsi V; (B) Ausrichtung der Goniometer

Kraftmessplattform für dynamische Kraftmessung:

Die dynamischen Kraftmessungen wurden auf einer 600 x 400mm Mehrkomponenten Kraftmessplattform der Firma Kistler (Kistler Instrumente GmbH, 73760 Ostfildern, Deutschland) durchgeführt. Die Frequenz der Signalaufnahme der Kraftdaten betrug 500Hz. Die Messzeit wurde für jeden Versuch auf 5 sek festgelegt.

Zusätzlich wurde für den Zeitraum ein Triggersignal auf einen Kanal der Steckplatine zur Winkelmessung übertragen, was eine exakte Synchronisierung der Kraft- und Winkeldatensätze ermöglichte.

Kraftmessschlitten für isometrische Kraftmessung

Die Messung der Maximalkraft und Explosivkraft bei isometrischer Kontraktionsform erfolgte an dem Jenaer Messschlitten. Dieser wurde in Kooperation zwischen dem Lehrstuhl für Bewegungswissenschaft (FSU Jena) und der Gesellschaft für Sensorik, Robotik und Automation mbH (Tetra Ilmenau) im Rahmen früherer Studien (Friedrichs 2000) entwickelt (Abb.44A). Es wurde eine Messzeit von 6sec definiert, wobei die einzelnen Daten mit einer Frequenz von 500Hz aufgezeichnet und gespeichert wurden.

3.3.5. Datenverarbeitung

Die Datenverarbeitung umfasste die Schritte der Aufbereitung der aufgenommenen Daten und die Berechnung weiterer Parameter, die zum Vergleich der Trainingsgruppen herangezogen wurden. Die Daten wurden mit DasyLab 9.0 aufgezeichnet und im ASCII Format abgespeichert. Die weitere Parameterberechnung erfolgte mittels MatLab (MathWorksTM; MatLab R2006a; Natick, Massachusetts, USA).

Maximaler und mittlerer Kraftanstieg

Durch Differenzierung der Kraftkurve über die Zeit wurde der Anstieg der Kraftkurve rechnerisch ermittelt. Das Maximum dieser Kurve entspricht dem maximalen Kraftanstieg (maxRFD^{12}).

$$(9) \quad mRFD = \frac{\Delta F}{\Delta t}$$

Der Parameter des *mittleren Kraftanstiegs* bzw. der *Explosivkraft* (meanRFD^{13}) bei isometrischer Kontraktionsform wird definiert als der Kraftanstieg zwischen 10% - 85% der Maximalkraft und errechnet sich aus dem Mittel über alle Werte der Differentialgleichung innerhalb des Zeitraums.

Die isometrische *Maximalkraft* wird definiert als der höchste erreichte Kraftwert in den jeweiligen Versuchen.

Flughöhe

Die Flughöhe wurde beim Counter Movement Jump durch zweimalige Integration der Beschleunigungskurve während der Bodenkontaktzeit berechnet.

Hierzu musste in einem ersten Schritt die Gewichtskraft von der Bodenreaktionskraft subtrahiert werden.

$$(10) \quad F_G = m \cdot g$$

■ _____
¹² maxRFD – maximum Rate of Force Development
¹³ meanRFD – mean Rate of Force Development

$$(11) F = F_B - F_G$$

In einem zweiten Schritt wurde die Beschleunigung aus der Bodenreaktionskraft errechnet.

$$(12) F = m \cdot a \Rightarrow a = \frac{F}{m}$$

Anschließend konnte der Geschwindigkeitsverlauf durch Integration über die Zeit errechnet werden. Mit Hilfe desselben Verfahrens wurde nun der Weg errechnet.

$$(13) v = \int a(t) dt + v_0$$

$$(14) s = \int v(t) dt + s_0$$

In einem letzten Schritt wurde das Maximum des Weges zwischen Absprung und Landung bestimmt, was gleichzeitig die maximale Höhe des Körperschwerpunkts während der Flugphase darstellt.

Da die Anfangsgeschwindigkeit für die Integration der Beschleunigungskurve maßgebend ist und diese beim Drop Jump über andere Objektivierungsverfahren ermittelt werden müsste, erfolgte die Höhenberechnung hierbei durch die Flugzeit.

Dazu wurde die Flughöhe aus der Flugzeit berechnet. Der Grenzwert für die Bestimmung des Absprungpunktes wurde mit 40N definiert. Mit der Unterschreitung dieses Wertes während der Bodenkontaktzeit, erfolgte die Bestimmung des Absprungs. Analog dazu wurde der Grenzwert für die Landung ebenfalls mit 40N definiert, d.h. wenn die Bodenreaktionskraft einen Wert $\geq 40\text{N}$ angenommen bzw. überstiegen hat, wurde der Landezeitpunkt gesetzt. Die mathematische Herleitung der Flughöhe aus der nun bekannten Flugzeit wird folgend dargestellt:

$$(15) t_s = \frac{v_0}{g}$$

$$(16) t_F = t_L - t_A$$

$$(17) t_F = \frac{2 \cdot v_0}{g} \Rightarrow v_0 = \frac{t_F \cdot g}{2}$$

$$(18) s_{\max} = \frac{v_0^2}{2 \cdot g}$$

Abb. 48: Berechnung der Flughöhe aus der Flugzeit;

$g = 9,80665 \text{ m/s}^2$; t_s = Steigzeit; t_F = Flugzeit; s_{\max} = Steighöhe; t_L = Zeit der Landung; t_A = Zeit des Absprungs

Phasenstruktur beim Counter-Movement Jump und Drop Jump

Die zwei unterschiedlich gemessenen Sprungvarianten wurden in exzentrische und konzentrische Phasen unterteilt. Die exzentrische Phase beginnt bei einem definierten Startwert bis zum Umkehrpunkt und die konzentrische Phase vom Umkehrpunkt bis zum Absprung.

Die Berechnung des Umkehrpunkts erfolgte beim Counter-Movement Jump über Integration der Beschleunigungskurve und wird für den Moment festgelegt, indem die Geschwindigkeit den Nullpunkt auf der y-Achse durchläuft. Die konzentrische Phase wird für den Zeitraum definiert, wenn die Beschleunigung einen Grenzwert von $-0,5\text{m/s}^2$ unterschritten hat bis zu dem Zeitpunkt des eben definierten Umkehrpunktes.

Der Zeitpunkt des Absprungs erfolgte beim Verlassen der Kraftmessplattform. Die Bedingung für diesen Grenzwert wurde festgelegt, als der Zeitpunkt während der Bodenkontaktphase, an dem die Beschleunigung einen Wert von $-9,75\text{m/s}^2$ erreicht bzw. unterschreitet.

Für die Berechnung des Umkehrpunkts beim Drop Jump war es notwendig über spezifische anthropometrische Daten, wie Oberschenkel- Unterschenkel- und Fußlänge den zurückgelegten Weg durch trigonometrische Funktionen zu errechnen. Dabei wird nicht der Körperschwerpunkt als Parameter, sondern der zurückgelegte Weg zwischen Fußspitze und Hüfte rechnerisch ermittelt (s.o.). Der Zeitpunkt der Bewegungsumkehr wurde als kleinster Abstand zwischen Trochanter major und Tuberositas ossis metarsi V definiert.

$$(19) \quad c(t)^2 = a^2 + b^2 - 2ab \cdot \cos(\gamma(t))$$

$$(20) \quad e(t)^2 = c^2 + d^2 - 2ab \cdot \cos(\alpha(t))$$

$$(21) \quad \sin(\beta(t)) = \frac{\sin(\alpha(t)) \cdot c(t)}{e(t)}$$

$$(22) \quad \sin(\varphi(t)) = \frac{f(t)}{d}$$

$$(23) \quad s(t) = (\sin(\varphi(t)) + \sin(\beta(t))) \cdot e(t)$$

a – Länge Oberschenkel
 b – Länge Unterschenkel
 γ – Kniewinkel
 α – Sprunggelenkwinkel
 f – Sprunggelenkhöhe
 d – Länge Fuß

3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

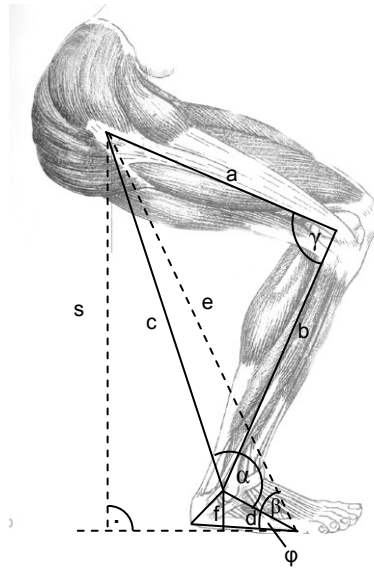


Abb. 49: Distanzen und Winkel für die trigonometrischen Funktionen zur Wegberechnung

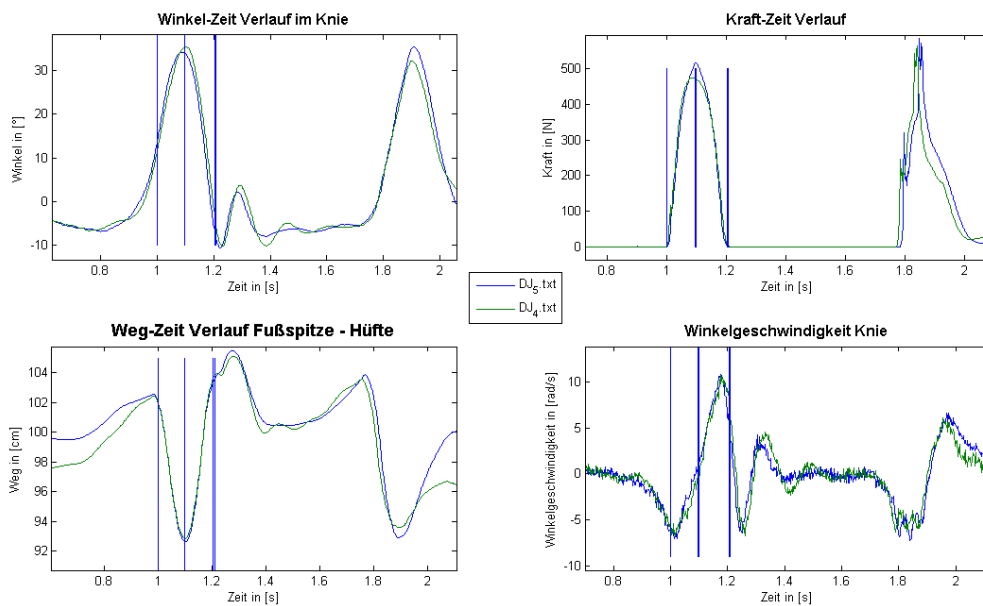


Abb. 50: Visualisierung der Phaseneinteilung zweier Drop Jumps eines Athleten bzgl. unterschiedlicher Parameter

Folgend werden die Bedingungen für die Phaseneinteilung beim Counter-Movement Jump und Drop Jump zusammenfassend dargestellt (Tab.13):

Tab. 13: Bedingungen für die Phaseneinteilung der Sprünge

Counter-Movement Jump		Drop Jump	
(24)	$t_{Start} = t_{(a(\leq -0,5 \frac{m}{s^2}))}$	(27)	$t_{Start} = t_{(F \geq 40N)}$
(25)	$t_{Umkehr} = t_{(v(0))}$	(28)	$t_{Umkehr} = t_{(e(\min))}$
(26)	$t_{Absprung} = t_{(a(\leq -9,75 \frac{m}{s^2}))}$	(29)	$t_{Absprung} = t_{(F \leq 40N)}$

Bestimmung der *Leistung* bei dynamischen Bewegungen

Die Leistung wurde bei beiden Sprungvarianten ausschließlich für die konzentrische Phase bestimmt. Als Zwischenschritt wurde das Kraft-Weg Integral zur Bestimmung der physikalischen Arbeit errechnet. Darauf aufbauend erfolgte die Berechnung der Leistung durch Division der Arbeit durch die Dauer der konzentrischen Phase.

$$(30) \quad W = \int_{s_1}^{s_2} F_s(s) \cdot ds + c$$

S = Weg
 S₁ = Weg zur Zeit des Umkehrpunkt
 S₂ = Weg zur Zeit des Absprungzeitpunkts
 W = Arbeit

$$(31) \quad P = \frac{W}{dt}$$

P = Leistung

Winkelgeschwindigkeit

Zur Berechnung der *Winkelgeschwindigkeit in Fuß- und Kniegelenk* wurde die erste Ableitung des Knie- bzw. Fußwinkels über die Zeit berechnet. Aus diesem Verlauf wurden zum einen das Maximum der Winkelgeschwindigkeit und die mittlere Winkelgeschwindigkeit zwischen Umkehrpunkt und Absprung berechnet.

$$(32) \quad \omega = \frac{d\varphi}{dt}$$

dφ = Winkeländerung
 ω = Winkelgeschwindigkeit
 dt = Zeitänderung

3.3.6. Datenauswertung

Die statistische Bearbeitung der Daten erfolgte ausschließlich mit SPSS 15. Es wurden die typischen Kenngrößen Mittelwert, Standardabweichung, Median und Perzentile für die einzelnen Parameter jeder Stichprobe berechnet. Weil die Datensätze

nicht immer normalverteilt waren, wurde, zur Feststellung der Parameterentwicklung innerhalb der Gruppen, der Wilcoxon Test genutzt.

Bezüglich der Unterschiede zwischen den Trainingsgruppen bezogen auf die Entwicklungsstärke der einzelnen Parameter wurde auf den nichtparametrischen Test bei unabhängigen Stichproben – dem Mann-Whitney Test – zurückgegriffen.

Aufgrund der Verwendung nichtparametrischer Tests werden im Ergebnisteil die Mediane angegeben. Darüber hinaus werden die Signifikanzen hinsichtlich ihrer Bedeutung (Tab.14) verwendet.

Tab. 14: Irrtumswahrscheinlichkeiten und deren Bedeutung (Leonhart, 2004)

Irrtumswahrscheinlichkeit	Bedeutung	Symbol
$P > 0,05$	Nicht signifikant	n.s.
$P \leq 0,05$	Signifikant	*
$P \leq 0,01$	Hoch signifikant	**
$P \leq 0,001$	Höchst signifikant	***

3.4. Ergebnisse

Im Folgenden werden die Entwicklungen der Gruppen bzgl. der erhobenen Parameter verglichen und auf Unterschiede geprüft. Dabei wird zuerst die Veränderung jeder Gruppe zwischen Eingang und Ausgangstest auf Signifikanz getestet. In einem zweiten Schritt wird die Höhe der Veränderung zwischen den Gruppen auf Unterschiede geprüft.

3.4.1. dynamische Sprungkrafttests

3.4.1.1. Counter – Movement Jump

In Abb.51 werden jeweils 4 bzw. 5 Kraft-Zeit Diagramme von 2 verschiedenen Athleten gezeigt. Schon die bloße visuelle Betrachtung der Kurven lässt auf unterschiedliche sporttechnische Fertikeitszustände bzgl. der stabilen Realisierung des Counter-Movement Jumps schließen. Insbesondere die zeitliche Struktur der Aufgabenlösung ist bei Proband A variabel ausgeprägt.

3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

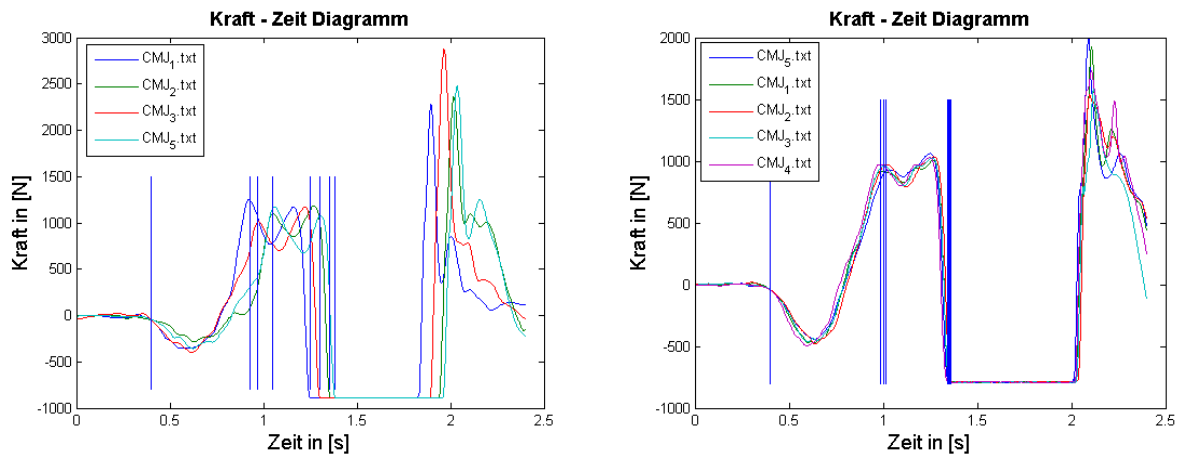


Abb. 51: Konstanz bzgl. der Kraft-Zeitverläufe in der Ausführung des Counter-Movement Jumps bei 2 unterschiedlichen Probanden
 Links: Ausführung von 4 CMJ eines Probanden mit instabiler Technikausführung; Rechts: 5 CMJ mit einer stabilen Technikausführung

Counter – Movement Jump: Parameter Sprunghöhe

Im Vergleich der Ausgangswerte lassen sich Unterschiede bzgl. der Sprunghöhe konstatieren. Die Athleten der EMS Gruppe springen im Pretest 58,7cm hoch (Tab.82), während die KB Gruppe eine Sprunghöhe von 64,6cm aufweist (Tab.83). Die Zuwächse beider Gruppen durch die Trainingsphase sind dabei signifikant. (Abb.52A, Tab.88). Die Gruppe, welche mit elektrischer Muskeltimulation trainierte, konnte sich um 4,6cm auf 63,3cm steigern (Tab.82). Die Kniebeugegruppe steigerte sich um 6,9cm auf 70,2cm (Tab.83). In der Kontrollgruppe wurden keine signifikanten Unterschiede in der Sprunghöhe festgestellt. Im Vergleich der Entwicklungsstärke zwischen den Gruppen konnten ebenfalls keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden (Abb.52B, Tab.91).

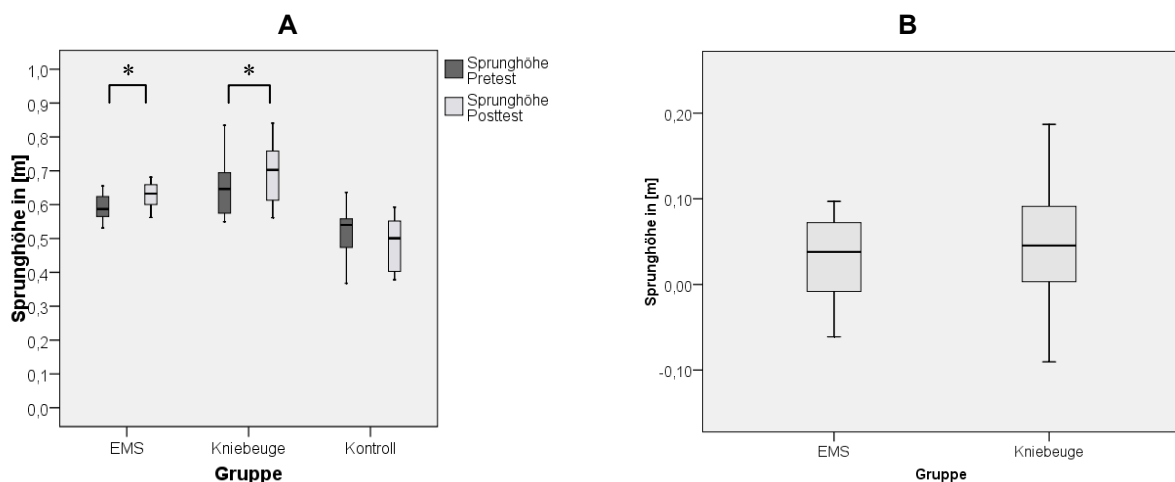


Abb. 52: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter Sprunghöhe beim Counter-Movement Jump.
 Median, unteres und oberes Quartil im (A) intrakollektiven Vergleich zwischen Pre- und Posttest der einzelnen Trainingsgruppen und im (B) interkollektiven Vergleich der Stärke der Trainingswirkung bzgl. der Sprunghöhensteigerung

Counter – Movement Jump: Parameter Dauer der konzentrischen Phase

Die Dauer der konzentrischen Phase ist nur in Zusammenhang mit den Parametern Senkung des Körperschwerpunkts und Leistung interessant. Denn je kürzer die konzentrische Phase bei gleich bleibenden Körperschwerpunkts desto höher ist die Bewegungsgeschwindigkeit und desto größer wird die Leistung. Bevor diese Parameter zusammengeführt werden, erfolgt aber eine individuelle Betrachtung.

Die Belastungsmethode der EMS Gruppe bewirkte keine Veränderung der Dauer der konzentrischen Phase. Diese ist mit 0,298s in Pre- und Posttest (Tab.82) gleich geblieben bzw. unterscheidet sich nicht signifikant voneinander (Abb.53A, Tab.88). Die Kniebeugegruppe konnte die konzentrische Phase von 0,314s auf 0,302s (Tab.83) reduzieren. Im intrakollektiven Vergleich zwischen Pre- und Posttest waren die Unterschiede nur in der Kniebeugegruppe hochsignifikant (Abb.53A, Tab.88). Der interkollektive Vergleich zwischen den Trainingsgruppen ergab keine signifikanten Unterschiede. (Abb.53B, Tab.91).

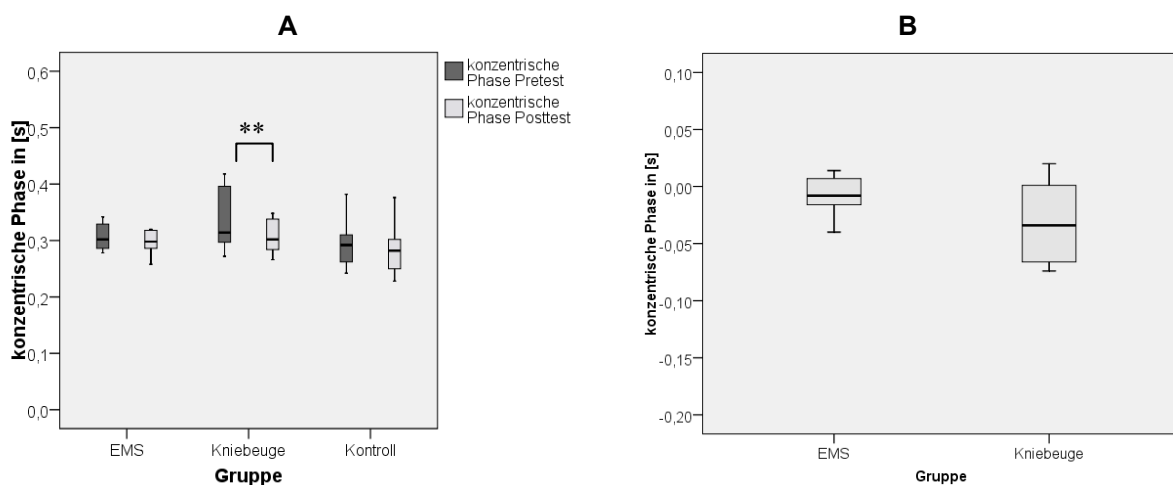


Abb. 53: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter Dauer der konzentrische Phase beim Counter-Movement Jump.

Median, unteres und oberes Quartil im (A) intrakollektiven Vergleich zwischen Pre- und Posttest der einzelnen Trainingsgruppen und im (B) interkollektiven Vergleich der Stärke der Trainingswirkung bzgl. der konzentrischen Phase

Counter – Movement Jump: Parameter KSP im Umkehrpunkt

Im Vergleich der Testzeitpunkte kann festgehalten werden, dass die Probanden bei der Trainingsgruppen ihren Körperschwerpunkt im Posttest nicht so weit absenkten wie im Pretest. Prinzipiell senkt die Kniebeugegruppe ihren KSP im Eingangstest mit

33,9cm etwas weiter ab als die EMS Gruppe (32,2cm) (Tab.82,Tab.83). Im Posttest geht mit 36,0cm deutlich weiter hinunter (Tab.83). Entgegen gesetzt dazu senkt die EMS Gruppe ihren KSP nicht mehr so stark (29,0cm, Tab.82). Für beide Gruppen sind die Veränderungen signifikant unterschiedlich im Vergleich Pre- zu Posttest (Abb.54A, Tab.88). Die Veränderungen sind hierbei entgegen läufig. Allerdings sind die Unterschiede dabei wiederum nicht signifikant (Abb.54B, Tab.91).

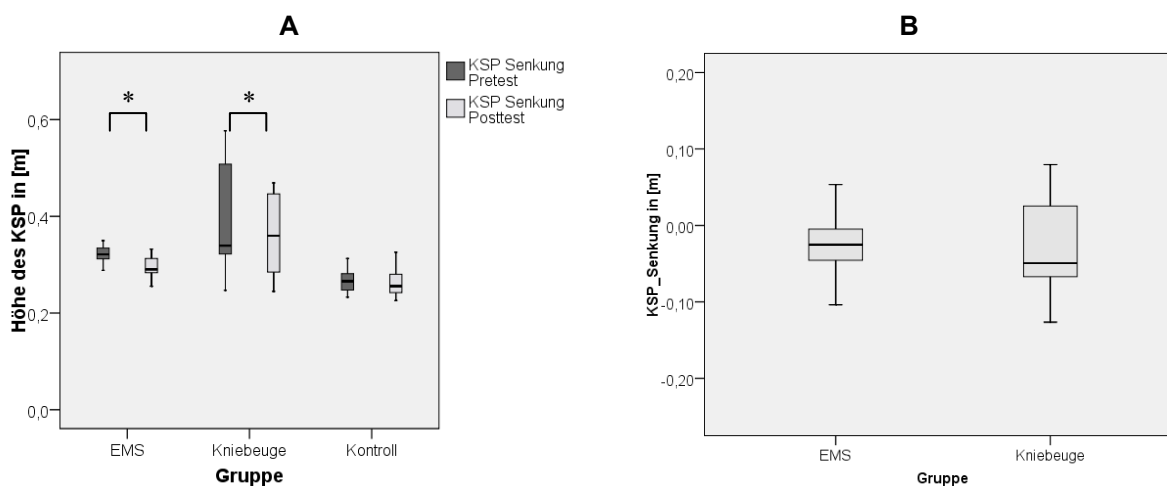


Abb. 54: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter Höhe des KSP im Umkehrpunkt.

Median, unteres und oberes Quartil im (A) intrakollektiven Vergleich zwischen Pre- und Posttest der einzelnen Trainingsgruppen und im (B) interkollektiven Vergleich der Stärke der Trainingswirkung bzgl. der Veränderung des Körperschwerpunkts

Counter – Movement Jump: Parameter physikalische Leistung

Es sei an dieser Stelle noch mal darauf hingewiesen, dass mit dem Parameter Leistung die physikalische Leistung in der konzentrischen Phase und nicht die sportliche Leistung gemeint ist.

Im intraindividuellen Vergleich von Pre- und Posttest ergaben sich bei beiden Gruppen hoch-(EMS Gruppe) und höchstsignifikante (KB Gruppe) Unterschiede (Abb.55A, Tab.88). Die EMS Gruppe steigerte ihre Leistung von ursprünglich 1406W um 109,7W auf 1515,7W (Tab.82). Analog dazu steigerte die Kniebeugegruppe ihre Werte bzgl. des Parameters von 1112,8W um 222,1W auf 1334,9W (Tab.83). Die Kontrollgruppe zeigte mit 1071,3W im Pretest zu 1032,9W im Posttest konstante Werte und keine signifikanten Unterschiede auf (Tab.84).

Des Weiteren ist der Unterschied in der Entwicklung der Leistung zwischen den Gruppen signifikant, d.h. die Kniebeugegruppe entwickelte sich signifikant stärker als die EMS Gruppe (Abb.55B, Tab.91).

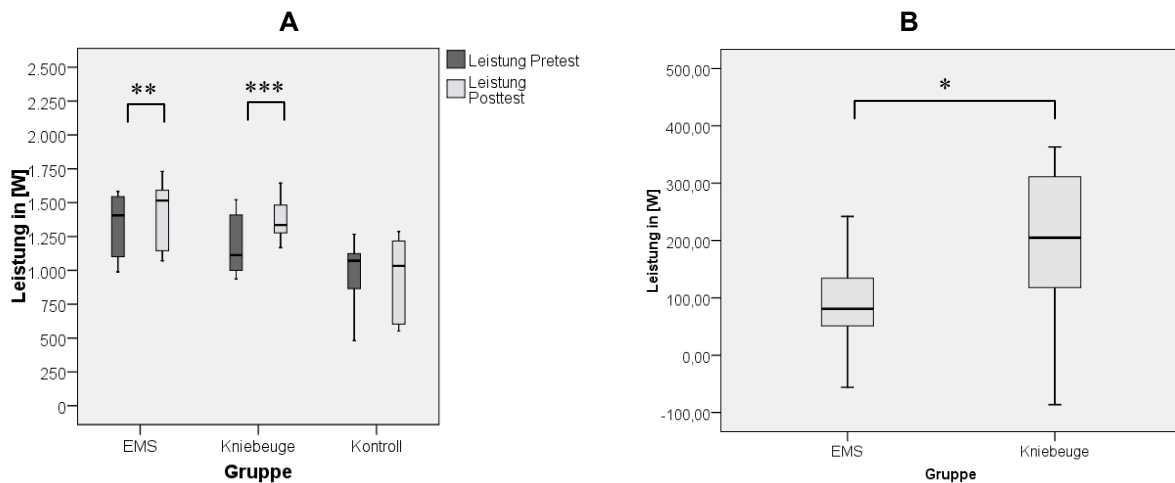


Abb. 55: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter Leistung in der konzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump.
 Median, unteres und oberes Quartil im (A) intrakollektiven Vergleich zwischen Pre- und Posttest der einzelnen Trainingsgruppen und im (B) interkollektiven Vergleich der Stärke der Trainingswirkung bzgl. der physikalischen Leistung in der konzentrischen Phase

Counter – Movement Jump: Parameter maximale Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk

Die maximale Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk betrug im Pretest bei der EMS Gruppe 970,5°/s (Tab.82). Im Vergleich dazu erreicht die KB Gruppe einen Wert von 865,2°/s (Tab.83). Die Ausgangswerte liegen somit relativ dicht zusammen. Während sich die KB Gruppe auf einen Wert von 1105,2°/s steigerte, schafft die EMS Gruppe eine geringere Winkelgeschwindigkeitszunahme auf 982,2°/s (Tab.82, Tab.83). Die Unterschiede sind dabei in der EMS Gruppe signifikant und in der KB Gruppe sogar höchstsignifikant (Abb.56A, Tab.88).

Bei der Kontrollgruppe wurden bei Werten der maximalen Winkelgeschwindigkeit von 880,2°/s (Pretest) und 852,8°/s (Posttest) ebenfalls signifikante Unterschiede festgestellt werden (Tab.84, Tab.88).

Wie aus Abb.56B zu entnehmen ist, unterscheiden sich die beiden Belastungsgruppen bezüglich ihrer Steigerungsraten signifikant voneinander (Tab.91).

3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

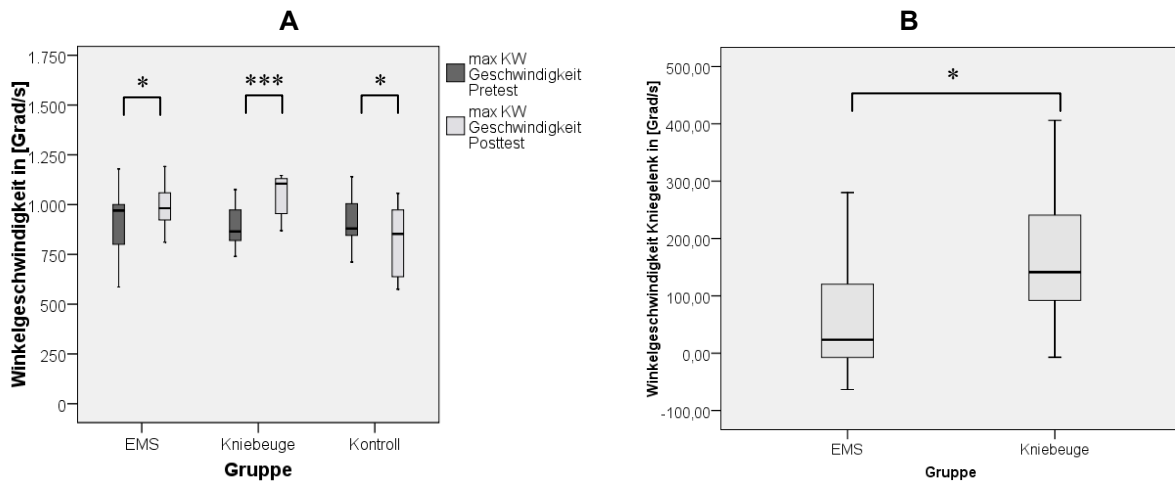


Abb. 56: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter maximale Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk beim Counter-Movement Jump.

Median, unteres und oberes Quartil im (A) intrakollektiven Vergleich zwischen Pre- und Posttest der einzelnen Trainingsgruppen und im (B) interkollektiven Vergleich der Stärke der Trainingswirkung bzgl. der maximalen Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk

Counter – Movement Jump: Parameter maximale Winkelgeschwindigkeit im Fußgelenk

Aus der Abb.57A lassen sich bzgl. der Entwicklung der Winkelgeschwindigkeit im Fußgelenk differente Trends ablesen. Bei der EMS Gruppe reduziert sich die maximale Winkelgeschwindigkeit von eingangs 882,2°/s auf 832,5°/s (Tab.82). Der Unterschied zwischen Pre- und Posttest ist dabei signifikant (Tab.88). Auf der anderen Seite unterscheiden sich die Werte der KB Gruppe in Pre-(982,9°/s) und Posttest (982,2) kaum voneinander (Tab.83). Dieser Unterschied ist auch nicht signifikant (Tab.88). Analog zu den Ergebnissen der KB Gruppe bleiben die Werte in der Kontrollgruppe mit 873,0°/s (Pretest) und 899,8°/s (Posttest) relativ konstant (Tab.84). Es konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden (Tab.88)

Im Vergleich der Steigerungsraten zwischen beiden Gruppen lassen sich bzgl. des Parameters maximale Winkelgeschwindigkeit im Fußgelenk signifikante Unterschiede konstatieren (Abb.57B, Tab.91).

3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

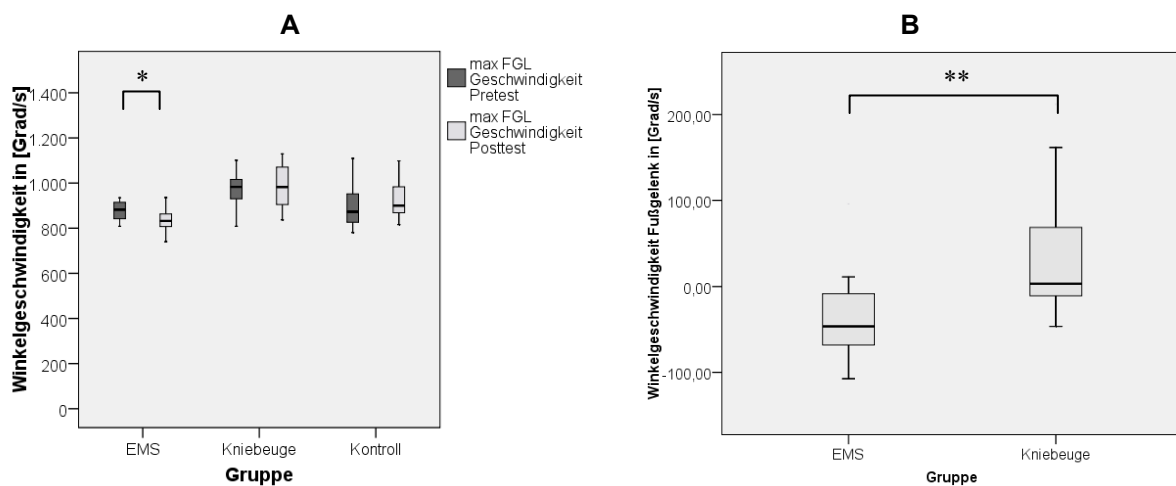


Abb. 57: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter maximale Winkelgeschwindigkeit im Fußgelenk beim Counter-Movement Jump. Median, unteres und oberes Quartil im (A) intrakollektiven Vergleich zwischen Pre- und Posttest der einzelnen Trainingsgruppen und im (B) interkollektiven Vergleich der Stärke der Trainingswirkung bzgl. der maximalen Winkelgeschwindigkeit im Fußgelenk

3.4.1.2. Drop Jump

Die jeweils 2 bzw. 3 Kraft-Zeitverläufe von 3 unterschiedlichen Probanden zeigen eine große Heterogenität in der Realisierung des Drop Jumps. In Abb.58A ist ein sehr starker, peakförmiger Kraftstoß zu Beginn der Bodenkontaktphase zu erkennen. Danach flacht dieser ab und es bildet sich ein zweites Kraftmaximum mit bogenförmigem Verlauf.

Auf der anderen Seite ist in Abb.58B eine einmalige Kraftspitze zu erkennen, die eher einen stumpfen Verlauf aufweist, während in Abb.58C zwei stumpfe Kraftspitzen zu erkennen sind denen annähernd gleiche Spitzenkraftwerte immanent sind.

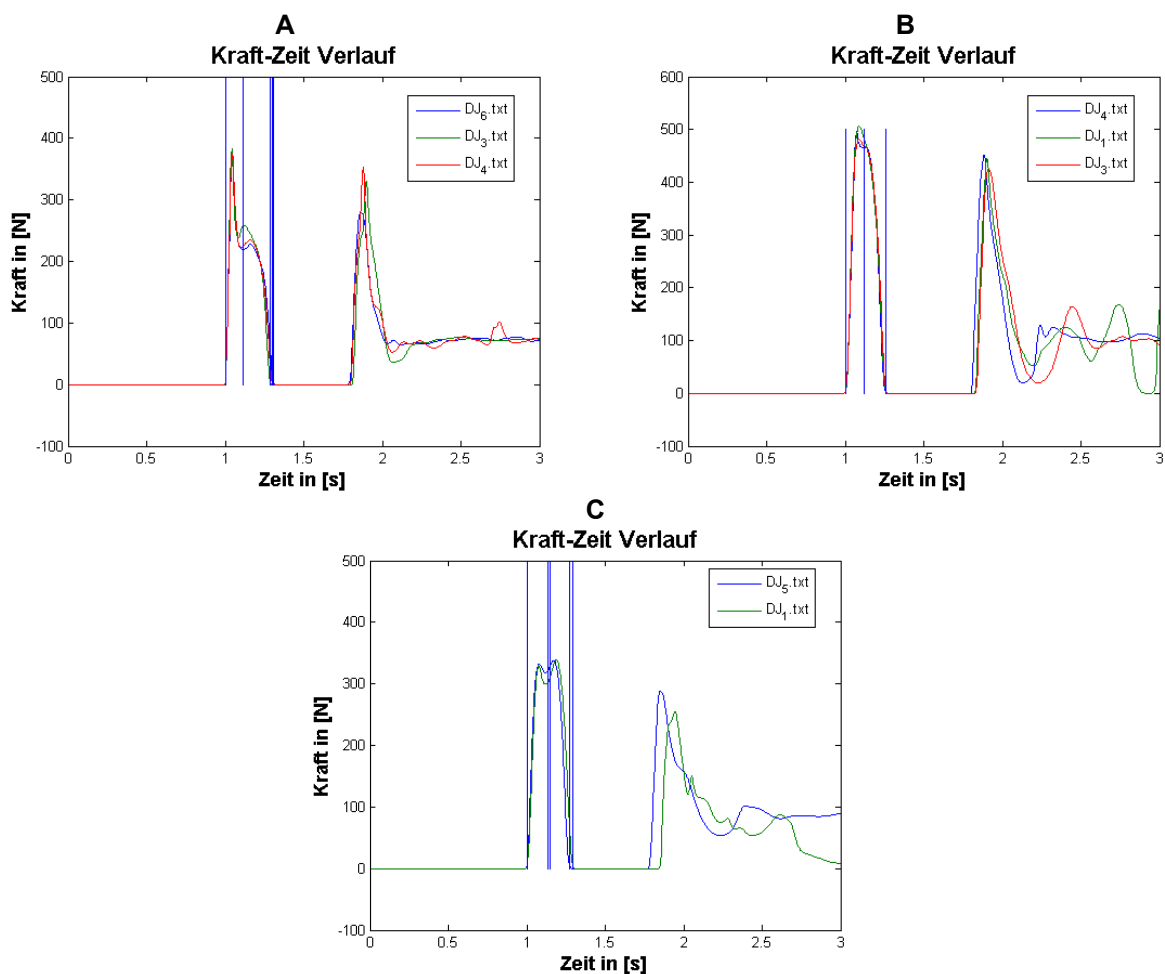


Abb. 58: Vergleich unterschiedlicher Kraft-Zeitverläufe von 3 Probanden beim Drop Jump
Vergleich unterschiedlicher Technikausführungen und ihre Typik

Drop Jump: Parameter Sprunghöhe

Beide Trainingsgruppen unterscheiden in der Sprunghöhe nicht voneinander. Die EMS Gruppe erreicht im Pretest eine Höhe von 39,1cm (Tab.92), während die Knie-

beugegruppe einen Wert von 41,8cm (Tab.93) erzielt. Die Kontrollgruppe springt mit 33,3cm (Tab.94) deutlich niedriger als die Volleyballer.

Nach der 4wöchigen Trainingsphase konnte die EMS Gruppe leichte Anstiege um 1,3cm auf 40,4cm (Tab.92) erzielen. Dieser Unterschied zwischen Pre- und Posttest ist nicht signifikant (Tab.98). Ebenfalls leichte Anstiege in der Sprunghöhe wurden bei der Kniebeugegruppe gemessen. Hierbei steigerte sich die Sprungleistung um 1cm auf 42,8cm. Auch diese Veränderung ist nicht signifikant (Tab.98). In der Kontrollgruppe wurden ebenfalls keine signifikanten Unterschiede gemessen (Abb.59A). Des Weiteren sind keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Stärke der Trainingswirkung festgestellt worden (Abb.59B, Tab.101)

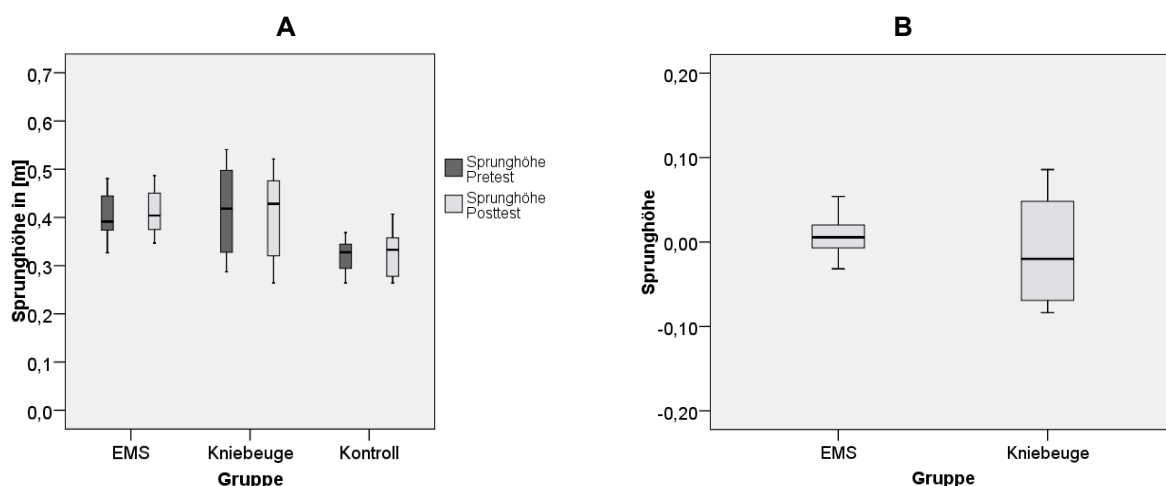


Abb. 59: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter maximale Sprunghöhe beim Drop Jump.

Median, unteres und oberes Quartil im (A) intrakollektiven Vergleich zwischen Pre- und Posttest der einzelnen Trainingsgruppen und im (B) interkollektiven Vergleich der Stärke der Trainingswirkung bzgl. der Sprunghöhe

Drop Jump: Parameter Bodenkontaktzeit

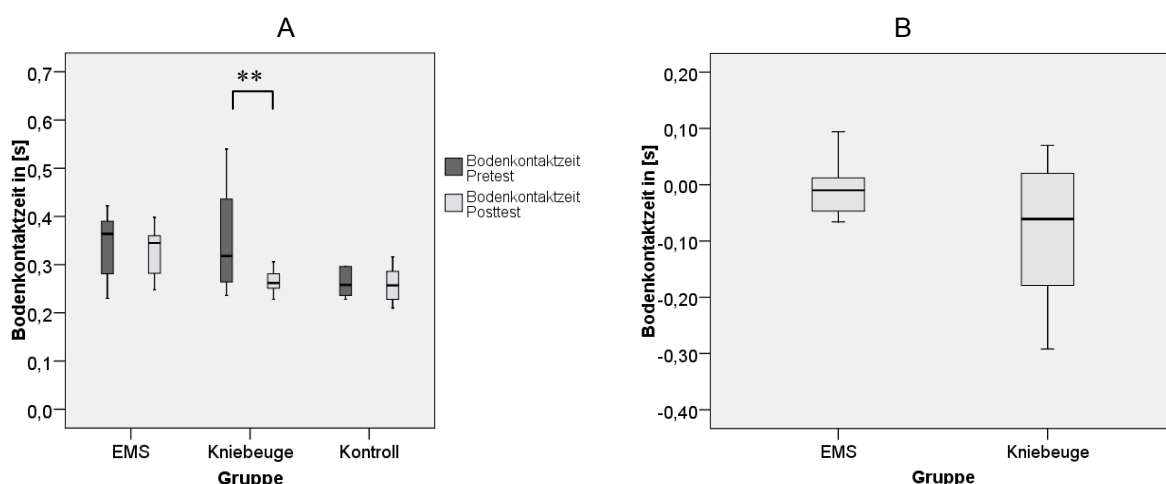


Abb. 60: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter Bodenkontaktzeit beim

Drop Jump.

Median, unteres und oberes Quartil im (A) intrakollektiven Vergleich zwischen Pre- und Posttest der einzelnen Trainingsgruppen und im (B) interkollektiven Vergleich der Stärke der Trainingswirkung bzgl. der Bodenkontaktzeit

Neben der Sprunghöhe ist die Bodenkontaktzeit ein wesentlicher Parameter um Aussagen über die Entwicklung der Reaktivkraft treffen zu können. In beiden Trainingsgruppen wurden Verkürzungen in der Bodenkontaktphase erzielt. Die Athleten der EMS Gruppe wies Ausgangswerte von 0,364s auf und minderte diesen Wert auf 0,345s (Tab.92). Dieser Unterschied ist jedoch nicht signifikant (Abb.60A). Die Kniebeugegruppe erreichte mit 0,318s niedrigere Ausgangswerte (Tab.93) als die EMS Gruppe. Im Posttest konnte dieser Wert um 0,056s auf 0,262s (Tab.93) bei leicht gesteigerter Sprunghöhe gemindert werden (Abb.60A). Dieser Unterschied ist dabei hoch signifikant (Tab.98). Im Vergleich der Entwicklungsstärke zwischen den Trainingsgruppen, zeigte die Kniebeugegruppe zwar größere Effekte, jedoch waren diese nicht signifikant zu Werten der EMS Gruppe (Abb.60B, Tab.101). Das Signifikanzniveau von 0,05 wurde mit einem α -Wert von 0,06 nur knapp verfehlt.

Drop Jump: Parameter Absenken der Hüfte

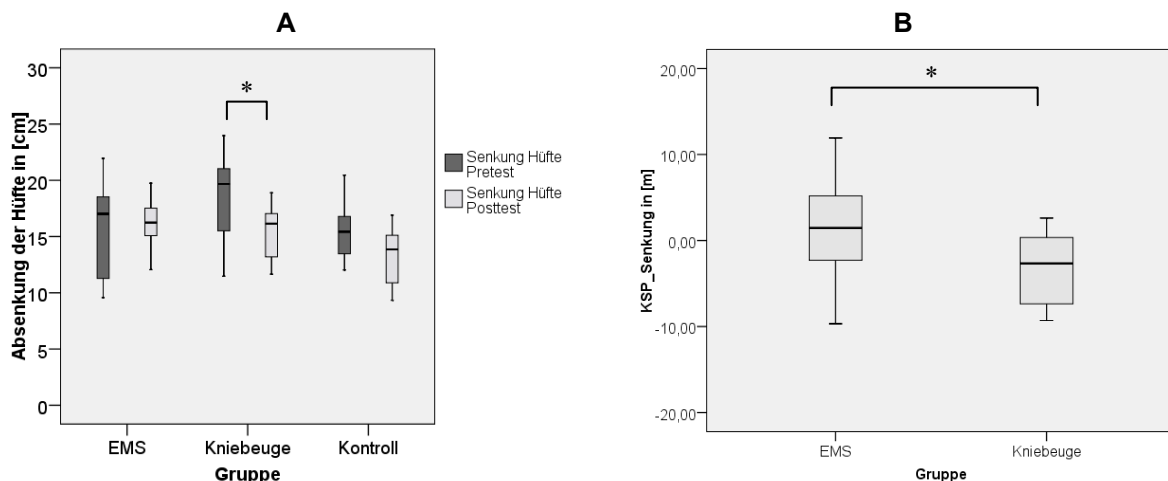


Abb. 61: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter Weg der Hüfte beim Drop Jump.

Median, unteres und oberes Quartil im (A) intrakollektiven Vergleich zwischen Pre- und Posttest der einzelnen Trainingsgruppen und im (B) interkollektiven Vergleich der Stärke der Trainingswirkung bzgl. des zurückgelegten Wegs der Hüfte

Inwiefern sich die Kinematik während der Bodenkontaktphase verändert hat, kann durch die Absenkung der Hüfte während der exzentrischen Phase bestimmt werden. Grundlegend hat sich die Bewegungsstruktur dabei in der EMS Gruppe nicht signifikant verändert (Abb.61A, Tab.98). Im Pretest wurde die Hüfte um 17,0cm in der ex-

zentrischen Phase abgesenkt. Dieser Wert hat sich im Posttest auf 16,2cm verändert (Tab.92), d.h. die Probanden haben die Hüfte im Posttest um 0,8cm weiter abgesenkt.

Im Vergleich zur EMS Gruppe senkten die Probanden der Kniebeugegruppe die Hüfte im Pretest mit 19,5cm (Tab.93) weiter ab. Durch die Trainingsintervention hat sich dieser Wert um 3,4cm auf 16,1cm (Tab.93) signifikant verringert (Tab.98). Die Kniebeugegruppe senkt die Hüfte im Posttest nicht so stark wie im Pretest (Abb.61A). Analog zu den Ergebnissen der EMS Gruppe unterscheiden sich die Ergebnisse in der Kontrollgruppe nicht signifikant voneinander (Abb.61B). Die Werte von Pre- (15cm) zu Posttest (14cm) differieren um 1cm (Tab.94).

Im Vergleich der Trainingsgruppen hinsichtlich der Stärke der Trainingswirkung konnten hierbei signifikante Veränderungen festgestellt werden (Abb.61B, Tab.101).

Drop Jump: Parameter physikalische Leistung in der konzentrischen Phase

Da sich die Zeit des Bodenkontakts, die Sprunghöhe und der Weg in der EMS Gruppe nicht signifikant entwickelt hat, ist eine konstante Leistung in der konzentrischen Phase des Drop Jumps zu erwarten. Die Mediane zeigen keine signifikanten Unterschiede der Leistung (Abb.62A, Tab.98) bei Werten von 2189W (Pretest) und 2069W (Posttest) (Tab.92). Auf der anderen Seite führte das Schnellkrafttraining zu einer signifikanten Steigerung der Leistung in der Kniebeugegruppe. Im Pretest erreichten die Athleten einen Wert von 1813W, welcher sich auf 2853W (Tab.93) im Posttest weiter erhöhte (Abb.62A).

Trotz der stärkeren Leistungsentwicklung in der Trainingsgruppe der Kniebeuger, konnten hierbei keine signifikanten Unterschiede gefunden werden (Abb.62B, Tab.101).

3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

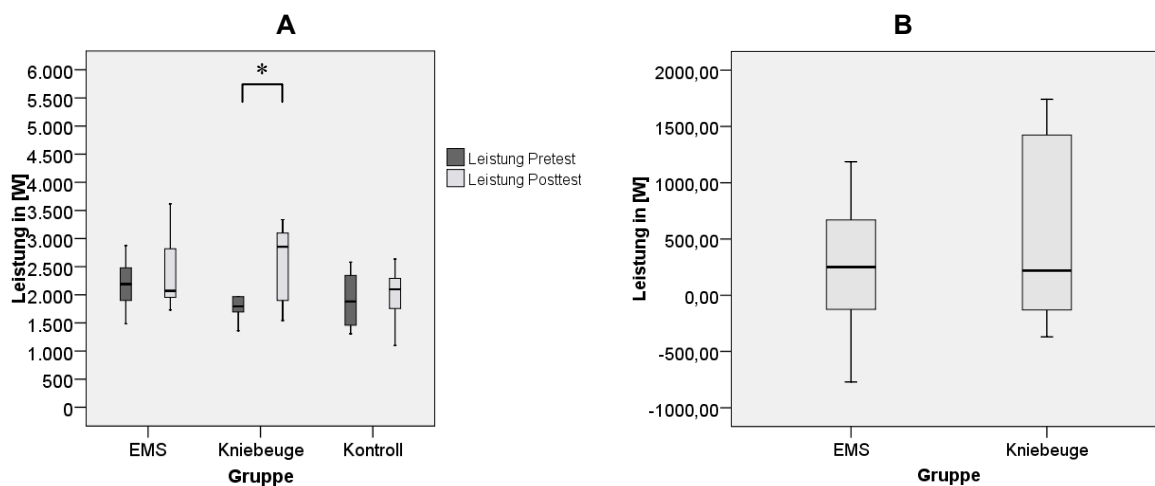


Abb. 62: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter Leistung beim Drop Jump. Median, unteres und oberes Quartil im (A) intrakollektiven Vergleich zwischen Pre- und Posttest der einzelnen Trainingsgruppen und im (B) interkollektiven Vergleich der Stärke der Trainingswirkung bzgl. der Leistung in der konzentrischen Phase

Um weitere Aussagen über die kinematischen Veränderungen infolge der Schnellkrafttrainingsprogramme machen zu können wurden die Winkelgeschwindigkeiten in Fuß- und Kniegelenk analysiert. Im Kniegelenk bleiben alle Gruppen hinsichtlich des Parameters Winkelgeschwindigkeit weitestgehend konstant. Die maximale Kniewinkelgeschwindigkeit veränderte sich in der EMS Gruppe von $824,4^{\circ}/s$ auf $817,8^{\circ}/s$ nur kaum (Tab.92), während sich diese bei der Kniebeugegruppe von $730,1$ auf $757,5^{\circ}/s$ (Tab.93) leicht erhöhte. Diese Unterschiede sind jedoch nicht signifikant (Abb.63A). Ähnlich konstante Werte ($672^{\circ}/s$ Pretest; $690,4^{\circ}/s$ Posttest) wurden bei der Kontrollgruppe gemessen (Tab.94). Hinsichtlich der Trainingswirksamkeit ergeben sich aus den Unterschieden jedoch hochsignifikante Unterschiede zwischen den Trainingsgruppen (Abb.63B, Tab.98).

Konträr zu den Entwicklungen im Kniegelenk sind die Anpassungserscheinungen im Fußgelenk. Hierbei treten nicht signifikante Verminderungen in der EMS Gruppe (Pretest $686^{\circ}/s$; Posttest $666,9^{\circ}/s$)(Tab.92). In der Kniebeugegruppe traten hochsignifikante Unterschiede auf (Abb.63C; Tab.98). Dabei erreichten die Athleten im Pretest maximale Winkelgeschwindigkeiten von $710,8^{\circ}/s$, welche sie durch das Training weiter auf $757,5^{\circ}/s$ steigern konnten (Tab.93). Diese unterschiedlichen Trainingsanpassungen sind hinsichtlich der Trainingswirksamkeit für die Kniewinkelgeschwindigkeit hochsignifikant, während signifikante Unterschiede in der Winkelgeschwindigkeit des Fußgelenks auftraten (Abb.63D, Tab.101).

3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

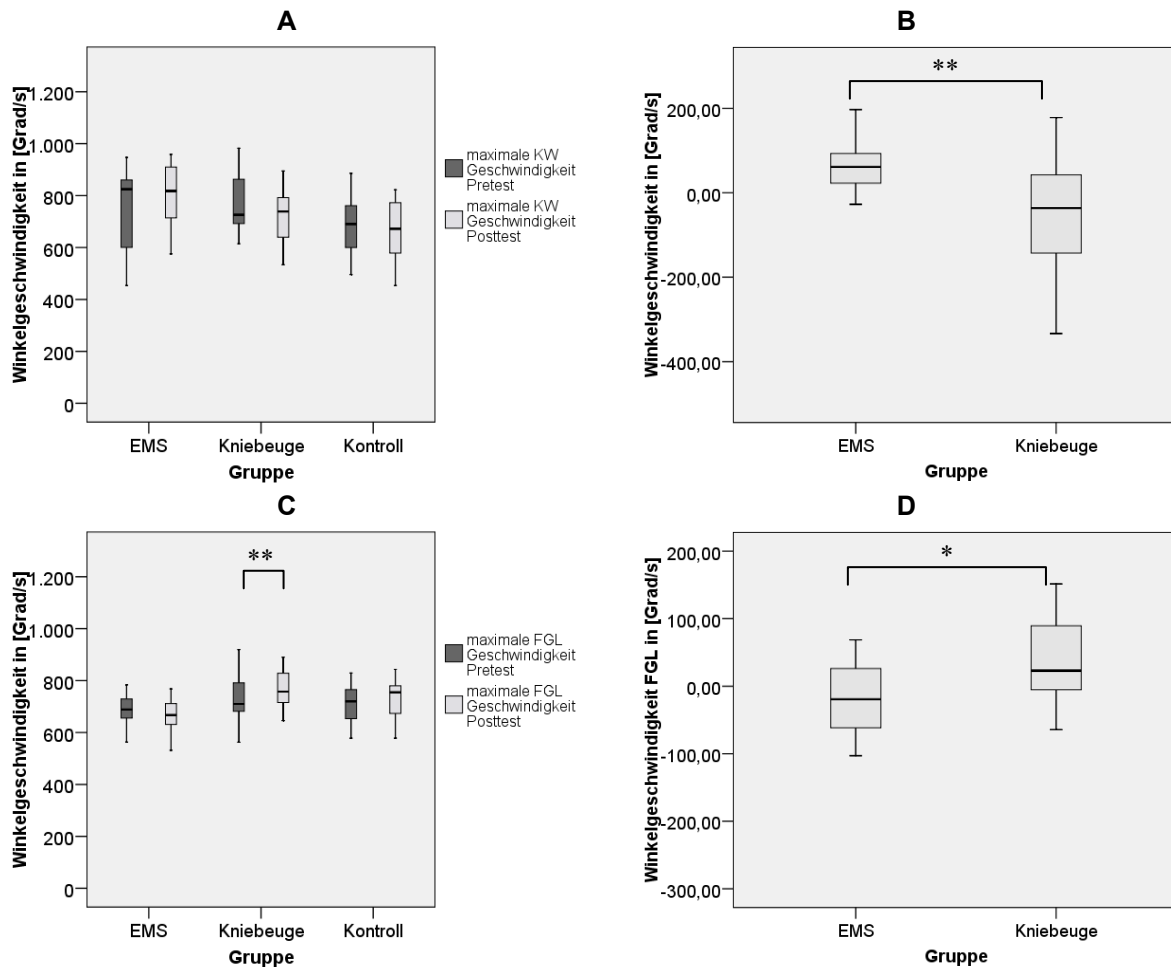


Abb. 63: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter maximale Winkelgeschwindigkeit in Fuß- und Kniegelenk beim Drop Jump.

Median, unteres und oberes Quartil im (A) intrakollektiven Vergleich zwischen Pre- und Posttest der einzelnen Trainingsgruppen und im (B) interkollektiven Vergleich der Stärke der Trainingswirkung bzgl. der maximalen Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk; (C) intrakollektiven Vergleich zwischen Pre- und Posttest der einzelnen Trainingsgruppen und im (D) interkollektiven Vergleich der Stärke der Trainingswirkung bzgl. der maximalen Winkelgeschwindigkeit im Fußgelenk

Zusammenfassung der Trainingsadaptationen bei dynamischen Kontraktionen infolge des Schnellkrafttrainings

Die Ergebnisse der dynamischen Kontraktionsformen zeigen, dass durch die Belastungsprogramme signifikante Veränderungen bzgl. kinematischer und dynamographischer Parameter auftreten. Deshalb wird **Hypothese 1** angenommen.

Hinsichtlich der Veränderungen bei der EMS Gruppe lässt sich feststellen, dass **Hypothese 1a** angenommen wird, da beim Counter-Movement Jump sowohl die Sprunghöhe als auch die Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk signifikant gesteigert

wurde. Die Zeit der konzentrischen Phase hat sich verkürzt. Dieser Unterschied war nicht signifikant. Der Parameter maximale Winkelgeschwindigkeit im Fußgelenk hat sich signifikant verschlechtert¹⁴.

Weiterhin verbesserte sich die physikalische Leistung während der konzentrischen Phase des Counter-Movement Jumps signifikant, wodurch auch **Hypothese 1b** angenommen wird.

Die **Hypothese 1c** wird abgelehnt. Beim Drop Jump wurde die Sprunghöhe nicht signifikant gesteigert. Des Weiteren hat sich die Bodenkontaktzeit nicht signifikant verkürzt. Ebenfalls nicht signifikante Verschlechterungen wurden bzgl. der Parameter Winkelgeschwindigkeit im Fuß- und Kniegelenk erreicht.

Ebenfalls wird die **Hypothese 1d** abgelehnt. Die Leistung während der konzentrischen Phase des Drop Jumps hat nicht signifikant abgenommen.

Durch die Ergebnisanalyse in der KB Gruppe lässt sich **Hypothese 1e** annehmen. Beim Counter-Movement Jump wurden sowohl die Sprunghöhe als auch die Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk signifikant bzw. höchstsignifikant gesteigert. Die Zeit der konzentrischen Phase hat sich signifikant verkürzt. Der Parameter maximale Winkelgeschwindigkeit im Fußgelenk hat sich nicht signifikant verändert.

Ebenfalls wird **Hypothese 1f** angenommen, da die physikalische Leistung während der konzentrischen Phase des Counter-Movement Jumps sich höchstsignifikant verbesserte.

Darüber hinaus wird **Hypothese 1g** angenommen. Beim Drop Jump wurde die Sprunghöhe nicht signifikant gesteigert. Des Weiteren hat sich die Bodenkontaktzeit signifikant verkürzt. Nicht signifikante Verbesserungen wurden bzgl. des Parameters Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk erreicht. Weiterhin konnten hochsignifikante Verbesserungen in der Winkelgeschwindigkeit des Fußgelenks erzielt werden.

Vor dem Hintergrund, dass sich die Leistung während der konzentrischen Phase des Drop Jumps signifikant steigerte, wird **Hypothese 1h** angenommen.

■ _____
¹⁴ Da der überwiegende Teil der Parameter die Erwartung der Hypothese erfüllt wird die Hypothese angenommen. Es wird darauf hingewiesen, dass nicht alle Parameter die Hypothese erfüllen.

Vergleicht man nun die Belastungsmethoden hinsichtlich ihrer Trainingswirksamkeit auf Parameter des Counter Movement Jumps miteinander, so kann die **Generalhypothese 5** angenommen werden. Die Mehrheit der Parameter weist signifikante Unterschiede in der Trainingswirksamkeit der angewandten Belastungsmethoden beim Counter Movement Jump auf.

Die konzentrische Phase hat sich bei der KB Gruppe weiter verkürzt als bei der EMS Gruppe. Die Unterschiede dabei waren nicht signifikant, sodass **Hypothese 5d** abgelehnt wird. Im Vergleich der physikalischen Leistung in der konzentrischen Phase haben beide Gruppen Steigerungen erzielen können. Da diese bei der KB Gruppe signifikant höher waren als bei der EMS Gruppe wird **Hypothese 5c** angenommen. Die maximalen Winkelgeschwindigkeiten im Kniegelenk und Fußgelenk haben sich ebenfalls in der Kniebeugegruppe signifikant höher entwickelt als in der EMS Gruppe. Somit werden die **Hypothesen 5a und 5b** angenommen.

Der Vergleich der Trainingswirksamkeit auf ausgewählte Parameter beim Drop Jump zeigt, dass sich die Mehrheit der Parameter nicht signifikant voneinander unterscheidet. Deshalb wird die **Generalhypothese 6** abgelehnt.

Die Bodenkontaktzeit wurde in der KB Gruppe stärker reduziert als in der EMS Gruppe. Dabei waren die Unterschiede nicht signifikant, sodass die **Hypothese 6d** abgelehnt wird. Die Leistung konnte in beiden Gruppen gesteigert werden. Die Steigerungen waren ebenfalls nicht signifikant unterschiedlich, woraus eine Ablehnung der Hypothese 6c resultiert.

Einzig die Winkelgeschwindigkeiten in Fuß- und Kniegelenk unterscheiden in ihrer Entwicklung im Vergleich der Trainingsgruppen signifikant voneinander. Diese sind entgegengesetzt, d.h. die Winkelgeschwindigkeit im Fußgelenk kann in der KB Gruppe weiter gesteigert werden als in der EMS Gruppe, während die Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk in der EMS Gruppe weiter gesteigert wird als in der KB Gruppe. Deshalb müssen die **Hypothesen 6a und 6b** angenommen werden.

3.4.2. Entwicklung isometrischer Kraftparameter

Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings im Quadriceps femoris bezogen auf die gesamte Trainingsgruppe

Zu Beginn wird die Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings unabhängig von der Belastungsmethode betrachtet. Wie im Methodenteil bereits dargestellt, wurden die isometrischen Kraftparameter auf zwei Kraftplattformen durchgeführt, um eine beinseitenspezifische Analyse vornehmen zu können. In dieser Gesamtbetrachtung wurden die Mittelwerte aus dem rechten und linken Quadriceps femoris gebildet und bzgl. der Parameter maximale Kraftentwicklung, mittlere Kraftentwicklung Maximalkraft und Reaktivitätskoeffizient verglichen.

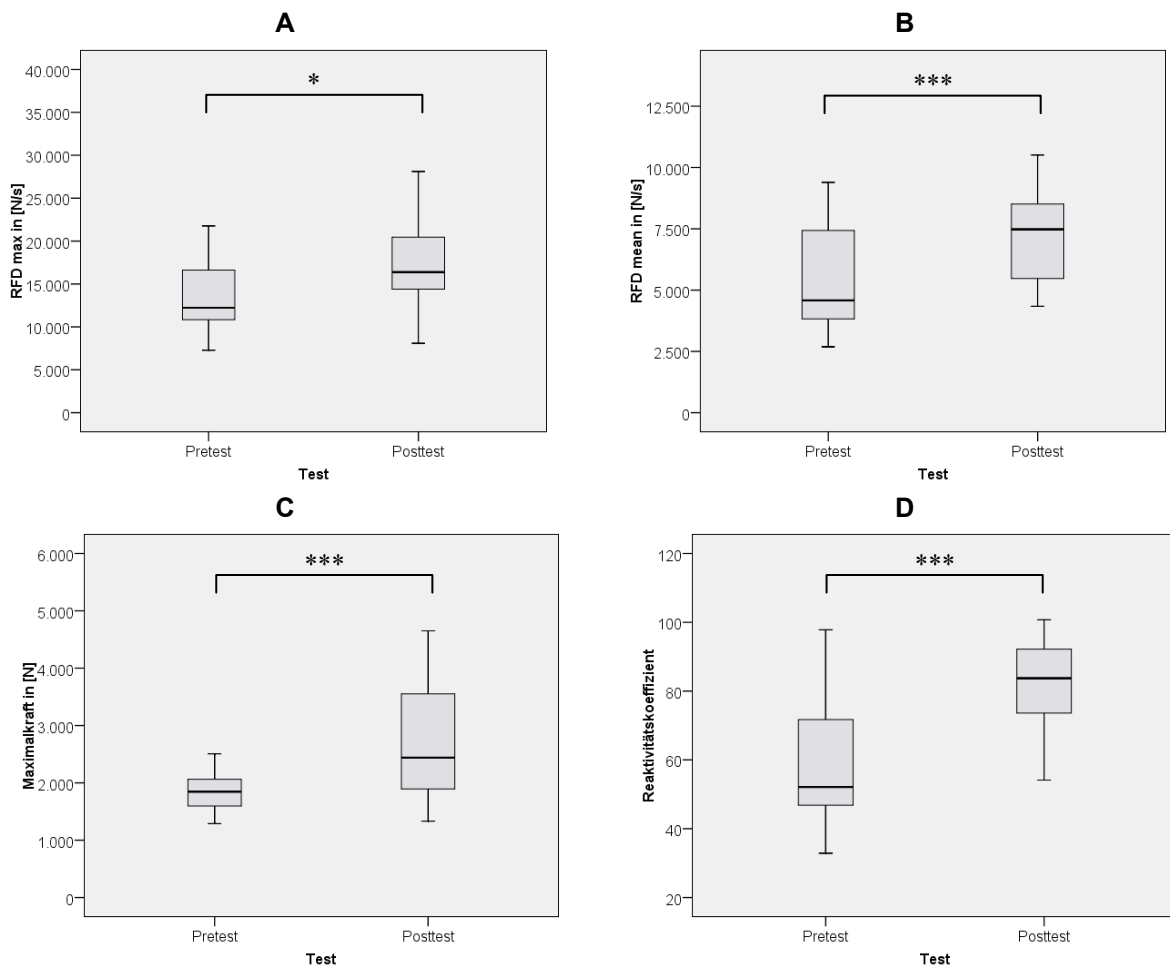


Abb. 64: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf isometrische Kraftparameter im m. Quadriceps femoris

Median, oberes und unteres Quartil (A) der maximalen isometrischen Kraftentwicklung (max RFD) (B) der mittleren isometrischen Kraftentwicklung (mean RFD) (C) der maximalen willentlichen Kontraktionskraft und (D) des Reaktivitätskoeffizientens

Die Trainingsintervention bewirkte bei allen Athleten eine höchstsignifikante Steigerung der Maximalkraft (Abb.64C) von 1845,4 auf 2438,8 (Tab.56). Daneben hat die maximale Kraftentwicklung bei den Sportlern um 4144,4N/s zugenommen. Die Unterschiede waren dabei signifikant (Tab.64). Ebenso wurden höchstsignifikante Zuwächse bei der mittleren Kraftentwicklung (Pre 4579,5N/s; Post 7479,2N/s) und dem Reaktivitätskoeffizient (Pre 52,1; Post 83,7) gemessen (Tab.56).

Zusammenfassend bewirkte das Schnellkrafttraining eine signifikant bis höchstsignifikante Steigerung aller dargestellten isometrischen Kraftkennwerte im Quadriceps femoris (Tab.64). Die einzelnen Leistungsparameter werden hinsichtlich der Spezifik der Belastungsmethodik und der Beinseitenspezifika nachfolgend weiter analysiert.

Wirksamkeit der Trainingsprogramme: maximal willkürliche Kontraktionskraft (MVC) im Quadriceps femoris

Die EMS-Gruppe erreicht bei der maximal willkürlichen isometrischen Kontraktionskraft des rechten und linken Quadriceps femoris im Pretest mit 1868,6N (Tab.57) einen höheren Wert als die Kniebeugegruppe mit 1596N (Tab.58) und der Kontrollgruppe mit 1776,9N (Tab.59) (Abb.65C). Die Maximalkraftwerte konnte die EMS Gruppe auf 2515,9N (hochsignifikant) und die Kniebeuge Gruppe auf 2104,4N (signifikant) steigern, während die Kontrollgruppe keine signifikanten Unterschiede von Pre- zu Posttest aufweist (Tab.65). Bei einer seitenspezifischen Analyse der Oberschenkelstrecker ergeben sich weitere Unterschiede hinsichtlich der Maximalkraft. Während beim linken Quadriceps femoris beide Gruppen signifikante (KB Gruppe) bzw. hochsignifikante (EMS Gruppe) Steigerungen aufzeigen, gilt dies nicht gleichermaßen für den rechten Quadriceps femoris (Tab.65). Die EMS Gruppe konnte ihre Werte in dieser Muskelgruppe von 1763,4N auf 2512,5 (Tab.57) (hochsignifikant) steigern, während die Kniebeugegruppe nichtsignifikante Steigerungen von 1631,4N im Pretest auf 2121,7N (Tab.58) im Posttest erreicht. Die Kontrollgruppe zeigt mit Werten von 1896,8 im Pretest zu 1613,6 (Tab.59) im Posttest keine signifikanten Unterschiede (Abb.65A, Tab.65).

Hinsichtlich der Stärke der Leistungsentwicklung gibt es keine signifikanten Unterschiede zwischen EMS Gruppe und Kniebeugegruppe (Abb.65D, Tab.68).

3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

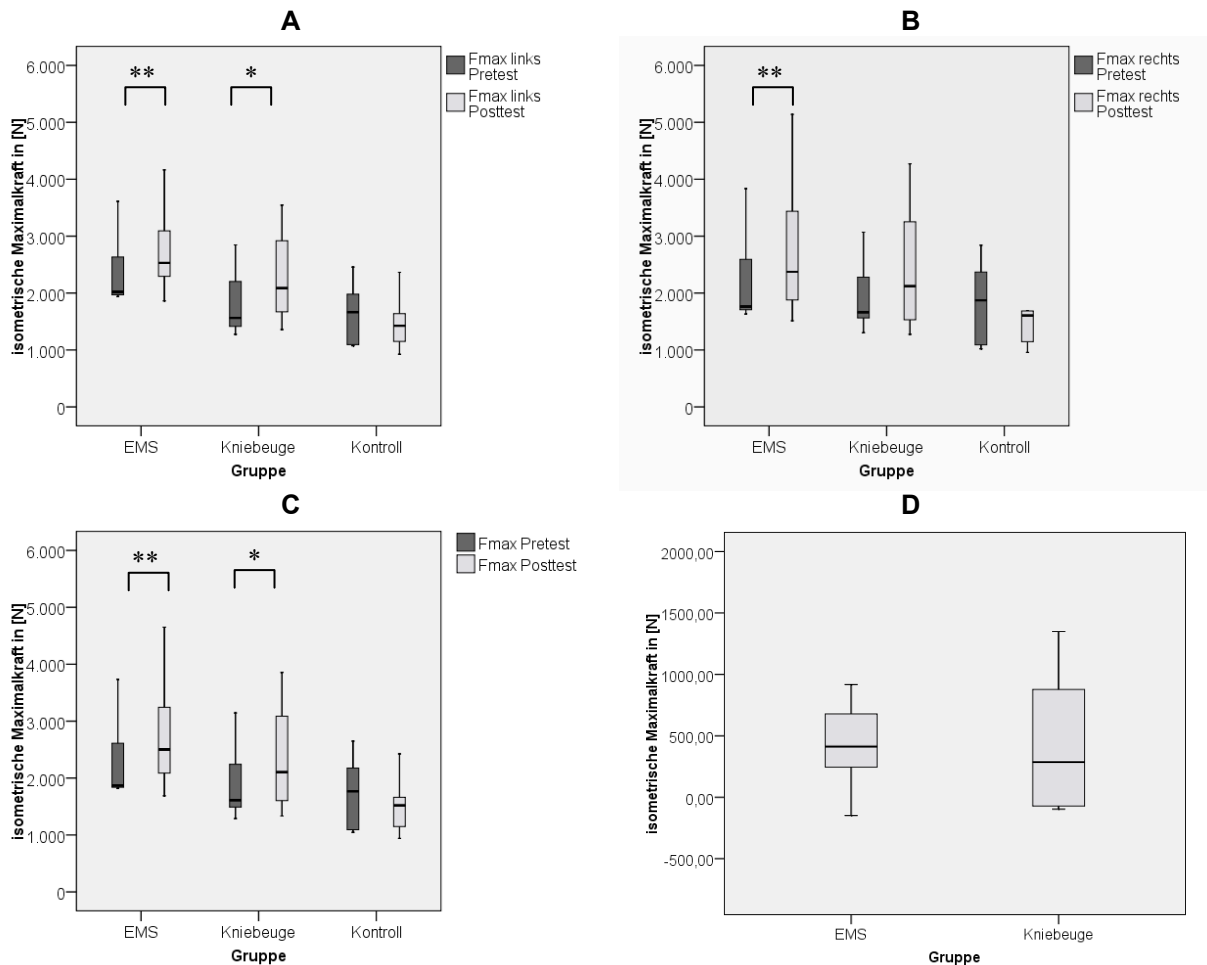


Abb. 65: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung der maximal willkürlich Kontraktionskraft (MVC) im m. Quadriceps femoris

Median, oberes und unteres Quartil im (A) m. Quadriceps femoris rechts B) m. Quadriceps femoris links (C) m. Quadriceps femoris beider Beine im intrakollektiven Vergleich zwischen den Trainingsgruppen und (D) im interkollektiven Vergleich bzgl. der Stärke der Trainingswirkung

Wirksamkeit der Trainingsprogramme: mittlere Kraftentwicklung (RFD mean) im m. Quadriceps femoris

Die Schnelligkeit in der Entwicklung der Kraft zwischen 10 und 85% der Maximalkraft ist in der EMS Gruppe mit 7530,7N/s (Tab.57) höher als bei der Kniebeugegruppe (3825N/s, Tab.58) und Kontrollgruppe (3636,4N/s, Tab.59).

Bezogen auf den Median beider Quadriceps femoris zusammen lassen sich Steigerungen bei der EMS Gruppe von 979,7N/s bzw. und bei der Kniebeugegruppe von 1605,6N/s nachweisen (Abb.66C). Diese Unterschiede sind bei der Kniebeugegruppe hochsignifikant und bei der EMS Gruppe signifikant, während bei der Kontrollgruppe keine signifikanten Unterschiede nachweisbar waren (Tab.65). Die differenzielle Betrachtung bezüglich der beinseitenspezifischen Analyse des Quadriceps femoris ergab signifikante (EMS Gruppe) und hochsignifikante (KB Gruppe) Steige-

rungen im linken Oberschenkelstrecker für beide Trainingsgruppen aber keine signifikanten Unterschiede in der Kontrollgruppe (Tab.65). Auf der anderen Seite gab es im Quadriceps femoris des rechten Beins hochsignifikante Steigerungen (4376N/s Pretest, 5691N/s Posttest; Tab.58) bei der Kniebeugegruppe. Hingegen sind keine signifikanten Unterschiede in der EMS (7471,6N/s Pretest, 8508,6N/s Posttest, Tab.57) und Kontrollgruppe messbar gewesen. Allerdings muss hier angemerkt werden, dass das Signifikanzniveau in der EMS Gruppe bei einem Alphaswert von 0.06 lag.

Die Athleten beider Trainingsgruppen unterscheiden sich nicht signifikant im Trainingsfortschritt bzgl. der mittleren Kraftentwicklung (Abb.66D, Tab.68)

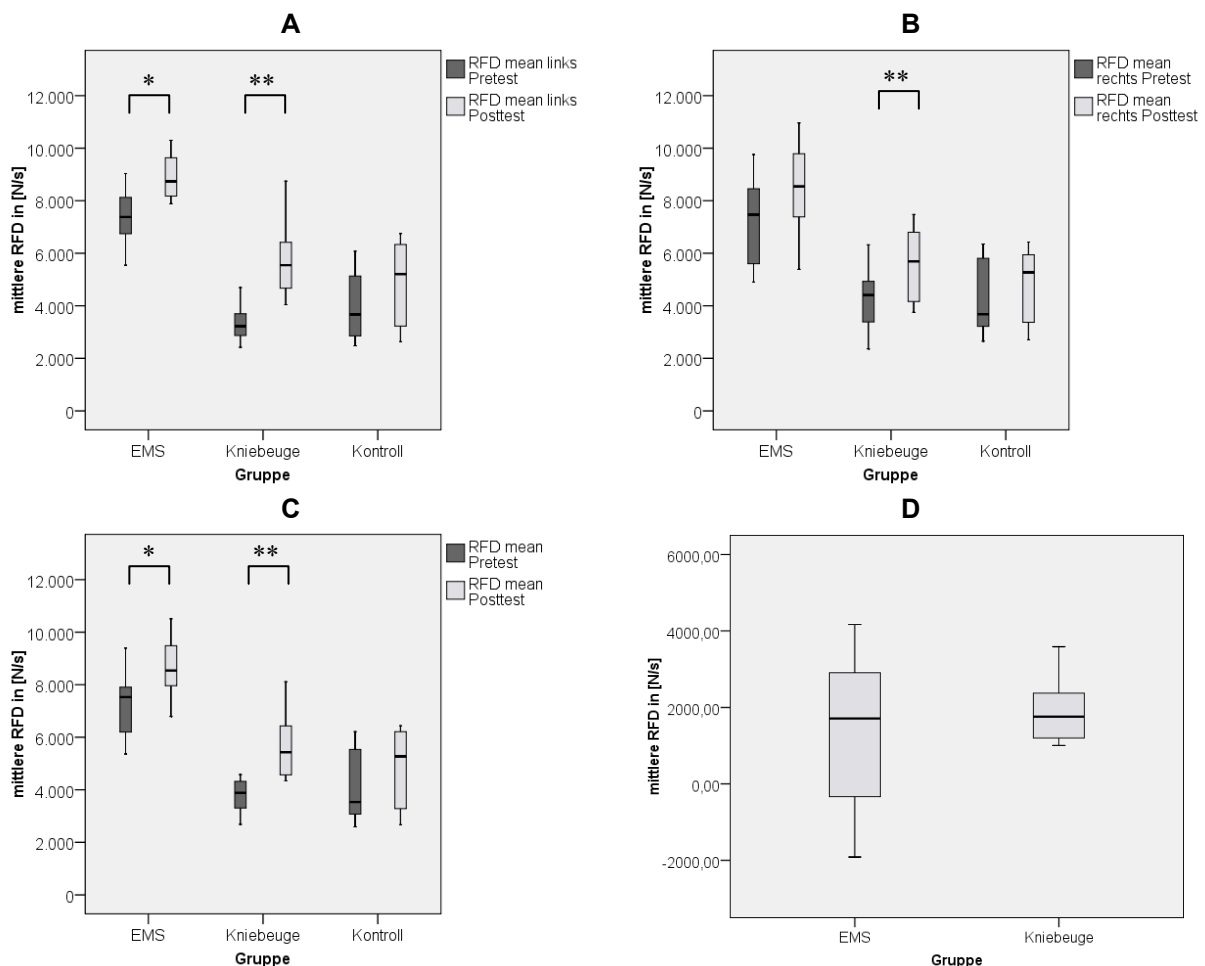


Abb. 66: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung der mittleren Kraftentwicklung (meanRFD) im m. Quadriceps femoris
 Median, oberes und unteres Quartil im (A) m. Quadriceps femoris rechts B) m. Quadriceps femoris links (C) m. Quadriceps femoris beider Beine im intrakollektiven Vergleich zwischen den Trainingsgruppen und (D) im interkollektiven Vergleich bzgl. der Stärke der Trainingswirkung

Wirksamkeit der Trainingsprogramme auf: maximale Kraftentwicklung (RFD max) im Quadriceps femoris

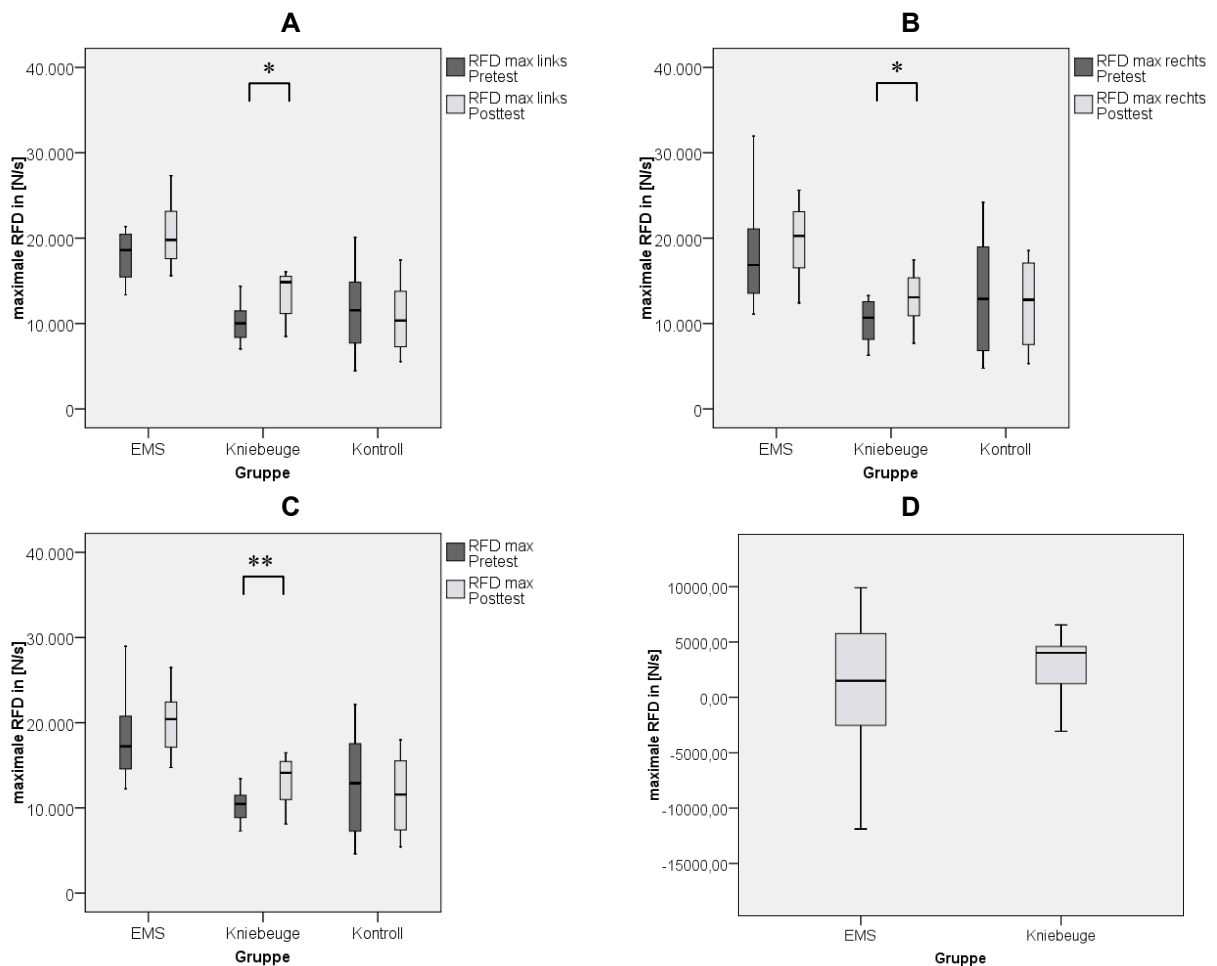


Abb. 67: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung der maximalen willkürlich Kraftentwicklung (maxRFD) im m. Quadriceps femoris
 Median, oberes und unteres Quartil im (A) m. Quadriceps femoris rechts B) m. Quadriceps femoris links (C) m. Quadriceps femoris beider Beine im intrakollektiven Vergleich zwischen den Trainingsgruppen und (D) im interkollektiven Vergleich bzgl. der Stärke der Trainingswirkung

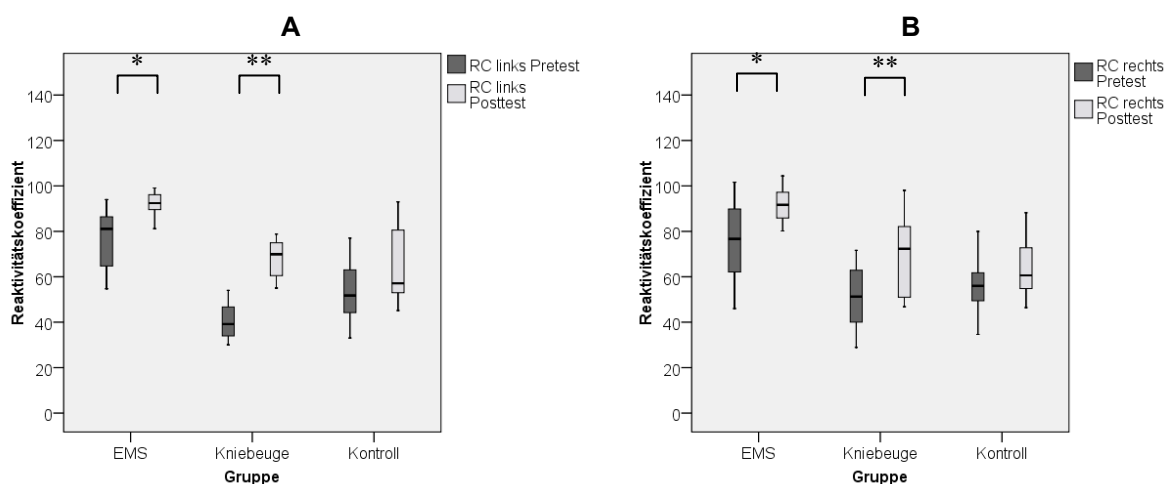
Die maximale Kraftentwicklung ist der steilste Anstieg in der Kraft-Zeitkurve bei dem isometrischen Maximalkrafttest. Diesen Parameter konnte die EMS Gruppe von 17218,9N/s auf einen Wert von 20452,4N/s steigern (Tab.57). Die KB Gruppe zeigte ebenfalls Anstiege der maximalen Kraftentwicklung. Sie steigerten ihre Ergebnisse von 10836,6N/s auf 14117,1N/s im Posttest (Tab.58). Die Kontrollgruppe zeigt leichte Minderungen in der Testleistung von Pre- (14342,1N/s) zum Posttest (12971,7N/s)(Tab.59). Während die Testunterschiede in der KB Gruppe hochsignifikant sind, können keine signifikanten Unterschiede in der EMS- und Kontrollgruppe konstatiert werden (Abb.67C; Tab.65).

Die beinseitenspezifische Auswertung zeigt, dass die EMS Gruppe hauptsächlich Leistungsverbesserungen im rechten Bein erreicht hat. Die maximale Kraftentwicklung konnte dort von 16857,8N/s auf 20478,6N/s gesteigert werden. Der linke Quadriceps femoris hatte von Beginn an mit 18601,8N/s einen höheren Wert, der noch auf 19885,3 verbessert wurde (Tab.57). Auf beiden Seiten konnten jedoch keine signifikanten Leistungsverbesserungen festgestellt werden (Abb.67A, B, Tab.65).

Die KB Gruppe erreichte ebenfalls positive Entwicklungen in beiden Beinen. Im rechten Quadriceps femoris wurde die maximale Kraftentwicklung von 10867,3N/s auf 13062,5N/s und im linken Quadriceps femoris von 10262,2N/s auf 14851,9N/s gesteigert werden (Tab.58). Dabei waren die Unterschiede sowohl rechts als auch links signifikant unterschiedlich (Abb.67A, B, Tab.65).

Die Kontrollgruppe zeigt wiederum keine signifikanten Unterschiede in allen Tests bzgl. des Parameters maximale Kraftentwicklung auf (Abb.67A, B, Tab.65). Aus der Abb.67D kann man entnehmen, dass die Kniebeugegruppe leicht höhere Zuwachsraten hinsichtlich des Parameters maximale Kraftentwicklung hat. Diese sind nicht signifikant unterschiedlich zu der EMS Gruppe (Tab.68).

Wirksamkeit der Trainingsprogramme auf: Reaktivitätskoeffizient (RC) im Quadriceps femoris



3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

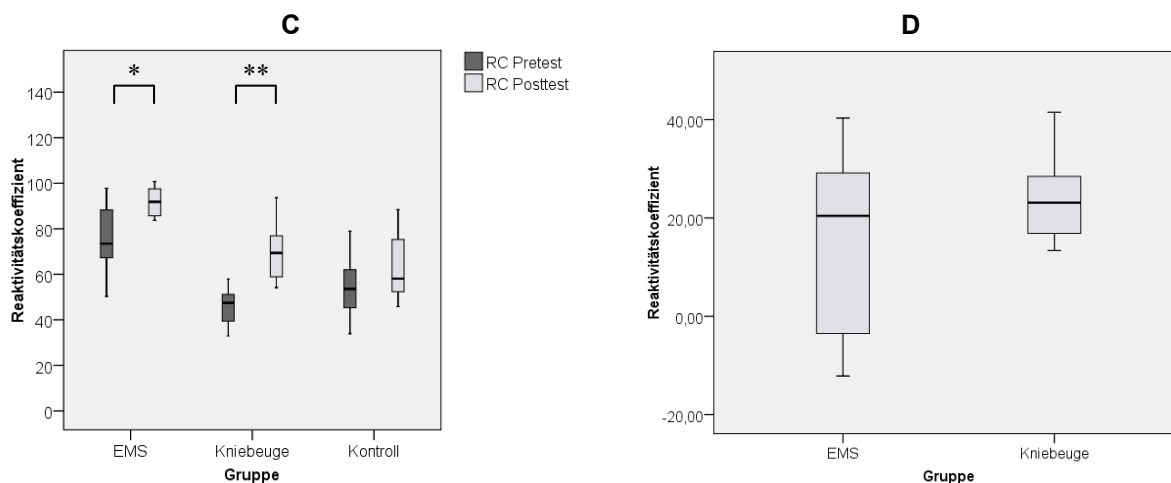


Abb. 68: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung des Reaktivitätskoeffizienten (maxRFD) im m. Quadriceps femoris

Median, oberes und unteres Quartil im (A) m. Quadriceps femoris rechts B) m. Quadriceps femoris links (C) m. Quadriceps femoris beider Beine im intrakollektiven Vergleich zwischen den Trainingsgruppen und (D) im interkollektiven Vergleich bzgl. der Stärke der Trainingswirkung

Der Reaktivitätskoeffizient steht generell in einem korrelativen Zusammenhang mit der Sprungleistung (Zatsiorsky, 2000) und wird aufgrund seiner Bedeutung für die einzelnen Muskelgruppen separat errechnet. Prinzipiell ist dieser in der EMS Gruppe mit 73,4 höher als in der KB Gruppe (46,8). Die EMS Gruppe steigert den Wert auf 91,4 (Tab.57) während die KB Gruppe den Reaktivitätskoeffizient auf 69,4 erhöht. Die Unterschiede sind dabei signifikant in der ersten und hochsignifikant in der 2. Gruppe (Abb.68C).

Betrachtet man wiederum die Beinseitenspezifik bei der EMS Gruppe so zeigt auch hier, dass der Wert des rechten Quadriceps femoris mit 76,7 niedriger ist als der des linken (81,1). Durch das Training werden diese Werte allerdings aneinander angenähert, sodass im Posttest der Reaktivitätskoeffizient des rechten Quadriceps femoris (91,7) stark erhöht und nur 0,4 Punkte niedriger ist als der des linken Quadriceps femoris (92,1)(Tab.57). Die Unterschiede sind in beiden Muskelgruppen von Pre- zu Posttest signifikant verschieden (Abb.68A,B,Tab.65).

Die Ergebnisse der KB Gruppe zeigen gegenüber dem Reaktivitätskoeffizienten im linken Quadriceps femoris (40,1) einen erhöhten Wert im rechten Quadriceps femoris (51,1). Analog zur EMS Gruppe sind die Werte im Posttest dichter zusammen, wobei der RC des rechten Quadriceps femoris mit 72,3 immer noch höher ist als der des linken (69,9)(Tab.58). Die Tests unterscheiden sich dabei sowohl rechts als auch links hochsignifikant voneinander (Abb.68A,B, Tab.65).

3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

Die Analyse hinsichtlich der Trainingswirksamkeit zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Trainingsgruppen (Abb.68D, Tab.68).

Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings im Triceps surae bezogen auf die gesamte Trainingsgruppe

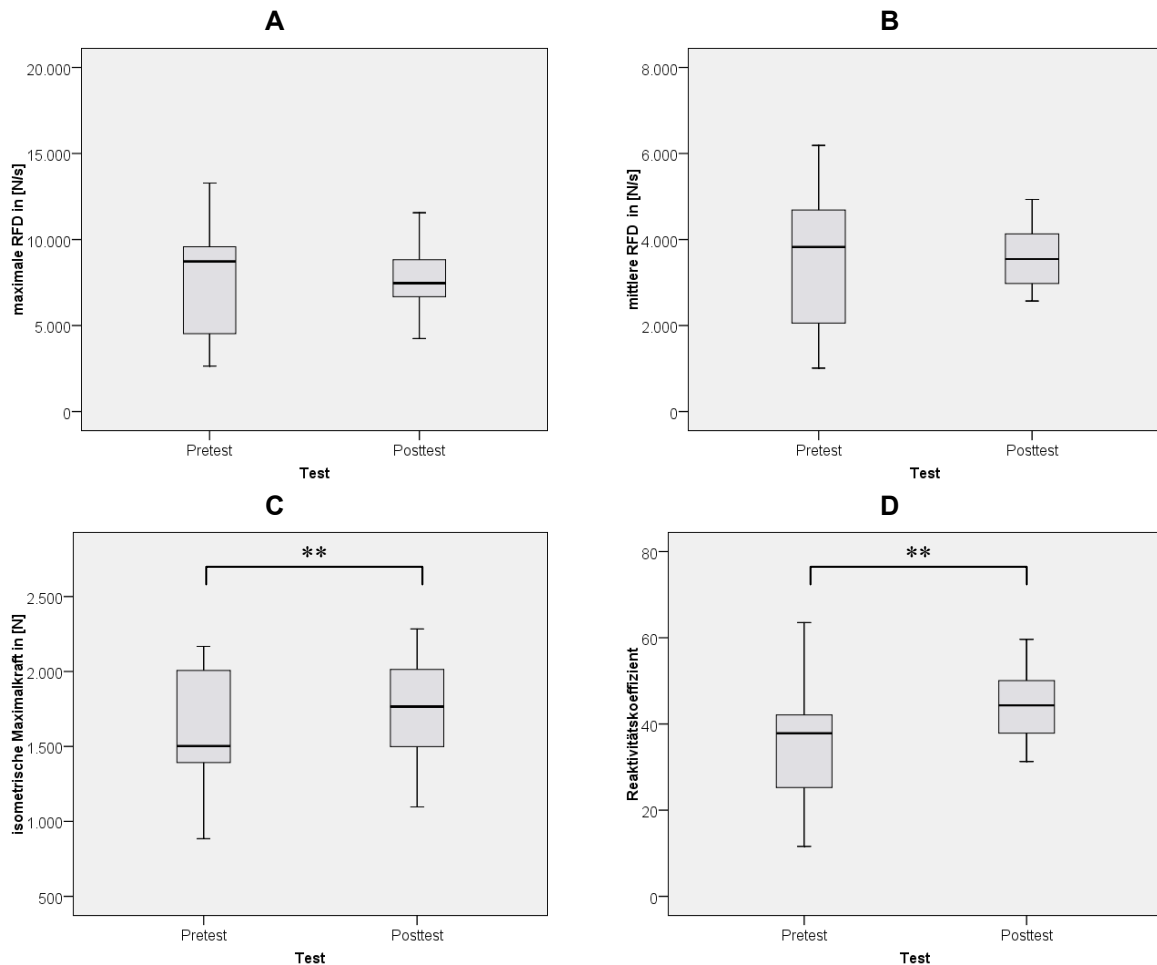


Abb. 69: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf isometrische Kraftparameter im m. Triceps surae

Median, oberes und unteres Quartil (A) der maximalen isometrischen Kraftentwicklung (max RFD) (B) der mittleren isometrischen Kraftentwicklung (mean RFD) (C) der maximalen willentlichen Kontraktionskraft und (D) des Reaktivitätskoeffizientens

Analog zur Ergebnisdarstellung des Quadriceps femoris wird auch beim Triceps surae eine übergreifende Analyse der Belastungsmethoden vorangestellt. Diese zeigt, dass die Trainingsintervention keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Parameter maximale und mittlere Kraftentwicklung bewirkte (Abb.69A&C, Tab.77). Des Weiteren wurde die isometrische Maximalkraft der Plantarflexoren von 1502,4N auf 1765N (Tab.69) hochsignifikant gesteigert (Abb.69C, Tab.77). Ebenfalls eine hochsignifikanten Unterschied zwischen Pre- (37,8) und Posttest (44,3) (Tab.69) hat das Schnellkrafttraining für die Entwicklung des Reaktivitätskoeffizientens bewirkt (Abb.69D).

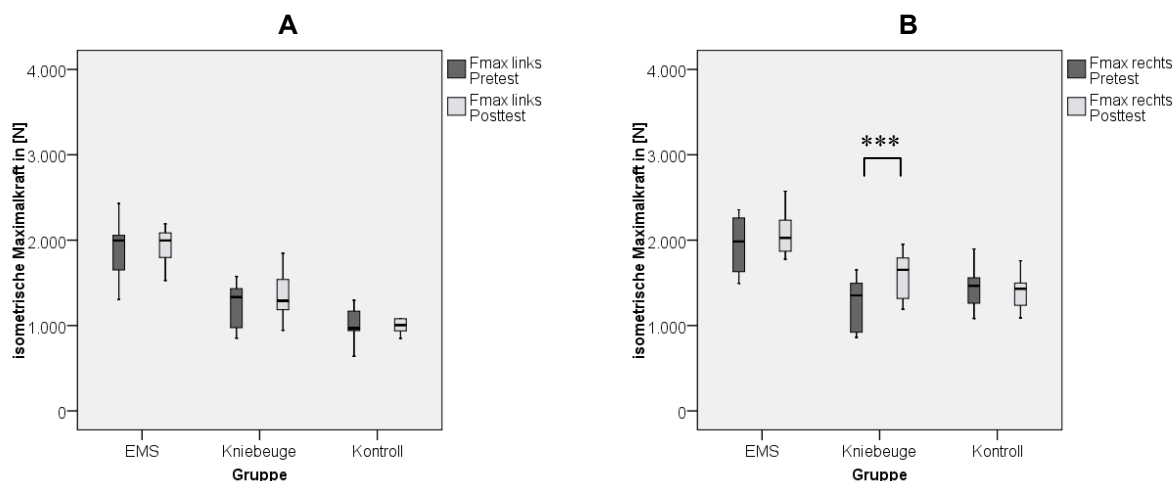
Wirksamkeit der Trainingsprogramme auf: maximal willkürliche Kontraktionskraft (MVC) im Triceps surae

Die maximal willkürliche isometrische Kontraktionskraft wurde bei vollständig gestrecktem Kniegelenk und einem Fußgelenkwinkel von 90° durchgeführt. Hierbei betrug der Wert des rechten und linken Triceps surae der EMS Gruppe 2025,7N (Tab.69) und lag somit höher als in der Kniebeugegruppe (1392,2N, Tab.71) und Kontrollgruppe (1148,8N, Tab.72).

Im Vergleich der Gruppen bezüglich der Steigerung der isometrischen Maximalkraft, ließen sich hochsignifikante Leistungssteigerungen (1498N, Tab.71) in der KB Gruppe nachweisen (Abb.70C, Tab.78). Die zwei anderen Gruppen zeigten mit 2025,2N (EMS Gruppe) und 1182,2N (Kontrollgruppe) keine signifikanten Unterschiede bei diesem Parameter (Abb.70C, Tab.78).

Die seitenspezifische Analyse zeigt, dass keine Gruppe signifikante Unterschiede von Pre- zu Posttest in der isometrischen Maximalkraft des linken Triceps surae erreichte. Es konnten keine Leistungszuwächse in der EMS Gruppe mit 1995,5N (Pretest) und 1996N (Tab.70) und leichte Minderung von 1332,6N auf 1290N (Tab.71) in der KB Gruppe konstatiert werden (Abb.70).

Im Triceps surae des rechten Beins sind die Zuwächse bei der KB Gruppe höchstsignifikant (Abb.70). Die Probanden der Gruppe steigerten ihre isometrische Maximalkraft von anfangs 1352,3N auf 1652,4N (Tab.71). Die EMS Gruppe zeigte geringere Zuwächse von 41N (Tab.70), wobei kein signifikanter Unterschied zum Pretest erreicht wurde. Die Kontrollgruppe zeigte ebenfalls konstante Werte bzgl. dieses Parameters (Abb.70B).



3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

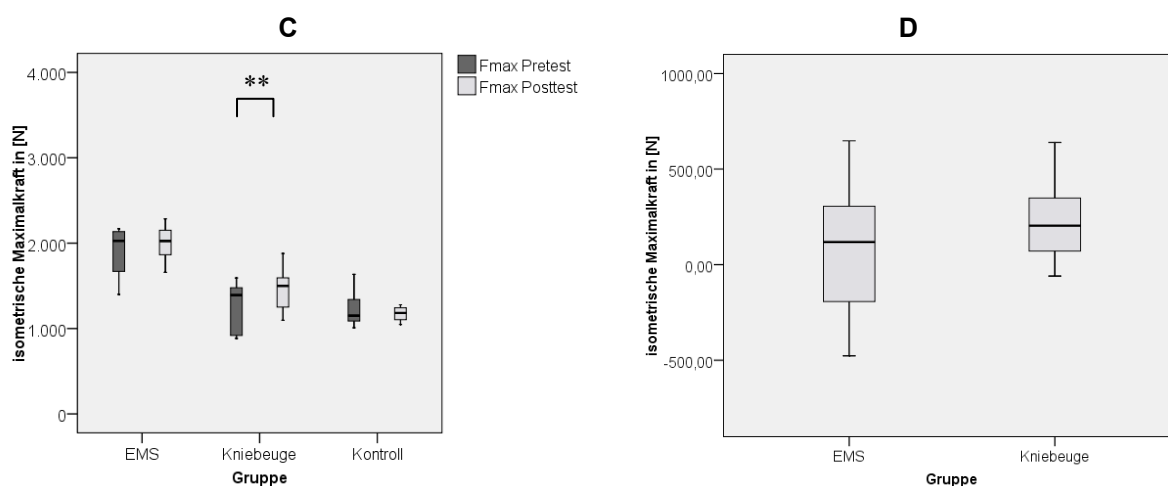


Abb. 70: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung der maximal willkürlich Kontraktionskraft (MVC) im m. Triceps surae

Median, oberes und unteres Quartil im (A) m. Triceps surae rechts B) m. Triceps surae links (C) m. Triceps surae beider Beine im intrakollektiven Vergleich zwischen den Trainingsgruppen und (D) im interkollektiven Vergleich bzgl. der Stärke der Trainingswirkung

Des Weiteren zeigt die Ergebnisanalyse keine signifikanten Unterschiede zwischen Gruppen in Hinblick auf die Trainingswirksamkeit der Methode auf die Maximalkraft im Triceps surae (Abb.70D, Tab.81)

Wirksamkeit der Trainingsprogramme auf: maximale Kraftentwicklung (RFD max) im Triceps surae

Die maximale Kraftentwicklung ist bei den Probanden der EMS Gruppe höher entwickelt als bei den beiden anderen Gruppen. Beide Muskelgruppen gemeinsam ergeben bei der EMS Gruppe einen Wert von 9747,0N/s. Dieser Wert wird infolge des Trainings auf 8612,5N/s reduziert (Tab.70). Auf der anderen Seite hat die KB Gruppe einen Ausgangswert von 4527,2N/s, welcher sich durch das Trainingsprogramm auf 6944,9N/s erhöht (Tab.71). Die Kontrollgruppe zeigt mit 6212N/s(Pretest) und 6182,2N/s (Posttest) konstante Werte (Tab.72). Während bei der KB- und EMS Gruppe sich Pre- und Posttest Ergebnisse signifikant voneinander unterscheiden, treten keine signifikanten Unterschiede bei der Kontrollgruppe auf (Abb.71C, Tab.78).

Die seitenspezifische Analyse verrät, dass die KB Gruppe sich gleichmäßig im rechten und linken Triceps surae gesteigert hat. Auf der rechten Seite wurde die maximale Kraftentwicklung von 5394N/s auf 7263,2N/s erhöht. Im linken Triceps surae sind Steigerungen von 4054,9N/s auf 6651,5N/s festgestellt worden. Dabei traten signifi-

kante(links) und hochsignifikante(rechts) Unterschiede von Pre- zu Posttest auf (Abb.71A,B, Tab.71).

Entgegen gesetzt dazu sind die Ergebnisse bei der EMS Gruppe. Hierbei wurden verminderte Werte auf beiden Seiten gemessen. Im linken Triceps surae hat sich die maximale Kraftentwicklung von 9861,9N/s auf 8123,4N/s reduziert. Darüber hinaus gab es eine Wertreduktion von 9953N/s auf 8971,7N/s (Tab.70) im rechten Triceps surae. Die Unterschiede in den jeweiligen Tests sind auf der linken Seite hochsignifikant (Abb.71A) und auf der rechten Seite signifikant (Abb.71B, Tab78). Die Kontrollgruppe zeigt keine signifikanten Unterschiede bei dem Parameter maximale Kraftentwicklung auf (Abb.71, Tab.78).

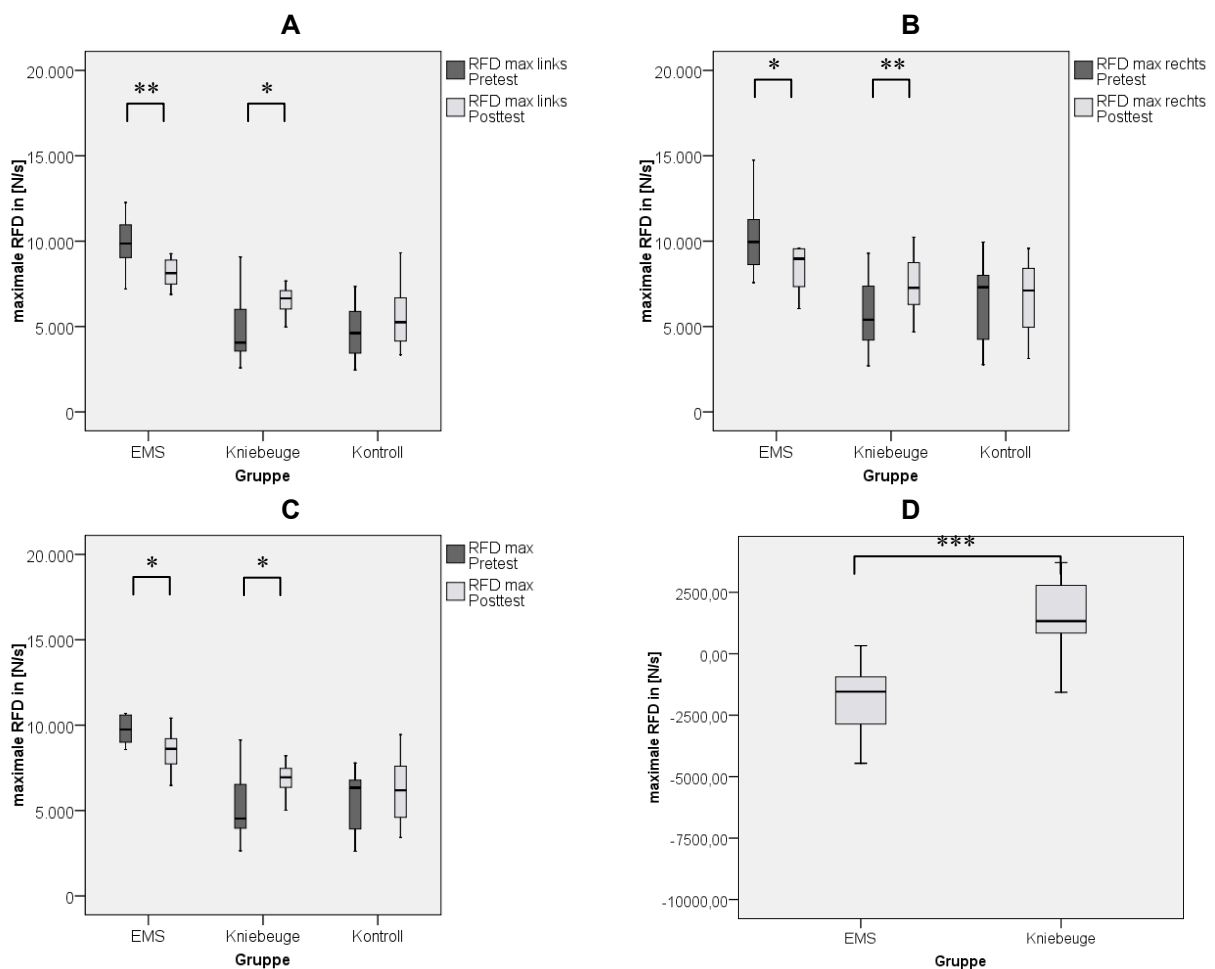


Abb. 71: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung der maximal willkürlichen Kraftentwicklung (maxRFD) im m. Triceps surae
 Median, oberes und unteres Quartil im (A) m. Triceps surae rechts B) m. Triceps surae links (C) m. Triceps surae beider Beine im intrakollektiven Vergleich zwischen den Trainingsgruppen und (D) im interkollektiven Vergleich bzgl. der Stärke der Trainingswirkung

Aufgrund der entgegen gesetzten Verlaufsrichtung des Parameters der maximalen Kraftentwicklung gibt es höchstsignifikante Unterschiede in der Trainingswirksamkeit zwischen den Trainingsgruppen (Abb.71D, Tab.81)

Wirksamkeit der Trainingsprogramme auf: mittlere Kraftentwicklung (RFD mean) im Triceps surae

Die Schnelligkeit der Kraftentwicklung zwischen 10% und 85% der Maximalkraft ist ein Kennwert, welcher die Explosivkraft charakterisiert. Der Mittelwert des Parameters für beide Beine beträgt bei der EMS Gruppe 4666,2N/s (Tab.70) und ist damit höher als bei der KB Gruppe mit 2056,3N/s (Tab.71) und der Kontrollgruppe (2880N/s; Tab.72). Während die KB Gruppe im Verlauf des Trainings ihre Werte um 1391,9N/s auf 3448,1N/s steigert, vermindern sich die Kennzahlen bei der EMS Gruppe um 887N/s auf 3779,2N/s (Abb.72C). Die Testergebnisse in den Posttests sind in der jeweiligen Gruppe signifikant unterschiedlich zu den erreichten Ergebnissen in den Pretests (Abb.72C, Tab.78). Die Besonderheit ist, dass die Veränderung der mittleren Kraftentwicklung in beiden Gruppen entgegengesetzt gerichtet ist. Die Kontrollgruppe erreicht konstante Werte, d.h. hier liegen keine signifikanten Unterschiede zwischen Pre- und Posttest vor.

Die differentielle Analyse hinsichtlich der Beinseitenspezifität ergab bei der EMS Gruppe signifikante Verminderung der Kennwerte im rechten Triceps surae. Im linken Triceps surae wurde das Signifikanzniveau bei einem Alphaswert von 0,06 nur knapp verfehlt (Tab.78).

Kontrovers sind die Ergebnisse der Kniebeugegruppe. Hierbei traten prinzipiell Zuwächse auf beiden Seiten auf, wobei ein signifikanter Unterschied im rechten Triceps surae konstatiert werden kann, während das Signifikanzniveau im linken Triceps surae verfehlt wurde. Die Ergebnisse in der Kontrollgruppe sind auch bei der getrennten Analyse von rechten und linken Triceps surae konstant und unterscheiden sich nicht signifikant voneinander (Abb.72A&B).

Die Analyse bzgl. der Trainingswirksamkeit im Vergleich der Trainingsgruppen zeigt höchstsignifikante Unterschiede in der mittleren Kraftentwicklung (Abb.72D, Tab.81).

3 Studie II – Experimentelle Untersuchung zur Wirkung des Phänomens der veränderten Muskelrekrutierung im Schnellkrafttraining

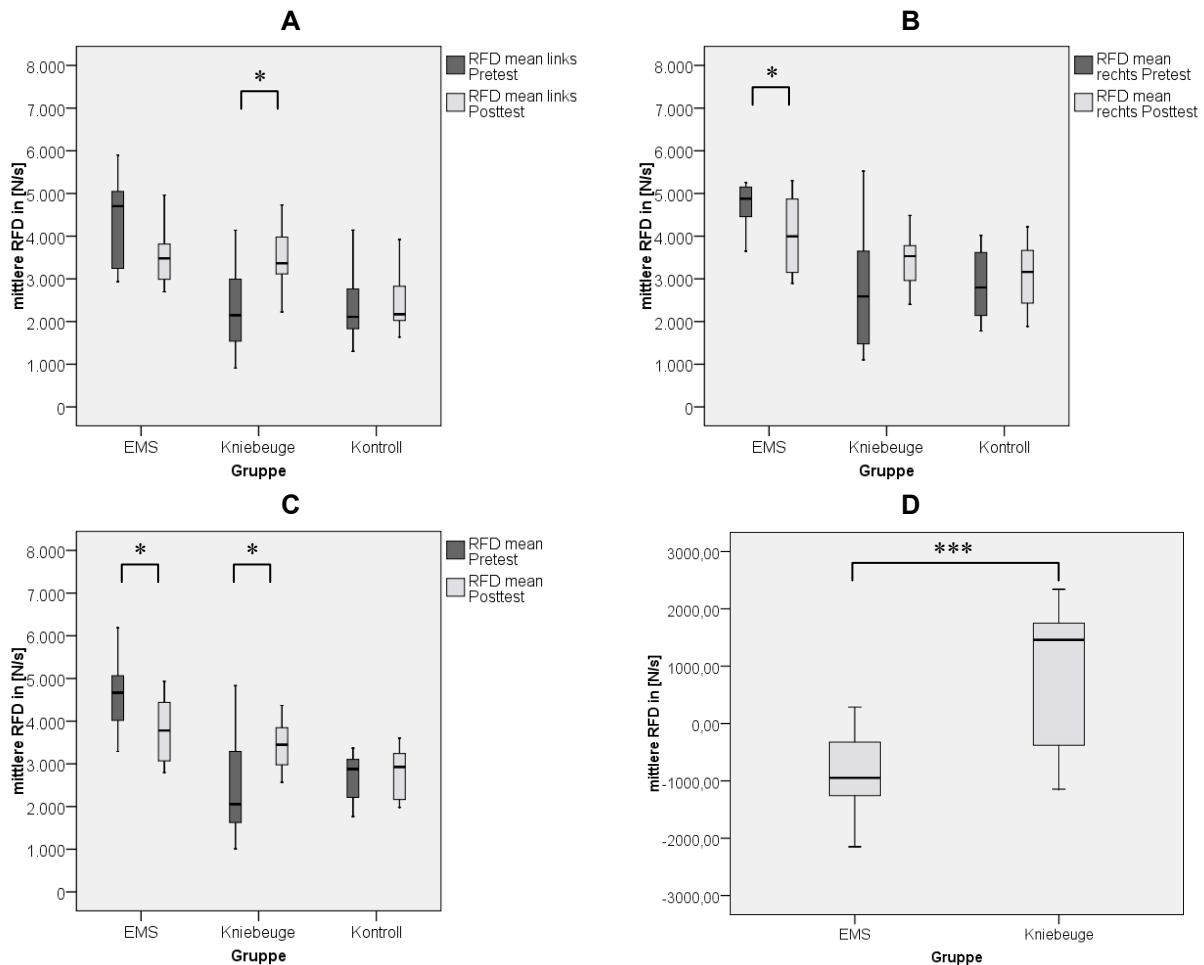


Abb. 72: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung der mittleren Kraftentwicklung (meanRFD) im m. Triceps surae
 Median, oberes und unteres Quartil im (A) m. Quadriceps femoris rechts B) m. Quadriceps femoris links (C) m. Quadriceps femoris beider Beine im intrakollektiven Vergleich zwischen den Trainingsgruppen und (D) im interkollektiven Vergleich bzgl. der Stärke der Trainingswirkung

Wirksamkeit der Trainingsprogramme auf: Reaktivitätskoeffizient (RC) im Triceps surae

Analog zu den Ergebnissen des Reaktivitätskoeffizienten im Quadriceps femoris ist dieser im Triceps surae bei der EMS Gruppe (41,1, Tab.69) höher als bei der KB Gruppe (25,2; Tab.71). Durch das Training konnten keine signifikanten Verbesserungen bei der EMS Gruppe erzielt werden. Auf der anderen Seite wurden hochsignifikante Trainingsanpassungen bei der Kniebeugegruppe gemessen (Abb.73C, Tab.78). Die Werte der EMS Gruppe reduzierten sich im Posttest auf 36,4, während der RC im Triceps surae der KB Gruppe auf 44,3 erhöht werden konnte.

Die seitenspezifische Analyse untermauert die bisherigen Ergebnisse. Der Reaktivitätskoeffizient des linken Triceps surae ist mit 37,2 niedriger als der des Rechten mit 47,2. Diese Werte sind auch nach dem Training konstant geblieben.

Dabei wurde im linken Triceps surae ein Wert von 38 und im Rechten von 46,8 (Tab.69) gemessen. D.h. es fand auch keine Annäherung der Werte statt.

Die KB Gruppe konnte ihre Ausgangswerte des RC von 26,3 (linker Triceps surae) und 31,7 (rechter Triceps surae) auf 41,4(links) und 46,1(rechts) steigern (Tab.71). Dabei sind die Unterschiede jeweils hochsignifikant (Abb. 73A,B, Tab.78)

Darüber hinaus konnten höchstsignifikante Unterschiede im Vergleich der Trainingsgruppen bzgl. Trainingswirkung auf die Entwicklung des Reaktivitätskoeffizients erzielt werden (Abb.73D, Tab.81).

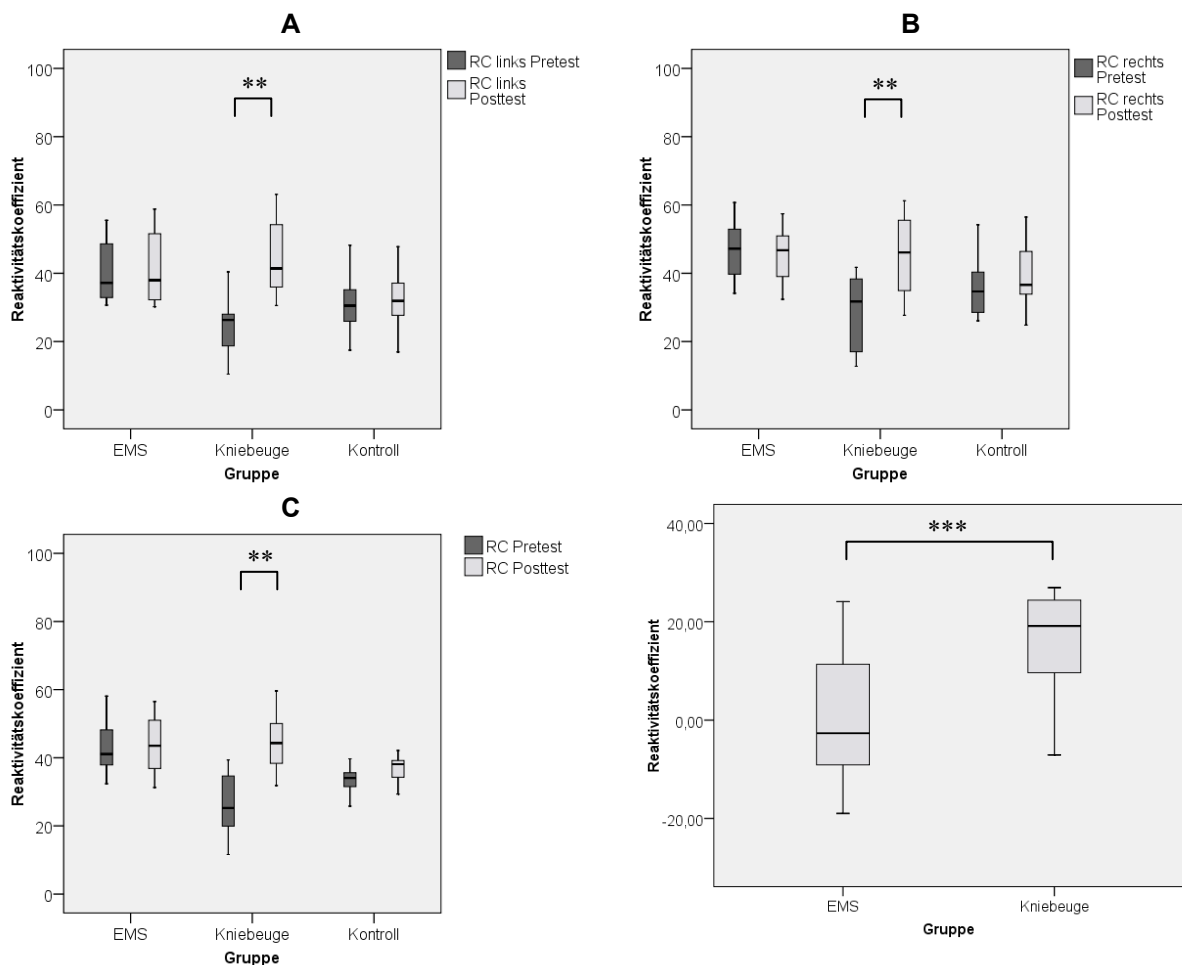


Abb. 73: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung des Reaktivitätskoeffizienten (RC) im m. Triceps surae
 Median, oberes und unteres Quartil im (A) m. Triceps surae rechts B) m. Triceps surae links (C) m. Triceps surae beider Beine im intrakollektiven Vergleich zwischen den Trainingsgruppen und (D) im interkollektiven Vergleich bzgl. der Stärke der Trainingswirkung

Zusammenfassung der Trainingsadaptationen bei isometrischen Kontraktionen infolge des Schnellkrafttrainings

Die Ergebnisse zeigen, dass beide Schnellkraftprogramme signifikante Verbesserung der Krafftigkeiten im Quadriceps femoris bewirken. Somit wird **Hypothese 2** angenommen. Des Weiteren wird **Hypothese 2a** angenommen, da infolge des Schnellkrafttrainings höchstsignifikante Steigerungen der Maximalkraft im Quadriceps femoris festgestellt wurden. Ebenfalls werden **Hypothese 2b und 2c** angenommen, da sich sowohl die maximale und mittlere Kraftentwicklung als auch die Reaktivkraft signifikant bis höchstsignifikant gesteigert hat.

Für den Triceps surae zeigen die Ergebnisse signifikante Steigerungen der Krafftigkeiten. Deswegen wird **Hypothese 3** angenommen. Die spezifische Fähigkeitsanalyse zeigt, dass sich die Maximalkraft in beiden Trainingsgruppen im Triceps surae höchstsignifikant gesteigert hat. Infolge des Schnellkrafttrainings hat sich ebenfalls die Reaktivkraft gesteigert, wodurch **Hypothese 3a und 3c** angenommen werden. **Hypothese 3b** muss abgelehnt werden, da keine signifikanten Unterschiede in der maximalen und mittleren Kraftentwicklung aufgetreten sind.

In Bezug auf die Trainingswirkungen der unterschiedlichen Belastungsprogramme bei maximalen isometrischen Kontraktionen im Quadriceps femoris und Triceps muss die **Hypothese 7** abgelehnt werden. Die Mehrheit der Parameter zeigt keine signifikanten Unterschiede zwischen den Belastungsmethoden. In Bezug auf die Steigerung der Maximalkrafftigkeit im Triceps surae und Quadriceps femoris konnten keine Unterschiede zwischen den angewandten Belastungsmethoden gefunden werden. Aus diesem Grund werden **Hypothese 7a und 7c** abgelehnt. Ebenfalls konnten keine signifikanten Unterschiede in der Höhe der Trainingswirksamkeit bzgl. der maximalen und mittleren Kraftentwicklung sowie des Reaktivitätskoeffizients im Quadriceps femoris gemessen werden, wodurch **Hypothese 7b** abgelehnt wird.

Einzig **Hypothese 7D** wird angenommen, da die Kniebeugegruppe signifikant höhere Zuwachsraten in der maximalen und mittleren Kraftentwicklung sowie des Reaktivitätskoeffizients aufzeigte.

3.4.3. Phosphat Metabolismus im musculus Gastrocnemius

Die Untersuchung der Phosphate im m. Gastrocnemius sollen prinzipielle Wirkmechanismen der unterschiedlichen Belastungsmethoden im Muskel aufzeigen. Dabei ist es gelungen 12 ^{31}P -MRS¹⁵ Messungen mit 6 Probanden am Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie im Fachbereich Medizinische Physik der Friedrich Schiller Universität durchzuführen. Es wurden 4 Probanden der EMS Gruppe und 2 der Kniebeugegruppe gemessen. Da die Stichprobengröße dennoch klein ist können mit Hilfe der Phosphatkonzentrationen und ihren relativen Volumenänderungen nur tendenzielle Aussagen über Anpassungsprozesse gemacht werden. Diese Messungen sind als Pilotprojekt einzustufen und werden zukünftig mit größeren Probandenzahlen in einem bereits eingereichten Forschungsprojekt weitergeführt.

Die Ergebnisse zeigen sichtbare Veränderungen des Phosphatgehalts infolge der Trainingsabsolvierung. Exemplarisch wird in Abb.74 ein Proband der Kniebeugegruppe gezeigt, bei dem der PCr Peak nach dem Training deutlich vermindert ist. Des Weiteren gibt es eine geringere Reduzierung des Ruhephosphatgehaltes des anorganischen Phosphats. Die drei Komponenten des ATP sind nahezu unverändert.

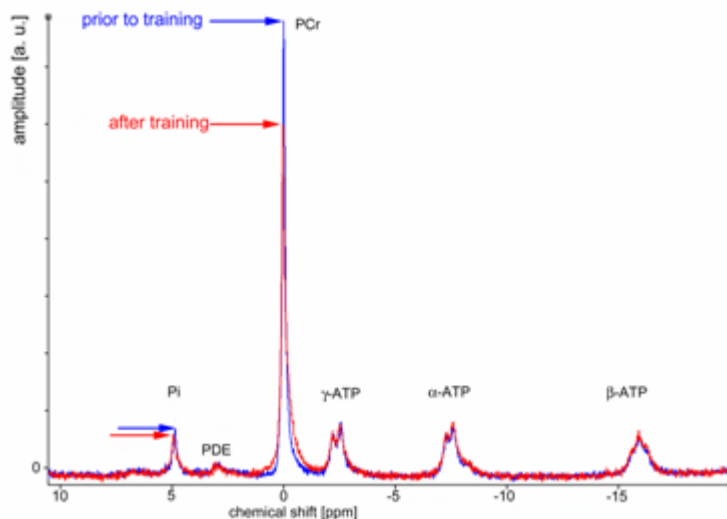


Abb. 74: ^{31}P -MR Spektren des M. Gastrocnemius (caput medialis) vor (blau) und nach (rot) der 4wöchigen Trainingsphase eines Probanden

■ $^{15}\text{ }^{31}\text{P}$ -MRS- ^{31}P Phosphat-Magnetresonanz Spektroskopie

Im Folgenden werden die Einzelergebnisse bzgl. der Verhältnisse von PCr/ β -ATP, PCr/Pi und (PCr+Pi)/ β -ATP der Probanden detailliert dargestellt.

Ergebnisse des Ruhephosphatgehalts von PCr/ β -ATP

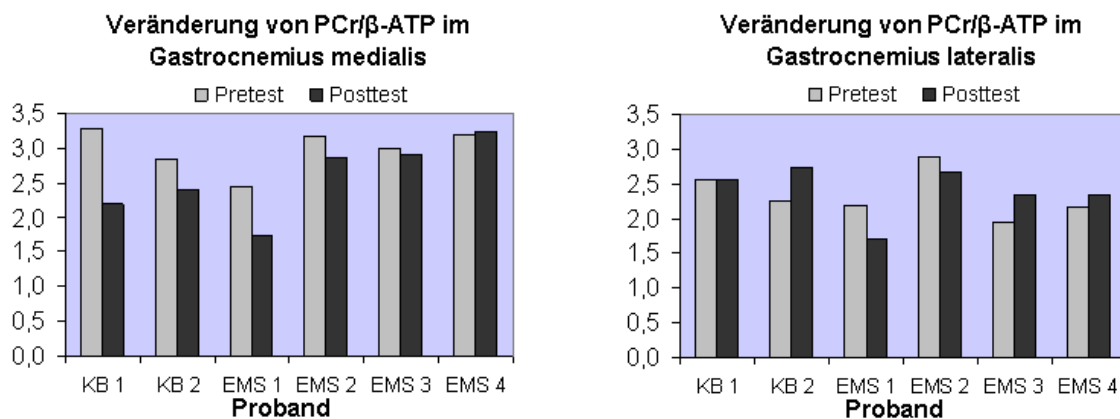


Abb. 75: Ruhekonzentrationen der Relationen von Kreatinphosphat (PCr) und β -ATP
 Trainingsbedingte Änderungen der Metaboliten PCr und β -ATP (KB-Proband aus Kniebeugegruppe; EMS-Proband aus Gruppe mit elektrischer Stimulation)

Bei allen Probanden ist im Pretest das Verhältnis zwischen PCr zu β -ATP im Gastrocnemius lateralis niedriger als im Gastrocnemius medialis (Tab.15). Für den Posttest konnte dieses Ergebnis nicht bestätigt werden.

Im Gastrocnemius medialis der Probanden, welche nach der Belastungsmethode mit Kniebeugen trainierte, nahm der Gehalt von PCr/ β -ATP ab, während im Gastrocnemius lateralis eine Zunahme und konstante Werte gemessen wurden. Bei den Probanden der anderen Trainingsgruppe können keine Veränderungen im Gastrocnemius medialis festgestellt werden. Darüber hinaus hat sich der Wert im Gastrocnemius lateralis bei 2 von 4 Probanden erhöht, während bei einem konstante Werte und einem weiteren Probanden fallende Werte gemessen wurden.

Tab. 15: Mittelwert und Standardabweichung der Phosphatrelationen PCr/ β -ATP in Pre- und Posttest

Proband	PCr/ β -ATP Gast medialis				PCr/ β -ATP Gast lateralis			
	Pretest		Posttest		Pretest		Posttest	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
KB 1	3,277	$\pm 0,369$	2,178	$\pm 0,043$	2,558	$\pm 0,139$	2,555	$\pm 0,056$
KB 2	2,843	$\pm 0,056$	2,408	$\pm 0,041$	2,263	$\pm 0,056$	2,740	$\pm 0,036$
EMS 1	2,444	$\pm 0,042$	1,728	$\pm 0,048$	2,181	$\pm 0,046$	1,700	$\pm 0,047$
EMS 2	3,161	$\pm 0,036$	2,864	$\pm 0,044$	2,895	$\pm 0,054$	2,669	$\pm 0,038$

EMS 3	2,997	±0,037	2,914	±0,048	1,958	±0,049	2,340	±0,046
EMS 4	3,195	±0,050	3,238	±0,044	2,166	±0,071	2,345	±0,044

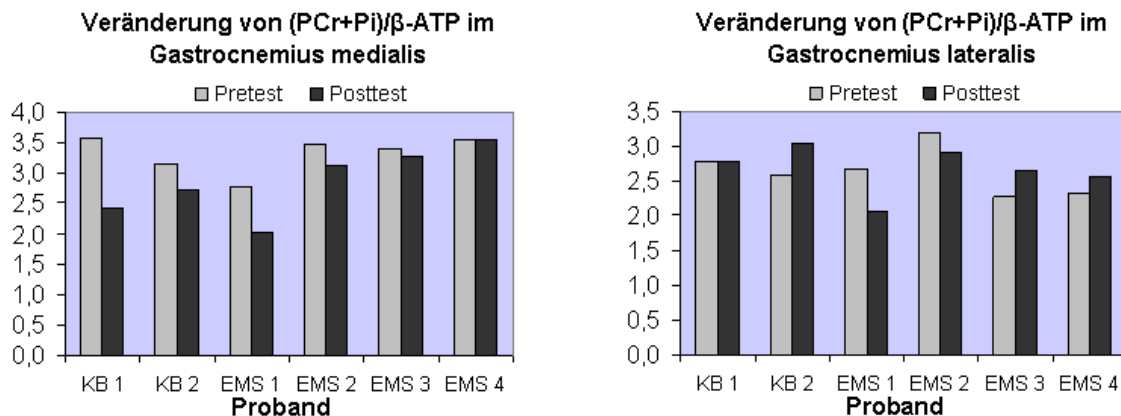


Abb. 76: Ruhekonzentrationen der Relationen von Kreatinphosphat (PCr), anorganischen Phosphat (Pi) und β -ATP

Trainingsbedingte Änderungen der Metaboliten (PCr+Pi)/ β -ATP (KB-Probant aus Kniebeugegruppe; EMS-Probant aus Gruppe mit elektrischer Stimulation)

Ein weitere bedeutende Relation die mit dem Muskelfaserverhältnis korreliert ist die Summe aus anorganischen Phosphat und Kreatinphosphat zu β -ATP. Die Ergebnisse im m. Gastrocnemius medialis zeigen bei allen Probanden höhere Werte als im m. Gastrocnemius lateralis (Tab.16).

In der Kniebeuge Gruppe vermindert sich der Wert von (PCr+Pi)/ β -ATP durch das Training. Ebenfalls vermindert sich dieser Wert bei 3 von 4 Probanden der EMS Gruppe (Abb.76, Tab.16). Allerdings sind die Abnahmen deutlich geringer als in der Kniebeuge Gruppe. Im Gegensatz dazu, konnten in der Kniebeuge Gruppe konstante Werte und Zunahmen im Gastrocnemius lateralis gemessen werden. Analog dazu wurden bei 2 von 4 Probanden der EMS Gruppe Zunahmen im Verhältnis von (PCr+Pi)/ β -ATP nachgewiesen, während bei 2 Probanden leichte bis mittlere Abnahmen zu beobachten waren.

Tab. 16: Mittelwert und Standardabweichung der Phosphatrelationen (PCr+Pi)/ β -ATP in Pre- und Posttest

Probant	(PCr+Pi)/ β -ATP Gast medialis				(PCr+Pi)/ β -ATP Gast lateralis			
	Pretest		Posttest		Pretest		Posttest	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
KB 1	3,579	±1,818	2,414	±0,198	2,788	±0,549	2,787	±0,223
KB 2	3,161	±0,215	2,734	±0,172	2,603	±0,207	3,056	±0,152

EMS 1	2,779	±0,165	2,008	±0,188	2,676	±0,159	2,047	±0,158
EMS 2	3,483	±0,158	3,139	±0,183	3,191	±0,218	2,926	±0,164
EMS 3	3,397	±0,145	3,291	±0,189	2,261	±0,185	2,650	±0,172
EMS 4	3,559	±0,196	3,553	±0,182	2,341	±0,281	2,572	±0,183

Die Ergebnisse des pH-Werts in Ruhe zeigen leicht höhere Werte im Gastrocnemius lateralis bei allen Probanden. Die Trainingsbedingten Veränderungen sind jedoch minimal (Tab.17).

Tab. 17: Mittelwert und Standardabweichung des pH-Wertes im Muskel in Pre- und Posttest

Proband	pH-Wert Gast medialis				pH-Wert Gast lateralis			
	Pretest		Posttest		Pretest		Posttest	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
KB 1	7,050	±0,010	7,043	±0,000	7,090	±0,000	7,091	±0,000
KB 2	7,070	±0,000	7,075	±0,000	7,080	±0,000	7,071	±0,000
EMS 1	7,090	±0,000	7,099	±0,000	7,110	±0,000	7,069	±0,000
EMS 2	7,072	±0,000	7,077	±0,000	7,073	±0,000	7,090	±0,000
EMS 3	7,070	±0,000	7,092	±0,000	7,090	±0,000	7,100	±0,000
EMS 4	7,050	±0,000	7,082	±0,000	7,060	±0,000	7,079	±0,000

Zusammenfassend kann an dieser Stelle festgehalten werden, dass der Gastrocnemius medialis bzgl. der Phosphatverhältnisse generell höhere Werte aufweist als der Gastrocnemius lateralis. Darüber hinaus wurde gegensätzliche trainingsbedingte Veränderungen in den beiden Muskelköpfen der Kniebeuge Gruppe aufgezeigt. Diese sind in der EMS Gruppe nicht so stark ausgeprägt. Der EMS Proband 1 weicht diesbezüglich von den anderen ab.

Zusammenfassung der Trainingsadaptationen auf die Phosphatkonzentrationen im Gastrocnemius lateralis und medialis infolge des Schnellkrafttrainings

Hierbei muss **Hypothese 7** abgelehnt werden. Es scheinen Veränderungen der Ruhekonzentrationen von PCr/ β -ATP und (PCr+Pi)/ β -ATP im Gastrocnemius medialis aufzutreten die spezifisch für die jeweilige Belastungsmethode sind. Dabei vermindert sich der Wert PCr/ β -ATP in der KB Gruppe, während er in der EMS Gruppe

konstant bleibt und leicht zunimmt. Gleiches gilt für das Phosphatverhältnis von $(PCr+Pi)/\beta$ -ATP. Die Probandenzahl ist zu gering um dies durch eine statistische Prüfung zu bestätigen.

3.5. Diskussion Studie II

3.5.1. Leistungssteigerung Trainingsumfang

Das Ziel der Studie II war die Konstruktion einer qualitativ hochwertigen und dennoch zeitökonomischen Belastungsmethode, bei welcher innerhalb von 8TE eine möglichst hohe Entwicklung der Sprungkraft erzielt werden sollte.

Hierbei wurden zwei Belastungsmethoden zur Steigerung der Sprungkraft gegenübergestellt. Die Belastungsmethoden bauten dabei auf unterschiedliche physiologische Wirkungsprinzipien auf. Zum einen wurde bei der Komplexmethode, das Prinzip der Postaktiven Potenzierung ausgenutzt, während die zweite Methode das Prinzip der veränderten neuronalen Muskelrekrutierung infolge einer spezifischen Muskelfunktionseinschränkung zur Grundlage hatte.

Die Leistungssteigerungen nach der 4wöchigen Trainingsphase mit 2 Trainingseinheiten/Woche sind mit den Ergebnissen anderer Belastungsmethoden vergleichbar. In dem durchgeführten Trainingsexperiment wurde mit der EMS Methode ein Höhen Gewinn von 3,7cm und mit der Komplextrainingsmethode von 4,8cm erzielt. Matavulj et al. (2001) verglich über einen 6wöchigen Training und 3 Trainingseinheiten pro Woche die Wirksamkeit der plyometrischen Belastungsmethode bei unterschiedlichen Fallhöhen (50cm; 100cm). Bei einer Fallhöhe von 50cm bzw. 100cm betrug die Leistungssteigerung beim Counter-Movement Jump dabei 4,8cm und 5,6cm. Auch neuere belastungsmethodische Ansätze zeigen ähnliche Resultate (Tab.9). Hierbei fällt auf, dass in vielen Studien prozentuale Leistungsverbesserungen angegeben werden (Berschin et al., 2003; Maffiuletti et al., 2000). Dies erschwert einen Vergleich zwischen den Studien hinsichtlich der Effektivität von Trainingsprogrammen, da die Grundgesamtheit zu stark variiert. In einigen Untersuchungen werden maximale Sprunghöhen beim Counter-Movement Jump von 30cm (Santos & Janeira, 2008) angegeben, während bei anderen 60cm (Hoffman et al., 2005) und mehr er-

reicht werden. Darüber hinaus existiert kein Standard in der Höhenmessung beim Counter-Movement Jump. Hierbei werden prinzipiell 3 Methoden angewandt:

1. Berechnung der Flughöhe aus der Flugzeit,
2. Berechnung der Flughöhe aus dem Kraftstoß. Hierbei wird die Beschleunigung berechnet und zweimal integriert, sodass die Höhe des Körperschwerpunkts das Kriterium bildet.
3. Höhendifferenz beim Jump & Reach Test.

Der Unterschied ist, dass bei Methode 2 und 3 die ruhige Standphase zu Beginn, die Referenz zur maximalen Höhe darstellt. Bei der Berechnung über die Flugzeit wird der letzte Bodenkontakt der Füße (maximal gestrecktes Fußgelenk) für den Start der Flugzeitmessung bestimmt. Dieser vermeintlich kleine Unterschied wirkt sich je nach Fußlänge des Probanden in einem unterschiedlichen Kennwert aus, d.h. ein und derselbe Sprung wird ungefähr 10-15cm niedriger sein bei der Berechnung über die Flugzeit.

Dies hat wiederum Auswirkungen auf die prozentualen Angaben von Leistungszuwächsen. Je nachdem, welches Verfahren angewandt wurde, können bei konstanten absoluten Werten, die prozentualen Angaben erheblich voneinander abweichen. Da hierbei ein linearer Zusammenhang zur Differenzhöhe existiert gilt: je höher der Leistungszuwachs ist, desto höher ist die prozentuale Varianz (Tab.18). Bei 15cm konstantem Unterschied wächst mit jedem Zentimeter Höhengewinn die prozentuale Abweichung um 0,7%.

Tab. 18: Prozentuale Abweichungen in der Bewertung der Leistungssteigerung durch unterschiedliche Höhenberechnung

Höhe aus Flugzeit Pretest in cm	Höhe aus Flugzeit Posttest in cm	Veränderung in %	Veränderung absolut in cm	Höhe aus Kraftstoß Pretest in cm	Höhe aus Kraftstoß Posttest in cm	Veränderung in %	Veränderung absolut in cm	Diff. zw. Veränderungen in %
40,0	46,0	15,0	6,0	55,0	61,0	10,9	6,0	4,1
40,0	45,0	12,5	5,0	55,0	60,0	9,1	5,0	3,4
40,0	44,0	10,0	4,0	55,0	59,0	7,3	4,0	2,7
40,0	43,0	7,5	3,0	55,0	58,0	5,5	3,0	2,0
40,0	42,0	5,0	2,0	55,0	57,0	3,6	2,0	1,4
40,0	41,0	2,5	1,0	55,0	56,0	1,8	1,0	0,7

Für die Praxis ist der relative Leistungsgewinn irrelevant. Das entscheidende Kriterium ist die absolute Leistungssteigerung in cm. Deshalb werden für die Effektivitäts-

berechnung die absoluten Leistungssteigerungen verwendet. Neben dem quantitativen Leistungszuwachs sollte insbesondere der zeitliche Trainingsaufwand berücksichtigt werden. Deshalb wurden die in Tab.19 angeführten Trainingsexperimente bezüglich dieses Verhältnisses untersucht. Unter diesem belastungsökonomischen Gesichtspunkt sind die in Studie II angewandten Trainingsmethoden deutlich herauszuheben. Nur Matavulj et al. (2001) und Mihalik et al (2008) erzielten vergleichbare Ergebnisse. Alle anderen Belastungsmethoden weisen einen weitaus niedrigeren Faktor auf.

Im Vergleich mit Trainingsexperimenten anderer Studien sind die hier angewandten Belastungsmethoden als effiziente Methoden zur Steigerung der Sprungkraft einzuordnen.

Tab. 19: Vergleich der Studien bzgl. des Verhältnisses zwischen Trainingsumfang und Leistungssteigerung beim Counter-Movement Jump (TP=Trainingsprogramm)

Untersuchung	TP in [min]	TP in [h]	Leistungszuwachs in [cm]	Faktor Leistungssteigerung/TP(h)
Maffiuletti et al. (2002)	720	12	3,6	0,300
Herrero et al. (2006)	672	11,2	2,7	0,241
Maffiuletti et al. (2000)	192	3,2	0	0
Malatesta et al. (2003)	144	2,4	1,7	0,708
Brocherie et al. (2005)	108	1,8	-2,1	-1,167
Matavulj et al. (2001)	270	4,5	4,8	1,067
Berschlin et al. (2003)	450	7,5	5	0,667
Wirth et al. (2006)	960	16	5,3	0,331
Hoffman et al. (2005)	550	9,17	3,5	0,382
Santos et al. (2008)	600	10	3,1	0,31
Stutzig Studie II (EMS)	240	4	3,7	0,925
Stutzig Studie II (KT)	240	4	4,8	1,2
Mihalik et al. (2008) (CPX)	280	4,7	2,7	0,579
Mihalik et al. (2008) (CPD)	280	4,7	4,8	1,029
Newton et al. (2008)	480	8	3,9	0,4875

3.5.2. Trainingsbedingte Adaptationen in der EMS Gruppe

Das Hauptergebnis ist, dass nach einem 4wöchigen Trainingsexperiment eine signifikante Leistungssteigerung bei singularär durchgeführten Counter-Movement Jumps direkt nach der Trainingsintervention erzielt wurde. Diese Ergebnisse stehen im Gegensatz zu den Studien von Maffiuletti et al. (2000) und Malatesta et al. (2003), welche keine signifikanten Sprunghöhensteigerungen nach dem Ende der 4wöchigen Trainingsphase. Maffiuletti et al. (2000) nimmt an, dass der wesentlich Grund hierbei die Bewegungsstruktur des CMJ ist. Im Gegensatz zum Squat Jump, wird beim CMJ ein Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus vollführt. Um hierbei eine Verbesserung zu erzielen reicht es nach Maffiuletti et al. (2000) nicht aus allein die Kraft- und Leistungsparameter der beteiligten Muskulatur zu erhöhen, sondern es muss die Besonderheit der Intermuskulären Koordination mit berücksichtigt werden. Somit würden sich auch die Sprunghöhensteigerungen bei Malatesta et al. 2003 erklären. Nach einem 4wöchigen EMS Training haben seine Probanden ein herkömmliches Basketball Training absolviert. Erst nach diesem Training haben sich Verbesserungen in der Sprunghöhe ergeben. Herrero et al. (2006) kombinierten elektrische Stimulation und plyometrische Belastungsmethode und fanden Leistungssteigerungen von 2.7cm. Nach einer zweiten Messwiederholung ohne zwischenzeitliches Training ging der Leistungszuwachs um 1.5cm zurück. Es lässt sich annehmen, dass die normale Weiterführung des Trainings ohne spezielle Sprungkraftentwicklung die Leistungen weiter ansteigen lässt (Abb.77).

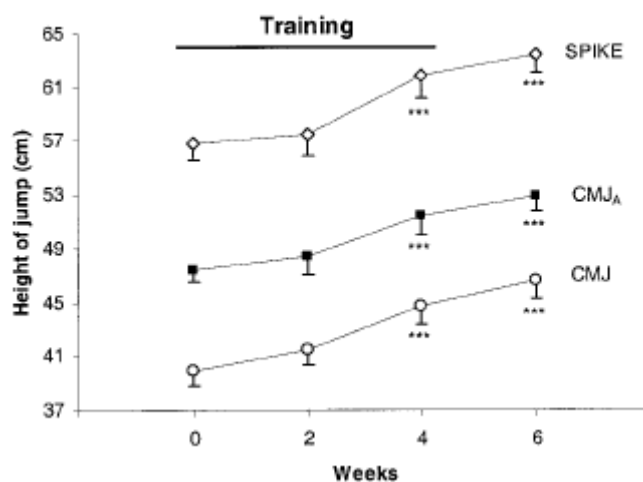


Abb. 77: Leistungsentwicklung beim CMJ unter Nutzung einer Trainingsmethode die elektrische Stimulation und plyometrisches Training kombinierte (Maffiuletti et al. 2002) (CMJ Counter-Movement Jump; CMJ_A Counter-Movement Jump mit Armschwung; Spike Angriffsschlag)

Es gilt als nachgewiesen, dass in den ersten 2-4 Wochen eines Krafttrainings die Leistungszuwächse auf zentralnervale Prozessoptimierungen wie beispielsweise die motoneurale Ansteuerung der Muskulatur (Gondin, Duclay, & Martin, 2006; Gondin et al., 2005) zurückzuführen sind. Weitere morphologische Anpassungen können infolge der weiteren Trainingsbelastungen zu den nahezu linearen Leistungsanstiegen nach 6 Wochen geführt haben.

Da durch Elektromyostimulation die neuronale Ansteuerung modifiziert werden kann (Fitts, 1994; Metzger & Fitts, 1986), und sich hierbei die Bewegungsstruktur verändert, sollten in dieser Studie nicht ganze Muskelgruppen, sondern nur Teile von Muskelgruppen speziell mit EMS trainiert werden. Die Stimulation der anderen Synergisten erfolgte nach den ersten 2 Wochen der Trainingsphase.

Des Weiteren sollte der Effekt genutzt werden, dass durch die Funktionseinschränkung eines Muskels dessen Synergist(en) bei willkürlichen Kontraktionen, in diesem Fall plyometrische Belastungen, stärker aktiviert werden. Infolge dessen könnten höhere Leistungszuwächse erzielt werden.

Diese Form des Trainings erfolgte sowohl am Triceps surae als auch am Quadriceps femoris. Die Ergebnisse in den isometrischen und dynamischen Kraftmessungen zeigen für die Muskelgruppen des Quadriceps femoris und Triceps surae entgegengesetzte Entwicklungen.

Im Triceps surae wurden unter isometrischen Kontraktionsbedingungen Leistungsstagnationen bzgl. Maximalkraft und des Reaktivitätskoeffizients gemessen. Darüber hinaus verminderte sich die mittlere Kraftentwicklung in der EMS Trainingsgruppe signifikant.

Die muskulären Leistungsstagnationen im Triceps surae widersprechen den Untersuchungsergebnissen von Maffioletti et al. (2002) und Martin et al. (1993).

Hierfür sind mehrere Ursachen denkbar. Zum einen könnte eine verminderte motoneuronale Ansteuerung des Synergisten während der elektrischen Stimulation aufgetreten sein wie sie von Sacco et al. (1997) beobachtet wurden. Eigene bisher nicht veröffentlichte Pilotstudien zeigen ebenfalls, dass ein vermindertes EMG Signal bei dynamischen Belastungen infolge einer elektrischen Stimulation auftritt, das in Abhängigkeit zur Gelenkstellung zu sein scheint. Hierbei wurde ein Knie- und Fußgelenkwinkel von 90° eingenommen und der Gastrocnemius medialis elektrisch stimuliert. In der folgenden dynamischen Sprungbewegung, waren sowohl Gastrocnemius

medialis als auch lateralis vermindert aktiviert. Zu gleichen Ergebnissen gelangte Sacco et al. (1997), wobei er den Gastrocnemius lateralis bei einem 90° Kniewinkel stimulierte. Es scheint hierbei tatsächlich eine Abhängigkeit zum Gelenkwinkel zu existieren. Denn auf der anderen Seite wurde in Studie I nachgewiesen, dass der Synergist bei einem gestreckten Kniegelenk stärker aktiviert wurde.

Da der m. Gastrocnemius ein zweigelenkiger Muskel ist, erfolgt eine Verkürzung des Muskels durch Beugung des Knies. In diesem Zusammenhang wurde für den m. Gastrocnemius festgestellt, je kürzer der Muskel ist, desto geringer ist auch seine neuronale Ansteuerung bei maximal willkürlichen Kontraktionen (Arampatzis et al., 2006).

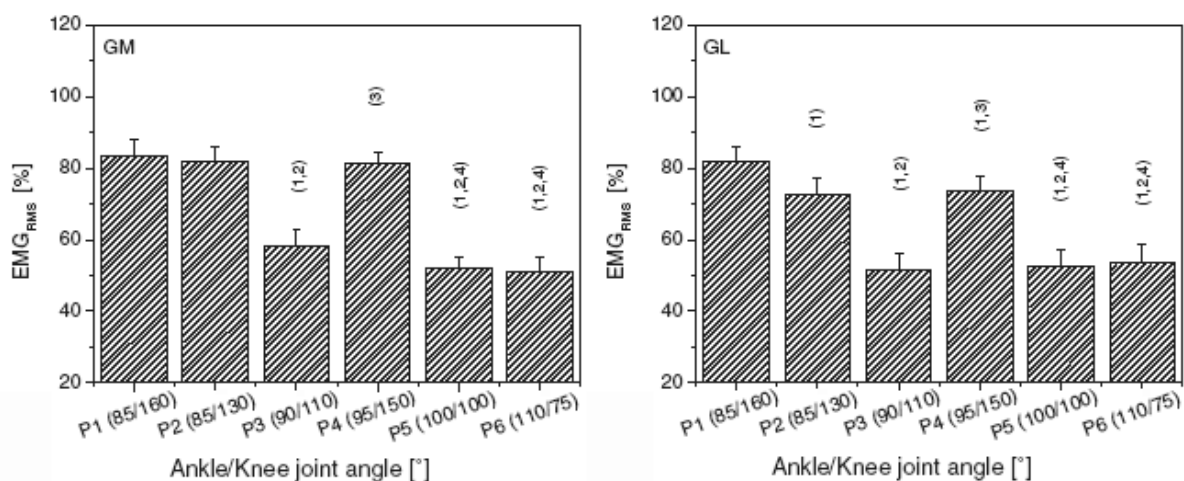


Abb. 78: Abhängigkeit der muskulären Ansteuerung vom Gelenkwinkel und der Muskellänge (Arampatzis et al., 2006)

Die Hauptmechanismen für die Verminderung der neuromuskulären Übertragung und Ausbreitung bei kurzen Muskellängen sind neurale Hemmungen, welche bei Erreichen einer kritischen Verkürzungslänge ausgelöst werden, weil infolge dessen durch das Kraft-Längen Verhältnis des Muskels, keine weitere Zunahme des Drehmoments erfolgen kann, selbst wenn der Muskel voll aktiviert ist (Herzog, 2000).

Wenn bei dieser verkürzten Muskellänge nun externe elektrische hochfrequenzielle Impulse auf den Muskel appliziert werden, ist die willentliche motoneuronale Ansteuerung aufgrund reduzierter Feuerrate der Muskelspindelfaserafferentationen vermindert. Diese Limitierung könnte aus der Abnahme der fusimotoneuralen Entladung bei willentlichen Kontraktionen resultieren (Hagbarth, Kunesch, Nordin,

Schmidt, & Wallin, 1986; Sacco et al., 1997). Aufgrund der Ia Muskelspindelfaser-Verlinkung zwischen den synergistisch wirkenden Muskeln kann sich der Hemmreflex auf den gesamten Muskel auswirken, sodass daraus eine stark verringerte motoneuronale Ansteuerung erwächst (Nichols et al., 1999). Infolgedessen, ist der angesteuerte Mechanismus – der verstärkten Muskelrekrutierung der Synergisten – umgedreht, was eine kontraproduktive Wirkung für plyometrischen Belastungen bedeutet. Somit würde durch ein derartiges Training – Training im ermüdeten Zustand – die Maximalkraft konstant bleiben und sich die Kraftentwicklung verringern (Bührle, 1985; Hartmann & Tünnemann, 1984). Da die Bodenkontaktzeit stark mit der Reaktivkraft im Triceps surae korreliert (Bobbert et al., 1986) lassen sich die relativ gleich bleibenden Bodenkontaktzeiten in der EMS Gruppe erklären. Vergleicht man die Untersuchungsprotokolle, bei denen positive Adaptationen bzgl. Maximalkraft und Kraftentwicklung stattgefunden haben, so wurde der Gastrocnemius ausschließlich bei gestrecktem Kniegelenk und 10° Fußgelenkwinkel (korrespondierend zu 0° im aufrechten Stand) durchgeführt (Maffioletti et al., 2002; Martin et al., 1993)

Eine weitere Möglichkeit könnte an der Ausführung der Technik des Drop Jumps liegen. Bobbert (1990) verweist in seinem Review, dass die Sprungtechnik eine wesentliche Komponente in der Trainingswirksamkeit einnimmt. Anhand der Kraftverlaufskurven der Niedersprünge aus 40cm Fallhöhe zeigten sich hier einige bewegungsstrukturelle Defizite. Insbesondere bei der EMS Gruppe wurde eine große, sehr schmale Kraftspitze kurz nach dem Bodenkontakt bei den Probanden registriert. Diese tritt auf, wenn die Muskulatur in der exzentrischen Bodenkontaktphase die Masse des Körpers nicht abfedern kann und die Fersen hierbei auf den Boden bzw. die Kraftmessplattform schlagen. Die Wirkung von Vorfußtechnik- und Fersenaufsatztechnik auf den Kraftverlauf werden in Abb.79 dargestellt. Bei der Technik mit aufsetzender Ferse wird gleichzeitig der m. Gastrocnemius weniger aktiviert als bei der Vorfußtechnik (Kovacs et al., 1999).

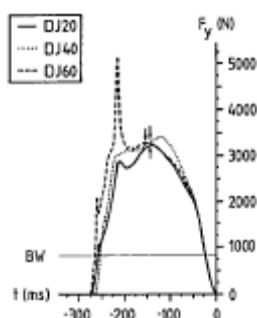


Abb. 79: Bodenreaktionskräfte bei unterschiedlichen Fallhöhen bzw. Intensitäten (Bobbert, Huijing, & van Ingen Schenau, 1987)

Da in anderen Studien, bei ähnlichen Probanden, Fallhöhen zwischen 50 und 100cm (Matavulj et al., 2001; Verchoshanskij, 1995) verwendet wurden, lassen sich konditionelle Fähigkeitsdefizite ausschließen und technische Mängel annehmen. Darüber hinaus ist ohnehin zu überlegen, ob die Fallhöhe bei Drop Jumps einer athletenspezifischen Individualisierung im Trainingsprozess unterzogen werden sollte, anstatt feste Fallhöhen (Santos & Janeira, 2008) zu nutzen. Da die Fallhöhe den Belastungsfaktor Intensität indirekt widerspiegelt und diese maßgeblich vom Gewicht des Athleten und seines Trainingszustandes abhängig ist, sollten zukünftig geeignete Kennwerte für eine individuelle Fallhöhendefinierung erforscht werden.

Im Quadriceps femoris wurden unter isometrischen Kontraktionsbedingungen signifikante Leistungssteigerungen bzgl. der Maximalkraft, der mittleren Kraftentwicklung und des Reaktivitätskoeffizients erzielt. Weiterhin deutet eine signifikant verbesserte Kniewinkelgeschwindigkeit in der konzentrischen Phase sowohl beim Counter-Movement-Jump als auch beim Drop Jump auf eine verbesserte Schnellkraftfähigkeit im Quadriceps femoris hin.

Eine Steigerung der Maximalkraft durch 12-15 Trainingseinheiten mittels elektrischer Stimulation wurde bereits in mehreren Studien an unterschiedlichen Muskeln nachgewiesen und bestätigt somit die bereits gemachten Erkenntnisse (Cabric & Appell, 1987; Duchateau & Hainaut, 1988; Martin et al., 1993).

Aus anderen Untersuchungen ist bekannt, dass einem Schnellkrafttraining biochemische, morphologische und neurale Adaptationen ursächlich für Schnellkraftsteigerungen sind. Hierbei wurden schon mehrfach Zunahmen von Typ II Muskelfasern beobachtet (Andersen et al., 1994; Jansson et al., 1990; Pieper et al., 1979; Schlumberger et al., 2003). Diese Muskelfasern scheinen die Schnellkraftfähigkeit zu determinieren. Zahlreiche Untersuchungen haben eine Dominanz von Typ II Fasern bei Spitzenathleten in Schnellkraftsportarten nachweisen können (Billeter et al., 2003; Costill et al., 1976).

Die Besonderheit beim Training mit elektrischer Stimulation ist eine angenommene dominante Innervierung von FT Fasern (Enoka, 1988).

Bei willentlichen Muskelkontraktionen werden nach dem Größenordnungsprinzip nach Henneman (1981), zuerst die kleinen, typischerweise langsamen motorischen Einheiten und daran anschließend progressiv größeren, schnelleren motorischen Einheiten rekrutiert. Bei elektrischer Stimulation der Muskulatur dreht sich das Rekrutierungsprinzip nach Enoka (1988) um. Diese Annahme basiert auf der allgemein anerkannten Erkenntnis, dass die Axone von kleinen motorischen Einheiten zwar einen niedrigen Depolarisationsstrom benötigen aber auf der anderen Seite einen hohen Eingangswiderstand besitzen. Die großen motorischen Einheiten haben eine niedrige Depolarisationsschwelle dafür benötigen sie aber einen höheren synaptischen Eingangsstrom zum Motoneuron (Solomonow, 1984). Da bei elektrischer Stimulation der Strom extrazellulär appliziert wird und die Erregbarkeitsschwelle bei großen motorischen Einheiten niedriger ist, so werden diese auch als erstes und die kleinsten motorischen Einheiten als letztes innerviert.

Neuere Untersuchungen von Jubeau et al. (2007) zeigen hingegen keine Umkehrung des Rekrutierungsprinzips, sondern vielmehr eine zufällige Rekrutierung von Muskelfasertypen. Eine zusammenfassende Diskussion hierzu bieten Gregory et al. (2005). Sie schlussfolgerten, dass die Rekrutierung von motorischen Einheiten nicht selektiv erfolgt und die Muskelfasern ohne ein Ordnungsprinzip nach Fasertypen innerviert werden.

Für eine dominante Rekrutierung von FT-Fasern durch elektrische Stimulation spricht dennoch die räumliche Faserverteilung in der Muskelfascie. Die Untersuchungen von Pernus et al. (1991) zeigen ein dominantes Vorkommen von FT Fasern in den Randbereichen des Muskels, während im Zentrum primär ST Fasern angesiedelt sind. Da die Elektroden auf der Oberfläche des Muskelbauches befestigt wurden, kann durch die räumliche Nähe eine stärkere Innervation von FT Fasern angenommen werden.

Die in dieser Studie durchgeführten Phosphatanalysen am Gastrocnemius medialis und lateralis können die Hypothese, dass durch das EMS Training dominant FT Fasern innerviert werden, nur partiell untermauern. Es ist allgemein anerkannt, dass FT Fasern ein höheres Verhältnis von PCr/ β -ATP bzw. (PCr+Pi)/ β -ATP besitzen als ST Fasern (Kushmerick et al., 1992). Eine trainingsbedingte Verschiebung des Muskelfaserspektrums in Richtung FT Fasern, müsste eine Erhöhung des PCr/ β -ATP bzw. (PCr+Pi)/ β -ATP Phosphatruhegehalts nach sich ziehen (Brechtel et al., 2002;

Walker et al., 1998). Dies konnte in den hier durchgeführten Untersuchungen nicht bzw. nur teilweise bestätigt werden. Weiterhin ist unklar um welche Größenordnungen es sich handelt.

In Zusammenhang mit den isometrischen und dynamischen Kraftmessungen, wäre es zunächst denkbar, dass durch die oben beschriebenen Prozesse keine Trainingseffekte im Gastrocnemius medialis und lateralis aufgetreten sind. Wenn sich weder Maximalkraft noch Reaktivitätskoeffizient signifikant ändern wäre ein konstanter Phosphatgehalt zu erwarten, welcher für die EMS Gruppe auch nachgewiesen wurde. Im Vergleich zur Komplextrainingsgruppe, wo ein Rückgang des Verhältnisses von PCr/ β -ATP beobachtet wurde, sind auch andere Interpretationen denkbar. Das Schnellkrafttraining umfasste 45min, welche 2mal wöchentlich durchgeführt wurden. Insgesamt trainierten die Trainingsgruppen 4mal wöchentlich, wobei eine Trainingseinheit 120min andauerte. Während der restlichen Trainingszeit wurden dominant die Leistungsfaktoren Technik und Taktik trainiert. Während des Trainings wurden die Pausen sehr kurz gehalten, sodass ein hoher aerober Ausdaueranteil in das Training mit eingeht. Vor diesem Hintergrund wären beispielsweise die Rückgänge PCr/ β -ATP in der Komplextrainingsgruppe zu erklären. Im Umkehrschluss würde das bedeuten, dass dieser Trainingsanteil sich in der EMS Gruppe nicht so stark auswirkte und das Training durch elektrische Stimulation diesen Prozess entgegenwirkte.

Da aus organisatorischen Gründen nur Messungen am Gastrocnemius lateralis und medialis durchgeführt werden konnten sind die Ergebnisse auch nur vorsichtig zu interpretieren. Einen Vergleich mit den Phosphatänderungen im Quadriceps femoris, in welchem die Kraftmessungen umgekehrt zu denen im Triceps surae waren, wäre wünschenswert gewesen.

Darüber hinaus können weitere Anpassungsprozesse angenommen werden die eine Änderung der Muskelmorphologie, insbesondere im Quadriceps femoris, unterstützen. Cabric et al. (1987) und Herrero et al. (2006) haben signifikante Zunahmen im Muskelumfang nach einem isolierten EMS Training festgestellt. Auf der anderen Seite konnte Gondin (2005) nach einem 4 wöchigen Trainingsexperiment zwar eine Zunahme der isometrischen Maximalkraft konstatieren aber keine signifikanten Unterschiede in der Zunahme des Muskelquerschnitts feststellen. Zusätzlich hat Gondin mit Hilfe der Twitch Interpolation Technique und der RMS (root mean square) EMG

Werte, welche er zur M-wave normalisierte, die neuronalen Adaptationen untersucht. Tatsächlich konnten sie signifikante Unterschiede in der neuronalen muskulären Ansteuerung feststellen, was auch durch andere Untersuchungen am Triceps surae bestätigt wurde (Maffiuletti et al., 2003).

Es lässt sich festhalten, dass nach einem 4wöchigen Training mit einem systematischen Wechsel aus EMS und Plyometrie signifikante Sprunghöhensteigerungen beim Counter Movement Jump erreicht werden. Die mit dieser Methode erzielten sportlichen Leistungssteigerungen sind mit anderen Schnellkraftmethoden vergleichbar aber aufgrund des relativ geringen zeitlichen Umfangs als wesentlich ökonomischer einzuschätzen.

Die Trainingsmethode bewirkt eine Steigerung der maximal willkürlichen isometrischen Kontraktionskraft im Quadriceps femoris. Darüber hinaus werden die Kraftentwicklung und der Reaktivitätskoeffizient gesteigert. Die angewandte Belastungsmethode führt zu keiner Veränderung der Maximalkraft und des Reaktivitätskoeffizients im Triceps surae. Diese spezifischen Adaptationen in den Muskelgruppen kommen in dynamischen Kontraktionsformen in Form verminderter Winkelgeschwindigkeiten im Fußgelenk und Steigerungen der Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk zum Ausdruck. Da die physikalische Leistung in der konzentrischen Phase beim Counter Movement Jump weiter gesteigert wurde kann geschlossen werden, dass primär die Adaptationsprozesse im Quadriceps femoris ursächlich für die Steigerung der Sprunghöhe beim Counter Movement Jump sind.

3.5.3. Trainingsbedingte Adaptationen bei der Komplextrainingsmethode

Die Methode des Komplex-Trainings wurde in den letzten Jahren in vielen Studien untersucht. Nach wie vor gibt es nur wenige Studien, in welchen die Trainingsmethode in der Praxis angewandt wurde (Mihalik et al., 2008; Santos & Janeira, 2008). Aus diesem Grund gibt es einen großen Bedarf die Erkenntnisse aus den Studien in der Trainingspraxis anzuwenden und auf ihre Effektivität zu prüfen (Hodgson et al., 2005;

Sale, 2002). In dieser Studie wurde mit der Kontrastmethode (Duthie et al., 2002) eine Sonderform der Komplexmethode angewandt.

Die wichtigsten Ergebnisse sind, dass nach einem 4wöchigen Training signifikante Sprunghöhensteigerungen bei singular durchgeführten Counter-Movement Jumps gemessen wurden. Weiterhin sind sowohl im Quadriceps femoris als auch im Triceps surae signifikante Steigerungen in der Maximalkraft, der mittleren Kraftentwicklung und des Reaktivitätskoeffizients nachgewiesen worden. Diese verbesserten Muskelleistungen spiegelten sich bei dynamischen Kontraktionsformen in einer signifikanten Minderung der Bodenkontaktzeit beim Drop Jump und der konzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump wieder. Bei beiden Sprungformen waren ebenfalls die Winkelgeschwindigkeiten im Fußgelenk und Kniegelenk erhöht und zum Teil signifikant erhöht.

Nach einer 6wöchigen Trainingsphase, die ausschließlich plyometrisches Training beinhaltete, konnte Matavulj (2001) ebenfalls signifikante Leistungssteigerungen in der mittleren Kraftentwicklung der Knieextensoren feststellen. Die Steigerung der Sprunghöhe war ebenfalls signifikant und betrug durchschnittlich 4.8cm, was einen vergleichbaren Wert zur vorliegenden Studie aufzeigt. Auf der anderen Seite konnten keine Änderungen in der Maximalkraft der Knieextensoren gefunden werden. Diese Verbesserungen lassen sich wahrscheinlich auf neuromuskuläre Anpassungen, wie z.B. (1) die Koaktivierung von synergistisch wirkenden Muskeln (Akima et al., 2004) (2) optimierte Agonist- Antagonisten Aktivität (Chimera et al., 2004) oder (3) die Strategie der Rekrutierung motorischer Einheiten zurückführen (Hakkinen et al., 1990). Die absolute Muskelfaserverteilung ändert sich infolge eines Reaktivkrafttrainings nicht.

Darüber hinaus wurden Hypertrophien in den MHC Formen sowie Änderungen bzgl. der funktionellen Eigenschaften der kontraktilen Elemente des Muskelsystems gefunden (Malisoux et al., 2006). Damit ging eine Zunahme der Verkürzungsgeschwindigkeit einzelner Muskelfasern einher. Malisoux et al. (2006) konnten in Typ I 25%, in Typ IIa 34% und den Hybridfasern vom Typ IIa/x 49% verbesserte Verkürzungsgeschwindigkeiten im Posttest nachweisen. Sie führen die Sprunghöhen- und Leistungssteigerungen auf diese muskulären Adaptationsmechanismen zurück.

In dieser Studie wurden weiterhin Zunahmen in der Maximalkraft und Minderungen im PCr/ β -ATP Verhältnis gefunden. Dies spricht gegen eine gleichmäßige Hypertro-

phie aller Muskelfasertypen sondern eher für eine Veränderung der Muskelfaserkomposition im m. Gastrocnemius infolge des Maximalkrafttrainings. Staron et al. (1991) untersuchten die Änderung der Muskelfaserzusammensetzung nach einem Maximalkrafttraining. Sie konnten eine Verschiebung von Typ IIb in Richtung Typ IIa Fasern feststellen. Aufgrund der Verschiebung und der damit einhergehenden veränderten Eigenschaften der Muskelfasern (Fry, 2004; Kushmerick et al., 1992), würde sich eine Abnahme des Phosphatverhältnisses erklären. Bei gleichzeitiger Hypertrophie der Muskelfasern geht dementsprechend eine Steigerung der Maximalkraft einher (Fry, 2004). Bei stärkerer Hypertrophie der FT Fasern gegenüber den ST Fasern, besteht die Möglichkeit, dass keine absolute, sondern eine relative Veränderung des Muskelfaserspektrums stattgefunden hat (Billeter et al., 2003). Da in dieser Studie mittels ^{31}P Magnet Resonanz Spektroskopie nur Phosphatvolumen gemessen wurden, kann auf eine absolute oder relative Änderung des Muskelfaserspektrums nicht zurück geschlossen werden. Mit Blick auf die Ergebnisse scheint eine Verschiebung von Typ IIb zu Typ IIa Fasern in diesem Fall am wahrscheinlichsten.

Es wird festgehalten, dass ein 4wöchigen Training nach dieser speziellen Form des Komplextrainings zu enorme Steigerungen hinsichtlich der Sprunghöhe beim Counter Movement Jump führt. Die hierfür benötigte Trainingszeit war so gering, dass ein hoher Effizienzwert erreicht wurde.

Die Trainingsmethode führt zu signifikanten Steigerungen der maximal willkürlichen isometrischen Kontraktionskraft im Quadriceps femoris und Triceps surae. Darüber hinaus wird in beiden Muskelgruppen die Kraftentwicklung und der Reaktivitätskoeffizient signifikant gesteigert. Diese Steigerung der Krafftähigkeiten können in dynamischen Kontraktionsformen überführt werden, was in der Steigerung der physikalischen Leistung und verbesserten Winkelgeschwindigkeiten in Knie- und Fußgelenk zum Ausdruck kommt.

3.5.4. Vergleich der Trainingsmethoden

Im Vergleich der beiden durchgeführten Trainingsmethoden ist die Komplexmethode die effektivere Belastungsmethode zur Entwicklung der Sprungkraft, da hierbei in derselben Zeit ein höheres Ergebnis erzielt wurde.

Die Athleten beider Trainingsprogramme zeigten höhere muskuläre Anpassungserscheinungen im Quadriceps femoris. Im Triceps surae wurden nur leichte Zunahmen bei der Komplextrainingsmethode und sogar Leistungseinbußen bei der EMS Trainingsgruppe gemessen. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass die Trainingsübung des Counter-Movement-Jumps und Wechselsprungs gegen leichte bis mittlere Widerstände effektiver in der Wirkung war als die Niedersprünge.

Bei den Counter-Movement Jumps gegen mittlere Widerstände wird hauptsächlich der Quadriceps femoris in der Amortisationsphase hochintensiv beansprucht. Daraus lassen sich die erhöhten Leistungskennwerte in beiden Gruppen erklären.

Die Spezifik der Bewegungsstruktur des Drop Jumps setzt höhere Trainingsreize auf den Triceps surae (Bobbert, 1990). Die Niedersprünge sind gekennzeichnet durch eine schnelle Bewegungsumkehr von exzentrischer zur konzentrischer Phase (Komi, 2000). Ziel ist die Nutzung des Dehnungsreflexes während der exzentrischen Phase die eine höhere Rekrutierung von Muskelfasern bewirkt und somit einen stärkeren Trainingsreiz zulässt. Da die Leistungsparameter bei beiden Gruppen hierbei weniger stark entwickelt wurden, kann von einer geringeren Trainingswirkung durch diese Trainingsübung ausgegangen werden.

Bei effektiverer Nutzung des Niedersprungs, durch beispielsweise langsamere Steigerung der Fallhöhe oder Techniktraining im Vorfeld der Trainingsintervention können weitere Leistungssteigerungen in der gleichen Zeit erwartet werden.

Wie die Studien von Maffioletti et al. (2000; 2002) und Malatesta (2003) zeigen, kann man bei EMS Trainingsmethode weitere Leistungssteigerungen nach Wochen der Trainingsintervention erwarten. Die Annahme konnte nicht geprüft werden, da unmittelbar nach Trainingsende die Wettkampfperiode begann und die Athleten für solche Testzwecke nicht mehr zur Verfügung standen. In der Leistungssportforschung, insbesondere wenn hohe Sponsorengelder eingesetzt werden unterliegt man den Zwängen des Erfolgs. Deswegen verbleibt die Annahme der weiteren Leistungsentwicklung eine Hypothese, die in zukünftigen Trainingsexperimenten unbedingt abgeprüft werden muss.

Die Phosphatmessungen geben Hinweise darauf, dass unterschiedliche muskuläre Anpassungsprozesse durch die differenziellen Vorkonditionierungsmethoden hervorgerufen werden. Während bei der Methode der wiederholten submaximalen Anspannung bei 80% des einmaligen Wiederholungsmaximums eine wahrscheinliche Verschiebung des Muskelfaserspektrums in Richtung Typ IIa Fasern stattgefunden hat, ist ein gleich bleibendes Faserspektrum bei der EMS Methode festzustellen.

Im Vergleich der Belastungsmethoden hinsichtlich ihrer Trainingswirksamkeit gibt es keine signifikanten Unterschiede in der Steigerung der Sprunghöhe. Dennoch wurden mit der KB Gruppe die höheren Leistungssteigerungen erzielt, sodass diese als die effizientere Methode eingeordnet werden muss. Die Unterschiede der trainingsbedingten Adaptationen beschränken sich hauptsächlich auf die Kraftentwicklung und den Reaktivitätskoeffizient im Triceps surae. Diese verminderten Parameter zeigen sich in reduzierten Winkelgeschwindigkeiten im Fußgelenk während dynamischen Kontraktionen. Wahrscheinlich resultieren die unterschiedlichen Steigerungen der Sprungkraft aus den Trainingsanpassungen im Triceps surae.

Die in Studie II durchgeführten Belastungsmethoden werden, mit Verweis auf Tab.19, als effiziente Trainingsmethoden zur Steigerung der Sprungkraft angesehen.

Im Rahmen dieser Arbeit konnte man erkennen, dass es mittlerweile eine hohe Variabilität möglicher Kombinationen von Trainingsmethoden innerhalb der Komplexmethoden gibt. Aus diesem Grund ist eine grundlegende Systematisierung notwendig.

An dieser Stelle wird in Abb.80 ein Vorschlag zur Systematik der Trainingsmethoden im Bereich der Komplexmethoden zur Diskussion gestellt.

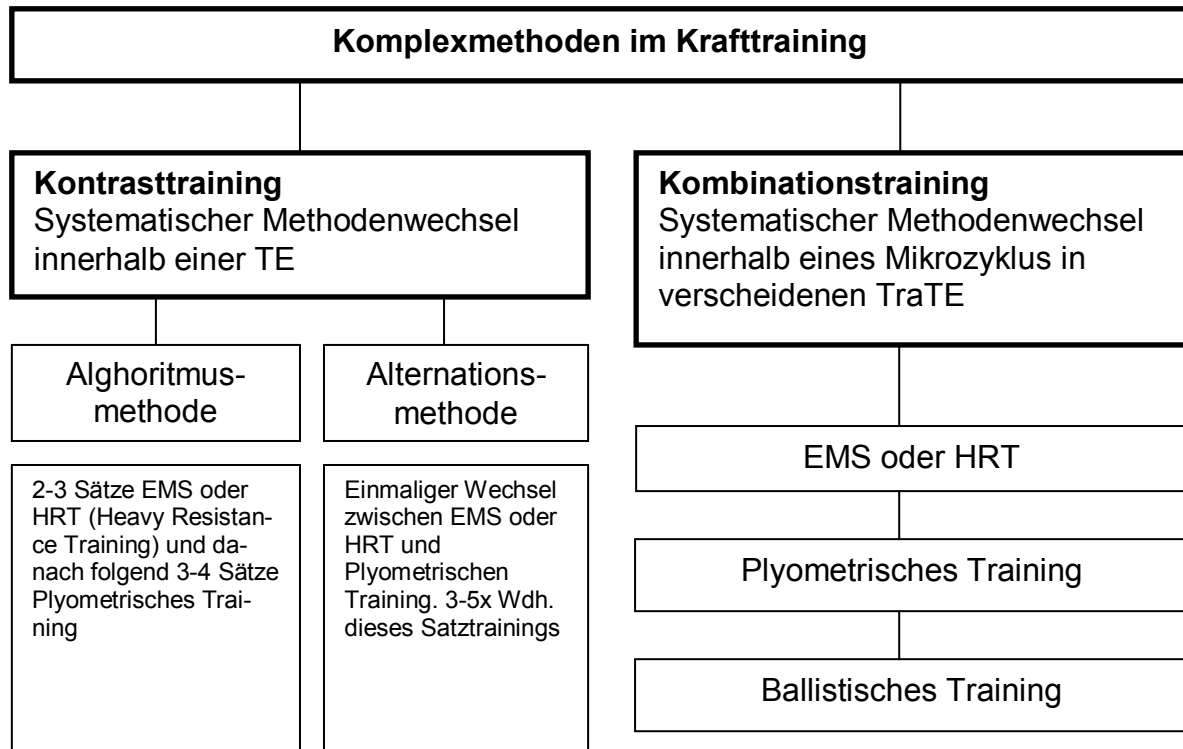


Abb. 80: Systematik der Kombinierten Methoden im Schnellkrafttraining (HRT-Heavy Resistance Training, EMS-elektrische Muskelstimulation)

3.6. Methodenkritik

Probandenzahl

Durch die geringe Stichprobengröße im Trainingsexperiment können keine Gesetzaussagen formuliert, sondern nur tendenzielle Aussagen getätigt werden. Da das trainingswissenschaftliche Hauptanwendungsfeld in der Leistungs- und Spitzensportforschung liegt (DVS 2008), war es der Anspruch der Arbeit die Belastungsprogramme an Leistungssportlern durchzuführen.

Das Trainingsexperiment konnte dabei nur innerhalb der Vorbereitungsperiode durchgeführt werden, da im Saisonverlauf andere Leistungsfaktoren dominant trainiert werden. Leider sind 2 neuverpflichtete Spieler aufgrund offener Vertragsverhandlungen nicht rechtzeitig in das Training eingestiegen, sodass diese auch die Eingangstests verpassten. Weitere 2 Spieler haben sich während der Vorbereitungsperiode verletzt, wobei sich die ursprüngliche Probandenzahl von 12 auf 8 reduzierte. In zukünftigen Experimenten ist deshalb die Stichprobengröße zu erweitern.

Sitzposition

Die Diskussion der Ergebnisse hat gezeigt, dass die Ursache für die entgegengesetzten Adaptationen im Triceps surae und Quadriceps femoris in der Muskellänge bei der elektrischen Muskelstimulation begründet sein könnte. Vor diesem Hintergrund sollten weitere Untersuchungen den Zusammenhang zwischen Muskellänge und Muskelaktivierung in Verbindung mit elektrischer Stimulation Aufschluss geben. Problematisch ist hierbei folgende anatomische Abhängigkeit: je länger der Quadriceps femoris werden soll, desto weiter muss das Kniegelenk gebeugt werden. Je weiter nun das Kniegelenk gebeugt wird, desto kürzer wird der m. Gastrocnemius und umgekehrt. Insofern muss das Ziel der Untersuchung die Ableitung einer idealen Beinposition für die elektrische Stimulierung sein (Abb.80).

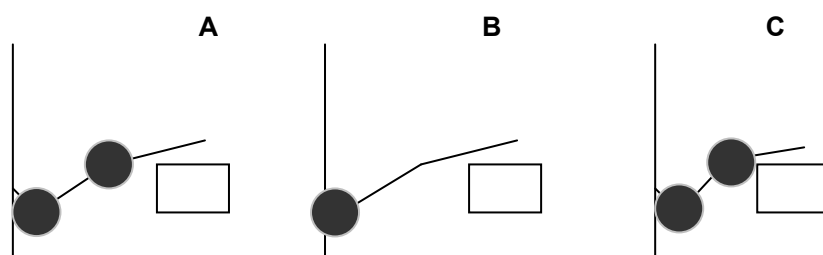


Abb. 81: Auswirkung der Sitzpositionen auf die Muskellänge bei elektrischer Stimulation
(A) Triceps surae kurz + Quadriceps femoris kurz; (B) Triceps surae lang + Quadriceps femoris kurz; (C) Triceps surae mittellang + Quadriceps femoris mittellang;

Durchführung einer zweiten Posttestmessung

Ein weiterer Kritikpunkt ist eine 2. Posttestuntersuchung, die zwischen der 2. und 4. Woche nach Trainingsende durchgeführt werden sollte. In dieser Arbeit konnten aus den bereits erwähnten Zwängen des Leistungssports keine weiteren Untersuchungen nach dem ersten Posttest durchgeführt werden. Gerade bei der EMS Methode lässt sich begründet annehmen, dass die neuronalen und morphologischen Anpassungsprozesse erst ab der 2. Wochen nach der EMS Intervention vollständig vollzogen wurde und von daher mit einem verzögerten Trainingseffekt zu rechnen ist. Wie

bereits in der Ergebnisdiskussion dargestellt, könnten in dieser Nachbelastungszeit weitere Leistungssteigerungen erfolgen.

Drop Jump Technik

Weiterhin wurde im Vorfeld der Studien vorausgesetzt, dass die Spieler mit Niedersprüngen vertraut sind. Aufgrund der Kraftkurvenverläufe und der Bodenkontaktzeiten lassen sich hierbei auch technische Defizite erkennen. Vor diesem Hintergrund sollte bei einer erneuten Durchführung des Trainingsexperiments ein Techniktraining aus kleineren Fallhöhen (20cm) vorangestellt werden. Somit können die Spieler ausgehend von diesem Bewegungsautomatismus die maximale Bewegungsintensität vollführen und höhere Leistungssteigerungen erzielen.

4. Abschlussdiskussion und Ausblick

Aufgrund sukzessiv steigender außersportlichen Belastungen bei gleichzeitiger Verkürzung der Trainingszeiträume müssen qualitativ verbesserte Trainingsmethoden erforscht werden, um mittel- und langfristig erfolgreich zu sein. Vor diesem Hintergrund gilt es innovative Trainingsmethoden für den Leistungs- und Spitzensport bereitzustellen und hinsichtlich deren Wirksamkeit im Vergleich mit bestehenden in der Trainingspraxis zu erforschen.

In Studie I wurde, dass aus der Ermüdungsforschung bekanntes Phänomen – der veränderten Muskelrekrutierung nach Funktionseinschränkung eines Muskels – weiter untersucht. Die Funktionseinschränkung erfolgte durch hochfrequenzielle elektrische Stimulation des Gastrocnemius lateralis. Die veränderte Muskelrekrutierung bei willkürlichen Kontraktionen wurde anschließend durch elektromyographische Messungen bei isometrischer Plantarflexion bestimmt. Da Schnellkrafttrainingsmethoden immer an die maximale Intensität der Bewegungsausführung gebunden sind, wurde in Studie I, anders als in bisherigen Untersuchungen, die Plantarflexion auch mit maximaler Intensität durchgeführt. Dabei konnte eine verstärkte synergistische Muskelaktivität festgestellt werden, während der ermüdete Muskel geringer aktiviert wurde. Es wird vermutet, dass durch die elektrische Stimulation eine verstärkte Ia Muskelspindelfaseraktivität vom stimulierten Muskel ausgeht. Durch eine Kreuzverschaltung der Muskelspindelfasern auf spinaler Ebene zu den Agonisten des ermüdeten Muskels könnte dies zu einer erhöhten Ansteuerung der alpha Motoneurone und damit zu einer Erhöhung der Muskelaktivität führen.

Im durchgeführten Trainingsexperiment der Studie II wurden leichte bis signifikante Verschlechterungen in der Winkelgeschwindigkeit des Fußgelenks bei Sprüngen und Abnahmen in der mittleren Kraftentwicklung gemessen. Neben der Technikausführung wurde ebenfalls die Möglichkeit diskutiert, dass eine Postaktive Depression infolge der elektrischen Stimulation die Ursache sein könnte. Eigene Voruntersuchungen zeigten, dass die Muskellänge direkten Einfluss auf eine verstärkte Rekrutierung oder eine Hemmung der Synergisten haben könnte. Dieses Phänomen wurde bisher noch nicht untersucht. Um die Trainingsmethode weiter zu entwickeln ist es sinnvoll, den m. Gastrocnemius lateralis bei verschiedenen Längen zu stimulieren und daran anschließend maximale Plantarflexionen durchzuführen. Die Plantarflexion sollte

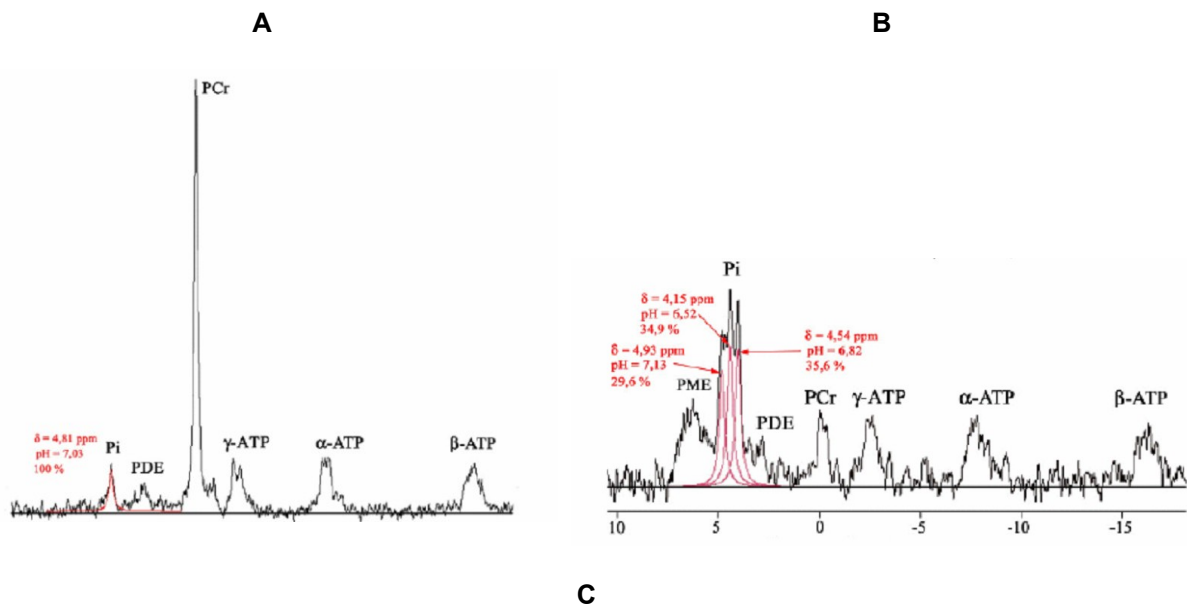
immer in der gleichen Gelenkposition durchgeführt werden. Darüber hinaus könnte noch ergänzend untersucht werden, ob eine verstärkte Rekrutierung von m. Soleus und m. Gastrocnemius lateralis nach elektrischer Stimulation des m. Gastrocnemius medialis ebenfalls erfolgt.

Aus der Überlegung heraus, dass die Bewegungsstruktur durch zu häufige Funktionseinschränkung eines Muskels sich ändern könnte wurden im Trainingsexperiment nach 2 Wochen die Agonisten elektrisch stimuliert. Um diese Gefahr noch weiter zu reduzieren, kann in einem weiteren Trainingsexperiment eine mosaikförmige Stimulation der Muskeln vorgenommen werden. D.h. die Muskeln, welche elektrisch stimuliert werden, wechseln in jeder Trainingseinheit. Dadurch würde die Maximalkraftentwicklung der Muskulatur durch die elektrische Stimulation der einzelnen Muskeln reduziert werden, weil eine wöchentlich einmalige Reizsetzung sehr geringe Trainingswirkungen hervorruft (Hollmann & Hettinger, 2000). Allerdings korrelieren nach Zatsiorsky (2000) die Maximalkraft und der Kraftanstieg nicht miteinander, sodass die Maximalkraftentwicklung durch elektrische Stimulation vernachlässigt werden könnte. Dafür würde der Effekt der veränderten Muskelrekrutierung stärker genutzt werden ohne die Bewegungsstruktur über einen längeren Zeitraum zu verändern. Höhere Leistungssteigerungen wären zu erwarten.

Ebenfalls wurden durch das Trainingsexperiment in beiden Gruppen Änderungen des Phosphatgehalts im m Gastrocnemius lateralis und medialis nachgewiesen. Diese waren spezifisch für die jeweilige Belastungsmethode. Es hat sich gezeigt, dass die ³¹Phosphat-Magnet-Resonanzspektroskopie ein nützliches Verfahren zur noninvasiven Objektivierung von Muskeleigenschaften und deren trainingsbedingten Änderungen darstellt. In Studie II wurden ausschließlich Phosphatspektren unter Ruhebedingungen ausgewertet. Eine Weiterentwicklung der Methode zur genaueren und umfassenderen Objektivierung der Muskeleigenschaften ist hierbei denkbar. In diesem Kontext wurden bereits Untersuchungen durchgeführt die eine Veränderung der Metaboliten während systematischer Ermüdung im MRT beobachteten (Houtman, Heerschap, Zwarts, & Stegeman, 2001; Russ, Vandenborne, Walter, Elliott, & Binder-Macleod, 2002). Unter steigender Belastung konnte eine Aufspaltung der Pi Spitze nachgewiesen werden (Park et al., 1987). Diese sich daraus ableiten-

den 2 bzw. sogar 3 entstehende Volumenanteile des anorganischen Phosphats könnten auf die Anteile der Muskelfasertypen zurückgeführt werden (Vandenborne et al., 1991).

Insofern ist die Weiterentwicklung der noninvasiven Bestimmung der Muskelfasertypen aus leistungsdiagnostischer Sicht wünschenswert und wird in Kooperation mit dem Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie und speziell mit dem Fachbereich Medizinische Physik im Rahmen eines positiv begutachteten DFG Projekts weiter untersucht.



	A	B	C	D	E	F
Sportive activity	basketball	basketball	sprint	sprint	biathlon	untrained
PCr/ATP	3.45	3.36	3.78	3.63	3.10	3.77
Pi/ATP	0.46	0.40	0.38	0.43	0.48	0.35
PCr/Pi	7.53	8.48	9.97	8.53	6.45	10.87
pH	7.04	7.04	7.09	7.06	7.03	7.04
high-pH/low-pH peak area ratio	54/46	33/67	39/61	50/50	69/31	42/58
I/II volume ratio	59/41	37/63	44/56	55/45	73/27	47/53

Abb. 82: ³¹P-MRS Spektrum eines Probanden A) während Ruhe und B) unter Belastung. In C) werden die Einzelergebnisse der Probanden aufgelistet

Erste Pilotprojekte mit 6 Probanden aus unterschiedlichen Sportarten wurden bereits durchgeführt (Abb.82). Die Ergebnisse wurden auf dem 16th Scientific Meeting & Exhibition der International Society for Magnetic Resonance in Medicine präsentiert (Rzanny et al., 2008).

Die niedrigsten Ruhekonzentrationen von PCr/ATP wurden bei dem ausdauertrainierten Biathleten gemessen. Die höchsten PCr/ATP Werte sind bei den Sprintern festgestellt worden. Wie bereits in Studie II ausführlich beschrieben wurde, korreliert das Verhältnis von PCr/ATP mit den Muskelfasertypen. Dabei gilt: je höher der Wert ist, desto höher ist der Anteil an Muskelfasern vom Typ II.

Während der Belastung sinkt PCr bei allen Probanden bei gleichzeitiger Zunahme von Pi. Das Pi Signal spaltete sich in 2 bzw. Komponenten mit unterschiedlichen chemischen Verschiebungen, die unterschiedliche pH-Werte bedeuten (Abb.82B). Das Verhältnis der niedrigen und hohen pH-Komponenten war zwischen den Sportarten heterogen. Aufgrund der spezifischen Eigenschaften können die pH-Komponenten den Muskelfasertypen zugeordnet werden. Muskelfasern vom Typ I besitzen eine hohe oxydative Kapazität und eine geringe glykolytische Kapazität. Ihnen kann die hohe pH-Komponente zugeordnet werden. Auf der anderen Seite besitzen Muskelfasern vom Typ II eine hohe glykolytische Kapazität, woraus sich eine Senkung des pH-Wertes während intensiver Belastung erwarten lässt. Dementsprechend werden diesen Fasertypen die niedrigen pH-Komponenten zugeordnet.

Wie in Abb.82C zu entnehmen ist, besitzt der ausdauertrainierte Biathlet 73% Muskelfasern vom Typ I und 27% Muskelfasern vom Typ II. Die Sprinter und Basketballer haben ein ausgeglichenes Faserverhältnis mit leichter Dominanz der Muskelfasern vom Typ II. Diese Athleten sind jedoch nicht hochgradig trainiert.

Die Ergebnisse stimmen weitestgehend mit den bioptischen Untersuchungsergebnissen an Sportlern von Costill et al. (1976) überein.

In einem ersten Schritt muss die Methode zur noninvasiven Muskelfaserbestimmung weiter optimiert werden. Eine absolute Quantifizierung der Muskelfasertypen durch das anorganische Phosphat ist nach Vandenborne et al. (2001) aus folgenden Gründen noch schwierig:

1. Es muss vorausgesetzt werden, dass alle Muskelfasern rekrutiert sind
2. Die Kreatinkinase Reaktion ist nicht die einzige Quelle für ein Absinken des Pi Volumens. Eine Minderung kann ebenfalls durch Phosphorylierung und Dephosphorylierung von Proteinen erfolgen oder durch Überführung von Pi in

die Mitochondrien. Innerhalb der Mitochondrien ist Pi für ^{31}P MRS nicht mehr detektierbar.

Nach der Optimierung der Methode sollen die trainingsbedingten Adaptationen des Muskelfaserspektrums infolge eines Schnellkrafttrainings untersucht werden. Dies bedeutet einen enormen Erkenntnisgewinn für die Trainingswissenschaft bzgl. der Gestaltung von Belastungsmethoden und der Individualisierung des Trainings.

5. Literatur

- Abbate, F., Sargeant, A. J., Verdijk, P. W., & de Haan, A. (2000). Effects of high-frequency initial pulses and posttetanic potentiation on power output of skeletal muscle. *J Appl Physiol*, *88*(1), 35-40.
- Abbink, J. H., van der Bilt, A., & van der Glas, H. W. (1998). Detection of onset and termination of muscle activity in surface electromyograms. *J Oral Rehabil*, *25*(5), 365-369.
- Adamovich, S. V., Levin, M. F., & Feldman, A. G. (1994). Merging different motor patterns: coordination between rhythmical and discrete single-joint movements. *Exp Brain Res*, *99*(2), 325-337.
- Akima, H., Foley, J. M., Prior, B. M., Dudley, G. A., & Meyer, R. A. (2002). Vastus lateralis fatigue alters recruitment of musculus quadriceps femoris in humans. *J Appl Physiol*, *92*(2), 679-684.
- Akima, H., Takahashi, H., Kuno, S. Y., & Katsuta, S. (2004). Coactivation pattern in human quadriceps during isokinetic knee-extension by muscle functional MRI. *Eur J Appl Physiol*, *91*(1), 7-14.
- Allemeier, C. A., Fry, A. C., Johnson, P., Hikida, R. S., Hagerman, F. C., & Staron, R. S. (1994). Effects of sprint cycle training on human skeletal muscle. *J Appl Physiol*, *77*(5), 2385-2390.
- Andersen, J. L., Klitgaard, H., Bangsbo, J., & Saltin, B. (1994). Myosin heavy chain isoforms in single fibres from m. vastus lateralis of soccer players: effects of strength-training. *Acta Physiol Scand*, *150*(1), 21-26.
- Andersen, J. L., Klitgaard, H., & Saltin, B. (1994). Myosin heavy chain isoforms in single fibres from m. vastus lateralis of sprinters: influence of training. *Acta Physiol Scand*, *151*(2), 135-142.
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G., DeMonte, G., & Bruggemann, G. P. (2006). Effect of different ankle- and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *J Biomech*, *39*(10), 1891-1902.
- Arampatzis, A., Morey-Klapsing, G., & Bruggemann, G. P. (2003). The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. *J Electromyogr Kinesiol*, *13*(6), 533-544.
- Arampatzis, A., Schade, F., Walsh, M., & Bruggemann, G. P. (2001). Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *J Electromyogr Kinesiol*, *11*(5), 355-364.
- Arendt-Nielsen, L., & Mills, K. R. (1988). Muscle fibre conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contractions of human quadriceps. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, *58*(1-2), 20-25.
- Ashe, J. (1997). Force and the motor cortex. *Behav Brain Res*, *87*(2), 255-269.
- Babault, N., Pousson, M., Michaut, A., & Van Hoecke, J. (2003). Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. *J Appl Physiol*, *94*(3), 983-990.
- Badtke, G. (1995). *Lehrbuch der Sportmedizin* (Vol. 3). Heidelberg [u.a.]: Barth.
- Bauersfeld, M., & Voß, G. (1992). *Neue Wege im Schnelligkeitstraining*. Münster: Philipppka.

- Bawa, P. (2002). Neural control of motor output: can training change it? *Exerc Sport Sci Rev*, 30(2), 59-63.
- Bernus, G., Gonzalez de Suso, J. M., Alonso, J., Martin, P. A., Prat, J. A., & Arus, C. (1993). 31P-MRS of quadriceps reveals quantitative differences between sprinters and long-distance runners. *Med Sci Sports Exerc*, 25(4), 479-484.
- Berschin, G., Schmiedeberg, I., & Sommer, H.-M. (2003). Zum Einsatz von Vibrationskrafttraining als spezifisches Schnellkrafttrainingsmittel in Sportspielen. *Leistungssport*, 33(4), 21-23.
- Bigland-Ritchie, B. (1984). Muscle fatigue and the influence of changing neural drive. *Clin Chest Med*, 5(1), 21-34.
- Billeter, R., Jostarndt-Fogen, K., Gunthor, W., & Hoppeler, H. (2003). Fiber type characteristics and myosin light chain expression in a world champion shot putter. *Int J Sports Med*, 24(3), 203-207.
- Blickhan, R. (1996). Motorische Systeme bei Vertebraten. In J. Dudel, R. Menzel & R. Schmidt, F. (Eds.), *Neurowissenschaft - Vom Molekül zur Kognition* (pp. 191-213). Berlin: Springer-Verlag.
- Bobbert, M. F. (1990). Drop jumping as a training method for jumping ability. *Sports Med*, 9(1), 7-22.
- Bobbert, M. F., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (1987). Drop jumping. II. The influence of dropping height on the biomechanics of drop jumping. *Med Sci Sports Exerc*, 19(4), 339-346.
- Bobbert, M. F., Mackay, M., Schinkelshoek, D., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (1986). Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 54(6), 566-573.
- Boicelli, C. A., Baldassarri, A. M., Borsetto, C., & Conconi, F. (1989). An approach to noninvasive fiber type determination by NMR. *Int J Sports Med*, 10(1), 53-54.
- Bottinelli, R., Betto, R., Schiaffino, S., & Reggiani, C. (1994). Unloaded shortening velocity and myosin heavy chain and alkali light chain isoform composition in rat skeletal muscle fibres. *J Physiol*, 478 (Pt 2), 341-349.
- Brandenburg, J. P. (2005). The acute effects of prior dynamic resistance exercise using different loads on subsequent upper-body explosive performance in resistance-trained men. *J Strength Cond Res*, 19(2), 427-432.
- Brechtel, L., Wolff, R., & Hoff, E. (2002). Statische und dynamische Untersuchungen an unterschiedlichen Muskelgruppen von Leistungssportlern und Nachwuchsathleten mittels der 31Phosphor-Magnet_Resonanz-Spektroskopie. *BISp-Jahrbuch*, 81-90.
- 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), 455-460.
- Brooke, M. H., & Kaiser, K. K. (1970). Three human myosin ATPase systems and their importance in muscle pathology. *Neurology*, 20(4), 404-405.
- Bührle, M. (1985). *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings*. Schorndorf: Verlag Karl Hofmann.

- Bührle, M. (1989). Maximalkraft - Schnellkraft - Reaktivkraft; Kraftkomponenten und ihre dimensionale Struktur. *Sportwissenschaft*, 19(3), 311-325.
- Cabric, M., & Appell, H. J. (1987). Zur Wirkung hochfrequenter Elektromyostimulation auf Muskelkraft und Muskelmasse. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 38(1), 15-18.
- Chimera, N. J., Swanik, K. A., Swanik, C. B., & Straub, S. J. (2004). Effects of Plyometric Training on Muscle-Activation Strategies and Performance in Female Athletes. *J Athl Train*, 39(1), 24-31.
- Comyns, T. M., Harrison, A. J., Hennessy, L. K., & Jensen, R. L. (2006). The optimal complex training rest interval for athletes from anaerobic sports. *J Strength Cond Res*, 20(3), 471-476.
- Costill, D. L., Daniels, J., Evans, W., Fink, W., Krahenbuhl, G., & Saltin, B. (1976). Skeletal muscle enzymes and fiber composition in male and female track athletes. *J Appl Physiol*, 40(2), 149-154.
- Dawson, B., Fitzsimons, M., Green, S., Goodman, C., Carey, M., & Cole, K. (1998). Changes in performance, muscle metabolites, enzymes and fibre types after short sprint training. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 78(2), 163-169.
- DeLuca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- Desbrosses, K., Babault, N., Scaglioni, G., Meyer, J. P., & Pousson, M. (2006). Neural activation after maximal isometric contractions at different muscle lengths. *Med Sci Sports Exerc*, 38(5), 937-944.
- DeVita, P. (1994). The selection of a standard convention for analyzing gait data based on the analysis of relevant biomechanical factors. *J Biomech*, 27(4), 501-508.
- Duchateau, J., & Hainaut, K. (1988). Training effects of sub-maximal electrostimulation in a human muscle. *Med Sci Sports Exerc*, 20(1), 99-104.
- Duthie, G. M., Young, W. B., & Aitken, D. A. (2002). The acute effects of heavy loads on jump squat performance: an evaluation of the complex and contrast methods of power development. *J Strength Cond Res*, 16(4), 530-538.
- Edgerton, V. R., Smith, J. L., & Simpson, D. R. (1975). Muscle fibre type populations of human leg muscles. *Histochem J*, 7(3), 259-266.
- Edwards, R. H. (1981). Human muscle function and fatigue. *Ciba Found Symp*, 82, 1-18.
- Ehlenz, H., Grosser, M., & Zimmermann, E. (2003). *Krafttraining* (Vol. 7. überarbeitete Auflage). München: BLV Verlagsgesellschaft mbH.
- Enoka, R. M. (1988). Muscle strength and its development. New perspectives. *Sports Med*, 6(3), 146-168.
- Ertelt, T. (2008). *Kraftmorphologie der menschlichen Bewegung*. Hamburg: Verlag Dr. Kovac.
- Fitts, R. H. (1994). Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiol Rev*, 74(1), 49-94.
- Fitts, R. H., Bodine, S. C., Romatowski, J. G., & Widrick, J. J. (1998). Velocity, force, power, and Ca²⁺ sensitivity of fast and slow monkey skeletal muscle fibers. *J Appl Physiol*, 84(5), 1776-1787.

- French, D. N., Kraemer, W. J., & Cooke, C. B. (2003). Changes in dynamic exercise performance following a sequence of preconditioning isometric muscle actions. *J Strength Cond Res*, 17(4), 678-685.
- Fröhlich, M. (2006). Zur Effizienz des Einsatz- vs. Mehrsatztrainings. *Sportwissenschaft*, 36(3), 269-290.
- Fry, A. C. (2004). The role of resistance exercise intensity on muscle fibre adaptations. *Sports Med*, 34(10), 663-679.
- Gardiner, P. F., & Olha, A. E. (1987). Contractile and electromyographic characteristics of rat plantaris motor unit types during fatigue in situ. *J Physiol*, 385, 13-34.
- Golenhofen, K. (2000). *Physiologie heute* (Vol. 2. Auflage). München: Urban & Fischer Verlag.
- Gollhofer, A. (2000, 21.09.-23.09.2000). *Electromyographie in der Bewegungsanalyse*. Paper presented at the Sommerkurs der deutschen Gesellschaft für Biomechanik, Münster.
- Gollhofer, A., Komi, P. V., Fujitsuka, N., & Miyashita, M. (1987). Fatigue during stretch-shortening cycle exercises. II. Changes in neuromuscular activation patterns of human skeletal muscle. *Int J Sports Med*, 8 Suppl 1, 38-47.
- Gollhofer, A., Komi, P. V., Miyashita, M., & Aura, O. (1987). Fatigue during stretch-shortening cycle exercises: changes in mechanical performance of human skeletal muscle. *Int J Sports Med*, 8(2), 71-78.
- Gollnick, P. D., Armstrong, R. B., Saubert, C. W. t., Piehl, K., & Saltin, B. (1972). Enzyme activity and fiber composition in skeletal muscle of untrained and trained men. *J Appl Physiol*, 33(3), 312-319.
- Gondin, J., Duclay, J., & Martin, A. (2006). Soleus- and gastrocnemii-evoked V-wave responses increase after neuromuscular electrical stimulation training. *J Neurophysiol*, 95(6), 3328-3335.
- Gondin, J., Guette, M., Ballay, Y., & Martin, A. (2005). Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. *Med Sci Sports Exerc*, 37(8), 1291-1299.
- Gondin, J., Guette, M., Jubeau, M., Ballay, Y., & Martin, A. (2006). Central and peripheral contributions to fatigue after electrostimulation training. *Med Sci Sports Exerc*, 38(6), 1147-1156.
- Green, H. J., Thomson, J. A., Daub, W. D., Houston, M. E., & Ranney, D. A. (1979). Fiber composition, fiber size and enzyme activities in vastus lateralis of elite athletes involved in high intensity exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 41(2), 109-117.
- Gregor, R. J., Edgerton, V. R., Perrine, J. J., Champion, D. S., & Debus, C. (1979). Torque-velocity relationships and muscle fiber composition in elite female athletes. *J Appl Physiol*, 47, 388-392.
- Gregor, R. J., Edgerton, V. R., Rozenek, R., & Castleman, K. R. (1981). Skeletal muscle properties and performance in elite female track athletes. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 47(4), 355-364.
- Gregory, C. M., & Bickel, C. S. (2005). Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Phys Ther*, 85(4), 358-364.

- Greiwing, A. (2006). *Zum Einfluss verschiedener Krafttrainingsmethoden auf Maximalkraft und Kraftausdauer sowie auf die Muskeldicke des M. Quadrizeps femoris*. Bergische Universität Wuppertal, Wuppertal.
- Grosser, M., Ehlenz, H., Griehl, R., & Zimmermann, E. (1994). *Richtig Muskeltraining* (Vol. 5. überarb. Auflage). München: BLV Verlagsgesellschaft mbH.
- Hagbarth, K. E., Kunesch, E. J., Nordin, M., Schmidt, R., & Wallin, E. U. (1986). Gamma loop contributing to maximal voluntary contractions in man. *J Physiol*, *380*, 575-591.
- Hakkinen, K., & Komi, P. V. (1986). Effects of fatigue and recovery on electromyographic and isometric force- and relaxation-time characteristics of human skeletal muscle. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, *55*(6), 588-596.
- Hakkinen, K., Komi, P. V., & Alen, M. (1985). Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. *Acta Physiol Scand*, *125*(4), 587-600.
- Hakkinen, K., Pakarinen, A., Kyrolainen, H., Cheng, S., Kim, D. H., & Komi, P. V. (1990). Neuromuscular adaptations and serum hormones in females during prolonged power training. *Int J Sports Med*, *11*(2), 91-98.
- Hartmann, J., & Tünnemann, H. (1984). *Krafttraining für jedermann*. Berlin: Sportverlag.
- Henneman, E. (1981). Recruitment of Motoneurons: The size principle. In J. E. Desmedt (Ed.), *Motoneuron types, recruitment and plasticity in health and diseases*. *Progress in Clinical Neurophysiology* (Vol. 9, pp. 26 - 60).
- Hermens, H., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D. F., Blok, J., Rau, G., et al. (1999). *European Recommendations for Surface Electromyography*.
- Herrero, J. A., Izquierdo, M., Maffiuletti, N. A., & Garcia-Lopez, J. (2006). Electromyostimulation and plyometric training effects on jumping and sprint time. *Int J Sports Med*, *27*(7), 533-539.
- Herzog, W. (2000). Muscle properties and coordination during voluntary movement. *J Sports Sci*, *18*(3), 141-152.
- Hisaeda, H. O., Shinohara, M., Kouzaki, M., & Fukunaga, T. (2001). Effect of local blood circulation and absolute torque on muscle endurance at two different knee-joint angles in humans. *Eur J Appl Physiol*, *86*(1), 17-23.
- Hochmuth, G., & Gundlach, H. (1991). Zum Stand von Theorie und Praxis des Krafttrainings. In D. Deiß & U. Pfeiffer (Eds.), *Leistungsreserven im Schnellkrafttraining*. Berlin: Sportverlag GmbH.
- Hodges, P. W., & Bui, B. H. (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, *101*(6), 511-519.
- Hodgson, M., Docherty, D., & Robbins, D. (2005). Post-activation potentiation: underlying physiology and implications for motor performance. *Sports Med*, *35*(7), 585-595.

- Hoffman, J. R., Ratamess, N. A., Cooper, J. J., Kang, J., Chilakos, A., & Faigenbaum, A. D. (2005). Comparison of loaded and unloaded jump squat training on strength/power performance in college football players. *J Strength Cond Res*, 19(4), 810-815.
- Hoffmann, L. (2006). Die Auswirkung differenzieller Ermüdungskonzepte (Synergisten, Agonisten, Antagonisten) der unteren Extremitäten auf Parameter der sportlichen Leistung und der internuskulären Koordination:FSU Jena, Institut für Sportwissenschaft.
- Hohmann, A., Lames, M., & Letzelter, M. (2003). *Einführung in die Trainingswissenschaft* (Vol. 3., korrigierte und erw. Auflage). Wiebelsheim: Limpert-Sportwissenschaft.
- Hollmann, W., & Hettinger, T. (2000). *Sportmedizin - Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin* (Vol. 4., völlig neu bearbeitete und erweiterte Auflage). Stuttgart: Schattauer Verlagsgesellschaft mbh.
- Houtman, C. J., Heerschap, A., Zwarts, M. J., & Stegeman, D. F. (2001). pH heterogeneity in tibial anterior muscle during isometric activity studied by ³¹P-NMR spectroscopy. *J Appl Physiol*, 91(1), 191-200.
- Hueter-Becker, A., Dölken, M., Klein, D., Laube, W., Schomacher, J., & Voelker, B. (2005). *Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Hultborn, H., Illert, M., Nielsen, J., Paul, A., Ballegaard, M., & Wiese, H. (1996). On the mechanism of the post-activation depression of the H-reflex in human subjects. *Exp Brain Res*, 108(3), 450-462.
- Inbar, O., Kaiser, P., & Tesch, P. (1981). Relationships between leg muscle fiber type distribution and leg exercise performance. *Int J Sports Med*, 2(3), 154-159.
- Jansson, E., Esbjornsson, M., Holm, I., & Jacobs, I. (1990). Increase in the proportion of fast-twitch muscle fibres by sprint training in males. *Acta Physiol Scand*, 140(3), 359-363.
- Jensen, R. L., & Ebben, W. P. (2003). Kinetic analysis of complex training rest interval effect on vertical jump performance. *J Strength Cond Res*, 17(2), 345-349.
- Johansson, C., Lorentzon, R., Sjoström, M., Fagerlund, M., & Fugl-Meyer, A. R. (1987). Sprinters and marathon runners. Does isokinetic knee extensor performance reflect muscle size and structure? *Acta Physiol Scand*, 130(4), 663-669.
- Jones, D. A. (1996). High-and low-frequency fatigue revisited. *Acta Physiol Scand*, 156(3), 265-270.
- Jubeau, M., Gondin, J., Martin, A., Sartorio, A., & Maffiuletti, N. A. (2007). Random motor unit activation by electrostimulation. *Int J Sports Med*, 28(11), 901-904.
- Kanda, K., & Hashizume, K. (1992). Factors causing difference in force output among motor units in the rat medial gastrocnemius muscle. *J Physiol*, 448, 677-695.
- Kawamori, N., & Haff, G. G. (2004). The optimal training load for the development of muscular power. *J Strength Cond Res*, 18(3), 675-684.
- Kinugasa, R., Yoshida, K., & Horii, A. (2005). The effects of ice application over the vastus medialis on the activity of quadriceps femoris assessed by muscle function magnetic resonance imaging. *J Sports Med Phys Fitness*, 45(3), 360-364.

- Klitgaard, H., Zhou, M., & Richter, E. A. (1990). Myosin heavy chain composition of single fibres from m. biceps brachii of male body builders. *Acta Physiol Scand*, 140(2), 175-180.
- Komi, P. V. (1985). Dehnungs-Verkürzungszyklus bei Bewegungen mit sportlicher Leistung. In M. Bührle (Ed.), *Grundlagen des Maximal-und Schnellkrafttrainings* (pp. 254-270). Schorndorf: Hofmann.
- Komi, P. V. (1994). *Kraft und Schnellkraft im Sport* (G. Rost & R. Rost, Trans.). Köln: Deutscher Ärzte Verlag.
- Komi, P. V. (2000). Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J Biomech*, 33(10), 1197-1206.
- Komi, P. V., & Karlsson, J. (1978). Skeletal muscle fibre types, enzyme activities and physical performance in young males and females. *Acta Physiol Scand*, 103(2), 210-218.
- Korhonen, M. T., Cristea, A., Alen, M., Hakkinen, K., Sipila, S., Mero, A., et al. (2006). Aging, muscle fiber type, and contractile function in sprint-trained athletes. *J Appl Physiol*, 101(3), 906-917.
- Kovacs, I., Tihanyi, J., Devita, P., Racz, L., Barrier, J., & Hortobagyi, T. (1999). Foot placement modifies kinematics and kinetics during drop jumping. *Med Sci Sports Exerc*, 31(5), 708-716.
- Krnjevic, K., & Miledi, R. (1958). Failure of neuromuscular propagation in rats. *J Physiol*, 140(3), 440-461.
- Krogh-Lund, C., & Jorgensen, K. (1992). Modification of myo-electric power spectrum in fatigue from 15% maximal voluntary contraction of human elbow flexor muscles, to limit of endurance: reflection of conduction velocity variation and/or centrally mediated mechanisms? *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 64(4), 359-370.
- Kubo, K., Ikebukuro, T., Yaeshima, K., Yata, H., Tsunoda, N., & Kanehisa, H. (2009). Effects of static and dynamic training on the stiffness and blood volume of tendon in vivo. *J Appl Physiol*, 106(2), 412-417.
- Kuno, S., Katsuta, S., Inouye, T., Anno, I., Matsumoto, K., & Akisada, M. (1988). Relationship between MR relaxation time and muscle fiber composition. *Radiology*, 169(2), 567-568.
- Kushmerick, M. J., Moerland, T. S., & Wiseman, R. W. (1992). Mammalian skeletal muscle fibers distinguished by contents of phosphocreatine, ATP, and Pi. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 89(16), 7521-7525.
- Kyrolainen, H., Avela, J., McBride, J. M., Koskinen, S., Andersen, J. L., Sipila, S., et al. (2005). Effects of power training on muscle structure and neuromuscular performance. *Scand J Med Sci Sports*, 15(1), 58-64.
- Lehmann, F. (1993). Aktuelle Entwicklungstendenzen in den Kraft/Schnellkraftsportarten und sich daraus ergebende Konsequenzen. *Leipziger sportwissenschaftliche Beiträge*, 34(2), 64-75.
- Leonhart, R. (2004). *Lehrbuch Statistik*. Bern: Huber.
- Letzelter, H. (1983). *Ziele, Inhalte und Methoden des Krafttrainings* (Vol. Band 48). Ahrensburg: Czwalina.

- Lindinger, M. I. (1995). Potassium regulation during exercise and recovery in humans: implications for skeletal and cardiac muscle. *J Mol Cell Cardiol*, 27(4), 1011-1022.
- Loscher, W. N., Cresswell, A. G., & Thorstensson, A. (1996). Central fatigue during a long-lasting submaximal contraction of the triceps surae. *Exp Brain Res*, 108(2), 305-314.
- Maffiuletti, N. A., Cometti, G., 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(6), 437-443.
- 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., 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., Pensini, M., Scaglioni, G., Ferri, A., Ballay, Y., & Martin, A. (2003). Effect of electromyostimulation training on soleus and gastrocnemii H- and T-reflex properties. *Eur J Appl Physiol*, 90(5-6), 601-607.
- Malatesta, D., Cattaneo, F., Dugnani, S., & Maffiuletti, N. A. (2003). Effects of electromyostimulation training and volleyball practice on jumping ability. *J Strength Cond Res*, 17(3), 573-579.
- Malisoux, L., Francaux, M., Nielens, H., & Theisen, D. (2006). Stretch-shortening cycle exercises: an effective training paradigm to enhance power output of human single muscle fibers. *J Appl Physiol*, 100(3), 771-779.
- Malisoux, L., Francaux, M., & Theisen, D. (2007). What do single-fiber studies tell us about exercise training? *Med Sci Sports Exerc*, 39(7), 1051-1060.
- Martin, L., Cometti, G., Pousson, M., & Morlon, B. (1993). Effect of electrical stimulation training on the contractile characteristics of the triceps surae muscle. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 67(5), 457-461.
- Matavulj, D., Kukolj, M., Ugarkovic, D., Tihanyi, J., & Jaric, S. (2001). Effects of plyometric training on jumping performance in junior basketball players. *J Sports Med Phys Fitness*, 41(2), 159-164.
- Maurer, J., Konstanczak, P., Sollner, O., Ehrenstein, T., Knollmann, F., Wolff, R., et al. (1999). Muscle metabolism of professional athletes using ³¹P-spectroscopy. *Acta Radiol*, 40(1), 73-77.
- Mero, A., Jaakkola, L., & Komi, P. V. (1991). Relationships between muscle fibre characteristics and physical performance capacity in trained athletic boys. *J Sports Sci*, 9(2), 161-171.
- Metzger, J. M., & Fitts, R. H. (1986). Fatigue from high- and low-frequency muscle stimulation: role of sarcolemma action potentials. *Exp Neurol*, 93(2), 320-333.
- Michel, S. (2003). Externe Elektromyostimulation und lokale Muskelermüdung - Auswirkung auf ausgewählte Bewegungsparameter der unteren Extremitäten:FSU Jena, Institut für Sportwissenschaft.
- Mihalik, J. P., Libby, J. J., Battaglini, C. L., & McMurray, R. G. (2008). Comparing short-term complex and compound training programs on vertical jump height and power output. *J Strength Cond Res*, 22(1), 47-53.

- Moritani, T., Muro, M., Kijima, A., Gaffney, F. A., & Parsons, D. (1985). Electromechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions: surface and intramuscular EMG responses during sustained maximal voluntary contraction. *Exp Neurol*, *88*(3), 484-499.
- Moritani, T., Oddson, L., & Thorstensson, A. (1990). Electromyographic evidence of selective fatigue during the eccentric phase of stretch/shortening cycles in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, *60*(6), 425-429.
- Newton, R. U., Kraemer, W. J., & Hakkinen, K. (1999). Effects of ballistic training on preseason preparation of elite volleyball players. *Med Sci Sports Exerc*, *31*(2), 323-330.
- Ng, A. V., Agre, J. C., Hanson, P., Harrington, M. S., & Nagle, F. J. (1994). Influence of muscle length and force on endurance and pressor responses to isometric exercise. *J Appl Physiol*, *76*(6), 2561-2569.
- Nichols, T. R., Cope, T. C., & Abelew, T. A. (1999). Rapid spinal mechanisms of motor coordination. *Exerc Sport Sci Rev*, *27*, 255-284.
- Olivier, N. (1996). Konditionelle Belastungen beeinflussen das Schnellkraftniveau lokal! In S. Starischka, K. Carl & J. Krug (Eds.), *Schwerpunktthema: Nachwuchstraining* (pp. 153-159).
- Olivier, N., Auguste, C., Keim, M., & Klippel, S. (2001). Techniktraining unter dem Einfluss hoher konditioneller Belastungen. In H. A. Thorhauer, K. Carl & U. Türck-Noack (Eds.), *Muskel-Ermüdung, Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft* (16 ed., pp. 29-59). Köln: Sport und Buch Strauß.
- Park, J. H., Brown, R. L., Park, C. R., McCully, K., Cohn, M., Haselgrove, J., et al. (1987). Functional pools of oxidative and glycolytic fibers in human muscle observed by ³¹P magnetic resonance spectroscopy during exercise. *Proc Natl Acad Sci U S A*, *84*(24), 8976-8980.
- Patikas, D., Michailidis, C., Bassa, H., Kotzamanidis, C., Tokmakidis, S., Alexiou, S., et al. (2002). Electromyographic changes of agonist and antagonist calf muscles during maximum isometric induced fatigue. *Int J Sports Med*, *23*(4), 285-289.
- Pernus, F., & Erzen, I. (1991). Arrangement of fiber types within fascicles of human vastus lateralis muscle. *Muscle Nerve*, *14*(4), 304-309.
- Pieper, K.-S., Scharschmidt, F., Köthe, R., Schier, G., Appelt, D., Heilfort, U., et al. (1979). Bioptische und leistungsdiagnostische Ergebnisse zum langfristigen Aufbau. In F. Scharschmidt (Ed.), *Analyse von Belastung und Training mit der Biopsie - Methode* (pp. 22 - 45). Leipzig.
- Place, N., Maffiuletti, N. A., Ballay, Y., & Lepers, R. (2005). Twitch potentiation is greater after a fatiguing submaximal isometric contraction performed at short vs. long quadriceps muscle length. *J Appl Physiol*, *98*(2), 429-436.
- Platzer, W. (1999). *Taschenatlas der Anatomie in 3 Bänden; Band 1 Bewegungsapparat* (7. vollst. überarbeitete Auflage ed.). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Prince, F. P., Hikida, R. S., & Hagerman, F. C. (1976). Human muscle fiber types in power lifters, distance runners and untrained subjects. *Pfluegers Arch*, *363*, 19-26.
- Regueme, S. C., Nicol, C., Barthelemy, J., & Grelot, L. (2005). Acute and delayed neuromuscular adjustments of the triceps surae muscle group to exhaustive stretch-shortening cycle fatigue. *Eur J Appl Physiol*, *93*(4), 398-410.

- Russ, D. W., Vandeborne, K., Walter, G. A., Elliott, M., & Binder-Macleod, S. A. (2002). Effects of muscle activation on fatigue and metabolism in human skeletal muscle. *J Appl Physiol*, 92(5), 1978-1986.
- Rzanny, R., Stutzig, N., Gussew, A., Kaiser, W. A., Thorhauer, H. A., & Reichenbach, J. R. (2008). Investigation of metabolic indications for differences in the muscle fiber distribution by ³¹P-MRS, *16th Scientific Meeting & Exhibition*. Toronto, Ontario: International Society for magnetic resonance in medicine.
- Sacco, P., Newberry, R., McFadden, L., Brown, T., & McComas, A. J. (1997). Depression of human electromyographic activity by fatigue of a synergistic muscle. *Muscle Nerve*, 20(6), 710-717.
- Sale, D., G. (1994). Neurale Adaptation im Verlaufe eines Krafttrainings. In P. V. Komi (Ed.), *Kraft und Schnellkraft im Sport* (pp. 249 - 265). Köln: deutscher Ärzte Verlag.
- Sale, D. G. (2002). Postactivation potentiation: role in human performance. *Exerc Sport Sci Rev*, 30(3), 138-143.
- Saltin, B., & Gollnick, P. D. (1983). Skeletal muscle adaptability: significance for metabolism and performance. In L. D. Peachey, R. H. Adrian & S. T. Geiger (Eds.), *Handbook of Physiology - a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts; Section 10: Skeletal Muscle* (pp. 555 - 631). Bethesda: American Physiological Society.
- Saltin, B., Kim, C. K., Terrados, N., Larsen, H., Svedenhag, J., & Rolf, C. J. (1995). Morphology, enzyme activities and buffer capacity in leg muscles of Kenyan and Scandinavian runners. *Scand J Med Sci Sports*, 5(4), 222-230.
- Santos, E. J., & Janeira, M. A. (2008). Effects of complex training on explosive strength in adolescent male basketball players. *J Strength Cond Res*, 22(3), 903-909.
- Schlumberger, A., Wirth, K., Liu, Y., Steinacker, J., & Schmidtbleicher, D. (2003). Effekte eines Trainings mit einer Schnellkraftmethodenkombination. *Leistungssport*, 33(4), 24-28.
- Schmidt, R., Thews, G., & Lang, F. (2000). *Physiologie des Menschen* (Vol. 28., korrigierte und aktualisierte Aufl.). Berlin: Springer.
- Schmidtbleicher, D., & Frick, U. (2001). Neuromuskuläre Funktionen und Ermüdungsreaktionen im Kraft-/Schnellkraft-Training (Thesen). In H. A. Thorhauer, K. Carl & U. Türck-Noack (Eds.), *Muskel-Ermüdung, Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft* (16 ed., pp. 79-81). Köln: Sport und Buch Strauß.
- Schnabel, G., Harre, D., Krug, J., & Borde, A. (2003). *Trainingswissenschaft: Leistung - Training - Wettkampf*. Berlin: Sportverlag Berlin.
- Scholle, H. C., Schumann, N. P., & Anders, C. (2001). Ermüdung und koordinative Leistung. In H. A. Thorhauer, K. Carl & U. Türck-Noack (Eds.), *Muskel-Ermüdung, Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft* (16 ed., pp. 17-29). Köln: Sport und Buch Strauß.
- Scott, W., Stevens, J., & Binder-Macleod, S. A. (2001). Human skeletal muscle fiber type classifications. *Phys Ther*, 81(11), 1810-1816.
- Sleivert, G. G., Backus, R. D., & Wenger, H. A. (1995). Neuromuscular differences between volleyball players, middle distance runners and untrained controls. *Int J Sports Med*, 16(6), 390-398.

- Solomonow, M. (1984). External control of the neuromuscular system. *IEEE Trans Biomed Eng*, 31(12), 752-763.
- Staron, R. S. (1991). Correlation between myofibrillar ATPase activity and myosin heavy chain composition in single human muscle fibers. *Histochemistry*, 96(1), 21-24.
- Staron, R. S., Leonardi, M. J., Karapondo, D. L., Malicky, E. S., Falkel, J. E., Hagerman, F. C., et al. (1991). Strength and skeletal muscle adaptations in heavy-resistance-trained women after detraining and retraining. *J Appl Physiol*, 70(2), 631-640.
- Staron, R. S., & Pette, D. (1987). The multiplicity of combinations of myosin light chains and heavy chains in histochemically typed single fibres. Rabbit soleus muscle. *Biochem J*, 243(3), 687-693.
- Staupe, G., Flachenecker, C., Daumer, M., & Wolf, W. (2001). Onset Detection in Surface Electromyographic Signals: A Systematic Comparison of Methods. *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, 2001(2), 67-81.
- Staupe, G., & Wolf, W. (1999). Objective motor response onset detection in surface myoelectric signals. *Med Eng Phys*, 21(6-7), 449-467.
- Stephens, J. A., & Taylor, A. (1970). Changes in electrical activity during fatiguing voluntary isometric contraction of human muscles. *J Physiol*, 207(1), 5P-6P.
- Stephens, J. A., & Taylor, A. (1972). Fatigue of maintained voluntary muscle contraction in man. *J Physiol*, 220(1), 1-18.
- Strass, D. (1985). Veränderungen des Maximal- und Explosivkraftvermögens im Kurzeitdauerbereich. In M. Bührle (Ed.), *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings* (pp. 137-141). Schorn-dorf: Hofmann.
- Takada, K., & Yashiro, K. (1995). Automatic measurement of on/off periods of EMG activity. *Medinfo*, 8 Pt 1, 751-754.
- Takahashi, H., Kuno, S. Y., Katsuta, S., Shimojo, H., Masuda, K., Yoshioka, H., et al. (1996). Relationships between fiber composition and NMR measurements in human skeletal muscle. *NMR Biomed*, 9(1), 8-12.
- Thorhauer, H. A., Carl, K., & Türck-Noack, U. (2001). *Muskel-Ermüdung, Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft* (Vol. 16). Köln: Sport und Buch Strauß.
- Thorhauer, H. A., & Türck-Noack, U. (1997). Der Spitzensport an der Schwelle ins 21. Jahrhundert - Trainingswissenschaftliche Befunde und Theorieansätze. In H. Kirchgässner (Ed.), *Leipziger sportwissenschaftliche Beiträge* (Vol. 38, pp. 1-23). Sankt Augustin: Academia Verl.
- Tidow, G. (1994). Lösungsansätze zur Optimierung des Schnellkrafttrainings auf der Basis Muskelbiopischer Befunde. In R. Brack, A. Hohmann & H. Wieland (Eds.), *Trainingssteuerung; Konzeptionelle und trainingsmethodische Aspekte* (Bd. 6 ed., pp. 219-225).
- Torok, D. J., Duey, W. J., Bassett, D. R., Jr., Howley, E. T., & Mancuso, P. (1995). Cardiovascular responses to exercise in sprinters and distance runners. *Med Sci Sports Exerc*, 27(7), 1050-1056.

Tünnemann, H. (2005). Internationale und nationale Entwicklungstendenzen und Folgerungen für die Trainingsstrategie bis 2008 aus der Sicht der Kampf- und Spportsportarten. *Zeitschrift für angewandte Trainingswissenschaft*, 12(1), 86-101.

Türck-Noack, U., & Thorhauer, H. A. (2001). Belastungsmethodische Ermüdungskonzepte für das Kraft-Technik-Training. In H. A. Thorhauer, K. Carl & U. Türck-Noack (Eds.), *Muskel-Ermüdung, Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft* (16 ed., pp. 81-99). Köln: Sport und Buch Strauß.

van Soest, A. J., Roebroeck, M. E., Bobbert, M. F., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (1985). A comparison of one-legged and two-legged countermovement jumps. *Med Sci Sports Exerc*, 17(6), 635-639.

Vandenboom, R., Grange, R. W., & Houston, M. E. (1995). Myosin phosphorylation enhances rate of force development in fast-twitch skeletal muscle. *Am J Physiol*, 268(3 Pt 1), C596-603.

Vandenborne, K., McCully, K., Kakihiro, H., Prammer, M., Bolinger, L., Detre, J. A., et al. (1991). Metabolic heterogeneity in human calf muscle during maximal exercise. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 88(13), 5714-5718.

Vandenborne, K., Walter, G., Leigh, J. S., & Goelman, G. (1993). pH heterogeneity during exercise in localized spectra from single human muscles. *Am J Physiol*, 265(5 Pt 1), C1332-1339.

Verchoshanskij, J. (1995). *Ein neues Trainingssystem für azyklische Sportarten*. Münster: Philippka-Verl.

Viitasalo, J. T., Hamalainen, K., Mononen, H. V., Salo, A., & Lahtinen, J. (1993). Biomechanical effects of fatigue during continuous hurdle jumping. *J Sports Sci*, 11(6), 503-509.

Viitasalo, J. T., & Komi, P. V. (1978). Force-time characteristics and fiber composition in human leg extensor muscles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 40(1), 7-15.

Walker, P. M., Brunotte, F., Rouhier-Marcet, I., Cottin, Y., Casillas, J. M., Gras, P., et al. (1998). Nuclear magnetic resonance evidence of different muscular adaptations after resistance training. *Arch Phys Med Rehabil*, 79(11), 1391-1398.

Weineck, J. (2004). *optimales Training* (Vol. 14. Aufl). Balingen: Spitta Verlag.

Weir, J. P., McDonough, A. L., & Hill, V. J. (1996). The effects of joint angle on electromyographic indices of fatigue. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 73(3-4), 387-392.

Wentzensen, A., & Schmelz, A. (1992). *Elektromyostimulation in der Traumatologie* (Vol. Bd 6). Stuttgart: Thieme.

Wick, J. (2006). Entwicklungstendenzen der Spitzenleistungen sowie der Wettkampf- und Trainingssysteme der Ausdauersportarten mit trainings- und forschungsmethodischen Ableitungen. *Zeitschrift für angewandte Trainingswissenschaft*, 13(1), 28-52.

Widrick, J. J., Trappe, S. W., Romatowski, J. G., Riley, D. A., Costill, D. L., & Fitts, R. H. (2002). Unilateral lower limb suspension does not mimic bed rest or spaceflight effects on human muscle fiber function. *J Appl Physiol*, 93(1), 354-360.

Wiemann, K. (1992). Präzisierung des LOMBARDschen Paradoxons in der Funktion der ischiocruralen Muskeln beim Sprint. *Sportwissenschaft*, 4, 413-428.

Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (2nd ed. ed.). Waterloo: Wiley-Interscience Publication.

Wirth, K., & Schmidtbleicher, D. (2006). Vergleich verschiedener Trainingsmethoden zur Schnellkraftentwicklung (Teil 1). In BISP (Ed.), *BISP-Jahrbuch: Forschungsförderung* (pp. 161-168). Bonn: Strauss.

Zaciorskij, W. M., Aljeschinski, S. J., & Jakunin, N. A. (1987). *Biomechanische Grundlagen der Ausdauer* (Vol. 3). Berlin: Sportverlag Berlin.

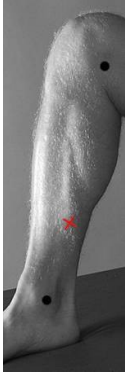
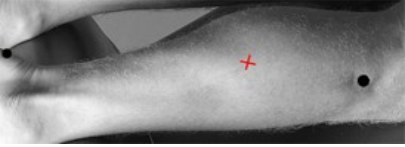


Zatsiorsky, V. M. (2000). *Krafttraining - Praxis und Wissenschaft* (Vol. 2. Aufl.). Aachen: Meyer & Meyer Verlag.





Zehr, P. E. (2002). Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *Eur J Appl Physiol*, 86(6), 455-468.

6. Anhang

6.1. Lokalisation der Muskeln (Seniam)

Tab. 20: Anatomische Grundlagen und angewandte Methode zur Lokalisierung der abgeleiteten Muskeln (Hermens et al., 1999; Platzer, 1999)

Muskel	Ansatz / Ursprung	Hauptfunktion	Lokalisation / Elektrodensetzung	Grafik
m. soleus	U: (1) obere dorsale Drittel der Fibula, (2) Linea m.solei tibiae; (3) Arcus tendineus m.solei distal des m.popliteus A: Tuber Calcanei	<ul style="list-style-type: none"> • Plantaflexion des Fußgelenks 	2/3 der Linie zwischen medialer Condylis des Femur und medialen malleolus	
m. gastrocnemius caput laterale	U: proximal vom condylus lateralis femoris A: Tuber Calcanei	<ul style="list-style-type: none"> • Plantaflexion des Fußgelenks • Flexion des Kniegelenks 	1/3 auf der Linie zwischen dem Kopf der Fibula und Tuber Calcanei	
m. gastrocnemius caput mediale	U: proximal vom condylus medialis femoris A: Tuber Calcanei	<ul style="list-style-type: none"> • Plantaflexion des Fußgelenks • Flexion des Kniegelenks 	Höchste Erhebung des Muskelbauchs	
m. tibialis anterior	U: (1) Fascies lateralis tibiae, (2) Membrana interossea und (3) Fascia Cruris A: plantare Fläche des Os cuneiforme mediale und des Os	<ul style="list-style-type: none"> • Flexion des Fußes nach dorsal und Supination des medialen Fußrands 	1/3 auf der Linie zwischen der Spitze der Fibula und der Spitze des medialen malleolus	

	metatarsale I			
m. vastus lateralis	U: (1) laterale Fläche des Trochanter major, (2) Linea intertrochanterica, (3) Tuberositas glutealis und (4) Labium laterale der Linea aspera A: Tuberositas tibiae	<ul style="list-style-type: none"> • Extension des Kniegelenks 	2/3 auf der Linie von der anterior spina iliaca superior zur lateralen Seite der Patella	
m. vastus medialis	U: mediale Lippe der Linea aspera A: Tuberositas tibiae	<ul style="list-style-type: none"> • Extension des Kniegelenks 	80% auf der Linie von der anterior spina iliaca superior zum anterioralen Ende des medialen Ligament	
m. rectus femoris	U: (1) Spina iliaca anterior inferior und (2) Sulcus supra-acetabularis am oberen Rand der Pfanne des Hüftgelenks A: Tuberositas tibiae	<ul style="list-style-type: none"> • Extension des Kniegelenks • Flexion des Hüftgelenks 	50% auf der Linie von der anterior spina iliaca superior zum superior Part der Patella	
m. biceps femoris caput longum	U: tuber ischiadicum A: Caput fibulae	<ul style="list-style-type: none"> • Flexion des Kniegelenks • Extension des Hüftgelenks 	50% auf der Linie von der ischial Tuberositas zur lateralen Epicondyle der Tibia	

6.2. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Untersuchungen zu sportartspezifischen Muskelfaserverteilungen in leistungsrelevanten Muskeln durch Entnahme von Nadelbiopsieproben	12
Tab. 2: Eigenschaften der Muskelfasertypen nach ¹ Kanda et al. (1992), ² Badtke, (1995), ³ Fitts et al., (1998), ⁴ Botinelli et al. (1994), ⁵ Widrick et al. (2002), ⁶ Malisoux et al., (2006), (2007), FL-Faserlänge,.....	13
Tab. 3: Angaben zu Probanden in Studie I und II.....	32
Tab. 4: Berechnung der Phasen von 9 Counter-Movement-Jumps und 3 unterschiedlichen Probanden mit 2 verschiedenen Verfahren	44
Tab. 5: Irrtumswahrscheinlichkeiten und deren Bedeutung (Leonhart, 2004)	45
Tab. 6: Deskriptive Statistik zur Veränderung der Zeitstruktur bzgl. der Phasen beim Counter-Movement-Jump	56
Tab. 7: Ergebnisse der Sprunghöhe vor und nach elektrischer Stimulation der Vast. lat. und Gast. Lat.	57
Tab. 8: Ergebnisse des Kniewinkels vor und während elektrischer Stimulation der Vast. lat. und Gast. Lat.	58
Tab. 9: Vergleich unterschiedlicher Ansätze bei Schnellkrafttrainingsmethoden bzgl. der Leistungssteigerung bei vertikalen Sprüngen.....	83
Tab. 10: Übersicht zu den Daten der Probandengruppe	96
Tab. 11: Trainingsprotokoll der EMS-Gruppe.....	98
Tab. 12: Trainingsprotokoll der Kniebeuge Gruppe.....	99
Tab. 13: Bedingungen für die Phaseneinteilung der Sprünge	111
Tab. 14: Irrtumswahrscheinlichkeiten und deren Bedeutung (Leonhart, 2004)	112
Tab. 15: Mittelwert und Standardabweichung der Phosphatrelationen PCr/ β -ATP in Pre- und Posttest.....	144
Tab. 16: Mittelwert und Standardabweichung der Phosphatrelationen (PCr+Pi)/ β -ATP in Pre- und Posttest.....	145
Tab. 17: Mittelwert und Standardabweichung des pH-Wertes im Muskel in Pre- und Posttest....	146
Tab. 18: Prozentuale Abweichungen in der Bewertung der Leistungssteigerung durch unterschiedliche Höhenberechnung.....	148
Tab. 19: Vergleich der Studien bzgl. des Verhältnisses zwischen Trainingsumfang und Leistungssteigerung beim Counter-Movement Jump (TP=Trainingsprogramm).....	149
Tab. 20: Anatomische Grundlagen und angewandte Methode zur Lokalisierung der abgeleiteten Muskeln (Hermens et al., 1999; Platzer, 1999)	184
Tab. 21: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der zusammengefassten Messergebnisse der iEMG im ermüdeten Zustand und in der Regenerationsphase	193
Tab. 22: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der einzelnen Messergebnisse der iEMG im ermüdeten Zustand und in der Regenerationsphase	193
Tab. 23: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile des absoluten Fußgelenkwinkels während der isometrischen Kontraktion	194
Tab. 24: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Änderung des Fußgelenkwinkels während der isometrischen Kontraktion	194
Tab. 25: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der relativen Veränderung des Fußgelenkwinkels während der isometrischen Kontraktion	194
Tab. 26: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. der Parameter iEMG der Muskeln des Triceps surae und Kraft bei Zusammenfassung der Messreihen Ermüdung und Regeneration..	195

Tab. 27: Oneway Anova der iEMG des Triceps surae und der Kraft bei Zusammenfassung der Messreihen Ermüdung und Regeneration.....	195
Tab. 28: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. der Parameter iEMG des Triceps surae und der Kraft bei Zusammenfassung der Messreihen Ermüdung und Regeneration	195
Tab. 29: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. der Parameter iEMG der Muskeln des Triceps surae und Kraft der einzelnen Messreihen während Ermüdung und Regeneration	196
Tab. 30: Oneway Anova bzgl. der Parameter iEMG der Muskeln des Triceps surae und Kraft der einzelnen Messreihen während Ermüdung und Regeneration.....	196
Tab. 31: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. der Parameter iEMG der Muskeln des Triceps surae und Kraft der einzelnen Messreihen während Ermüdung und Regeneration	196
Tab. 32: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. des Parameters relativer Fußgelenkwinkel der einzelnen Messreihen während Ermüdung und Regeneration.....	199
Tab. 33: Oneway Anova bzgl. des Parameters relativer Fußgelenkwinkel der einzelnen Messreihen während Ermüdung und Regeneration	199
Tab. 34: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. des Parameters relativer Fußgelenkwinkel der einzelnen Messreihen während Ermüdung und Regeneration.....	199
Tab. 35: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Parameter iEMG und Kraft des Triceps surae vor (Messreihe 1 u. 2) und nach (Messreihe 3) den Algorithmen aus elektrischer Stimulation und dynamischer Kontraktion	200
Tab. 36: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der iEMG während der konzentrischen Phase des Counter-Movement Jumps	200
Tab. 37: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der iEMG während der exzentrischen Phase des Counter-Movement Jumps	201
Tab. 38: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. der Parameter iEMG und Kraft des Triceps surae vor und nach den Algorithmen aus elektrischer Stimulation und dynamischer Kontraktion.....	202
Tab. 39: Oneway Anova bzgl. der Parameter iEMG und Kraft des Triceps surae vor- und nach den Algorithmen aus elektrischer Stimulation und dynamischer Kontraktion	202
Tab. 40: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. der Parameter iEMG und Kraft des Triceps surae vor (Messreihe 1 u. 2) und nach (Messreihe 3) den Algorithmen aus elektrischer Stimulation und dynamischer Kontraktion	203
Tab. 41: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. der zeitlichen Struktur des Counter-Movement Jumps	203
Tab. 42: Oneway Anova bzgl. der zeitlichen Struktur des Counter-Movement Jumps	204
Tab. 43: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. der Zeitphasen beim Counter-Movement Jump	204
Tab. 44: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. der relativen Sprunghöhe	205
Tab. 45: Oneway Anova bzgl. der relativen Sprunghöhe beim Counter-Movement Jump.....	205
Tab. 46: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. der relativen Sprunghöhe beim Counter-Movement Jump.....	205
Tab. 47: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. des relativen Kniewinkels im Umkehrpunkt des Counter-Movement Jump	205
Tab. 48: Oneway Anova bzgl. des relativen Kniewinkels beim Counter Movement Jump	205
Tab. 49: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. der relativen Kniewinkels im Umkehrpunkt des Counter-Movement Jump	206
Tab. 50: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. des iEMG in der konzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump	206
Tab. 51: Oneway Anova bzgl. des iEMG in der konzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump.....	206

Tab. 52: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. des iEMG in der konzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump	207
Tab. 53: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. des iEMG in der exzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump	209
Tab. 54: Oneway Anova bzgl. des iEMG in der exzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump.....	209
Tab. 55: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. des iEMG in der exzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump	209
Tab. 56: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der gesamten Trainingsgruppe.....	211
Tab. 57: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile in der EMS Gruppe	212
Tab. 58: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile in der KB Gruppe	213
Tab. 59: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile in der Kontroll Gruppe	214
Tab. 60: Wilcoxon Test – Ränge; gesamte Trainingsgruppe	215
Tab. 61: Wilcoxon Test – Ränge; EMS Trainingsgruppe	215
Tab. 62: Wilcoxon Test – Ränge; KB Trainingsgruppe.....	216
Tab. 63: Wilcoxon Test – Ränge; Kontrollgruppe.....	218
Tab. 64: Statistik für Wilcoxon Test; gesamte Trainingsgruppe	219
Tab. 65: Statistik für Wilcoxon Test; EMS, KB und Kontrollgruppe einzeln	220
Tab. 66: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Trainingsgruppen	220
Tab. 67: Mann-Whitney Test – Ränge	221
Tab. 68: Statistik für Mann-Whitney Test.....	221
Tab. 69: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der gesamten Trainingsgruppe.....	222
Tab. 70: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der EMS Trainingsgruppe	222
Tab. 71: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der KB Trainingsgruppe	223
Tab. 72: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Kontrollgruppe	224
Tab. 73: Wilcoxon Test – Ränge; gesamte Trainingsgruppe	225
Tab. 74: Wilcoxon Test – Ränge; EMS Trainingsgruppe.....	225
Tab. 75: Wilcoxon Test – Ränge; KB Trainingsgruppe.....	227
Tab. 76: Wilcoxon Test – Ränge; Kontrollgruppe.....	228
Tab. 77: Statistik für Wilcoxon Test; gesamte Trainingsgruppe	229
Tab. 78: Statistik für Wilcoxon Test; EMS, KB und Kontrollgruppe einzeln	230
Tab. 79: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Trainingsgruppen	231
Tab. 80: Mann-Whitney Test – Ränge	231
Tab. 81: Statistik für Mann-Whitney Test.....	231
Tab. 82: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der EMS Trainingsgruppe	232
Tab. 83: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der KB Trainingsgruppe	232
Tab. 84: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Kontrollgruppe	233
Tab. 85: Wilcoxon Test – Ränge; EMS Trainingsgruppe.....	234
Tab. 86: Wilcoxon Test – Ränge; KB Trainingsgruppe.....	235
Tab. 87: Wilcoxon Test – Ränge; Kontrollgruppe.....	236
Tab. 88: Statistik für Wilcoxon Test; EMS, KB Trainingsgruppe und Kontrollgruppe	237
Tab. 89: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Trainingsgruppen	239

Tab. 90: Mann-Whitney Test – Ränge	239
Tab. 91: Statistik für Mann-Whitney Test	240
Tab. 92: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der EMS Trainingsgruppe	241
Tab. 93: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der KB Trainingsgruppe	242
Tab. 94: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Kontrollgruppe	242
Tab. 95: Wilcoxon Test – Ränge; EMS Gruppe	243
Tab. 96: Wilcoxon Test – Ränge; KB Trainingsgruppe.....	245
Tab. 97: Wilcoxon Test – Ränge; Kontrollgruppe.....	246
Tab. 98: Statistik für Wilcoxon Test; EMS und Kniebeuge Trainingsgruppe und Kontrollgruppe ..	247
Tab. 99: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Trainingsgruppen	248
Tab. 100: Mann-Whitney Test - Ränge.....	249
Tab. 101: Statistik für Mann-Whitney Test.....	249

6.3. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Einflussfaktoren bei der Erzeugung von Muskelkraft.....	11
Abb. 2: Klassifikationen von Fasertypen auf Basis morphologischer Bestimmung der MHC Forman, chemische Färbung des Enzyms Myosin ATP-ase und biochemischer Bestimmungsverfahren und die jeweilige Zuordnung untereinander (Scott et al., 2001) ..	13
Abb. 3: Rekrutierungsprinzipien innerhalb von Motoneuronenpools (Bawa, 2002).....	15
Abb. 4: LO – kleine, langsame motorische Einheiten mit niedriger Entladungsfrequenz welche ST Fasern innervieren; SOG größere, schnellere motorische Einheiten mit höherer Entladungsfrequenz die FT-O Fasern innervieren; SG größten und schnellsten motorischen Einheiten mit höchster Reizschwelle die FT-G Fasern innervieren (nach Hannerz 1974 aus Sale 1994)	15
Abb. 5: Kraft-Geschwindigkeitskurven von unterschiedlichen Sportlern mit gleicher Leistungsfähigkeit (Zatsiorsky, 2000).....	17
Abb. 6: Komponenten der Schnellkraft (Bührle, 1985).....	18
Abb. 7: Anpassungen der Kraft-Geschwindigkeitskurven durch verschiedene Belastungsmethoden (Zatsiorsky, 2000).....	19
Abb. 8: Diagnostisches Konzept: Belastungsserien bestehend aus abwechselnder isolierter und komplexer Muskelbeanspruchung mit Ermüdungscharakter am Beispiel einer fortschreitenden isolierten Synergistenermüdung mit Auswirkung auf die reaktive Sprungleistung und deren Diagnose (Türk-Noack et al. 2001).....	28
Abb. 9: Monosynaptische Ia Verlinkung im Quadriceps femoris und Triceps surae. Die Schattierung der Felder zeigt die Stärke des Verhältnis von heteronymen und homonymen EPSP Amplituden, welche durch periphere Nerv Stimulation erzeugt wurde (Nichols et al., 1999)	29
Abb. 10: A) Testdesign für das 1. Experiment; B) EMS Programm.....	34
Abb. 11: zeitliche Struktur des Versuchsaufbaus in Experiment II	35
Abb. 12: Abgeschlossene Vorbereitungsmaßnahmen für elektromyografische Messungen	36
Abb. 13: Versuchsaufbau der isometrischen Maximalkraftmessungen	37
Abb. 14: Signalaufnahme und Verarbeitung der Beschleunigung und der EMG Daten mit der Software DasyLab 9.0	39
Abb. 15: Phaseneinteilung durch Beschleunigungs- und Geschwindigkeitsverlauf von zwei Counter-Movement-Jumps eines Probanden (blau/gelb Geschwindigkeitsverlauf; rot/grün Beschleunigungsverlauf)	41

Abb. 16: Berechnung der Flughöhe aus der Flugzeit; $g = 9,80665 \text{ m/s}^2$; t_S = Steighöhe; t_F = Flugzeit; s_{max} = Steighöhe; t_L = Zeit der Landung; t_A = Zeit des Absprungs	42
Abb. 17: Berechnung der Sprungphasen mittels Beschleunigungsaufnehmer; der Start der Bewegung wurde auf die 5'che Standardabweichung des Ruhesignals festgelegt.	43
Abb. 18: Berechnung der Sprungphasen mittels Goniometer; der Start der Bewegung wurde auf die 11° festgelegt	44
Abb. 19: Beispiel für die Kraft-Zeitverläufe bei 8 Maximalkraftmessungen bei einem Probanden. 3 Messungen vor, 3 Messungen nach Ermüdung des m. Gastrocnemius lateralis, 2 Messungen während der Erholungsphase.	46
Abb. 20: Kraftverlauf und Muskelaktivität des m. Soleus, m. Gastrocnemius lateralis und m. Gastrocnemius medialis bei Maximalkraftmessungen vor (blau) und nach (grün) Ermüdung des Gastrocnemius lateralis eines Probanden (Proband 1).....	47
Abb. 21: Veränderung der Muskelaktivität des Triceps surae vor- und nach elektrischer Stimulation des Gast. lat.....	48
Abb. 22: Veränderung der Muskelaktivität des Triceps surae ohne elektrische Stimulation des Gast. lat. und zu allen folgenden Messzeitpunkten.....	50
Abb. 23: Maximaler Fußgelenkwinkel und Änderung bei einzelnen isometrischen Maximalkraftmessungen mit unterschiedlichen Belastungskonfigurationen	50
Abb. 24: Kraftverlauf und Muskelaktivität des m. Soleus, m. Gastrocnemius lateralis und m. Gastrocnemius medialis bei Maximalkraftmessungen vor (blau) und nach (grün) den Sprungserien in Experiment 2 (Proband 1)	52
Abb. 25: Veränderung der Muskelaktivität des Triceps surae vor- und nach wiederholter elektrischer Stimulation des Gast. lat. und Serien von Counter-Movement-Jumps.....	53
Abb. 26: Veränderung der Zeitstruktur der einzelnen Bewegungsphasen beim Counter-Movement-Jump.....	55
Abb. 27: Absolute und relative Veränderung der Sprunghöhe	56
Abb. 28: Absolute und relative Veränderung des Kniewinkels im Umkehrpunkt.....	57
Abb. 29: typische EMG-Kurvenverläufe von 4 Muskeln des Unterschenkels bei 3 Counter-Movement-Jumps im unermüdeten Zustand eines Probanden.	58
Abb. 30: relative Veränderung der Muskelaktivität des Triceps surae in der exzentrischen Phase.	61
Abb. 31: relative Veränderung der Muskelaktivität des Triceps surae in der konzentrischen Phase	63
Abb. 32: typische EMG-Kurvenverläufe von 4 Muskeln des Unterschenkels bei 3 Counter-Movement-Jumps im unermüdeten Zustand eines Probanden.	64
Abb. 33: relative Veränderung der Muskelaktivität des Triceps surae in der exzentrischen Phase.	65
Abb. 35: Vereinfachte Darstellung über die Reflexwege, welche die Alpha- bzw. Gammaneuronen affektieren (Gandeiva et al. 1998).....	73
Abb. 36: Änderung der neuromuskulären Ansteuerung im Quadriceps femoris vor und nach Ermüdung (Akima et al., 2002)	74
Abb. 37: Mechanismus von PAP (Sale 2002)	77
Abb. 38: Konfiguration der EMS und EMG Elektroden am Gastrocnemius lateralis	78
Abb. 39: Unterschiede zwischen den Flugzeiten nach Vorbelastung bei unterschiedlicher Belastungsdichte in Bezug auf die Flugzeit im unermüdeten Zustand (Comyns et al. 2006)	87
Abb. 40: Trainingsanpassungen bei unterschiedlichen Sprungformen während und nach einer Methodenkombination von EMS und Plyometrie.....	88
Abb. 41: Typisches 31Phosphat Magnet Resonanz Spektrum des Gastrocnemius medialis unter Nutzung eines 3 Tesla Magnet Resonanz Tomographen	91
Abb. 42: Belastungsprogramm der EMS Gruppe	98

Abb. 43: Belastungsprogramm der EMS Gruppe	99
Abb. 44: Aufbau der Messapparatur (Ertelt, 2008)	102
Abb. 45: Versuchsaufbau der ³¹ P-Phosphat-Magnet-Resonanz-Spektroskopie Messungen	104
Abb. 46: Zwei Ruhephosphat Stackplots eines Probanden	105
Abb. 47: Messpunkte für Extremitätenlängenbestimmung und Goniometerbefestigung	106
Abb. 48: Berechnung der Flughöhe aus der Flugzeit;	108
Abb. 49: Distanzen und Winkel für die trigonometrischen Funktionen zur Wegberechnung	110
Abb. 50: Visualisierung der Phaseneinteilung zweier Drop Jumps eines Athleten bzgl. unterschiedlicher Parameter	110
Abb. 51: Konstanz bzgl. der Kraft-Zeitverläufe in der Ausführung des Counter-Movement Jumps bei 2 unterschiedlichen Probanden	113
Abb. 52: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter Sprunghöhe beim Counter-Movement Jump	113
Abb. 53: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter Dauer der konzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump	114
Abb. 54: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter Höhe des KSP im Umkehrpunkt.	115
Abb. 55: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter Leistung in der konzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump	116
Abb. 56: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter maximale Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk beim Counter-Movement Jump	117
Abb. 57: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter maximale Winkelgeschwindigkeit im Fußgelenk beim Counter-Movement Jump	118
Abb. 58: Vergleich unterschiedlicher Kraft-Zeitverläufe von 3 Probanden beim Drop Jump	119
Abb. 59: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter maximale Sprunghöhe beim Drop Jump.	120
Abb. 60: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter Bodenkontaktzeit beim Drop Jump	120
Abb. 61: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter Weg der Hüfte beim Drop Jump.	121
Abb. 62: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter Leistung beim Drop Jump.	123
Abb. 63: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf den Parameter maximale Winkelgeschwindigkeit in Fuß- und Kniegelenk beim Drop Jump	124
Abb. 64: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf isometrische Kraftparameter im m. Quadriceps femoris	127
Abb. 65: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung der maximal willkürlich Kontraktionskraft (MVC) im m. Quadriceps femoris	129
Abb. 66: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung der mittleren Kraftentwicklung (meanRFD) im m. Quadriceps femoris	130
Abb. 67: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung der maximalen willkürlich Kraftentwicklung (maxRFD) im m. Quadriceps femoris	131
Abb. 68: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung des Reaktivitätskoeffizienten (maxRFD) im m. Quadriceps femoris	133
Abb. 69: Wirksamkeit des Schnellkrafttrainings auf isometrische Kraftparameter im m. Triceps surae	135
Abb. 70: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung der maximal willkürlich Kontraktionskraft (MVC) im m. Triceps surae	137

Abb. 71: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung der maximal willkürlichen Kraftentwicklung (maxRFD) im m. Triceps surae	138
Abb. 72: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung der mittleren Kraftentwicklung (meanRFD) im m. Triceps surae.....	140
Abb. 73: Wirksamkeit der Belastungsmethoden auf die Entwicklung des Reaktivitätskoeffizienten (RC) im m. Triceps surae	141
Abb. 74: ³¹ P-MR Spektren des M. Gastrocnemius (caput medialis) vor (blau) und nach (rot) der 4wöchigen Trainingsphase eines Probanden.....	143
Abb. 75: Ruhekonzentrationen der Relationen von Kreatinphosphat (PCr) und β -ATP	144
Abb. 76: Ruhekonzentrationen der Relationen von Kreatinphosphat (PCr), anorganischen Phosphat (Pi) und β -ATP.....	145
Abb. 77: Leistungsentwicklung beim CMJ unter Nutzung einer Trainingsmethode die elektrische Stimulation und plyometrisches Training kombinierte (Maffioletti et al. 2002) (CMJ Counter-Movement Jump; CMJ _A Counter-Movement Jump mit Armschwung; Spike Angriffsschlag	150
Abb. 78: Abhängigkeit der muskulären Ansteuerung vom Gelenkwinkel und der Muskellänge (Arampatzis et al., 2006)	152
Abb. 79: Bodenreaktionskräfte bei unterschiedlichen Fallhöhen bzw. Intensitäten (Bobbert, Huijing, & van Ingen Schenau, 1987)	154
Abb. 80: Systematik der Kombinierten Methoden im Schnellkrafttraining (HRT-Heavy Resistance Training, EMS-elektrische Muskelstimulation).....	162
Abb. 81: Auswirkung der Sitzpositionen auf die Muskellänge bei elektrischer Stimulation	163
Abb. 82: ³¹ P-MRS Spektrum eines Probanden A) während Ruhe und B) unter Belastung. In C) werden die Einzelergebnisse der Probanden aufgelistet	167

6.4. Statistik Studie I

6.4.1. Experiment 1 – isometrische Kontraktion nach elektrischer Stimulation des m. gastrocnemius lateralis

6.4.1.1. Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile ausgewählter Parameter

Tab. 21: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der zusammengefassten Messergebnisse der iEMG im ermüdeten Zustand und in der Regenerationsphase

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum	
					Untergrenze	Obergrenze			
Soleus	unermüdet	41	100,0	7,8	1,2	97,6	102,4	72,9	124,9
	ermüdet	42	117,3	16,3	2,5	112,3	122,4	96,4	167,6
	erholung	26	112,6	20,5	4,0	104,3	120,8	80,5	186,8
	Gesamt	109	109,7	16,7	1,6	106,5	112,9	72,9	186,8
Gastrocnemius lateralis	unermüdet	41	100,0	5,8	0,9	98,2	101,8	86,0	112,9
	ermüdet	42	80,2	20,5	3,2	73,8	86,6	41,3	116,1
	erholung	26	91,8	16,5	3,2	85,1	98,4	61,9	135,5
	Gesamt	109	90,4	17,6	1,7	87,1	93,7	41,3	135,5
Gastrocnemius medialis	unermüdet	41	100,0	3,3	0,5	99,0	101,0	92,5	110,6
	ermüdet	41	112,1	13,1	2,1	108,0	116,2	73,6	145,2
	erholung	26	107,6	12,2	2,4	102,7	112,5	83,8	132,8
Kraft	Gesamt	108	106,4	11,5	1,1	104,2	108,6	73,6	145,2
	unermüdet	38	100,0	5,0	0,8	98,3	101,7	86,1	109,4
	ermüdet	39	101,3	7,0	1,1	99,1	103,6	87,2	113,1
	erholung	24	100,7	10,0	2,0	96,5	104,9	69,0	119,7
Gesamt	unermüdet	101	100,7	7,2	0,7	99,3	102,1	69,0	119,7
	ermüdet								
	erholung								
	Gesamt								

Tab. 22: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der einzelnen Messergebnisse der iEMG im ermüdeten Zustand und in der Regenerationsphase

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum	
					Untergrenze	Obergrenze			
Soleus	unermüdet	41	100,0	7,8	1,2	97,6	102,4	72,9	124,9
	ermüdet 1	14	112,9	16,5	4,4	103,4	122,4	96,4	156,2
	ermüdet 2	14	120,0	16,7	4,5	110,3	129,7	102,9	167,6
	ermüdet 3	14	119,1	15,9	4,2	110,0	128,3	98,2	142,3
	erholung 1	13	116,9	24,0	6,6	102,4	131,3	94,5	186,8
	erholung 2	13	108,2	16,1	4,5	98,5	118,0	80,5	130,5
	Gesamt	109	109,7	16,7	1,6	106,5	112,9	72,9	186,8
Gastrocnemius lateralis	unermüdet	41	100,0	5,8	0,9	98,2	101,8	86,0	112,9
	ermüdet 1	14	85,2	18,8	5,0	74,4	96,1	51,7	116,1
	ermüdet 2	14	77,6	20,3	5,4	65,8	89,3	43,9	108,7
	ermüdet 3	14	77,7	22,6	6,0	64,7	90,8	41,3	114,9

Gastrocnemius medialis	erholung 1	13	91,7	11,4	3,2	84,8	98,6	69,5	112,4
	erholung 2	13	91,9	20,9	5,8	79,3	104,5	61,9	135,5
	Gesamt	109	90,4	17,6	1,7	87,1	93,7	41,3	135,5
	unermüdet	41	100,0	3,3	0,5	99,0	101,0	92,5	110,6
	ermüdet 1	14	107,2	14,5	3,9	98,9	115,6	73,6	125,1
	ermüdet 2	14	112,8	10,8	2,9	106,6	119,1	93,3	127,4
	ermüdet 3	13	116,6	13,1	3,6	108,7	124,4	97,9	145,2
Kraft	erholung 1	13	108,0	12,9	3,6	100,1	115,8	89,6	132,8
	erholung 2	13	107,2	11,9	3,3	100,0	114,4	83,8	126,4
	Gesamt	108	106,4	11,5	1,1	104,2	108,6	73,6	145,2
	unermüdet	38	100,0	5,0	0,8	98,3	101,7	86,1	109,4
	ermüdet 1	13	101,3	5,6	1,5	98,0	104,7	94,1	110,5
	ermüdet 2	13	101,6	6,9	1,9	97,5	105,8	90,6	111,8
	ermüdet 3	13	101,1	8,8	2,4	95,8	106,4	87,2	113,1
	erholung 1	12	101,7	6,9	2,0	97,4	106,1	90,1	115,7
	erholung 2	12	99,7	12,6	3,6	91,7	107,7	69,0	119,7
	Gesamt	101	100,7	7,2	0,7	99,3	102,1	69,0	119,7

Tab. 23: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile des absoluten Fußgelenkwinkels während der isometrischen Kontraktion

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
unermüdet	35	130,7	8,0	1,3	128,0	133,4	113,2	147,2
ermüdet 1	13	130,3	8,5	2,4	125,1	135,4	112,3	145,1
ermüdet 2	13	131,9	7,3	2,0	127,5	136,3	117,1	147,2
ermüdet 3	13	131,2	7,1	2,0	126,9	135,4	119,4	144,2
regeneriert 1	13	132,2	8,0	2,2	127,4	137,1	115,3	147,4
regeneriert 2	13	132,4	7,1	2,0	128,1	136,7	118,4	144,3
Gesamt	100	131,3	7,6	0,8	129,8	132,8	112,3	147,4

Tab. 24: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Änderung des Fußgelenkwinkels während der isometrischen Kontraktion

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
unermüdet	35	13,3	4,8	0,8	11,7	15,0	5,0	26,0
ermüdet 1	13	13,2	5,3	1,5	10,0	16,4	5,0	22,0
ermüdet 2	13	13,8	5,3	1,5	10,6	17,0	6,0	26,0
ermüdet 3	13	13,6	3,5	1,0	11,5	15,8	9,0	23,0
regeneriert 1	13	14,1	4,3	1,2	11,5	16,7	6,0	22,0
regeneriert 2	13	14,0	4,0	1,1	11,6	16,4	8,0	21,0
Gesamt	100	13,6	4,5	0,5	12,7	14,5	5,0	26,0

Tab. 25: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der relativen Veränderung des Fußgelenkwinkels während der isometrischen Kontraktion

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert	Minimum	Maximum
--	---	------------	--------------------	----------------	---	---------	---------

					Unter- grenze	Ober- grenze		
unermüdet	35	100,0	1,13	,19	99,60	100,374	97,9	102,3
ermüdet 1	13	99,7	2,36	,65	98,27	101,121	94,6	102,9
ermüdet 2	13	101,0	1,35	,37	100,18	101,807	98,2	103,7
ermüdet 3	13	100,4	1,60	,44	99,39	101,328	98,4	103,3
regeneriert 1	13	101,2	1,46	,40	100,36	102,122	99,3	103,5
regeneriert 2	13	101,5	2,48	,69	99,98	102,981	98,0	105,1
Gesamt	100	100,5	1,75	,17	100,14	100,833	94,6	105,1

6.4.1.2. Post Hoc Tests – Experiment 1

Tab. 26: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. der Parameter iEMG der Muskeln des Triceps surae und Kraft bei Zusammenfassung der Messreihen Ermüdung und Regeneration

	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
Soleus	9,420	2	106	,000
Gastronemius lateralis	21,291	2	106	,000
Gastrocnemius medialis	14,619	2	105	,000
Kraft	3,442	2	98	,036

Tab. 27: Oneway Anova der iEMG des Triceps surae und der Kraft bei Zusammenfassung der Messreihen Ermüdung und Regeneration

		Quadrat- summe	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Soleus	Zwischen den Gruppen	6519,069	2	3259,534	14,561	,000
	Innerhalb der Gruppen	23728,358	106	223,852		
	Gesamt	30247,426	108			
Gastronemius lateralis	Zwischen den Gruppen	8213,101	2	4106,551	17,204	,000
	Innerhalb der Gruppen	25302,537	106	238,703		
	Gesamt	33515,639	108			
Gastrocnemius medialis	Zwischen den Gruppen	3046,558	2	1523,279	14,479	,000
	Innerhalb der Gruppen	11046,908	105	105,209		
	Gesamt	14093,466	107			
Kraft	Zwischen den Gruppen	34,998	2	17,499	,337	,715
	Innerhalb der Gruppen	5093,264	98	51,972		
	Gesamt	5128,262	100			

Tab. 28: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. der Parameter iEMG des Triceps surae und der Kraft bei Zusammenfassung der Messreihen Ermüdung und Regeneration

Abhängige Variable	(I) Messung	(J) Messung	Mittlere Diffe- renz (I-J)	Standard- fehler	Signifikanz	95%- Konfidenzintervall	
						Unter- grenze	Ober- grenze
Soleus	unermüdet	ermüdet	-17,3380(*)	2,7868	,000	-24,186	-10,490
		erholung	-12,5500(*)	4,1931	,016	-23,160	-1,940
	ermüdet	unermüdet	17,3380(*)	2,7868	,000	10,490	24,186
		erholung	4,7881	4,7345	,682	-6,961	16,537
	erholung	unermüdet	12,5500(*)	4,1931	,016	1,940	23,160
		ermüdet	-4,7881	4,7345	,682	-16,537	6,961
Gastronemius lateralis	unermüdet	ermüdet	19,8184(*)	3,2840	,000	11,692	27,945
		erholung	8,2261	3,3578	,060	-,282	16,734

Gastrocnemius medialis	ermüdet	unermüdet	-19,8184(*)	3,2840	,000	-27,945	-11,692
		erholung	-11,5923(*)	4,5196	,038	-22,686	-,498
	erholung	unermüdet	-8,2261	3,3578	,060	-16,734	,282
		ermüdet	11,5923(*)	4,5196	,038	,498	22,686
	unermüdet	ermüdet	-12,0970(*)	2,1150	,000	-17,342	-6,852
		erholung	-7,5859(*)	2,4446	,013	-13,802	-1,370
	ermüdet	unermüdet	12,0970(*)	2,1150	,000	6,852	17,342
		erholung	4,5111	3,1488	,402	-3,238	12,260
	erholung	unermüdet	7,5859(*)	2,4446	,013	1,370	13,802
		ermüdet	-4,5111	3,1488	,402	-12,260	3,238
Kraft	unermüdet	ermüdet	-1,3477	1,3901	,707	-4,749	2,054
		erholung	-,7289	2,1910	,983	-6,263	4,805
	ermüdet	unermüdet	1,3477	1,3901	,707	-2,054	4,749
		erholung	,6188	2,3225	,991	-5,188	6,426
	erholung	unermüdet	,7289	2,1910	,983	-4,805	6,263
		ermüdet	-,6188	2,3225	,991	-6,426	5,188

* Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau .05 signifikant.

Tab. 29: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. der Parameter iEMG der Muskeln des Triceps surae und Kraft der einzelnen Messreihen während Ermüdung und Regeneration

	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
Soleus	4,035	5	103	,002
Gastronemius lateralis	9,879	5	103	,000
Gastrocnemius medialis	7,824	5	102	,000
Kraft	2,683	5	95	,026

Tab. 30: Oneway Anova bzgl. der Parameter iEMG der Muskeln des Triceps surae und Kraft der einzelnen Messreihen während Ermüdung und Regeneration

		Quadrat-summe	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Soleus	Zwischen den Gruppen	7424,002	5	1484,800	6,701	,000
	Innerhalb der Gruppen	22823,424	103	221,587		
	Gesamt	30247,426	108			
Gastronemius lateralis	Zwischen den Gruppen	8746,742	5	1749,348	7,275	,000
	Innerhalb der Gruppen	24768,897	103	240,475		
	Gesamt	33515,639	108			
Gastrocnemius medialis	Zwischen den Gruppen	3648,270	5	729,654	7,125	,000
	Innerhalb der Gruppen	10445,197	102	102,404		
	Gesamt	14093,466	107			
Kraft	Zwischen den Gruppen	61,237	5	12,247	,230	,949
	Innerhalb der Gruppen	5067,024	95	53,337		
	Gesamt	5128,262	100			

Tab. 31: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. der Parameter iEMG der Muskeln des Triceps surae und Kraft der einzelnen Messreihen während Ermüdung und Regeneration

Abhängige Variable	(I) Mes-sung	(J) Messung	Mittlere Differenz (I-J)	Standard-fehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
						Unter-grenze	Ober-grenze
Soleus	unermüdet	ermüdet 1	-12,8787	4,5620	,176	-28,715	2,958
		ermüdet 2	-19,9949(*)	4,6308	,009	-36,083	-3,907
		ermüdet 3	-19,1405(*)	4,4077	,008	-34,412	-3,869
		erholung 1	-16,8566	6,7544	,337	-41,057	7,344
		erholung 2	-8,2434	4,6225	,782	-24,547	8,061

Gastronemius lateralis	ermüdet 1	unermüdet	12,8787	4,5620	,176	-2,958	28,715
		ermüdet 2	-7,1162	6,2709	,990	-27,320	13,087
		ermüdet 3	-6,2618	6,1080	,997	-25,943	13,419
		erholung 1	-3,9779	7,9688	1,000	-30,258	22,302
		erholung 2	4,6353	6,2648	1,000	-15,635	24,905
	ermüdet 2	unermüdet	19,9949(*)	4,6308	,009	3,907	36,083
		ermüdet 1	7,1162	6,2709	,990	-13,087	27,320
		ermüdet 3	,8544	6,1594	1,000	-18,995	20,704
		erholung 1	3,1383	8,0083	1,000	-23,240	29,517
		erholung 2	11,7515	6,3150	,687	-8,678	32,181
	ermüdet 3	unermüdet	19,1405(*)	4,4077	,008	3,869	34,412
		ermüdet 1	6,2618	6,1080	,997	-13,419	25,943
		ermüdet 2	-,8544	6,1594	1,000	-20,704	18,995
		erholung 1	2,2839	7,8814	1,000	-23,784	28,352
		erholung 2	10,8972	6,1533	,752	-9,023	30,818
	erholung 1	unermüdet	16,8566	6,7544	,337	-7,344	41,057
		ermüdet 1	3,9779	7,9688	1,000	-22,302	30,258
		ermüdet 2	-3,1383	8,0083	1,000	-29,517	23,240
		ermüdet 3	-2,2839	7,8814	1,000	-28,352	23,784
		erholung 2	8,6132	8,0036	,995	-17,796	35,022
	erholung 2	unermüdet	8,2434	4,6225	,782	-8,061	24,547
		ermüdet 1	-4,6353	6,2648	1,000	-24,905	15,635
		ermüdet 2	-11,7515	6,3150	,687	-32,181	8,678
		ermüdet 3	-10,8972	6,1533	,752	-30,818	9,023
		erholung 1	-8,6132	8,0036	,995	-35,022	17,796
	unermüdet	ermüdet 1	14,7796	5,1095	,165	-3,232	32,792
		ermüdet 2	22,4127(*)	5,5118	,018	2,948	41,878
		ermüdet 3	22,2629(*)	6,1113	,041	,636	43,890
		erholung 1	8,3340	3,2971	,307	-3,264	19,932
		erholung 2	8,1181	5,8599	,958	-12,956	29,193
	ermüdet 1	unermüdet	-14,7796	5,1095	,165	-32,792	3,232
		ermüdet 2	7,6331	7,4064	,996	-16,242	31,509
		ermüdet 3	7,4833	7,8628	,998	-17,932	32,898
		erholung 1	-6,4456	5,9452	,994	-25,985	13,094
		erholung 2	-6,6615	7,6689	,999	-31,551	18,228
	ermüdet 2	unermüdet	-22,4127(*)	5,5118	,018	-41,878	-2,948
		ermüdet 1	-7,6331	7,4064	,996	-31,509	16,242
		ermüdet 3	-,1498	8,1299	1,000	-26,371	26,071
		erholung 1	-14,0787	6,2943	,427	-34,878	6,721
		erholung 2	-14,2946	7,9426	,732	-40,014	11,424
	ermüdet 3	unermüdet	-22,2629(*)	6,1113	,041	-43,890	-,636
		ermüdet 1	-7,4833	7,8628	,998	-32,898	17,932
ermüdet 2		,1498	8,1299	1,000	-26,071	26,371	
erholung 1		-13,9289	6,8254	,572	-36,662	8,805	
erholung 2		-14,1448	8,3698	,806	-41,218	12,928	
erholung 1	unermüdet	-8,3340	3,2971	,307	-19,932	3,264	
	ermüdet 1	6,4456	5,9452	,994	-13,094	25,985	
	ermüdet 2	14,0787	6,2943	,427	-6,721	34,878	
	ermüdet 3	13,9289	6,8254	,572	-8,805	36,662	
	erholung 2	-,2159	6,6012	1,000	-22,353	21,921	
erholung 2	unermüdet	-8,1181	5,8599	,958	-29,193	12,956	
	ermüdet 1	6,6615	7,6689	,999	-18,228	31,551	
	ermüdet 2	14,2946	7,9426	,732	-11,424	40,014	
	ermüdet 3	14,1448	8,3698	,806	-12,928	41,218	

Gastrocnemius medialis	erholung 1	ermüdet 1	,2159	6,6012	1,000	-21,921	22,353
		ermüdet 2	-7,2217	3,9059	,743	-21,069	6,625
		ermüdet 3	-12,8374(*)	2,9376	,010	-23,194	-2,480
	erholung 2	ermüdet 1	-16,5499(*)	3,6616	,009	-29,741	-3,358
		ermüdet 2	-7,9528	3,6248	,520	-21,009	5,104
		ermüdet 3	-7,2189	3,3404	,541	-19,232	4,794
	ermüdet 1	erholung 1	7,2217	3,9059	,743	-6,625	21,069
		erholung 2	-5,6157	4,8323	,988	-21,309	10,078
		erholung 3	-9,3283	5,3036	,760	-26,484	7,828
	erholung 1	ermüdet 1	-,7312	5,2783	1,000	-17,807	16,344
		ermüdet 2	,0027	5,0872	1,000	-16,476	16,482
		ermüdet 3	12,8374(*)	2,9376	,010	2,480	23,194
	ermüdet 2	erholung 1	5,6157	4,8323	,988	-10,078	21,309
		erholung 2	-3,7126	4,6371	1,000	-18,819	11,394
		erholung 3	4,8845	4,6081	,995	-10,120	19,889
	erholung 2	ermüdet 1	5,6184	4,3879	,972	-8,618	19,855
		ermüdet 2	16,5499(*)	3,6616	,009	3,358	29,741
		ermüdet 3	9,3283	5,3036	,760	-7,828	26,484
	ermüdet 3	erholung 1	3,7126	4,6371	1,000	-11,394	18,819
		erholung 2	8,5971	5,1002	,810	-7,972	25,166
		erholung 3	9,3310	4,9022	,659	-6,609	25,271
	erholung 1	ermüdet 1	7,9528	3,6248	,520	-5,104	21,009
		ermüdet 2	,7312	5,2783	1,000	-16,344	17,807
		ermüdet 3	-4,8845	4,6081	,995	-19,889	10,120
	erholung 2	ermüdet 1	-8,5971	5,1002	,810	-25,166	7,972
ermüdet 2		,7339	4,8748	1,000	-15,114	16,582	
ermüdet 3		7,2189	3,3404	,541	-4,794	19,232	
erholung 3	ermüdet 1	-,0027	5,0872	1,000	-16,482	16,476	
	ermüdet 2	-5,6184	4,3879	,972	-19,855	8,618	
	ermüdet 3	-9,3310	4,9022	,659	-25,271	6,609	
ermüdet 1	erholung 1	-,7339	4,8748	1,000	-16,582	15,114	
	erholung 2	-1,3346	1,7521	1,000	-7,187	4,517	
	erholung 3	-1,6448	2,0846	1,000	-8,758	5,469	
ermüdet 2	erholung 1	-1,0637	2,5644	1,000	-9,988	7,861	
	erholung 2	-1,7297	2,1495	1,000	-9,200	5,741	
	erholung 3	,2720	3,7165	1,000	-13,204	13,748	
ermüdet 3	erholung 1	1,3346	1,7521	1,000	-4,517	7,187	
	erholung 2	-,3102	2,4650	1,000	-8,356	7,736	
	erholung 3	,2708	2,8822	1,000	-9,276	9,818	
erholung 1	erholung 1	-,3951	2,5201	1,000	-8,699	7,908	
	erholung 2	1,6066	3,9425	1,000	-12,094	15,307	
	erholung 3	1,6448	2,0846	1,000	-5,469	8,758	
ermüdet 2	erholung 1	,3102	2,4650	1,000	-7,736	8,356	
	erholung 2	,5811	3,0956	1,000	-9,534	10,697	
	erholung 3	-,0849	2,7616	1,000	-9,105	8,935	
ermüdet 3	erholung 1	1,9168	4,1011	1,000	-12,049	15,882	
	erholung 2	1,0637	2,5644	1,000	-7,861	9,988	
	erholung 3	-,2708	2,8822	1,000	-9,818	9,276	
erholung 2	erholung 1	-,5811	3,0956	1,000	-10,697	9,534	
	erholung 2	-,6660	3,1396	1,000	-10,942	9,610	
	erholung 3	1,3357	4,3646	1,000	-13,205	15,877	
erholung 1	erholung 1	1,7297	2,1495	1,000	-5,741	9,200	
	erholung 2	,3951	2,5201	1,000	-7,908	8,699	
	erholung 3	,0849	2,7616	1,000	-8,935	9,105	

	ermüdet 3	,6660	3,1396	1,000	-9,610	10,942
	erholung 2	2,0017	4,1344	1,000	-12,044	16,047
erholung 2	unermüdet	-,2720	3,7165	1,000	-13,748	13,204
	ermüdet 1	-1,6066	3,9425	1,000	-15,307	12,094
	ermüdet 2	-1,9168	4,1011	1,000	-15,882	12,049
	ermüdet 3	-1,3357	4,3646	1,000	-15,877	13,205
	erholung 1	-2,0017	4,1344	1,000	-16,047	12,044

* Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau .05 signifikant.

Tab. 32: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. des Parameters relativer Fußgelenkwinkel der einzelnen Messreihen während Ermüdung und Regeneration

Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
5,119	5	94	,000

Tab. 33: Oneway Anova bzgl. des Parameters relativer Fußgelenkwinkel der einzelnen Messreihen während Ermüdung und Regeneration

	Quadrat-summe	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	40,653	5	8,131	2,923	,017
Innerhalb der Gruppen	261,482	94	2,782		
Gesamt	302,135	99			

Tab. 34: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. des Parameters relativer Fußgelenkwinkel der einzelnen Messreihen während Ermüdung und Regeneration

(I) Messung	(J) Messung	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
unermüdet	ermüdet 1	,2905	,6807	1,000	-2,101	2,682
	ermüdet 2	-1,0053	,4192	,338	-2,411	,401
	ermüdet 3	-,3729	,4830	1,000	-2,021	1,275
	regeneriert 1	-1,2534	,4469	,164	-2,764	,258
	regeneriert 2	-1,4951	,7133	,571	-4,009	1,018
ermüdet 1	unermüdet	-,2905	,6807	1,000	-2,682	2,101
	ermüdet 2	-1,2958	,7528	,799	-3,811	1,220
	ermüdet 3	-,6634	,7901	1,000	-3,268	1,942
	regeneriert 1	-1,5439	,7686	,594	-4,096	1,008
	regeneriert 2	-1,7856	,9486	,674	-4,868	1,297
ermüdet 2	unermüdet	1,0053	,4192	,338	-,401	2,411
	ermüdet 1	1,2958	,7528	,799	-1,220	3,811
	ermüdet 3	,6324	,5802	,994	-1,258	2,523
	regeneriert 1	-,2481	,5505	1,000	-2,038	1,541
	regeneriert 2	-,4898	,7824	1,000	-3,115	2,136
ermüdet 3	unermüdet	,3729	,4830	1,000	-1,275	2,021
	ermüdet 1	,6634	,7901	1,000	-1,942	3,268
	ermüdet 2	-,6324	,5802	,994	-2,523	1,258
	regeneriert 1	-,8805	,6005	,921	-2,833	1,072
	regeneriert 2	-1,1222	,8184	,954	-3,830	1,586
regeneriert 1	unermüdet	1,2534	,4469	,164	-,258	2,764
	ermüdet 1	1,5439	,7686	,594	-1,008	4,096
	ermüdet 2	,2481	,5505	1,000	-1,541	2,038
	ermüdet 3	,8805	,6005	,921	-1,072	2,833
	regeneriert 2	-,2417	,7976	1,000	-2,901	2,417
regeneriert 2	unermüdet	1,4951	,7133	,571	-1,018	4,009

ermüdet 1	1,7856	,9486	,674	-1,297	4,868
ermüdet 2	,4898	,7824	1,000	-2,136	3,115
ermüdet 3	1,1222	,8184	,954	-1,586	3,830
regeneriert 1	,2417	,7976	1,000	-2,417	2,901

* Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau .05 signifikant.

6.4.2. Experiment 2 – dynamische Kontraktionen nach elektrischer Stimulation des m. gastrocnemius lateralis und m. vastus lateralis

6.4.2.1. Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile ausgewählter Parameter

Tab. 35: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Parameter iEMG und Kraft des Triceps surae vor (Messreihe 1 u. 2) und nach (Messreihe 3) den Algorithmen aus elektrischer Stimulation und dynamischer Kontraktion

Messreihe	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum	
					Untergrenze	Obergrenze			
Soleus	1	14	100,3	2,7	0,7	98,8	101,9	94,5	104,9
	2	14	99,7	2,7	0,7	98,1	101,2	95,1	105,5
	3	14	110,9	11,9	3,2	104,0	117,8	90,1	127,6
	Gesamt	42	103,6	8,8	1,4	100,9	106,4	90,1	127,6
gast lat	1	14	100,1	2,2	0,6	98,8	101,3	96,4	105,8
	2	14	99,9	2,2	0,6	98,7	101,2	94,2	103,6
	3	13	85,4	21,5	6,0	72,4	98,4	35,2	111,0
	Gesamt	41	95,4	13,8	2,1	91,0	99,7	35,2	111,0
gast med	1	14	102,2	2,9	0,8	100,5	103,9	95,4	105,9
	2	14	97,8	2,9	0,8	96,1	99,5	94,1	104,6
	3	14	112,3	11,9	3,2	105,5	119,2	90,0	134,7
	Gesamt	42	104,1	9,4	1,5	101,2	107,0	90,0	134,7
Kraft	1	14	99,5	2,4	0,7	98,0	100,9	95,6	105,2
	2	14	100,5	2,4	0,7	99,1	102,0	94,8	104,4
	3	14	93,0	10,6	2,8	86,9	99,1	80,2	115,5
	Gesamt	42	97,7	7,1	1,1	95,4	99,9	80,2	115,5

Tab. 36: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der iEMG während der konzentrischen Phase des Counter-Movement Jumps

Messreihe	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum	
					Untergrenze	Obergrenze			
Konz Soleus	1	42	100,0	7,4	1,1	97,7	102,3	81,7	113,4
	2	54	106,2	14,3	1,9	102,3	110,1	68,1	151,4
	3	106	109,7	13,9	1,4	107,0	112,4	69,5	143,3
	4	108	113,9	15,4	1,5	111,0	116,9	79,1	164,8

	Gesamt	310	109,2	14,6	0,8	107,6	110,9	68,1	164,8
Konz Gast lat	1	42	100,0	7,3	1,1	97,7	102,3	87,7	117,8
	2	54	101,4	16,4	2,2	96,9	105,9	61,6	139,0
	3	105	93,9	17,7	1,7	90,5	97,3	45,5	137,6
	4	108	90,5	12,8	1,2	88,1	93,0	55,3	118,4
	Gesamt	309	94,9	15,3	0,9	93,1	96,6	45,5	139,0
Kont Gast med	1	42	100,0	8,0	1,2	97,5	102,5	81,0	123,8
	2	54	112,1	15,5	2,1	107,9	116,4	77,1	143,3
	3	106	113,5	14,3	1,4	110,7	116,2	78,0	157,2
	4	108	116,6	13,3	1,3	114,1	119,1	84,2	161,1
	Gesamt	310	112,5	14,4	0,8	110,9	114,1	77,1	161,1
Konz Tib ant	1	39	100,0	25,1	4,0	91,9	108,1	57,2	169,7
	2	49	93,3	22,3	3,2	86,9	99,7	55,0	141,0
	3	98	101,5	33,5	3,4	94,8	108,2	42,0	216,0
	4	100	98,8	31,2	3,1	92,6	105,0	1,4	208,7
	Gesamt	286	98,9	29,9	1,8	95,5	102,4	1,4	216,0
Konz Vast lat	1	42	100,0	10,9	1,7	96,6	103,4	73,7	126,9
	2	54	93,8	16,5	2,3	89,2	98,3	67,1	130,0
	3	105	80,2	20,8	2,0	76,2	84,2	34,7	145,7
	4	108	75,4	21,5	2,1	71,2	79,5	29,5	115,0
	Gesamt	309	83,6	21,3	1,2	81,2	85,9	29,5	145,7
Konz Vast med	1	39	100,0	9,3	1,5	97,0	103,0	67,5	127,1
	2	50	104,5	13,7	1,9	100,7	108,4	74,6	141,2
	3	99	105,1	16,2	1,6	101,9	108,4	69,3	153,0
	4	100	105,0	16,3	1,6	101,8	108,2	72,3	159,3
	Gesamt	288	104,3	15,1	0,9	102,5	106,0	67,5	159,3
Konz Rect fem	1	42	100,0	9,4	1,5	97,1	102,9	79,9	119,2
	2	54	97,5	14,9	2,0	93,4	101,6	72,2	154,2
	3	106	96,9	14,3	1,4	94,1	99,6	70,5	136,9
	4	108	92,9	12,3	1,2	90,6	95,3	69,2	123,1
	Gesamt	310	96,0	13,3	0,8	94,5	97,5	69,2	154,2
Konz Bic fem	1	42	100,0	12,7	2,0	96,1	103,9	67,0	124,1
	2	54	107,5	26,3	3,6	100,3	114,7	67,6	162,9
	3	106	104,5	26,3	2,6	99,4	109,6	37,1	180,7
	4	108	105,5	27,4	2,6	100,2	110,7	45,0	181,7
	Gesamt	310	104,8	25,3	1,4	101,9	107,6	37,1	181,7

Tab. 37: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der iEMG während der exzentrischen Phase des Counter-Movement Jumps

Messreihe	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum	
					Untergrenze	Obergrenze			
Exz Soleus	1	42	100,0	22,1	3,4	93,1	106,9	46,1	177,9
	2	53	110,1	30,9	4,2	101,6	118,6	54,4	208,7
	3	106	121,9	30,8	3,0	115,9	127,8	57,8	224,1
	4	108	128,1	37,5	3,6	121,0	135,3	26,6	264,4
	Gesamt	309	119,1	33,7	1,9	115,3	122,8	26,6	264,4
Exz Gast lat	1	42	100,0	23,2	3,6	92,8	107,2	36,1	179,0
	2	52	108,0	33,9	4,7	98,5	117,4	51,5	221,1

	3	105	113,7	36,3	3,5	106,7	120,7	45,7	220,3
	4	107	116,8	32,4	3,1	110,6	123,0	45,8	216,8
	Gesamt	306	111,9	33,3	1,9	108,2	115,7	36,1	221,1
Exz Gast med	1	42	100,0	27,1	4,2	91,5	108,5	10,0	212,1
	2	52	105,1	35,4	4,9	95,3	115,0	12,2	178,9
	3	106	115,0	35,6	3,5	108,2	121,9	12,8	217,2
	4	108	122,1	40,8	3,9	114,3	129,9	5,4	265,0
	Gesamt	308	113,8	37,2	2,1	109,6	118,0	5,4	265,0
Exz Tib ant	1	39	100,0	15,8	2,5	94,9	105,1	68,7	134,0
	2	50	104,3	30,8	4,4	95,5	113,0	57,9	199,2
	3	98	105,4	40,2	4,1	97,3	113,4	29,8	232,9
	4	100	106,8	40,1	4,0	98,8	114,8	24,4	228,9
	Gesamt	287	104,9	36,1	2,1	100,7	109,1	24,4	232,9
Exz Vast lat	1	42	100,0	11,6	1,8	96,4	103,6	70,7	123,3
	2	54	105,7	27,5	3,7	98,1	113,2	54,5	195,2
	3	105	94,5	24,2	2,4	89,8	99,1	54,7	161,6
	4	108	92,8	25,9	2,5	87,9	97,8	45,0	184,2
	Gesamt	309	96,6	24,5	1,4	93,8	99,3	45,0	195,2
Exz Vast med	1	42	100,0	13,3	2,0	95,9	104,1	74,7	131,5
	2	54	106,0	24,5	3,3	99,3	112,7	32,0	164,2
	3	106	106,5	25,8	2,5	101,5	111,5	48,3	169,2
	4	108	111,0	27,7	2,7	105,7	116,3	54,5	181,5
	Gesamt	310	107,1	25,1	1,4	104,3	109,9	32,0	181,5
Exz Rect fem	1	41	100,0	11,4	1,8	96,4	103,6	72,1	123,2
	2	54	103,1	24,6	3,3	96,3	109,8	66,9	173,6
	3	106	107,5	27,9	2,7	102,1	112,9	56,4	188,9
	4	108	108,8	31,2	3,0	102,9	114,8	44,3	236,7
	Gesamt	309	106,2	27,1	1,5	103,2	109,2	44,3	236,7
Exz Bic fem	1	42	100,0	16,6	2,6	94,8	105,2	65,9	149,1
	2	54	99,2	27,1	3,7	91,8	106,6	20,5	165,1
	3	106	108,9	32,3	3,1	102,7	115,1	62,9	275,2
	4	107	116,5	48,2	4,7	107,2	125,7	32,7	325,4
	Gesamt	309	108,6	37,0	2,1	104,5	112,8	20,5	325,4

6.4.2.2. Post Hoc Tests Experiment 2

Tab. 38: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. der Parameter iEMG und Kraft des Triceps surae vor und nach den Algorithmen aus elektrischer Stimulation und dynamischer Kontraktion

	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
Soleus	27,265	2	39	,000
gast lat	17,068	2	38	,000
gast med	8,797	2	39	,001
Kraft	16,089	2	39	,000

Tab. 39: Oneway Anova bzgl. der Parameter iEMG und Kraft des Triceps surae vor- und nach den Algorithmen aus elektrischer Stimulation und dynamischer Kontraktion

		Quadrat- summe	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Soleus	Zwischen den Gruppen	1109,821	2	554,910	10,644	,000
	Innerhalb der Gruppen	2033,195	39	52,133		
	Gesamt	3143,016	41			
gast lat	Zwischen den Gruppen	1883,820	2	941,910	6,300	,004
	Innerhalb der Gruppen	5681,223	38	149,506		
	Gesamt	7565,044	40			
gast med	Zwischen den Gruppen	1559,136	2	779,568	14,734	,000
	Innerhalb der Gruppen	2063,477	39	52,910		
	Gesamt	3622,613	41			
Kraft	Zwischen den Gruppen	470,785	2	235,392	5,699	,007
	Innerhalb der Gruppen	1610,955	39	41,307		
	Gesamt	2081,740	41			

Tab. 40: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. der Parameter iEMG und Kraft des Triceps surae vor (Messreihe 1 u. 2) und nach (Messreihe 3) den Algorithmen aus elektrischer Stimulation und dynamischer Kontraktion

Abhängige Variable	(I) Mes- sung	(J) Mes- sung	Mittlere Diffe- renz (I-J)	Standard- fehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
						Ober- grenze	Unter- grenze
Soleus	1	2	,6900	1,0322	,882	-1,944	3,324
		3	-10,5431(*)	3,2617	,017	-19,349	-1,737
	2	1	-,6900	1,0322	,882	-3,324	1,944
		3	-11,2332(*)	3,2617	,011	-20,040	-2,427
	3	1	10,5431(*)	3,2617	,017	1,737	19,349
		2	11,2332(*)	3,2617	,011	2,427	20,040
gast lat	1	2	,1101	,8453	,999	-2,047	2,267
		3	14,6214	5,9951	,090	-1,935	31,178
	2	1	-,1101	,8453	,999	-2,267	2,047
		3	14,5113	5,9951	,093	-2,046	31,068
	3	1	-14,6214	5,9951	,090	-31,178	1,935
		2	-14,5113	5,9951	,093	-31,068	2,046
gast med	1	2	4,4701(*)	1,1138	,001	1,628	7,312
		3	-10,0964(*)	3,2738	,023	-18,918	-1,275
	2	1	-4,4701(*)	1,1138	,001	-7,312	-1,628
		3	-14,5665(*)	3,2738	,001	-23,388	-5,745
	3	1	10,0964(*)	3,2738	,023	1,275	18,918
		2	14,5665(*)	3,2738	,001	5,745	23,388
Kraft	1	2	-1,0988	,9239	,570	-3,456	1,258
		3	6,4887	2,9025	,120	-1,347	14,324
	2	1	1,0988	,9239	,570	-1,258	3,456
		3	7,5876	2,9025	,059	-,248	15,423
	3	1	-6,4887	2,9025	,120	-14,324	1,347
		2	-7,5876	2,9025	,059	-15,423	-,248

* Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau .05 signifikant.

Tab. 41: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. der zeitlichen Struktur des Counter-Movement Jumps

	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
time_exz	7,091	3	306	,000
time_konz	4,509	3	306	,004
time_comp	6,769	3	306	,000

Tab. 42: Oneway Anova bzgl. der zeitlichen Struktur des Counter-Movement Jumps

		Quadrat- summe	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
time_exz	Zwischen den Gruppen	3824,565	3	1274,855	10,994	,000
	Innerhalb der Gruppen	35483,336	306	115,959		
	Gesamt	39307,901	309			
time_konz	Zwischen den Gruppen	530,779	3	176,926	2,349	,073
	Innerhalb der Gruppen	23047,123	306	75,317		
	Gesamt	23577,901	309			
time_comp	Zwischen den Gruppen	2130,337	3	710,112	10,935	,000
	Innerhalb der Gruppen	19870,557	306	64,936		
	Gesamt	22000,894	309			

Tab. 43: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. der Zeitphasen beim Counter-Movement Jump

Abhängige Variable	(I) Mes- sung	(J) Mes- sung	Mittlere Diffe- renz (I-J)	Standard- fehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
						Ober- grenze	Unter- grenze
time_exz	1	2	7,4232691(*)	1,9081002	,001	2,258282	12,588256
		3	8,4730603(*)	1,2533866	,000	5,128741	11,817379
		4	11,1734481(*)	1,3341651	,000	7,615710	14,731186
	2	1	-7,4232691(*)	1,9081002	,001	-	-2,258282
		3	1,0497912	2,0290384	,996	-4,410127	6,509709
		4	3,7501790	2,0799075	,372	-1,837062	9,337420
	3	1	-8,4730603(*)	1,2533866	,000	-	-5,128741
		2	-1,0497912	2,0290384	,996	-6,509709	4,410127
		4	2,7003877	1,5020476	,368	-1,289008	6,689784
	4	1	-11,1734481(*)	1,3341651	,000	-	-7,615710
		2	-3,7501790	2,0799075	,372	-9,337420	1,837062
		3	-2,7003877	1,5020476	,368	-6,689784	1,289008
1		,6715981	1,5050633	,998	-3,392352	4,735548	
3		1,6292171	1,1059457	,604	-1,322711	4,581145	
4		3,5311448(*)	1,1009811	,010	,593132	6,469158	
time_konz	1	2	,6715981	1,5050633	,998	-3,392352	4,735548
		3	1,6292171	1,1059457	,604	-1,322711	4,581145
		4	3,5311448(*)	1,1009811	,010	,593132	6,469158
	2	1	-,6715981	1,5050633	,998	-4,735548	3,392352
		3	,9576190	1,6000028	,992	-3,338591	5,253829
		4	2,8595467	1,5965752	,379	-1,427741	7,146835
	3	1	-1,6292171	1,1059457	,604	-4,581145	1,322711
		2	-,9576190	1,6000028	,992	-5,253829	3,338591
		4	1,9019277	1,2275801	,544	-1,358344	5,162199
	4	1	-3,5311448(*)	1,1009811	,010	-6,469158	-,593132
		2	-2,8595467	1,5965752	,379	-7,146835	1,427741
		3	-1,9019277	1,2275801	,544	-5,162199	1,358344
time_comp	1	2	4,7606135(*)	1,5078347	,014	,675258	8,845969
		3	5,8524396(*)	,9312620	,000	3,367662	8,337217
		4	8,2625248(*)	,9691652	,000	5,677941	10,847108
	2	1	-4,7606135(*)	1,5078347	,014	-8,845969	-,675258
		3	1,0918261	1,5936151	,983	-3,201787	5,385439
		4	3,5019113	1,6160573	,182	-,847380	7,851203
	3	1	-5,8524396(*)	,9312620	,000	-8,337217	-3,367662
		2	-1,0918261	1,5936151	,983	-5,385439	3,201787

4	4	2,4100852	1,0978728	,163	-,505730	5,325901
	1	-8,2625248(*)	,9691652	,000	-	-5,677941
	2	-3,5019113	1,6160573	,182	10,847108	,847380
	3	-2,4100852	1,0978728	,163	-7,851203	,505730

* Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau .05 signifikant.

Tab. 44: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. der relativen Sprunghöhe

Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
5,392	3	305	,001

Tab. 45: Oneway Anova bzgl. der relativen Sprunghöhe beim Counter-Movement Jump

	Quadrat-summe	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	665,051	3	221,684	10,868	,000
Innerhalb der Gruppen	6221,419	305	20,398		
Gesamt	6886,470	308			

Tab. 46: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. der relativen Sprunghöhe beim Counter-Movement Jump

(I) Messung	(J) Messung	Mittlere Diffe-renz (I-J)	Standard-fehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Obergrenze	Untergrenze
1	2	4,4715767(*)	,8741953	,000	2,122531	6,820622
	3	4,4000666(*)	,7421241	,000	2,409655	6,390478
	4	3,9207664(*)	,6794046	,000	2,088990	5,752543
2	1	-4,4715767(*)	,8741953	,000	-6,820622	-2,122531
	3	-,0715101	,8302033	1,000	-2,295647	2,152627
	4	-,5508103	,7746482	,980	-2,634572	1,532952
3	1	-4,4000666(*)	,7421241	,000	-6,390478	-2,409655
	2	,0715101	,8302033	1,000	-2,152627	2,295647
	4	-,4793002	,6217803	,970	-2,131498	1,172897
4	1	-3,9207664(*)	,6794046	,000	-5,752543	-2,088990
	2	,5508103	,7746482	,980	-1,532952	2,634572
	3	,4793002	,6217803	,970	-1,172897	2,131498

* Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau .05 signifikant.

Tab. 47: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. des relativen Kniewinkels im Umkehrpunkt des Counter-Movement Jump

Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
8,343	3	276	,000

Tab. 48: Oneway Anova bzgl. des relative Kniewinkels beim Counter Movement Jump

	Quadrat-summe	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	1229,512	3	409,837	8,958	,000

Innerhalb der Gruppen	12627,383	276	45,751	
Gesamt	13856,895	279		

Tab. 49: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. der relativen Kniewinkels im Umkehrpunkt des Counter-Movement Jump

(I) Messung	(J) Messung	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Obergrenze	Untergrenze
1	2	7,0064700(*)	1,3685406	,000	3,306821	10,706119
	3	5,0542533(*)	,9209337	,000	2,585277	7,523229
	4	5,7341641(*)	,9656561	,000	3,150096	8,318232
2	1	-7,0064700(*)	1,3685406	,000	-10,706119	-3,306821
	3	-1,9522167	1,3663432	,641	-5,640506	1,736072
	4	-1,2723059	1,3968774	,934	-5,035982	2,491371
3	1	-5,0542533(*)	,9209337	,000	-7,523229	-2,585277
	2	1,9522167	1,3663432	,641	-1,736072	5,640506
	4	,6799108	,9625393	,980	-1,879420	3,239241
4	1	-5,7341641(*)	,9656561	,000	-8,318232	-3,150096
	2	1,2723059	1,3968774	,934	-2,491371	5,035982
	3	-,6799108	,9625393	,980	-3,239241	1,879420

* Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau .05 signifikant.

Tab. 50: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. des iEMG in der konzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump

	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
Konz Soleus	4,909	3	306	,002
Konz Gast lat	7,910	3	305	,000
Kont Gast med	5,013	3	306	,002
Konz Tib ant	1,705	3	282	,166
Konz Vast lat	10,912	3	305	,000
Konz Vast med	6,041	3	284	,001
Konz Rect fem	3,391	3	306	,018
Konz Bic fem	7,145	3	306	,000

Tab. 51: Oneway Anova bzgl. des iEMG in der konzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump

		Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Konz Soleus	Zwischen den Gruppen	6473,954	3	2157,985	11,202	,000
	Innerhalb der Gruppen	58946,507	306	192,636		
	Gesamt	65420,461	309			
Konz Gast lat	Zwischen den Gruppen	5550,053	3	1850,018	8,476	,000
	Innerhalb der Gruppen	66570,943	305	218,265		
	Gesamt	72120,995	308			
Kont Gast med	Zwischen den Gruppen	8477,876	3	2825,959	15,533	,000
	Innerhalb der Gruppen	55671,121	306	181,932		
	Gesamt	64148,996	309			
Konz Tib ant	Zwischen den Gruppen	2252,354	3	750,785	,836	,475
	Innerhalb der Gruppen	253169,015	282	897,762		
	Gesamt	255421,369	285			
Konz Vast lat	Zwischen den Gruppen	25437,046	3	8479,015	22,668	,000
	Innerhalb der Gruppen	114087,029	305	374,056		

	Gesamt	139524,075	308			
Konz Vast med	Zwischen den Gruppen	845,150	3	281,717	1,240	,296
	Innerhalb der Gruppen	64544,808	284	227,270		
	Gesamt	65389,958	287			
Konz Rect fem	Zwischen den Gruppen	1895,707	3	631,902	3,649	,013
	Innerhalb der Gruppen	52991,597	306	173,175		
	Gesamt	54887,304	309			
Konz Bic fem	Zwischen den Gruppen	1423,529	3	474,510	,739	,529
	Innerhalb der Gruppen	196429,932	306	641,928		
	Gesamt	197853,461	309			

Tab. 52: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. des iEMG in der konzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump

Abhängige Variable	(I) Mes- sung	(J) Mes- sung	Mittlere Diffe- renz (I-J)	Standard- fehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
						Unter- grenze	Ober- grenze
Konz Soleus	1	2	-6,1964(*)	2,2572	,044	-12,280	-,112
		3	-9,6860(*)	1,7683	,000	-14,408	-4,964
		4	-13,9213(*)	1,8714	,000	-18,915	-8,928
	2	1	6,1964(*)	2,2572	,044	,112	12,280
		3	-3,4896	2,3722	,607	-9,852	2,873
		4	-7,7249(*)	2,4500	,012	-14,285	-1,164
	3	1	9,6860(*)	1,7683	,000	4,964	14,408
		2	3,4896	2,3722	,607	-2,873	9,852
		4	-4,2353	2,0086	,198	-9,570	1,100
	4	1	13,9213(*)	1,8714	,000	8,928	18,915
		2	7,7249(*)	2,4500	,012	1,164	14,285
		3	4,2353	2,0086	,198	-1,100	9,570
Konz Gast lat	1	2	-1,3958	2,5004	,994	-8,149	5,357
		3	6,0791(*)	2,0570	,022	,592	11,566
		4	9,4874(*)	1,6652	,000	5,038	13,937
	2	1	1,3958	2,5004	,994	-5,357	8,149
		3	7,4749	2,8247	,054	-,088	15,038
		4	10,8831(*)	2,5535	,000	4,007	17,759
	3	1	-6,0791(*)	2,0570	,022	-11,566	-,592
		2	-7,4749	2,8247	,054	-15,038	,088
		4	3,4083	2,1213	,502	-2,232	9,048
	4	1	-9,4874(*)	1,6652	,000	-13,937	-5,038
		2	-10,8831(*)	2,5535	,000	-17,759	-4,007
		3	-3,4083	2,1213	,502	-9,048	2,232
Konz Gast med	1	2	-12,1113(*)	2,4487	,000	-18,711	-5,511
		3	-13,4530(*)	1,8587	,000	-18,419	-8,487
		4	-16,5949(*)	1,7757	,000	-21,344	-11,846
	2	1	12,1113(*)	2,4487	,000	5,511	18,711
		3	-1,3417	2,5293	,996	-8,132	5,448
		4	-4,4836	2,4689	,364	-11,121	2,154
	3	1	13,4530(*)	1,8587	,000	8,487	18,419
		2	1,3417	2,5293	,996	-5,448	8,132
		4	-3,1419	1,8853	,458	-8,149	1,865
	4	1	16,5949(*)	1,7757	,000	11,846	21,344
		2	4,4836	2,4689	,364	-2,154	11,121
		3	3,1419	1,8853	,458	-1,865	8,149
Konz Tib ant	1	2	6,7233	5,1215	,724	-7,108	20,554
		3	-1,4852	5,2515	1,000	-15,602	12,632

		4	1,2056	5,0826	1,000	-12,483	14,894
	2	1	-6,7233	5,1215	,724	-20,554	7,108
		3	-8,2085	4,6485	,393	-20,623	4,206
		4	-5,5177	4,4569	,771	-17,429	6,393
	3	1	1,4852	5,2515	1,000	-12,632	15,602
		2	8,2085	4,6485	,393	-4,206	20,623
		4	2,6907	4,6057	,993	-9,552	14,933
	4	1	-1,2056	5,0826	1,000	-14,894	12,483
		2	5,5177	4,4569	,771	-6,393	17,429
		3	-2,6907	4,6057	,993	-14,933	9,552
Konz Vast lat	1	2	6,2356	2,8111	,162	-1,323	13,795
		3	19,8058(*)	2,6400	,000	12,756	26,855
		4	24,6463(*)	2,6689	,000	17,522	31,770
	2	1	-6,2356	2,8111	,162	-13,795	1,323
		3	13,5702(*)	3,0335	,000	5,466	21,674
		4	18,4107(*)	3,0586	,000	10,242	26,579
	3	1	-19,8058(*)	2,6400	,000	-26,855	-12,756
		2	-13,5702(*)	3,0335	,000	-21,674	-5,466
		4	4,8405	2,9022	,457	-2,868	12,549
	4	1	-24,6463(*)	2,6689	,000	-31,770	-17,522
		2	-18,4107(*)	3,0586	,000	-26,579	-10,242
		3	-4,8405	2,9022	,457	-12,549	2,868
Konz Vast med	1	2	-4,5359	2,4401	,338	-11,108	2,036
		3	-5,1493	2,2073	,121	-11,056	,757
		4	-5,0060	2,2072	,142	-10,912	,900
	2	1	4,5359	2,4401	,338	-2,036	11,108
		3	-,6134	2,5295	1,000	-7,386	6,159
		4	-,4701	2,5294	1,000	-7,242	6,302
	3	1	5,1493	2,2073	,121	-,757	11,056
		2	,6134	2,5295	1,000	-6,159	7,386
		4	,1433	2,3056	1,000	-5,984	6,271
	4	1	5,0060	2,2072	,142	-,900	10,912
		2	,4701	2,5294	1,000	-6,302	7,242
		3	-,1433	2,3056	1,000	-6,271	5,984
Konz Rect fem	1	2	2,4999	2,4904	,899	-4,198	9,198
		3	3,1400	2,0117	,540	-2,247	8,527
		4	7,0792(*)	1,8745	,002	2,045	12,114
	2	1	-2,4999	2,4904	,899	-9,198	4,198
		3	,6401	2,4531	1,000	-5,940	7,220
		4	4,5793	2,3419	,282	-1,720	10,879
	3	1	-3,1400	2,0117	,540	-8,527	2,247
		2	-,6401	2,4531	1,000	-7,220	5,940
		4	3,9392	1,8247	,177	-,908	8,787
	4	1	-7,0792(*)	1,8745	,002	-12,114	-2,045
		2	-4,5793	2,3419	,282	-10,879	1,720
		3	-3,9392	1,8247	,177	-8,787	,908
Konz Bic fem	1	2	-7,5262	4,0775	,347	-18,526	3,473
		3	-4,5016	3,2148	,658	-13,081	4,077
		4	-5,4516	3,2839	,465	-14,212	3,309
	2	1	7,5262	4,0775	,347	-3,473	18,526
		3	3,0246	4,3976	,983	-8,764	14,813
		4	2,0746	4,4483	,998	-9,843	13,992
	3	1	4,5016	3,2148	,658	-4,077	13,081
		2	-3,0246	4,3976	,983	-14,813	8,764
		4	-,9501	3,6738	1,000	-10,707	8,807

4	1	5,4516	3,2839	,465	-3,309	14,212
	2	-2,0746	4,4483	,998	-13,992	9,843
	3	,9501	3,6738	1,000	-8,807	10,707

* Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau .05 signifikant.

Tab. 53: Test der Homogenität der Varianzen bzgl. des iEMG in der exzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump

	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
Exz Soleus	3,397	3	305	,018
Exz Gast lat	4,347	3	302	,005
Exz Gast med	3,164	3	304	,025
Exz Tib ant	8,016	3	283	,000
Exz Vast lat	6,141	3	305	,000
Exz Vast med	7,201	3	306	,000
Exz Rect fem	9,051	3	305	,000
Exz Bic fem	9,063	3	305	,000

Tab. 54: Oneway Anova bzgl. des iEMG in der exzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump

		Quadrat-summe	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Exz Soleus	Zwischen den Gruppen	29152,448	3	9717,483	9,271	,000
	Innerhalb der Gruppen	319698,394	305	1048,191		
	Gesamt	348850,841	308			
Exz Gast lat	Zwischen den Gruppen	9686,186	3	3228,729	2,963	,032
	Innerhalb der Gruppen	329056,469	302	1089,591		
	Gesamt	338742,655	305			
Exz Gast med	Zwischen den Gruppen	19511,342	3	6503,781	4,881	,002
	Innerhalb der Gruppen	405075,246	304	1332,484		
	Gesamt	424586,588	307			
Exz Tib ant	Zwischen den Gruppen	1333,770	3	444,590	,338	,798
	Innerhalb der Gruppen	371850,745	283	1313,960		
	Gesamt	373184,515	286			
Exz Vast lat	Zwischen den Gruppen	6952,220	3	2317,407	3,963	,009
	Innerhalb der Gruppen	178339,359	305	584,719		
	Gesamt	185291,579	308			
Exz Vast med	Zwischen den Gruppen	3860,317	3	1286,772	2,057	,106
	Innerhalb der Gruppen	191444,850	306	625,637		
	Gesamt	195305,167	309			
Exz Rect fem	Zwischen den Gruppen	3039,987	3	1013,329	1,385	,247
	Innerhalb der Gruppen	223192,254	305	731,778		
	Gesamt	226232,241	308			
Exz Bic fem	Zwischen den Gruppen	14531,593	3	4843,864	3,638	,013
	Innerhalb der Gruppen	406050,515	305	1331,313		
	Gesamt	420582,107	308			

Tab. 55: Mehrfachvergleiche nach Tamhane bzgl. des iEMG in der exzentrischen Phase beim Counter-Movement Jump

Abhängige Variable	(I) Mes-sung	(J) Mes-sung	Mittlere Differenz (I-J)	Standard-fehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
						Ober-grenze	Unter-grenze
Exz	1	2	-10,1347	5,4455	,336	-24,776	4,507

Soleus	2	3	-21,8581(*)	4,5393	,000	-34,033	-9,684	
		4	-28,1085(*)	4,9688	,000	-41,393	-14,824	
		1	10,1347	5,4455	,336	-4,507	24,776	
	3	3	-11,7235	5,1894	,146	-25,642	2,195	
		4	-17,9738(*)	5,5690	,010	-32,865	-3,082	
		1	21,8581(*)	4,5393	,000	9,684	34,033	
	4	2	11,7235	5,1894	,146	-2,195	25,642	
		4	-6,2504	4,6868	,704	-18,701	6,201	
		1	28,1085(*)	4,9688	,000	14,824	41,393	
	Exz Gast lat	1	2	17,9738(*)	5,5690	,010	3,082	32,865
			3	6,2504	4,6868	,704	-6,201	18,701
			2	-7,9841	5,9170	,697	-23,903	7,934
2		3	-13,6970(*)	5,0413	,045	-27,190	-,204	
		4	-16,8319(*)	4,7615	,004	-29,603	-4,061	
		1	7,9841	5,9170	,697	-7,934	23,903	
3		3	-5,7129	5,8896	,913	-21,497	10,071	
		4	-8,8478	5,6519	,538	-24,028	6,332	
		1	13,6970(*)	5,0413	,045	,204	27,190	
4		2	5,7129	5,8896	,913	-10,071	21,497	
		4	-3,1349	4,7274	,986	-15,693	9,423	
		1	16,8319(*)	4,7615	,004	4,061	29,603	
Exz Gast med	1	2	8,8478	5,6519	,538	-6,332	24,028	
		3	3,1349	4,7274	,986	-9,423	15,693	
		2	-5,1377	6,4560	,965	-22,498	12,222	
	2	3	-15,0250(*)	5,4289	,040	-29,603	-,447	
		4	-22,1066(*)	5,7402	,001	-37,482	-6,732	
		1	5,1377	6,4560	,965	-12,222	22,498	
	3	3	-9,8873	6,0058	,478	-26,002	6,227	
		4	-16,9689(*)	6,2886	,047	-33,805	-,133	
		1	15,0250(*)	5,4289	,040	,447	29,603	
	4	2	9,8873	6,0058	,478	-6,227	26,002	
		4	-7,0816	5,2287	,689	-20,970	6,807	
		1	22,1066(*)	5,7402	,001	6,732	37,482	
Exz Tib ant	1	2	16,9689(*)	6,2886	,047	,133	33,805	
		3	7,0816	5,2287	,689	-6,807	20,970	
		2	-4,2806	5,0408	,953	-17,895	9,334	
	2	3	-5,3618	4,7823	,841	-18,132	7,408	
		4	-6,7916	4,7445	,635	-19,458	5,874	
		1	4,2806	5,0408	,953	-9,334	17,895	
	3	3	-1,0813	5,9542	1,000	-17,002	14,839	
		4	-2,5111	5,9239	,999	-18,351	13,329	
		1	5,3618	4,7823	,841	-7,408	18,132	
	4	2	1,0813	5,9542	1,000	-14,839	17,002	
		4	-1,4298	5,7057	1,000	-16,595	13,735	
		1	6,7916	4,7445	,635	-5,874	19,458	
Exz Vast lat	1	2	2,5111	5,9239	,999	-13,329	18,351	
		3	1,4298	5,7057	1,000	-13,735	16,595	
		2	-5,6645	4,1509	,688	-16,882	5,553	
	2	3	5,5487	2,9615	,324	-2,354	13,452	
		4	7,1823	3,0614	,116	-,984	15,348	
		1	5,6645	4,1509	,688	-5,553	16,882	
	3	3	11,2131	4,4322	,076	-,694	23,120	
		4	12,8468(*)	4,4996	,031	,770	24,923	
		1	-5,5487	2,9615	,324	-13,452	2,354	
		2	-11,2131	4,4322	,076	-23,120	,694	

Exz Vast med	4	4	1,6337	3,4332	,998	-7,485	10,752	
		1	-7,1823	3,0614	,116	-15,348	,984	
		2	-12,8468(*)	4,4996	,031	-24,923	-,770	
		3	-1,6337	3,4332	,998	-10,752	7,485	
	1	2	-5,9893	3,9144	,566	-16,534	4,555	
		3	-6,5076	3,2396	,249	-15,157	2,141	
		4	-10,9960(*)	3,3649	,008	-19,974	-2,018	
		1	5,9893	3,9144	,566	-4,555	16,534	
	2	3	-,5183	4,1736	1,000	-11,697	10,660	
		4	-5,0066	4,2715	,813	-16,436	6,423	
		3	1	6,5076	3,2396	,249	-2,141	15,157
			2	,5183	4,1736	1,000	-10,660	11,697
4	4	-4,4883	3,6631	,778	-14,217	5,240		
	1	1	10,9960(*)	3,3649	,008	2,018	19,974	
		2	5,0066	4,2715	,813	-6,423	16,436	
	2	3	4,4883	3,6631	,778	-5,240	14,217	
2		-3,0532	3,7857	,963	-13,270	7,164		
Exz Rect fem	1	3	-7,5165	3,2412	,124	-16,162	1,130	
		4	-8,8274	3,4856	,072	-18,123	,469	
		2	1	3,0532	3,7857	,963	-7,164	13,270
			3	-4,4632	4,3070	,885	-15,986	7,059
	3	4	-5,7741	4,4938	,740	-17,779	6,231	
		1	1	7,5165	3,2412	,124	-1,130	16,162
			2	4,4632	4,3070	,885	-7,059	15,986
		4	4	-1,3109	4,0458	1,000	-12,057	9,435
	1		1	8,8274	3,4856	,072	-,469	18,123
		2	2	5,7741	4,4938	,740	-6,231	17,779
	3		1,3109	4,0458	1,000	-9,435	12,057	
	1		2	,7905	4,4915	1,000	-11,294	12,875
3			-8,9159	4,0446	,163	-19,714	1,882	
Exz Bic fem	1	4	-16,4853(*)	5,3155	,014	-30,664	-2,307	
		2	1	-,7905	4,4915	1,000	-12,875	11,294
			3	-9,7064	4,8445	,252	-22,659	3,246
		3	4	-17,2759(*)	5,9468	,025	-33,122	-1,430
	1		1	8,9159	4,0446	,163	-1,882	19,714
		2	2	9,7064	4,8445	,252	-3,246	22,659
	4		4	-7,5694	5,6170	,695	-22,507	7,369
		1	1	16,4853(*)	5,3155	,014	2,307	30,664
			2	17,2759(*)	5,9468	,025	1,430	33,122
		3	7,5694	5,6170	,695	-7,369	22,507	

* Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau .05 signifikant.

6.5. Statistik Studie II

6.5.1. isometrische Kraft im m. Quadriceps femoris

Tab. 56: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der gesamten Trainingsgruppe

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.

RFD max Pretest	25	14463,35	6349,10	7283,17	33587,36	10424,2	12231,83	17218,85
RFD mean Pretest	25	5457,41	2030,28	2687,22	9394,06	3731,71	4579,49	7530,69
Fmax Pretest	25	2079,53	701,41	1288,24	3732,73	1576,29	1845,37	2285,11
RC Pretest	25	60,33	19,05	32,89	97,80	45,71	52,11	73,43
RFD max Posttest	25	17153,64	5128,36	8090,59	28109,65	14117,13	16376,24	21063,69
RFD mean Posttest	25	7148,47	1874,40	4339,37	10509,10	5430,61	7479,19	8573,77
Fmax Posttest	25	2617,89	989,26	1332,86	4650,64	1843,35	2438,79	3687,56
RC Posttest	25	80,55	14,69	54,14	100,74	69,38	83,72	92,91

Tab. 57: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile in der EMS Gruppe

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
RFD max links Pretest	12	19715,3	6364,5	13350,9	35220,8	15075,7	18601,8	20900,4
RFD max rechts Pretest	12	18258,5	6608,4	11112,7	31953,9	13357,0	16857,8	21620,8
RFD max Pretest	12	18986,9	6433,7	12231,8	33587,4	14199,7	17218,9	21260,6
RFD mean links Pretest	12	7348,6	1047,4	5547,6	9033,0	6724,4	7383,1	8237,2
RFD mean rechts Pretest	12	7212,7	1757,2	4901,8	9755,1	5541,3	7471,6	8594,3
RFD mean Pretest	12	7280,6	1282,8	5363,8	9394,1	6035,5	7530,7	7939,2
Fmax links Pretest	12	2348,4	624,8	1937,8	3611,4	1966,8	2021,0	2836,1
Fmax rechts Pretest	12	2241,9	911,4	1630,8	4047,4	1701,6	1763,4	2938,4
Fmax Pretest	12	2295,2	766,0	1820,6	3732,7	1837,2	1868,6	2887,2
RC links Pretest	12	77,2	13,0	54,7	94,0	63,9	81,1	87,6
RC rechts Pretest	12	75,5	18,2	46,0	101,6	61,2	76,7	93,7
RC Pretest	12	76,3	14,1	50,4	97,8	66,0	73,4	88,5
RFD max links Posttest	13	21176,3	4121,4	15608,5	29032,3	17593,5	19885,3	24116,6
RFD max rechts Posttest	13	20342,9	4817,6	12406,4	27187,0	16521,7	20478,6	24231,3
RFD max Posttest	13	20759,6	3997,8	14738,0	28109,7	17120,1	20452,4	23537,7
RFD mean links Posttest	13	8833,4	849,0	7886,3	10299,6	8110,2	8627,6	9632,7
RFD mean rechts Posttest	13	8424,3	1671,8	5387,3	10964,0	7350,9	8508,6	9789,0
RFD mean Posttest	13	8628,9	1107,2	6792,6	10509,1	7723,9	8510,4	9487,8
Fmax links	13	2817,8	723,8	1861,2	4162,8	2292,7	2533,9	3574,4

Posttest								
Fmax rechts Posttest	13	2910,8	1307,9	1512,7	5138,5	1879,8	2512,5	4340,7
Fmax Posttest	13	2864,3	1008,5	1686,9	4650,6	2086,2	2515,9	3978,1
RC links Posttest	13	92,0	10,0	76,6	115,9	84,5	92,1	96,2
RC rechts Posttest	13	89,3	10,8	68,4	104,4	82,9	91,7	97,2
RC Posttest	13	90,6	7,8	74,2	100,7	84,7	91,4	97,5

Tab. 58: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile in der KB Gruppe

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
RFD max links Pretest	13	10212,4	1956,5	7024,2	14367,9	8375,6	10262,2	11476,3
RFD max rechts Pretest	13	10363,1	2277,6	6271,6	13275,1	8143,9	10867,3	12557,2
RFD max Pretest	13	10287,7	1824,3	7283,2	13428,0	8857,3	10836,6	11481,9
RFD mean links Pretest	13	3401,1	686,3	2420,5	4694,6	2868,7	3269,3	3699,8
RFD mean rechts Pretest	13	4147,8	1101,0	2361,1	6321,8	3093,2	4376,5	4930,4
RFD mean Pretest	13	3774,5	585,8	2687,2	4579,5	3308,4	3825,0	4321,0
Fmax links Pretest	13	1807,8	538,7	1273,9	2845,2	1415,5	1501,0	2204,2
Fmax rechts Pretest	13	1953,2	664,3	1302,5	3442,3	1563,7	1631,4	2278,2
Fmax Pretest	13	1880,5	597,2	1288,2	3143,7	1489,6	1596,0	2241,2
RC links Pretest	13	41,0	7,8	30,0	54,0	34,0	40,1	46,7
RC rechts Pretest	13	50,1	13,6	28,9	71,6	37,9	51,1	62,9
RC Pretest	13	45,5	7,0	32,9	57,9	39,4	46,8	51,2
RFD max links Posttest	12	13568,0	2766,5	8483,7	16052,9	10469,0	14851,9	15530,5
RFD max rechts Posttest	12	12926,3	3062,9	7697,5	17438,7	10761,8	13062,5	15590,6
RFD max Posttest	12	13247,2	2816,3	8090,6	16468,2	10668,6	14117,1	15453,4
RFD mean links Posttest	12	5709,5	1290,3	4044,8	8745,4	4635,5	5546,7	6516,2
RFD mean rechts Posttest	12	5591,7	1342,0	3750,1	7475,8	4125,2	5691,0	6817,0
RFD mean Posttest	12	5650,6	1154,4	4339,4	8110,6	4530,2	5430,6	6463,3
Fmax links Posttest	12	2284,4	772,8	1357,7	3544,7	1578,9	2087,1	3086,7
Fmax rechts Posttest	12	2417,4	1103,1	1275,7	4270,5	1450,7	2121,7	3551,5

Fmax Post-test	12	2350,9	936,0	1332,9	3855,6	1510,7	2104,4	3319,1
RC links Posttest	12	70,0	12,4	55,0	100,9	59,8	69,9	76,0
RC rechts Posttest	12	69,2	17,0	46,8	98,0	50,9	72,3	83,7
RC Posttest	12	69,6	12,4	54,1	93,6	57,5	69,4	77,4

Tab. 59: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile in der Kontroll Gruppe

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
RFD max links Pretest	15	11912,9	4734,1	4451,9	20099,8	7712,3	12166,0	14845,7
RFD max rechts Pretest	15	14099,7	6827,5	4766,2	24182,9	6821,3	15028,5	19811,4
RFD max Pretest	15	13006,3	5668,0	4609,0	22141,3	7266,8	14342,1	17535,8
RFD mean links Pretest	15	4048,7	1296,9	2477,9	6075,7	2854,6	4052,9	5133,1
RFD mean rechts Pretest	15	4438,8	1387,9	2653,8	6415,2	3220,0	3680,6	5942,3
RFD mean Pretest	15	4243,8	1295,8	2592,1	6214,7	3075,8	3636,4	5537,7
Fmax links Pretest	15	1682,2	453,7	1073,9	2457,8	1095,3	1670,4	2016,3
Fmax rechts Pretest	15	1866,2	608,4	1019,4	2840,1	1090,4	1896,8	2382,5
Fmax Pretest	15	1774,2	530,7	1046,7	2649,0	1092,9	1776,9	2199,4
RC links Pretest	15	52,8	12,2	33,1	77,0	44,2	51,8	63,1
RC rechts Pretest	15	58,3	15,2	34,6	86,7	49,5	57,2	66,6
RC Pretest	15	55,5	13,0	33,8	78,9	45,3	55,5	65,2
RFD max links Posttest	15	11137,8	3793,0	5543,9	17433,7	7285,9	10357,5	13770,0
RFD max rechts Posttest	15	12446,3	4785,6	5318,8	18539,2	7545,2	13039,4	17080,2
RFD max Posttest	15	11792,1	4227,5	5431,3	17986,4	7415,6	12971,7	15521,4
RFD mean links Posttest	15	5021,2	1470,7	2633,3	6754,7	3227,7	5480,0	6334,8
RFD mean rechts Posttest	15	4977,5	1269,2	2708,5	6428,9	3374,0	5293,3	5995,2
RFD mean Posttest	15	4999,3	1345,9	2670,9	6437,8	3282,4	5386,7	6212,8
Fmax links Posttest	15	1515,1	455,9	924,2	2385,8	1151,0	1430,2	1659,0
Fmax rechts Posttest	15	1739,4	675,7	956,3	2999,8	1146,6	1613,6	1848,5
Fmax Posttest	15	1627,3	564,0	940,3	2692,8	1148,8	1523,0	1753,8
RC links Posttest	15	64,6	16,7	45,1	93,0	53,0	57,5	80,6

RC rechts Posttest	15	63,7	12,0	46,5	88,2	54,8	62,1	72,7
RC Posttest	15	64,1	14,1	45,8	88,4	52,3	60,0	75,3

Tab. 60: Wilcoxon Test – Ränge; gesamte Trainingsgruppe

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
RFD max Pretest - RFD max Posttest	Negative Ränge	17(a)	13,65	232,00
	Positive Ränge	7(b)	9,71	68,00
	Bindungen	0(c)		
	Gesamt	24		
RFD mean Pretest - RFD mean Posttest	Negative Ränge	19(d)	14,47	275,00
	Positive Ränge	5(e)	5,00	25,00
	Bindungen	0(f)		
	Gesamt	24		
Fmax Pretest - Fmax Posttest	Negative Ränge	19(g)	14,79	281,00
	Positive Ränge	5(h)	3,80	19,00
	Bindungen	0(i)		
	Gesamt	24		
RC Pretest - RC Posttest	Negative Ränge	20(j)	14,50	290,00
	Positive Ränge	4(k)	2,50	10,00
	Bindungen	0(l)		
	Gesamt	24		

- a RFD max Pretest < RFD max Posttest
b RFD max Pretest > RFD max Posttest
c RFD max Pretest = RFD max Posttest
d RFD mean Pretest < RFD mean Posttest
e RFD mean Pretest > RFD mean Posttest
f RFD mean Pretest = RFD mean Posttest
g Fmax Pretest < Fmax Posttest
h Fmax Pretest > Fmax Posttest
i Fmax Pretest = Fmax Posttest
j RC Pretest < RC Posttest
k RC Pretest > RC Posttest
l RC Pretest = RC Posttest

Tab. 61: Wilcoxon Test – Ränge; EMS Trainingsgruppe

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
RFD max links Posttest - RFD max links Pretest	Negative Ränge	5(a)	6,00	30,00
	Positive Ränge	7(b)	6,86	48,00
	Bindungen	0(c)		
	Gesamt	12		
RFD max rechts Posttest - RFD max rechts Pretest	Negative Ränge	5(d)	5,40	27,00
	Positive Ränge	7(e)	7,29	51,00
	Bindungen	0(f)		
	Gesamt	12		
RFD max Posttest - RFD max Pretest	Negative Ränge	5(g)	5,80	29,00
	Positive Ränge	7(h)	7,00	49,00

	Bindungen	0(i)		
	Gesamt	12		
RFD mean links Posttest - RFD mean links Pretest	Negative Ränge	2(j)	3,50	7,00
	Positive Ränge	10(k)	7,10	71,00
	Bindungen	0(l)		
	Gesamt	12		
RFD mean rechts Posttest - RFD mean rechts Pretest	Negative Ränge	5(m)	3,00	15,00
	Positive Ränge	7(n)	9,00	63,00
	Bindungen	0(o)		
	Gesamt	12		
RFD mean Posttest - RFD mean Pretest	Negative Ränge	4(p)	3,50	14,00
	Positive Ränge	8(q)	8,00	64,00
	Bindungen	0(r)		
	Gesamt	12		
Fmax links Posttest - Fmax links Pretest	Negative Ränge	1(s)	2,00	2,00
	Positive Ränge	11(t)	6,91	76,00
	Bindungen	0(u)		
	Gesamt	12		
Fmax rechts Posttest - Fmax rechts Pretest	Negative Ränge	1(v)	2,00	2,00
	Positive Ränge	11(w)	6,91	76,00
	Bindungen	0(x)		
	Gesamt	12		
Fmax Posttest - Fmax Pretest	Negative Ränge	1(y)	3,00	3,00
	Positive Ränge	11(z)	6,82	75,00
	Bindungen	0(aa)		
	Gesamt	12		
RC links Posttest - RC links Pretest	Negative Ränge	2(bb)	4,50	9,00
	Positive Ränge	10(cc)	6,90	69,00
	Bindungen	0(dd)		
	Gesamt	12		
RC rechts Posttest - RC rechts Pretest	Negative Ränge	4(ee)	2,50	10,00
	Positive Ränge	8(ff)	8,50	68,00
	Bindungen	0(gg)		
	Gesamt	12		
RC Posttest - RC Pretest	Negative Ränge	4(hh)	2,50	10,00
	Positive Ränge	8(ii)	8,50	68,00
	Bindungen	0(jj)		
	Gesamt	12		

Tab. 62: Wilcoxon Test – Ränge; KB Trainingsgruppe

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
RFD max links Posttest - RFD max links Pretest	Negative Ränge	1(a)	8,00	8,00
	Positive Ränge	11(b)	6,36	70,00
	Bindungen	0(c)		

	Gesamt	12		
RFD max rechts Posttest - RFD max rechts Pretest	Negative Ränge	4(d)	2,50	10,00
	Positive Ränge	8(e)	8,50	68,00
	Bindungen	0(f)		
	Gesamt	12		
RFD max Posttest - RFD max Pretest	Negative Ränge	2(g)	2,50	5,00
	Positive Ränge	10(h)	7,30	73,00
	Bindungen	0(i)		
	Gesamt	12		
RFD mean links Posttest - RFD mean links Pretest	Negative Ränge	0(j)	,00	,00
	Positive Ränge	12(k)	6,50	78,00
	Bindungen	0(l)		
	Gesamt	12		
RFD mean rechts Posttest - RFD mean rechts Pretest	Negative Ränge	1(m)	1,00	1,00
	Positive Ränge	11(n)	7,00	77,00
	Bindungen	0(o)		
	Gesamt	12		
RFD mean Posttest - RFD mean Pretest	Negative Ränge	0(p)	,00	,00
	Positive Ränge	12(q)	6,50	78,00
	Bindungen	0(r)		
	Gesamt	12		
Fmax links Posttest - Fmax links Pretest	Negative Ränge	3(s)	3,00	9,00
	Positive Ränge	9(t)	7,67	69,00
	Bindungen	0(u)		
	Gesamt	12		
Fmax rechts Posttest - Fmax rechts Pretest	Negative Ränge	5(v)	3,60	18,00
	Positive Ränge	7(w)	8,57	60,00
	Bindungen	0(x)		
	Gesamt	12		
Fmax Posttest - Fmax Pretest	Negative Ränge	4(y)	2,75	11,00
	Positive Ränge	8(z)	8,38	67,00
	Bindungen	0(aa)		
	Gesamt	12		
RC links Posttest - RC links Pretest	Negative Ränge	0(bb)	,00	,00
	Positive Ränge	12(cc)	6,50	78,00
	Bindungen	0(dd)		
	Gesamt	12		
RC rechts Posttest - RC rechts Pretest	Negative Ränge	0(ee)	,00	,00
	Positive Ränge	12(ff)	6,50	78,00
	Bindungen	0(gg)		
	Gesamt	12		
RC Posttest - RC Pretest	Negative Ränge	0(hh)	,00	,00
	Positive Ränge	12(ii)	6,50	78,00
	Bindungen	0(jj)		

Gesamt	12		
--------	----	--	--

Tab. 63: Wilcoxon Test – Ränge; Kontrollgruppe

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
RFD max links Posttest - RFD max links Pretest	Negative Ränge	10(a)	7,50	75,00
	Positive Ränge	4(b)	7,50	30,00
	Bindungen	0(c)		
	Gesamt	14		
RFD max rechts Posttest - RFD max rechts Pretest	Negative Ränge	7(d)	10,14	71,00
	Positive Ränge	7(e)	4,86	34,00
	Bindungen	0(f)		
	Gesamt	14		
RFD max Posttest - RFD max Pretest	Negative Ränge	9(g)	8,44	76,00
	Positive Ränge	5(h)	5,80	29,00
	Bindungen	0(i)		
	Gesamt	14		
RFD mean links Posttest - RFD mean links Pretest	Negative Ränge	4(j)	6,00	24,00
	Positive Ränge	10(k)	8,10	81,00
	Bindungen	0(l)		
	Gesamt	14		
RFD mean rechts Posttest - RFD mean rechts Pretest	Negative Ränge	5(m)	6,60	33,00
	Positive Ränge	9(n)	8,00	72,00
	Bindungen	0(o)		
	Gesamt	14		
RFD mean Posttest - RFD mean Pretest	Negative Ränge	5(p)	5,00	25,00
	Positive Ränge	9(q)	8,89	80,00
	Bindungen	0(r)		
	Gesamt	14		
Fmax links Posttest - Fmax links Pretest	Negative Ränge	10(s)	7,20	72,00
	Positive Ränge	4(t)	8,25	33,00
	Bindungen	0(u)		
	Gesamt	14		
Fmax rechts Posttest - Fmax rechts Pretest	Negative Ränge	9(v)	7,22	65,00
	Positive Ränge	5(w)	8,00	40,00
	Bindungen	0(x)		
	Gesamt	14		
Fmax Posttest - Fmax Pretest	Negative Ränge	9(y)	7,78	70,00
	Positive Ränge	5(z)	7,00	35,00
	Bindungen	0(aa)		
	Gesamt	14		
RC links Posttest - RC links Pretest	Negative Ränge	4(bb)	5,50	22,00
	Positive Ränge	10(cc)	8,30	83,00
	Bindungen	0(dd)		
	Gesamt	14		

RC rechts Posttest - RC rechts Pretest	Negative Ränge	5(ee)	6,20	31,00
	Positive Ränge	9(ff)	8,22	74,00
	Bindungen	0(gg)		
	Gesamt	14		
RC Posttest - RC Pretest	Negative Ränge	5(hh)	5,40	27,00
	Positive Ränge	9(ii)	8,67	78,00
	Bindungen	0(jj)		
	Gesamt	14		

- a RFD max links Posttest < RFD max links Pretest
b RFD max links Posttest > RFD max links Pretest
c RFD max links Posttest = RFD max links Pretest
d RFD max rechts Posttest < RFD max rechts Pretest
e RFD max rechts Posttest > RFD max rechts Pretest
f RFD max rechts Posttest = RFD max rechts Pretest
g RFD max Posttest < RFD max Pretest
h RFD max Posttest > RFD max Pretest
i RFD max Posttest = RFD max Pretest
j RFD mean links Posttest < RFD mean links Pretest
k RFD mean links Posttest > RFD mean links Pretest
l RFD mean links Posttest = RFD mean links Pretest
m RFD mean rechts Posttest < RFD mean rechts Pretest
n RFD mean rechts Posttest > RFD mean rechts Pretest
o RFD mean rechts Posttest = RFD mean rechts Pretest
p RFD mean Posttest < RFD mean Pretest
q RFD mean Posttest > RFD mean Pretest
r RFD mean Posttest = RFD mean Pretest
s Fmax links Posttest < Fmax links Pretest
t Fmax links Posttest > Fmax links Pretest
u Fmax links Posttest = Fmax links Pretest
v Fmax rechts Posttest < Fmax rechts Pretest
w Fmax rechts Posttest > Fmax rechts Pretest
x Fmax rechts Posttest = Fmax rechts Pretest
y Fmax Posttest < Fmax Pretest
z Fmax Posttest > Fmax Pretest
aa Fmax Posttest = Fmax Pretest
bb RC links Posttest < RC links Pretest
cc RC links Posttest > RC links Pretest
dd RC links Posttest = RC links Pretest
ee RC rechts Posttest < RC rechts Pretest
ff RC rechts Posttest > RC rechts Pretest
gg RC rechts Posttest = RC rechts Pretest
hh RC Posttest < RC Pretest
ii RC Posttest > RC Pretest
jj RC Posttest = RC Pretest

Tab. 64: Statistik für Wilcoxon Test; gesamte Trainingsgruppe

Parameter	Trainingsgruppen (Kniebeuge+EMS)	
	Z	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)
RFD max Pretest - RFD max Posttest	-2,343(a)	,019
RFD mean Pretest - RFD mean Posttest	-3,571(a)	,000

Fmax Pretest - Fmax Posttest	-3,743(a)	,000
RC Pretest - RC Posttest	-4,000(a)	,000

a Basiert auf positiven Rängen.

b Basiert auf negativen Rängen.

Tab. 65: Statistik für Wilcoxon Test; EMS, KB und Kontrollgruppe einzeln

Parameter	EMS Gruppe		Kniebeuge Gruppe		Kontroll Gruppe	
	Z	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	Z	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	Z	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)
RFD max links Posttest - RFD max links Pretest	-,706(a)	,480	-2,432(a)	,015	-1,412(a)	,158
RFD max rechts Posttest - RFD max rechts Pretest	-,941(a)	,347	-2,275(a)	,023	-1,161(a)	,245
RFD max Posttest - RFD max Pretest	-,784(a)	,433	-2,667(a)	,008	-1,475(a)	,140
RFD mean links Posttest - RFD mean links Pretest	-2,510(a)	,012	-3,059(a)	,002	-1,789(b)	,074
RFD mean rechts Posttest - RFD mean rechts Pretest	-1,883(a)	,060	-2,981(a)	,003	-1,224(b)	,221
RFD mean Posttest - RFD mean Pretest	-1,961(a)	,050	-3,059(a)	,002	-1,726(b)	,084
Fmax links Posttest - Fmax links Pretest	-2,903(a)	,004	-2,353(a)	,019	-1,224(a)	,221
Fmax rechts Posttest - Fmax rechts Pretest	-2,903(a)	,004	-1,647(a)	,099	-0,785(a)	,433
Fmax Posttest - Fmax Pretest	-2,824(a)	,005	-2,197(a)	,028	-1,099(a)	,272
RC links Posttest - RC links Pretest	-2,353(a)	,019	-3,059(a)	,002	-1,915(b)	,056
RC rechts Posttest - RC rechts Pretest	-2,275(a)	,023	-3,059(a)	,002	-1,350(b)	,177
RC Posttest - RC Pretest	-2,275(a)	,023	-3,059(a)	,002	-1,601(b)	,109

a Basiert auf positiven Rängen.

b Basiert auf negativen Rängen.

6.5.2. Gruppenvergleich bzgl. der Steigerung von Parametern bei maximal willentlicher isometrischer Maximalkraft im Quadriceps femoris

Tab. 66: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Trainingsgruppen

Parameter	N	Mittel-	Stan-	Minimum	Maxi-	Perzentile
-----------	---	---------	-------	---------	-------	------------

		wert	dardabw eichung		mum	25.	50. (Me- dian)	75.
RFD max	24	2082,7	4751,9	-11881,5	9898,8	-381,8	3629,8	4746,8
RFD mean	24	1580,4	1446,9	-1914,8	4166,2	1005,0	1724,4	2592,1
Fmax	24	443,1	422,4	-149,0	1348,4	103,7	403,1	792,0
RC	24	19,7	14,7	-12,2	41,5	14,7	21,7	28,9
Gruppe	26	1,5	0,51	1	2	1	1,5	2

Tab. 67: Mann-Whitney Test – Ränge

Parameter	Gruppe	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
RFD max	EMS	12	11,33	136,00
	Kniebeuge	12	13,67	164,00
	Gesamt	24		
RFD mean	EMS	12	12,00	144,00
	Kniebeuge	12	13,00	156,00
	Gesamt	24		
Fmax	EMS	12	12,67	152,00
	Kniebeuge	12	12,33	148,00
	Gesamt	24		
RC	EMS	12	11,50	138,00
	Kniebeuge	12	13,50	162,00
	Gesamt	24		

Tab. 68: Statistik für Mann-Whitney Test

	RFD max	RFD mean	Fmax	RC
Mann-Whitney-U	58,0	66,0	70,0	60,0
Wilcoxon-W	136,0	144,0	148,0	138,0
Z	-,808	-,346	-,115	-,693
Asymptotische Signifikanz (2- seitig)	,419	,729	,908	,488
Exakte Signifi- kanz [2*(1-seitig Sig.)]	,443(a)	,755(a)	,932(a)	,514(a)

a Nicht für Bindungen korrigiert.

6.5.3. isometrische Kraft im m. Triceps surae

Tab. 69: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der gesamten Trainingsgruppe

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
RFD max Pretest	25	7955,7	3654,4	2643,9	19170,0	4451,7	8726,3	9747,0
RFD mean Pretest	25	3507,6	1445,3	1007,8	6188,2	1960,8	3826,7	4753,0
Fmax Pretest	25	1570,2	434,3	884,2	2167,7	1325,9	1502,4	2025,7
RC Pretest	25	35,7	13,2	11,6	63,5	23,4	37,8	44,2
RFD max Posttest	25	7731,8	1615,7	4240,8	11553,2	6668,1	7464,3	8940,3
RFD mean Posttest	25	3606,2	697,9	2569,4	4931,7	2959,0	3546,0	4180,6
Fmax Posttest	25	1735,6	343,9	1096,7	2284,0	1476,1	1765,5	2025,2
RC Posttest	25	44,3	8,7	31,3	59,6	37,5	44,3	51,2

Tab. 70: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der EMS Trainingsgruppe

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
RFD max links Pretest	12	10501,1	2916,4	7202,5	18739,7	9007,6	9861,9	11385,0
RFD max rechts Pretest	12	10816,5	3346,3	7576,8	19600,3	8528,1	9953,0	11269,0
RFD max Pretest	12	10658,8	2964,0	8566,7	19170,0	8935,4	9747,0	10636,3
RFD mean links Pretest	12	4289,0	1032,9	2931,8	5901,1	3231,7	4702,3	5080,8
RFD mean rechts Pretest	12	4852,6	709,2	3649,2	6475,4	4406,2	4877,2	5152,0
RFD mean Pretest	12	4570,8	783,9	3290,5	6188,2	3921,6	4666,2	5063,6
Fmax links Pretest	12	1878,5	341,4	1304,6	2429,3	1522,7	1995,5	2068,9
Fmax rechts Pretest	12	1951,7	320,5	1495,1	2356,0	1620,0	1984,8	2268,3
Fmax Pretest	12	1915,1	284,1	1399,8	2167,7	1591,6	2025,7	2134,9
RC links Pretest	12	40,0	8,6	30,7	55,5	32,9	37,2	48,9
RC rechts Pretest	12	46,6	8,2	34,1	60,7	39,6	47,2	53,7
RC Pretest	12	43,3	7,5	32,4	58,1	37,9	41,1	48,2
RFD max links Posttest	12	8139,5	823,9	6888,4	9263,1	7265,6	8123,4	8896,0
RFD max	12	9184,6	2722,1	6047,6	14940,7	7070,7	8971,7	9563,7

rechts Posttest								
RFD max Posttest	12	8662,1	1388,1	6468,0	11553,2	7583,2	8612,5	9253,9
RFD mean links Posttest	12	3575,6	780,4	2694,0	5078,2	2881,5	3477,9	3894,9
RFD mean rechts Posttest	12	4009,3	888,6	2895,3	5298,7	3128,5	3995,7	4886,6
RFD mean Posttest	12	3792,5	759,8	2794,6	4931,7	3005,0	3779,2	4538,8
Fmax links Posttest	12	1936,8	206,0	1528,1	2189,7	1745,7	1996,0	2092,8
Fmax rechts Posttest	12	2073,6	263,3	1776,2	2573,3	1841,7	2025,8	2306,3
Fmax Posttest	12	2005,2	203,3	1658,1	2284,0	1851,1	2025,2	2201,6
RC links Posttest	12	42,0	10,7	30,2	58,8	31,7	38,0	51,8
RC rechts Posttest	12	45,4	7,8	32,4	57,4	37,4	46,8	51,7
RC Posttest	12	43,7	8,5	31,3	56,5	36,4	43,5	51,7

Tab. 71: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der KB Trainingsgruppe

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
RFD max links Pretest	13	5203,8	2319,7	2582,4	9080,4	3498,3	4054,9	7351,2
RFD max rechts Pretest	13	5717,1	2047,8	2705,3	9288,8	4027,5	5394,0	7867,3
RFD max Pretest	13	5460,5	2145,9	2643,9	9136,0	3863,4	4527,2	7548,8
RFD mean links Pretest	13	2306,3	932,7	908,8	4139,5	1531,9	2147,9	3032,1
RFD mean rechts Pretest	13	2745,9	1565,9	1101,9	5521,7	1317,3	2586,9	4154,8
RFD mean Pretest	13	2526,1	1200,2	1007,8	4830,6	1565,8	2056,3	3558,6
Fmax links Pretest	13	1243,5	268,0	853,1	1575,0	940,4	1332,6	1468,9
Fmax rechts Pretest	13	1260,3	297,1	861,7	1650,5	918,0	1352,3	1552,5
Fmax Pretest	13	1251,9	273,1	884,2	1591,3	915,2	1392,2	1489,7
RC links Pretest	13	27,0	11,8	10,5	54,4	18,2	26,3	33,1
RC rechts Pretest	13	30,4	16,7	12,8	72,6	15,6	31,7	39,1
RC Pretest	13	28,7	13,6	11,6	63,5	19,0	25,2	36,8
RFD max links Posttest	13	6490,0	1271,7	3804,5	8716,2	5705,8	6651,5	7291,4
RFD max rechts Posttest	13	7256,2	1670,3	4677,2	10232,8	5893,5	7263,2	8833,0
RFD max Posttest	13	6873,1	1338,0	4240,8	9474,5	6214,8	6944,9	7676,6

RFD mean links Posttest	13	3474,7	818,2	2223,8	4732,5	2781,2	3365,1	4142,9
RFD mean rechts Posttest	13	3393,7	621,6	2401,6	4485,8	2892,3	3531,1	3863,7
RFD mean Posttest	13	3434,2	615,1	2569,4	4366,9	2868,6	3448,1	3987,8
Fmax links Posttest	13	1364,0	281,6	943,8	1845,5	1150,2	1290,0	1559,2
Fmax rechts Posttest	13	1609,7	266,0	1190,4	1951,1	1301,0	1652,4	1824,1
Fmax Posttest	13	1486,8	242,7	1096,7	1878,3	1249,2	1498,6	1679,6
RC links Posttest	13	44,4	10,3	30,6	63,1	35,8	41,4	54,3
RC rechts Posttest	13	45,4	11,5	27,7	61,2	34,5	46,1	55,8
RC Posttest	13	44,9	9,2	31,8	59,6	37,8	44,3	53,2

Tab. 72: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Kontrollgruppe

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
RFD max links Pretest	16	4700,4	1549,9	2461,9	7344,5	3193,8	4601,1	5943,6
RFD max rechts Pretest	16	6406,4	2258,2	2768,8	9941,5	3800,2	7279,7	8027,8
RFD max Pretest	16	5553,4	1724,5	2615,4	7780,9	3529,3	6212,0	6814,8
RFD mean links Pretest	16	2363,5	788,8	1301,0	4140,7	1790,0	2096,8	2884,5
RFD mean rechts Pretest	16	2921,1	789,6	1777,6	4016,8	2083,7	2965,4	3667,4
RFD mean Pretest	16	2664,2	550,7	1762,7	3367,1	2141,2	2880,2	3150,3
Fmax links Pretest	16	1081,3	333,3	641,2	1736,9	922,0	965,0	1231,8
Fmax rechts Pretest	16	1450,6	244,6	1082,4	1897,6	1222,1	1468,5	1576,5
Fmax Pretest	16	1265,9	262,7	1008,3	1817,3	1085,8	1148,8	1351,1
RC links Pretest	16	30,5	8,0	17,5	48,2	25,7	29,2	36,0
RC rechts Pretest	16	37,1	9,7	26,1	54,2	28,2	34,8	46,8
RC Pretest	16	34,4	4,2	25,8	43,7	31,4	34,4	36,9
RFD max links Posttest	15	5651,7	1828,2	3346,9	9312,4	3712,3	5255,3	7119,1
RFD max rechts Posttest	15	6568,3	2045,8	3125,2	9574,3	4560,7	7109,0	8539,6
RFD max Posttest	15	6110,0	1887,1	3418,8	9443,3	3953,8	6182,2	7935,1
RFD mean links Posttest	15	2527,5	758,3	1638,1	4125,2	2011,6	2170,1	2983,5

RFD mean rechts Posttest	15	3048,3	796,1	1887,1	4218,9	2402,0	3160,3	3718,5
RFD mean Posttest	15	2787,9	568,9	1980,1	3601,2	2074,5	2926,6	3291,8
Fmax links Posttest	15	1162,8	399,7	849,7	2018,0	934,1	1005,1	1079,9
Fmax rechts Posttest	15	1421,2	252,0	1089,4	1963,8	1134,2	1430,3	1525,2
Fmax Posttest	15	1292,0	303,8	1047,2	1990,9	1095,6	1182,2	1278,5
RC links Posttest	15	32,7	8,0	16,9	47,8	27,6	31,9	37,1
RC rechts Posttest	15	39,4	9,2	24,8	56,5	33,9	36,6	49,3
RC Posttest	15	36,0	5,4	20,9	42,1	33,9	38,1	39,8

Tab. 73: Wilcoxon Test – Ränge; gesamte Trainingsgruppe

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
RFD max Posttest - RFD max Pretest	Negative Ränge	13(a)	12,77	166,00
	Positive Ränge	12(b)	13,25	159,00
	Bindungen	0(c)		
	Gesamt	25		
RFD mean Posttest - RFD mean Pretest	Negative Ränge	14(d)	10,50	147,00
	Positive Ränge	11(e)	16,18	178,00
	Bindungen	0(f)		
	Gesamt	25		
Fmax Posttest - Fmax Pretest	Negative Ränge	5(g)	12,20	61,00
	Positive Ränge	20(h)	13,20	264,00
	Bindungen	0(i)		
	Gesamt	25		
RC Posttest - RC Pretest	Negative Ränge	8(j)	8,00	64,00
	Positive Ränge	17(k)	15,35	261,00
	Bindungen	0(l)		
	Gesamt	25		

- a RFD max Posttest < RFD max Pretest
b RFD max Posttest > RFD max Pretest
c RFD max Posttest = RFD max Pretest
d RFD mean Posttest < RFD mean Pretest
e RFD mean Posttest > RFD mean Pretest
f RFD mean Posttest = RFD mean Pretest
g Fmax Posttest < Fmax Pretest
h Fmax Posttest > Fmax Pretest
i Fmax Posttest = Fmax Pretest
j RC Posttest < RC Pretest
k RC Posttest > RC Pretest
l RC Posttest = RC Pretest

Tab. 74: Wilcoxon Test – Ränge; EMS Trainingsgruppe

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
RFD max links Posttest - RFD max links Pretest	Negative Ränge	11(a)	6,64	73,00

	Positive Ränge	1(b)	5,00	5,00
	Bindungen	0(c)		
	Gesamt	12		
RFD max rechts Posttest - RFD max rechts Pretest	Negative Ränge	10(d)	6,60	66,00
	Positive Ränge	2(e)	6,00	12,00
	Bindungen	0(f)		
	Gesamt	12		
RFD max Posttest - RFD max Pretest	Negative Ränge	10(g)	6,80	68,00
	Positive Ränge	2(h)	5,00	10,00
	Bindungen	0(i)		
	Gesamt	12		
RFD mean links Posttest - RFD mean links Pretest	Negative Ränge	9(j)	7,00	63,00
	Positive Ränge	3(k)	5,00	15,00
	Bindungen	0(l)		
	Gesamt	12		
RFD mean rechts Posttest - RFD mean rechts Pretest	Negative Ränge	9(m)	7,78	70,00
	Positive Ränge	3(n)	2,67	8,00
	Bindungen	0(o)		
	Gesamt	12		
RFD mean Posttest - RFD mean Pretest	Negative Ränge	10(p)	6,80	68,00
	Positive Ränge	2(q)	5,00	10,00
	Bindungen	0(r)		
	Gesamt	12		
Fmax links Posttest - Fmax links Pretest	Negative Ränge	6(s)	5,83	35,00
	Positive Ränge	6(t)	7,17	43,00
	Bindungen	0(u)		
	Gesamt	12		
Fmax rechts Posttest - Fmax rechts Pretest	Negative Ränge	3(v)	7,67	23,00
	Positive Ränge	9(w)	6,11	55,00
	Bindungen	0(x)		
	Gesamt	12		
Fmax Posttest - Fmax Pretest	Negative Ränge	4(y)	6,75	27,00
	Positive Ränge	8(z)	6,38	51,00
	Bindungen	0(aa)		
	Gesamt	12		
RC links Posttest - RC links Pretest	Negative Ränge	6(bb)	5,83	35,00
	Positive Ränge	6(cc)	7,17	43,00
	Bindungen	0(dd)		
	Gesamt	12		
RC rechts Posttest - RC rechts Pretest	Negative Ränge	7(ee)	6,29	44,00
	Positive Ränge	5(ff)	6,80	34,00
	Bindungen	0(gg)		
	Gesamt	12		
RC Posttest - RC Pretest	Negative Ränge	7(hh)	5,71	40,00
	Positive Ränge	5(ii)	7,60	38,00

Bindungen	0(jj)		
Gesamt	12		

Tab. 75: Wilcoxon Test – Ränge; KB Trainingsgruppe

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
RFD max links Posttest - RFD max links Pretest	Negative Ränge	2(a)	8,50	17,00
	Positive Ränge	11(b)	6,73	74,00
	Bindungen	0(c)		
	Gesamt	13		
RFD max rechts Posttest - RFD max rechts Pretest	Negative Ränge	3(d)	2,00	6,00
	Positive Ränge	10(e)	8,50	85,00
	Bindungen	0(f)		
	Gesamt	13		
RFD max Posttest - RFD max Pretest	Negative Ränge	3(g)	4,00	12,00
	Positive Ränge	10(h)	7,90	79,00
	Bindungen	0(i)		
	Gesamt	13		
RFD mean links Posttest - RFD mean links Pretest	Negative Ränge	2(j)	3,50	7,00
	Positive Ränge	11(k)	7,64	84,00
	Bindungen	0(l)		
	Gesamt	13		
RFD mean rechts Posttest - RFD mean rechts Pretest	Negative Ränge	4(m)	6,00	24,00
	Positive Ränge	9(n)	7,44	67,00
	Bindungen	0(o)		
	Gesamt	13		
RFD mean Posttest - RFD mean Pretest	Negative Ränge	4(p)	3,25	13,00
	Positive Ränge	9(q)	8,67	78,00
	Bindungen	0(r)		
	Gesamt	13		
Fmax links Posttest - Fmax links Pretest	Negative Ränge	4(s)	5,75	23,00
	Positive Ränge	9(t)	7,56	68,00
	Bindungen	0(u)		
	Gesamt	13		
Fmax rechts Posttest - Fmax rechts Pretest	Negative Ränge	0(v)	,00	,00
	Positive Ränge	13(w)	7,00	91,00
	Bindungen	0(x)		
	Gesamt	13		
Fmax Posttest - Fmax Pretest	Negative Ränge	1(y)	3,00	3,00
	Positive Ränge	12(z)	7,33	88,00
	Bindungen	0(aa)		
	Gesamt	13		
RC links Posttest - RC links Pretest	Negative Ränge	1(bb)	1,00	1,00
	Positive Ränge	12(cc)	7,50	90,00

	Bindungen	0(dd)		
	Gesamt	13		
RC rechts Posttest - RC rechts Pretest	Negative Ränge	1(ee)	9,00	9,00
	Positive Ränge	12(ff)	6,83	82,00
	Bindungen	0(gg)		
	Gesamt	13		
RC Posttest - RC Pretest	Negative Ränge	1(hh)	3,00	3,00
	Positive Ränge	12(ii)	7,33	88,00
	Bindungen	0(jj)		
	Gesamt	13		

Tab. 76: Wilcoxon Test – Ränge; Kontrollgruppe

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
RFD max links Posttest - RFD max links Pretest	Negative Ränge	5(a)	6,40	32,00
	Positive Ränge	10(b)	8,80	88,00
	Bindungen	0(c)		
	Gesamt	15		
RFD max rechts Posttest - RFD max rechts Pretest	Negative Ränge	6(d)	8,00	48,00
	Positive Ränge	9(e)	8,00	72,00
	Bindungen	0(f)		
	Gesamt	15		
RFD max Posttest - RFD max Pretest	Negative Ränge	4(g)	7,50	30,00
	Positive Ränge	11(h)	8,18	90,00
	Bindungen	0(i)		
	Gesamt	15		
RFD mean links Posttest - RFD mean links Pretest	Negative Ränge	3(j)	11,67	35,00
	Positive Ränge	12(k)	7,08	85,00
	Bindungen	0(l)		
	Gesamt	15		
RFD mean rechts Posttest - RFD mean rechts Pretest	Negative Ränge	5(m)	7,00	35,00
	Positive Ränge	10(n)	8,50	85,00
	Bindungen	0(o)		
	Gesamt	15		
RFD mean Posttest - RFD mean Pretest	Negative Ränge	3(p)	10,67	32,00
	Positive Ränge	12(q)	7,33	88,00
	Bindungen	0(r)		
	Gesamt	15		
Fmax links Posttest - Fmax links Pretest	Negative Ränge	5(s)	7,20	36,00
	Positive Ränge	10(t)	8,40	84,00
	Bindungen	0(u)		
	Gesamt	15		
Fmax rechts Posttest - Fmax rechts Pretest	Negative Ränge	9(v)	8,67	78,00
	Positive Ränge	6(w)	7,00	42,00

	Bindungen	0(x)		
	Gesamt	15		
Fmax Posttest - Fmax Pretest	Negative Ränge	6(y)	7,33	44,00
	Positive Ränge	9(z)	8,44	76,00
	Bindungen	0(aa)		
	Gesamt	15		
RC links Posttest - RC links Pretest	Negative Ränge	4(bb)	9,25	37,00
	Positive Ränge	11(cc)	7,55	83,00
	Bindungen	0(dd)		
	Gesamt	15		
RC rechts Posttest - RC rechts Pretest	Negative Ränge	5(ee)	5,80	29,00
	Positive Ränge	10(ff)	9,10	91,00
	Bindungen	0(gg)		
	Gesamt	15		
RC Posttest - RC Pretest	Negative Ränge	5(hh)	6,40	32,00
	Positive Ränge	10(ii)	8,80	88,00
	Bindungen	0(jj)		
	Gesamt	15		

- a RFD max links Posttest < RFD max links Pretest
b RFD max links Posttest > RFD max links Pretest
c RFD max links Posttest = RFD max links Pretest
d RFD max rechts Posttest < RFD max rechts Pretest
e RFD max rechts Posttest > RFD max rechts Pretest
f RFD max rechts Posttest = RFD max rechts Pretest
g RFD max Posttest < RFD max Pretest
h RFD max Posttest > RFD max Pretest
i RFD max Posttest = RFD max Pretest
j RFD mean links Posttest < RFD mean links Pretest
k RFD mean links Posttest > RFD mean links Pretest
l RFD mean links Posttest = RFD mean links Pretest
m RFD mean rechts Posttest < RFD mean rechts Pretest
n RFD mean rechts Posttest > RFD mean rechts Pretest
o RFD mean rechts Posttest = RFD mean rechts Pretest
p RFD mean Posttest < RFD mean Pretest
q RFD mean Posttest > RFD mean Pretest
r RFD mean Posttest = RFD mean Pretest
s Fmax links Posttest < Fmax links Pretest
t Fmax links Posttest > Fmax links Pretest
u Fmax links Posttest = Fmax links Pretest
v Fmax rechts Posttest < Fmax rechts Pretest
w Fmax rechts Posttest > Fmax rechts Pretest
x Fmax rechts Posttest = Fmax rechts Pretest
y Fmax Posttest < Fmax Pretest
z Fmax Posttest > Fmax Pretest
aa Fmax Posttest = Fmax Pretest
bb RC links Posttest < RC links Pretest
cc RC links Posttest > RC links Pretest
dd RC links Posttest = RC links Pretest
ee RC rechts Posttest < RC rechts Pretest
ff RC rechts Posttest > RC rechts Pretest
gg RC rechts Posttest = RC rechts Pretest
hh RC Posttest < RC Pretest
ii RC Posttest > RC Pretest
jj RC Posttest = RC Pretest

Tab. 77: Statistik für Wilcoxon Test; gesamte Trainingsgruppe

Parameter	Trainingsgruppen (Kniebeuge+EMS)
-----------	----------------------------------

	Z	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)
RFD max Posttest - RFD max Pretest	-,094(a)	,925
RFD mean Posttest - RFD mean Pretest	-,417(b)	,677
Fmax Posttest - Fmax Pretest	-2,731(b)	,006
RC Posttest - RC Pretest	-2,650(b)	,008

a Basiert auf positiven Rängen.

b Basiert auf negativen Rängen.

Tab. 78: Statistik für Wilcoxon Test; EMS, KB und Kontrollgruppe einzeln

Parameter	EMS		Kniebeuge		Kontrollgruppe	
	Z	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	Z	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	Z	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)
RFD max links Posttest - RFD max links Pretest	-2,667(a)	,008	-1,992(a)	,046	-1,590(a)	,112
RFD max rechts Posttest - RFD max rechts Pretest	-2,118(a)	,034	-2,760(a)	,006	-,682(a)	,496
RFD max Posttest - RFD max Pretest	-2,275(a)	,023	-2,341(a)	,019	-1,704(a)	,088
RFD mean links Posttest - RFD mean links Pretest	-1,883(a)	,060	-2,691(a)	,007	-1,420(a)	,156
RFD mean rechts Posttest - RFD mean rechts Pretest	-2,432(a)	,015	-1,503(a)	,133	-1,420(a)	,156
RFD mean Posttest - RFD mean Pretest	-2,275(a)	,023	-2,271(a)	,023	-1,590(a)	,112
Fmax links Posttest - Fmax links Pretest	-,314(b)	,754	-1,572(a)	,116	-1,363(a)	,173
Fmax rechts Posttest - Fmax rechts Pretest	-1,255(b)	,209	-3,180(a)	,001	-1,022(b)	,307
Fmax Posttest - Fmax Pretest	-,941(b)	,347	-2,970(a)	,003	-,909(a)	,363
RC links Posttest - RC links Pretest	-,314(b)	,754	-3,110(a)	,002	-1,306(a)	,191
RC rechts Posttest - RC rechts Pretest	-,392(a)	,695	-2,551(a)	,011	-1,761(a)	,078
RC Posttest - RC Pretest	-,078(a)	,937	-2,970(a)	,003	-1,590(a)	,112

a Basiert auf positiven Rängen.

b Basiert auf negativen Rängen.

6.5.4. Gruppenvergleich bzgl. der Steigerung von Parametern bei maximal willentlicher isometrischer Maximalkraft im Triceps surae

Tab. 79: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Trainingsgruppen

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
RFD max	25	-223,9	2802,7	-8760,3	3710,3	-1624,0	-135,3	2123,3
RFD mean	25	98,6	1372,9	-2149,4	2339,2	-1018,8	-350,8	1483,8
Fmax in [N]	25	165,4	280,3	-477,2	647,4	25,1	174,2	341,9
Reaktivitätskoeffizient	25	8,6	13,7	-19,0	26,9	-4,5	10,3	20,2
Gruppe	25	1,52	0,51	1	2	1	2	2

Tab. 80: Mann-Whitney Test – Ränge

Parameter	Gruppe	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
RFD max	EMS	12	7,92	95,00
	Kniebeuge	13	17,69	230,00
	Gesamt	25		
RFD mean	EMS	12	8,50	102,00
	Kniebeuge	13	17,15	223,00
	Gesamt	25		
Fmax in [N]	EMS	12	11,33	136,00
	Kniebeuge	13	14,54	189,00
	Gesamt	25		
Reaktivitätskoeffizient	EMS	12	8,67	104,00
	Kniebeuge	13	17,00	221,00
	Gesamt	25		

Tab. 81: Statistik für Mann-Whitney Test

	RFD max	RFD mean	Fmax in [N]	Reaktivitätskoeffizient
Mann-Whitney-U	17,000	24,000	58,000	26,000
Wilcoxon-W	95,000	102,000	136,000	104,000
Z	-3,318	-2,937	-1,088	-2,828
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,001	,003	,277	,005
Exakte Signifikanz [2*(1-seitig Sig.)]	,000(a)	,002(a)	,295(a)	,004(a)

a Nicht für Bindungen korrigiert.

6.5.5. Dynamische Sprungkraft – Counter-Movement Jump

Tab. 82: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der EMS Trainingsgruppe

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
KSP Senkung Pretest	16	,322	,028	,260	,388	,311	,322	,336
konzentrische Phase Pretest	16	,304	,023	,278	,342	,283	,298	,330
Leistung Pretest	16	1319,1	230,5	988,9	1583,1	1093,4	1406,0	1548,0
Sprunghöhe Pretest	16	,592	,039	,531	,655	,564	,587	,634
max FGL Geschwindigkeit Pretest	16	880,0	39,8	808,3	934,5	840,99	882,2	915,0
max KW Geschwindigkeit Pretest	16	904,6	163,99	586,6	1179,064	754,5	970,457	1002,3
FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest	16	317,7	59,2	196,8	445,993	285,1	319,5	351,7
KW Geschwindigkeit Absprung Pretest	16	564,7	154,9	336,1	809,593	435,5	527,4	733,061
KSP Senkung Posttest	16	,293	,025	,255	,332	,277	,290	,313
konzentrische Phase Posttest	16	,297	,0210	,258	,320	,285	,298	,318
Leistung Posttest	16	1404,2	247,4	1071,4	1730,2	1138,2	1515,7	1600,2
Sprunghöhe Posttest	16	,629	,036	,562	,681	,597	,633	,662
max FGL Geschwindigkeit Posttest	14	838,3	53,97	740,3	935,8	806,2	832,5	873,7
max KW Geschwindigkeit Posttest	16	985,1	103,5	811,5	1191,5	916,5	982,2	1070,4
FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest	14	329,3	50,3	254,4	426,4	292,2	327,6	362,9
KW Geschwindigkeit Absprung Posttest	16	580,1	227,815	244,6	1151,6	426,4	556,2	667,7

Tab. 83: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der KB Trainingsgruppe

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
KSP Senkung Pretest	15	0,389	0,112	0,247	0,577	0,317	0,339	0,519
konzentrische Phase Pretest	15	0,338	0,053	0,272	0,418	0,294	0,314	0,400
Leistung Pretest	15	1189,8	216,1	936,1	1521,0	978,2	1112,8	1430,3
Sprunghöhe Pretest	15	0,649	0,085	0,550	0,834	0,573	0,646	0,700
max FGL Geschwindigkeit Pretest	15	956,9	106,8	683,4	1101,3	917,5	982,9	1021,5
max KW Geschwindigkeit Pretest	15	887,3	93,6	740,3	1075,1	813,5	865,2	979,0
FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest	15	358,5	65,1	210,6	423,8	313,2	386,5	402,2
KW Geschwindigkeit Absprung Pretest	15	358,4	179,4	87,6	716,1	213,8	327,0	517,9
KSP Senkung Posttest	15	0,355	0,083	0,245	0,469	0,281	0,360	0,450
konzentrische Phase Posttest	15	0,307	0,029	0,266	0,348	0,284	0,302	0,344
Leistung Posttest	15	1381,8	145,4	1167,3	1644,7	1274,1	1334,9	1548,7
Sprunghöhe Posttest	15	0,697	0,088	0,561	0,841	0,613	0,702	0,763
max FGL Geschwindigkeit Posttest	15	993,2	93,4	837,1	1129,4	899,8	982,2	1071,8
max KW Geschwindigkeit Posttest	15	1050,2	99,6	869,8	1146,4	954,8	1105,2	1133,9
FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest	15	374,7	124,1	196,2	569,6	249,2	347,9	489,8
KW Geschwindigkeit Absprung Posttest	15	442,6	114,6	330,9	663,8	339,4	393,0	555,9

Tab. 84: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Kontrollgruppe

Parameter	N	Mittelwert	Standardabw	Minimum	Maximum	Perzentile
-----------	---	------------	-------------	---------	---------	------------

			eichung			25.	50. (Median)	75.
KSP Senkung Pretest	21	0,271	0,032	0,233	0,358	0,243	0,266	0,290
konzentrische Phase Pretest	21	0,288	0,034	0,242	0,382	0,258	0,292	0,312
Leistung Pretest	21	956,3	265,7	481,5	1266,8	704,9	1071,3	1125,9
Sprunghöhe Pretest	21	0,496	0,104	0,228	0,636	0,430	0,540	0,558
max FGL Geschwindigkeit Pretest	21	900,7	104,2	780,8	1109,1	825,3	873,0	988,8
max KW Geschwindigkeit Pretest	21	906,4	119,5	711,5	1140,5	843,9	880,2	1009,7
FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest	21	325,3	142,1	118,4	554,6	213,5	282,5	443,7
KW Geschwindigkeit Absprung Pretest	21	427,2	203,8	39,9	711,5	244,6	491,8	606,9
KSP Senkung Posttest	22	0,265	0,034	0,226	0,349	0,240	0,255	0,281
konzentrische Phase Posttest	22	0,287	0,054	0,228	0,442	0,249	0,272	0,302
Leistung Posttest	22	940,7	275,7	551,9	1286,8	602,3	1032,9	1219,8
Sprunghöhe Posttest	22	0,492	0,073	0,378	0,593	0,402	0,501	0,555
max FGL Geschwindigkeit Posttest	22	926,5	89,4	816,1	1098,6	865,8	899,8	986,2
max KW Geschwindigkeit Posttest	22	829,9	157,1	575,5	1056,8	635,6	852,8	978,3
FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest	22	305,3	133,3	83,7	575,5	183,1	324,4	384,5
KW Geschwindigkeit Absprung Posttest	22	328,6	172,8	62,8	763,8	175,3	303,4	468,2

Tab. 85: Wilcoxon Test – Ränge; EMS Trainingsgruppe

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
KSP Senkung Posttest - KSP Senkung Pretest	Negative Ränge	13(a)	7,92	103,00
	Positive Ränge	2(b)	8,50	17,00
	Bindungen	0(c)		
	Gesamt	15		
konzentrische Phase Posttest - konzentrische	Negative Ränge	9(d)	9,50	85,50

Phase Pretest	Positive Ränge	6(e)	5,75	34,50
	Bindungen	0(f)		
	Gesamt	15		
Leistung Posttest - Leistung Pretest	Negative Ränge	2(g)	3,00	6,00
	Positive Ränge	13(h)	8,77	114,00
	Bindungen	0(i)		
Sprunghöhe Posttest - Sprunghöhe Pretest	Gesamt	15		
	Negative Ränge	5(j)	4,00	20,00
	Positive Ränge	10(k)	10,00	100,00
max FGL Geschwindigkeit Posttest - max FGL Geschwindigkeit Pretest	Bindungen	0(l)		
	Gesamt	15		
	Negative Ränge	11(m)	8,09	89,00
max KW Geschwindigkeit Posttest - max KW Geschwindigkeit Pretest	Positive Ränge	3(n)	5,33	16,00
	Bindungen	0(o)		
	Gesamt	14		
FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest - FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest	Negative Ränge	5(p)	5,20	26,00
	Positive Ränge	10(q)	9,40	94,00
	Bindungen	0(r)		
KW Geschwindigkeit Absprung Posttest - KW Geschwindigkeit Absprung Pretest	Gesamt	15		
	Negative Ränge	6(s)	7,00	42,00
	Positive Ränge	8(t)	7,88	63,00
KSP Senkung Posttest - KSP Senkung Pretest	Bindungen	0(u)		
	Gesamt	14		
	Negative Ränge	8(v)	9,25	74,00
konzentrische Phase Posttest - konzentrische Phase Pretest	Positive Ränge	7(w)	6,57	46,00
	Bindungen	0(x)		
	Gesamt	15		

Tab. 86: Wilcoxon Test – Ränge; KB Trainingsgruppe

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
KSP Senkung Posttest - KSP Senkung Pretest	Negative Ränge	10(a)	9,80	98,00
	Positive Ränge	5(b)	4,40	22,00
	Bindungen	0(c)		
	Gesamt	15		
konzentrische Phase Posttest - konzentrische Phase Pretest	Negative Ränge	11(d)	9,45	104,00
	Positive Ränge	4(e)	4,00	16,00
	Bindungen	0(f)		
	Gesamt	15		

Leistung Posttest - Leistung Pretest	Negative Ränge	1(g)	3,00	3,00
	Positive Ränge	14(h)	8,36	117,00
	Bindungen	0(i)		
	Gesamt	15		
Sprunghöhe Posttest - Sprunghöhe Pretest	Negative Ränge	3(j)	7,33	22,00
	Positive Ränge	12(k)	8,17	98,00
	Bindungen	0(l)		
	Gesamt	15		
max FGL Geschwindigkeit Posttest - max FGL Geschwindigkeit Pretest	Negative Ränge	7(m)	5,71	40,00
	Positive Ränge	8(n)	10,00	80,00
	Bindungen	0(o)		
	Gesamt	15		
max KW Geschwindigkeit Posttest - max KW Geschwindigkeit Pretest	Negative Ränge	1(p)	2,00	2,00
	Positive Ränge	14(q)	8,43	118,00
	Bindungen	0(r)		
	Gesamt	15		
FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest - FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest	Negative Ränge	7(s)	7,29	51,00
	Positive Ränge	8(t)	8,63	69,00
	Bindungen	0(u)		
	Gesamt	15		
KW Geschwindigkeit Absprung Posttest - KW Geschwindigkeit Absprung Pretest	Negative Ränge	2(v)	6,50	13,00
	Positive Ränge	13(w)	8,23	107,00
	Bindungen	0(x)		
	Gesamt	15		

Tab. 87: Wilcoxon Test – Ränge; Kontrollgruppe

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
KSP Senkung Posttest - KSP Senkung Pretest	Negative Ränge	15(a)	9,73	146,00
	Positive Ränge	6(b)	14,17	85,00
	Bindungen	0(c)		
	Gesamt	21		
konzentrische Phase Posttest - konzentrische Phase Pretest	Negative Ränge	13(d)	10,31	134,00
	Positive Ränge	6(e)	9,33	56,00
	Bindungen	2(f)		
	Gesamt	21		
Leistung Posttest - Leistung Pretest	Negative Ränge	7(g)	12,43	87,00
	Positive Ränge	14(h)	10,29	144,00
	Bindungen	0(i)		
	Gesamt	21		

Sprunghöhe Posttest - Sprunghöhe Pretest	Negative Ränge	10(j)	12,80	128,00
	Positive Ränge	11(k)	9,36	103,00
	Bindungen	0(l)		
	Gesamt	21		
max FGL Geschwindig- keit Posttest - max FGL Geschwindigkeit Pretest	Negative Ränge	5(m)	7,80	39,00
	Positive Ränge	15(n)	11,40	171,00
	Bindungen	1(o)		
	Gesamt	21		
max KW Geschwindig- keit Posttest - max KW Geschwindigkeit Pretest	Negative Ränge	16(p)	12,56	201,00
	Positive Ränge	5(q)	6,00	30,00
	Bindungen	0(r)		
	Gesamt	21		
FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest - FGL Geschwindigkeit Ab- sprung Pretest	Negative Ränge	11(s)	10,45	115,00
	Positive Ränge	9(t)	10,56	95,00
	Bindungen	1(u)		
	Gesamt	21		
KW Geschwindigkeit Absprung Posttest - KW Geschwindigkeit Ab- sprung Pretest	Negative Ränge	13(v)	12,85	167,00
	Positive Ränge	8(w)	8,00	64,00
	Bindungen	0(x)		
	Gesamt	21		

- a KSP Senkung Posttest < KSP Senkung Pretest
b KSP Senkung Posttest > KSP Senkung Pretest
c KSP Senkung Posttest = KSP Senkung Pretest
d konzentrische Phase Posttest < konzentrische Phase Pretest
e konzentrische Phase Posttest > konzentrische Phase Pretest
f konzentrische Phase Posttest = konzentrische Phase Pretest
g Leistung Posttest < Leistung Pretest
h Leistung Posttest > Leistung Pretest
i Leistung Posttest = Leistung Pretest
j Sprunghöhe Posttest < Sprunghöhe Pretest
k Sprunghöhe Posttest > Sprunghöhe Pretest
l Sprunghöhe Posttest = Sprunghöhe Pretest
m max FGL Geschwindigkeit Posttest < max FGL Geschwindigkeit Pretest
n max FGL Geschwindigkeit Posttest > max FGL Geschwindigkeit Pretest
o max FGL Geschwindigkeit Posttest = max FGL Geschwindigkeit Pretest
p max KW Geschwindigkeit Posttest < max KW Geschwindigkeit Pretest
q max KW Geschwindigkeit Posttest > max KW Geschwindigkeit Pretest
r max KW Geschwindigkeit Posttest = max KW Geschwindigkeit Pretest
s FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest < FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest
t FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest > FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest
u FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest = FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest
v KW Geschwindigkeit Absprung Posttest < KW Geschwindigkeit Absprung Pretest
w KW Geschwindigkeit Absprung Posttest > KW Geschwindigkeit Absprung Pretest
x KW Geschwindigkeit Absprung Posttest = KW Geschwindigkeit Absprung Pretest

Tab. 88: Statistik für Wilcoxon Test; EMS, KB Trainingsgruppe und Kontrollgruppe

Parameter	EMS		Kniebeuge		Kontrollgruppe	
	Z	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	Z	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	Z	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)
KSP Senkung Posttest - KSP Senkung Pretest	-2,442(a)	,015	-2,158(a)	,031	-1,060(a)	,289
konzentrische Phase Posttest - konzentrische Phase Pretest	-1,452(a)	,146	-2,501(a)	,012	-1,570(a)	,116
Leistung Posttest - Leistung Pretest	-3,067(b)	,002	-3,237(b)	,001	-,991(b)	,322
Sprunghöhe Posttest - Sprunghöhe Pretest	-2,272(b)	,023	-2,158(b)	,031	-,434(a)	,664
max FGL Geschwindigkeit Posttest - max FGL Geschwindigkeit Pretest	-2,291(a)	,022	-1,136(b)	,256	-2,464(b)	,014
max KW Geschwindigkeit Posttest - max KW Geschwindigkeit Pretest	-1,931(b)	,053	-3,294(b)	,001	-2,972(a)	,003
FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest - FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest	-,659(b)	,510	-,511(b)	,609	-,373(a)	,709
KW Geschwindigkeit Absprung Posttest - KW Geschwindigkeit Absprung Pretest	-,795(a)	,427	-2,669(b)	,008	-1,790(a)	,073

a Basiert auf positiven Rängen.

b Basiert auf negativen Rängen.

6.5.6. Gruppenvergleich bzgl. der Steigerung von Parametern beim Counter-Movement Jump

Tab. 89: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Trainingsgruppen

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
KSP_Senkung	30	-,0297	,0486	-,13	,08	-,0593	-,0354	,0015
konzentrische_Phase	30	-,0193	,0304	-,07	,02	-,0410	-,0130	,0090
Leistung	30	139,5	119,83	-86,16	363,03	65,39	124,93	219,93
Sprunghöhe	30	,0405	,06277	-,09	,19	-,0068	,0417	,0809
max_FGL_Geschwindigkeit	29	,137	77,394	-107,23	211,89	-50,025	-9,79	26,15
max_KW_Geschwindigkeit	30	111,9	121,24	-63,43	406,09	12,93	96,79	180,66
Ab-sprung_FGL_Geschwindigkeit	29	9,97	100,64	-205,99	189,62	-43,82	16,35	68,66
Ab-sprung_KW_Geschwindigkeit	30	30,67	168,03	-343,33	432,28	-66,21	22,23	122,45

Tab. 90: Mann-Whitney Test – Ränge

Parameter	Gruppe	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
KSP_Senkung	EMS	15	16,67	250,00
	Kniebeuge	15	14,33	215,00
	Gesamt	30		
konzentrische_Phase	EMS	15	18,10	271,50
	Kniebeuge	15	12,90	193,50
	Gesamt	30		
Leistung	EMS	15	11,60	174,00
	Kniebeuge	15	19,40	291,00
	Gesamt	30		
Sprunghöhe	EMS	15	14,73	221,00
	Kniebeuge	15	16,27	244,00
	Gesamt	30		
max_FGL_Geschwindigkeit	EMS	14	10,43	146,00
	Kniebeuge	15	19,27	289,00
	Gesamt	29		
max_KW_Geschwindigkeit	EMS	15	12,00	180,00
	Kniebeuge	15	19,00	285,00
	Gesamt	30		
Ab-	EMS	14	14,57	204,00

sprung_FGL_Geschwindigkeit	Kniebeuge	15	15,40	231,00
	Gesamt	29		
Ab-sprung_KW_Geschwindigkeit	EMS	15	12,33	185,00
	Kniebeuge	15	18,67	280,00
	Gesamt	30		

Tab. 91: Statistik für Mann-Whitney Test

	KSP Senkung	Konzentrische Phase	Leistung	Sprunghöhe	Max FGL Geschwindigkeit	Max KW Geschwindigkeit	Absprung FGL Geschwindigkeit	Absprung KW Geschwindigkeit
Mann-Whitney-U	95,0	73,5	54,0	101,0	41,0	60,0	99,0	65,0
Wilcoxon-W	215,0	193,5	174,0	221,0	146,0	180,0	204,0	185,0
Z	-,726	-1,619	-2,426	-,477	-2,793	-2,178	-,262	-1,970
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,468	,105	,015	,633	,005	,029	,793	,049
Exakte Signifikanz [2*(1-seitig Sig.)]	,486(a)	,106(a)	,015(a)	,653(a)	,004(a)	,029(a)	,813(a)	,050(a)

a Nicht für Bindungen korrigiert.

6.5.7. Dynamische Sprungkraft – Drop Jump

Tab. 92: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der EMS Trainingsgruppe

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
Senkung Hüfte Pretest	20	15,3	4,2	9,6	21,9	11,2	17,0	18,5
Bodenkontaktzeit Pretest	20	0,341	0,064	0,230	0,422	0,270	0,364	0,390
Leistung Pretest	20	2076,0	583,5	837,7	2874,9	1871,4	2189,4	2497,7
Sprunghöhe Pretest	20	0,407	0,044	0,327	0,481	0,374	0,391	0,446
maximale FGL Geschwindigkeit Pretest	20	686,4	57,0	563,1	783,7	655,1	688,6	729,8
maximale KW Geschwindigkeit Pretest	20	744,5	161,0	453,6	947,1	564,3	824,4	865,3
FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest	20	274,6	53,5	193,2	369,0	231,9	268,3	317,2
KW Geschwindigkeit Absprung Pretest	20	335,4	61,8	217,1	438,5	281,5	352,8	379,2
Senkung Hüfte Posttest	20	16,6	2,5	12,1	22,1	15,1	16,2	17,6
Bodenkontaktzeit Posttest	20	0,329	0,047	0,248	0,398	0,272	0,345	0,361
Leistung Posttest	20	2367,5	592,7	1729,8	3617,2	1950,2	2069,8	2982,5
Sprunghöhe Posttest	20	0,412	0,045	0,347	0,487	0,373	0,404	0,456
maximale FGL Geschwindigkeit Posttest	20	664,3	59,1	531,6	768,2	629,4	666,9	712,0
maximale KW Geschwindigkeit Posttest	20	806,3	115,1	575,5	958,7	701,0	817,8	911,4
FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest	20	272,2	46,8	186,7	371,1	238,0	263,1	303,4
KW Geschwindigkeit Absprung Posttest	20	369,7	27,6	332,3	430,3	352,2	362,2	390,3

Tab. 93: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der KB Trainingsgruppe

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
Senkung Hüfte Pretest	20	18,3	3,8	11,5	24,0	15,0	19,5	21,1
Bodenkontaktzeit Pretest	20	0,348	0,102	0,236	0,540	0,260	0,318	0,443
Leistung Pretest	20	2067,6	600,5	1359,5	3224,9	1675,7	1813,2	2572,2
Sprunghöhe Pretest	20	0,408	0,087	0,287	0,541	0,326	0,418	0,500
maximale FGL Geschwindigkeit Pretest	20	727,8	86,2	562,6	919,7	681,8	710,7	794,8
maximale KW Geschwindigkeit Pretest	20	765,7	106,2	614,4	982,6	690,2	730,1	872,5
FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest	20	273,8	60,6	180,3	375,7	232,4	255,1	330,8
KW Geschwindigkeit Absprung Pretest	20	364,0	44,7	270,3	434,4	332,2	372,1	391,6
Senkung Hüfte Posttest	19	15,3	2,4	11,7	18,9	13,0	16,1	17,1
Bodenkontaktzeit Posttest	20	0,266	0,021	0,228	0,306	0,251	0,262	0,284
Leistung Posttest	19	2529,4	658,3	1544,1	3335,8	1792,2	2853,0	3131,4
Sprunghöhe Posttest	20	0,400	0,087	0,264	0,521	0,315	0,428	0,480
maximale FGL Geschwindigkeit Posttest	19	767,3	76,2	645,9	890,0	714,1	757,5	847,5
maximale KW Geschwindigkeit Posttest	19	715,3	105,1	533,8	894,9	625,5	738,9	793,9
FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest	19	340,4	45,9	242,2	402,4	314,6	346,5	386,5
KW Geschwindigkeit Absprung Posttest	19	387,1	47,4	301,9	446,0	347,9	402,2	425,9

Tab. 94: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Kontrollgruppe

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
Senkung Hüfte Pretest	22	14,6	1,5	12,0	17,0	13,4	15,0	15,8
Bodenkontaktzeit Pretest	22	0,263	0,028	0,228	0,316	0,236	0,258	0,287
Leistung Pretest	22	2065,7	395,1	1354,1	2580,5	1768,5	2215,1	2350,3
Sprunghöhe Pretest	22	0,322	0,032	0,264	0,368	0,290	0,333	0,345
maximale FGL Geschwindigkeit Pretest	22	712,9	69,5	578,1	829,3	660,1	712,3	772,6
maximale KW Geschwindigkeit Pretest	22	673,7	101,0	496,2	886,0	595,2	672,2	751,3
FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest	22	333,2	41,0	271,7	404,6	302,1	326,2	369,5
KW Geschwindigkeit Absprung Pretest	22	360,3	28,8	303,0	433,9	339,3	360,6	377,2
Senkung Hüfte Posttest	22	14,0	3,4	9,3	20,5	10,7	14,0	16,5
Bodenkontaktzeit Posttest	22	0,285	0,081	0,210	0,456	0,228	0,257	0,323
Leistung Posttest	22	1809,2	448,8	1099,2	2634,6	1368,5	1768,0	2275,1
Sprunghöhe Posttest	22	0,327	0,046	0,264	0,407	0,277	0,321	0,364
maximale FGL Geschwindigkeit Posttest	22	728,1	77,5	578,1	843,5	650,4	741,1	783,1
maximale KW Geschwindigkeit Posttest	22	661,1	123,5	453,6	822,2	559,7	690,4	776,1
FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest	22	325,8	71,0	198,0	426,4	263,9	340,3	390,4
KW Geschwindigkeit Absprung Posttest	22	348,4	43,9	267,4	419,2	314,7	343,9	389,4

Tab. 95: Wilcoxon Test – Ränge; EMS Gruppe

	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
--	---	----------------	-----------

Senkung Hüfte Posttest - Senkung Hüfte Pretest	Negative Ränge	9(a)	8,89	80,00
	Positive Ränge	11(b)	11,82	130,00
	Bindungen	0(c)		
	Gesamt	20		
Bodenkontaktzeit Post- test - Bodenkontaktzeit Pretest	Negative Ränge	13(d)	10,23	133,00
	Positive Ränge	6(e)	9,50	57,00
	Bindungen	1(f)		
	Gesamt	20		
Leistung Posttest - Leis- tung Pretest	Negative Ränge	6(g)	8,50	51,00
	Positive Ränge	14(h)	11,36	159,00
	Bindungen	0(i)		
	Gesamt	20		
Sprunghöhe Posttest - Sprunghöhe Pretest	Negative Ränge	6(j)	12,33	74,00
	Positive Ränge	14(k)	9,71	136,00
	Bindungen	0(l)		
	Gesamt	20		
maximale FGL Ge- schwindigkeit Posttest - maximale FGL Ge- schwindigkeit Pretest	Negative Ränge	12(m)	11,58	139,00
	Positive Ränge	8(n)	8,88	71,00
	Bindungen	0(o)		
	Gesamt	20		
maximale KW Ge- schwindigkeit Posttest - maximale KW Ge- schwindigkeit Pretest	Negative Ränge	2(p)	11,00	22,00
	Positive Ränge	18(q)	10,44	188,00
	Bindungen	0(r)		
	Gesamt	20		
FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest - FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest	Negative Ränge	11(s)	9,55	105,00
	Positive Ränge	9(t)	11,67	105,00
	Bindungen	0(u)		
	Gesamt	20		
KW Geschwindigkeit Absprung Posttest - KW Geschwindigkeit Ab- sprung Pretest	Negative Ränge	6(v)	7,33	44,00
	Positive Ränge	14(w)	11,86	166,00
	Bindungen	0(x)		
	Gesamt	20		

a Senkung Hüfte Posttest < Senkung Hüfte Pretest

b Senkung Hüfte Posttest > Senkung Hüfte Pretest

c Senkung Hüfte Posttest = Senkung Hüfte Pretest

d Bodenkontaktzeit Posttest < Bodenkontaktzeit Pretest

e Bodenkontaktzeit Posttest > Bodenkontaktzeit Pretest

f Bodenkontaktzeit Posttest = Bodenkontaktzeit Pretest

g Leistung Posttest < Leistung Pretest

h Leistung Posttest > Leistung Pretest

- i Leistung Posttest = Leistung Pretest
j Sprunghöhe Posttest < Sprunghöhe Pretest
k Sprunghöhe Posttest > Sprunghöhe Pretest
l Sprunghöhe Posttest = Sprunghöhe Pretest
m maximale FGL Geschwindigkeit Posttest < maximale FGL Geschwindigkeit Pretest
n maximale FGL Geschwindigkeit Posttest > maximale FGL Geschwindigkeit Pretest
o maximale FGL Geschwindigkeit Posttest = maximale FGL Geschwindigkeit Pretest
p maximale KW Geschwindigkeit Posttest < maximale KW Geschwindigkeit Pretest
q maximale KW Geschwindigkeit Posttest > maximale KW Geschwindigkeit Pretest
r maximale KW Geschwindigkeit Posttest = maximale KW Geschwindigkeit Pretest
s FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest < FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest
t FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest > FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest
u FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest = FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest
v KW Geschwindigkeit Absprung Posttest < KW Geschwindigkeit Absprung Pretest
w KW Geschwindigkeit Absprung Posttest > KW Geschwindigkeit Absprung Pretest
x KW Geschwindigkeit Absprung Posttest = KW Geschwindigkeit Absprung Pretest

Tab. 96: Wilcoxon Test – Ränge; KB Trainingsgruppe

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Senkung Hüfte Posttest - Senkung Hüfte Pretest	Negative Ränge	11(a)	13,73	151,00
	Positive Ränge	8(b)	4,88	39,00
	Bindungen	0(c)		
	Gesamt	19		
Bodenkontaktzeit Posttest - Bodenkontaktzeit Pretest	Negative Ränge	14(d)	12,71	178,00
	Positive Ränge	6(e)	5,33	32,00
	Bindungen	0(f)		
	Gesamt	20		
Leistung Posttest - Leistung Pretest	Negative Ränge	7(g)	6,43	45,00
	Positive Ränge	12(h)	12,08	145,00
	Bindungen	0(i)		
	Gesamt	19		
Sprunghöhe Posttest - Sprunghöhe Pretest	Negative Ränge	11(j)	10,91	120,00
	Positive Ränge	9(k)	10,00	90,00
	Bindungen	0(l)		
	Gesamt	20		
maximale FGL Geschwindigkeit Posttest - maximale FGL Geschwindigkeit Pretest	Negative Ränge	5(m)	8,20	41,00
	Positive Ränge	14(n)	10,64	149,00
	Bindungen	0(o)		
	Gesamt	19		
maximale KW Geschwindigkeit Posttest - maximale KW Geschwindigkeit Pretest	Negative Ränge	10(p)	12,90	129,00
	Positive Ränge	9(q)	6,78	61,00
	Bindungen	0(r)		
	Gesamt	19		
FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest -	Negative Ränge	5(s)	5,00	25,00

FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest				
	Positive Ränge	14(t)	11,79	165,00
	Bindungen	0(u)		
	Gesamt	19		
KW Geschwindigkeit Absprung Posttest - KW Geschwindigkeit Ab- sprung Pretest				
	Negative Ränge	8(v)	8,63	69,00
	Positive Ränge	11(w)	11,00	121,00
	Bindungen	0(x)		
	Gesamt	19		

a Senkung Hüfte Posttest < Senkung Hüfte Pretest

b Senkung Hüfte Posttest > Senkung Hüfte Pretest

c Senkung Hüfte Posttest = Senkung Hüfte Pretest

d Bodenkontaktzeit Posttest < Bodenkontaktzeit Pretest

e Bodenkontaktzeit Posttest > Bodenkontaktzeit Pretest

f Bodenkontaktzeit Posttest = Bodenkontaktzeit Pretest

g Leistung Posttest < Leistung Pretest

h Leistung Posttest > Leistung Pretest

i Leistung Posttest = Leistung Pretest

j Sprunghöhe Posttest < Sprunghöhe Pretest

k Sprunghöhe Posttest > Sprunghöhe Pretest

l Sprunghöhe Posttest = Sprunghöhe Pretest

m maximale FGL Geschwindigkeit Posttest < maximale FGL Geschwindigkeit Pretest

n maximale FGL Geschwindigkeit Posttest > maximale FGL Geschwindigkeit Pretest

o maximale FGL Geschwindigkeit Posttest = maximale FGL Geschwindigkeit Pretest

p maximale KW Geschwindigkeit Posttest < maximale KW Geschwindigkeit Pretest

q maximale KW Geschwindigkeit Posttest > maximale KW Geschwindigkeit Pretest

r maximale KW Geschwindigkeit Posttest = maximale KW Geschwindigkeit Pretest

s FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest < FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest

t FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest > FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest

u FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest = FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest

v KW Geschwindigkeit Absprung Posttest < KW Geschwindigkeit Absprung Pretest

w KW Geschwindigkeit Absprung Posttest > KW Geschwindigkeit Absprung Pretest

x KW Geschwindigkeit Absprung Posttest = KW Geschwindigkeit Absprung Pretest

Tab. 97: Wilcoxon Test – Ränge; Kontrollgruppe

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Senkung Hüfte Posttest - Senkung Hüfte Pretest	Negative Ränge	16(a)	9,63	154,00
	Positive Ränge	6(b)	16,50	99,00
	Bindungen	0(c)		
	Gesamt	22		
Bodenkontaktzeit Post- test - Bodenkontaktzeit Pretest	Negative Ränge	11(d)	9,95	109,50
	Positive Ränge	11(e)	13,05	143,50
	Bindungen	0(f)		
	Gesamt	22		
Leistung Posttest - Leis- tung Pretest	Negative Ränge	17(g)	12,82	218,00
	Positive Ränge	5(h)	7,00	35,00
	Bindungen	0(i)		
	Gesamt	22		
Sprunghöhe Posttest - Sprunghöhe Pretest	Negative Ränge	11(j)	7,27	80,00
	Positive Ränge	9(k)	14,44	130,00
	Bindungen	2(l)		

	Gesamt	22		
maximale FGL Geschwindigkeit Posttest - maximale FGL Geschwindigkeit Pretest	Negative Ränge	9(m)	8,44	76,00
	Positive Ränge	13(n)	13,62	177,00
	Bindungen	0(o)		
	Gesamt	22		
maximale KW Geschwindigkeit Posttest - maximale KW Geschwindigkeit Pretest	Negative Ränge	12(p)	11,42	137,00
	Positive Ränge	9(q)	10,44	94,00
	Bindungen	1(r)		
	Gesamt	22		
FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest - FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest	Negative Ränge	12(s)	11,92	143,00
	Positive Ränge	10(t)	11,00	110,00
	Bindungen	0(u)		
	Gesamt	22		
KW Geschwindigkeit Absprung Posttest - KW Geschwindigkeit Absprung Pretest	Negative Ränge	13(v)	13,15	171,00
	Positive Ränge	9(w)	9,11	82,00
	Bindungen	0(x)		
	Gesamt	22		

a Senkung Hüfte Posttest < Senkung Hüfte Pretest

b Senkung Hüfte Posttest > Senkung Hüfte Pretest

c Senkung Hüfte Posttest = Senkung Hüfte Pretest

d Bodenkontaktzeit Posttest < Bodenkontaktzeit Pretest

e Bodenkontaktzeit Posttest > Bodenkontaktzeit Pretest

f Bodenkontaktzeit Posttest = Bodenkontaktzeit Pretest

g Leistung Posttest < Leistung Pretest

h Leistung Posttest > Leistung Pretest

i Leistung Posttest = Leistung Pretest

j Sprunghöhe Posttest < Sprunghöhe Pretest

k Sprunghöhe Posttest > Sprunghöhe Pretest

l Sprunghöhe Posttest = Sprunghöhe Pretest

m maximale FGL Geschwindigkeit Posttest < maximale FGL Geschwindigkeit Pretest

n maximale FGL Geschwindigkeit Posttest > maximale FGL Geschwindigkeit Pretest

o maximale FGL Geschwindigkeit Posttest = maximale FGL Geschwindigkeit Pretest

p maximale KW Geschwindigkeit Posttest < maximale KW Geschwindigkeit Pretest

q maximale KW Geschwindigkeit Posttest > maximale KW Geschwindigkeit Pretest

r maximale KW Geschwindigkeit Posttest = maximale KW Geschwindigkeit Pretest

s FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest < FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest

t FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest > FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest

u FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest = FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest

v KW Geschwindigkeit Absprung Posttest < KW Geschwindigkeit Absprung Pretest

w KW Geschwindigkeit Absprung Posttest > KW Geschwindigkeit Absprung Pretest

x KW Geschwindigkeit Absprung Posttest = KW Geschwindigkeit Absprung Pretest

Tab. 98: Statistik für Wilcoxon Test; EMS und Kniebeuge Trainingsgruppe und Kontrollgruppe

Parameter	EMS		Kniebeuge		Kontrollgruppe	
	Z	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	Z	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	Z	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)
Senkung Hüfte Posttest - Senkung Hüfte Pretest	-,933(a)	,351	-2,254(a)	,024	-,893(a)	,372
Bodenkontaktzeit Posttest - Bodenkontaktzeit Pretest	-1,530(b)	,126	-2,726(a)	,006	-,552(b)	,581
Leistung Posttest - Leistung Pretest	-2,016(a)	,044	-2,012(b)	,044	-2,971(a)	,003
Sprunghöhe Posttest - Sprunghöhe Pretest	-1,157(a)	,247	-,560(a)	,575	-,933(b)	,351
maximale FGL Geschwindigkeit Posttest - maximale FGL Geschwindigkeit Pretest	-1,269(b)	,204	-2,173(b)	,030	-1,640(b)	,101
maximale KW Geschwindigkeit Posttest - maximale KW Geschwindigkeit Pretest	-3,099(a)	,002	-1,368(a)	,171	-,747(a)	,455
FGL Geschwindigkeit Absprung Posttest - FGL Geschwindigkeit Absprung Pretest	,000(c)	1,000	-2,817(b)	,005	-,536(a)	,592
KW Geschwindigkeit Absprung Posttest - KW Geschwindigkeit Absprung Pretest	-2,277(a)	,023	-1,046(b)	,295	-1,445(a)	,149

a Basiert auf negativen Rängen.

b Basiert auf positiven Rängen.

c Die Summe der negativen Ränge ist gleich der Summe der positiven Ränge.

6.5.8. Gruppenvergleich bzgl. der Steigerung von Parametern beim Drop Jump

Tab. 99: Mittelwerte, Standardabweichungen und Perzentile der Trainingsgruppen

Parameter	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
KSP_Senkung	39	-0,866	5,539	-9,680	11,920	-5,742	-0,700	2,615
Bodenkontaktzeit	40	-0,047	0,090	-0,290	0,090	-0,071	-0,036	0,014

Leistung	39	396,5	680,5	-770,5	1740,6	-151,2	228,2	956,5
max_FGL_Winkelgeschwindigkeit	39	7,5	70,5	-208,6	151,5	-31,4	17,3	50,9
max_KW_Winkelgeschwindigkeit	39	6,3	121,4	-333,6	197,1	-62,5	27,5	75,7
Ab-sprung_FGL_Winkelgeschwindigkeit	39	-264,9	77,7	-496,7	-67,4	-308,6	-270,8	-212,7
Ab-sprung_KW_Winkelgeschwindigkeit	39	29,6	66,3	-106,2	157,1	-32,2	26,9	77,7

Tab. 100: Mann-Whitney Test - Ränge

	Gruppe	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
KSP_Senkung	EMS	20	24,15	483,00
	Kniebeuge	19	15,63	297,00
	Gesamt	39		
Bodenkontaktzeit	EMS	20	23,98	479,50
	Kniebeuge	20	17,03	340,50
	Gesamt	40		
Leistung	EMS	20	19,05	381,00
	Kniebeuge	19	21,00	399,00
	Gesamt	39		
max_FGL_Winkelgeschwindigkeit	EMS	20	15,80	316,00
	Kniebeuge	19	24,42	464,00
	Gesamt	39		
max_KW_Winkelgeschwindigkeit	EMS	20	24,90	498,00
	Kniebeuge	19	14,84	282,00
	Gesamt	39		
Ab-sprung_FGL_Winkelgeschwindigkeit	EMS	20	15,20	304,00
	Kniebeuge	19	25,05	476,00
	Gesamt	39		
Ab-sprung_KW_Winkelgeschwindigkeit	EMS	20	21,25	425,00
	Kniebeuge	19	18,68	355,00
	Gesamt	39		

Tab. 101: Statistik für Mann-Whitney Test

	KSP Senkung	Bodenkontaktzeit	Leistung	Max FGL Winkelgeschwindigkeit	Max KW Winkelgeschwindigkeit	Absprung FGL Winkelgeschwindigkeit	Absprung KW Winkelgeschwindigkeit
Mann-Whitney-U	107,0	130,5	171,0	106,0	92,0	94,0	165,0
Wilcoxon-W	297,0	340,5	381,0	316,0	282,0	304,0	355,0
Z	-2,332	-1,881	-,534	-2,360	-2,754	-2,697	-,702
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,020	,060	,593	,018	,006	,007	,482
Exakte Signifikanz [2*(1-seitig Sig.)]	,019(a)	,060(a)	,607(a)	,018(a)	,005(a)	,006(a)	,496(a)

a Nicht für Bindungen korrigiert.

b Gruppenvariable: Gruppe

Danksagung

Die vorliegende Dissertation wäre nicht ohne Unterstützung zustande gekommen. Aus diesem Grund möchte ich den zahlreichen Menschen danken, die mir in der Durchführung tatkräftig Hilfe geleistet haben.

- Ich bedanke mich bei **Herrn Prof. Dr. Thorhauer** und **Herrn Prof. Dr. Blickhan** für die Betreuung und Begutachtung der Dissertation und für wertvolle Hinweise in der Umsetzung der wissenschaftlichen Arbeit
- Weiterer Dank gilt den Mitarbeitern - **Herrn Dr. Rzanny** und **Herrn Prof. Dr. Reichenbach** - des Instituts für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Jena für die Bereitstellung und Durchführung der 31P-Magnet-Resonanz-Spektroskopie Messungen
- Weiterhin möchte ich mich bei **Herrn Dr. Wohlfahrt** für die Diskussionen und Hinweise besonders in den schwierigen Zeiten der Dissertationserstellung danken

VC Gotha

- Ein großer Dank gilt dem VC Gotha. Insbesondere möchte ich hierbei den Trainer **Herrn Jörg Schulz** herausheben, der diesem Projekt immer offen gegenüber stand und mir das notwendige Vertrauen in der Durchführung geschenkt hat.
- Weiterhin möchte ich mich bei den **Spielern des VC Gotha** bedanken, die den großen organisatorischen Aufwand der Untersuchung anstandslos unterstützten und das Training mit maximaler Willensanstrengung durchführten.
- Darüber hinaus gilt mein Dank der Physiotherapeutin **Frau Bettina Lieske** und **Herrn Jürgen Bechmann** für die organisatorische Unterstützung im Training und bei den Versuchen

Gerätschaften

Für die kostenlose Bereitstellung der Krafttrainingsgeräte über die vollständige Trainingszeit möchte ich an dieser Stelle dem Landestrainer des Thüringer Ringer Verbandes **Herrn Winfried Wundersee** und dem Erfurter Hochschulsportkoordinatoren **Herrn Frank Helmholtz** danken. Des Weiteren gilt der **Firma Complex**

ein riesengroßes Dankeschön für die kostenlose Bereitstellung von 5 Compex SportP Stimulatoren.

-

Helfer

- Ich bedanke mich darüber hinaus bei **Bianka Schneider** die mich während des gesamten Forschungsvorhabens bei der Durchführung tatkräftig unterstützte. Darüber hinaus gilt mein Dank den Studenten **Steffen Jabin** und **Christian Taubert**, die mich während der ersten bzw. zweiten Studie unterstützten.
- Natürlich danke ich den zahlreichen Probanden die sich in der ersten und zweiten Studie zur Verfügung gestellt haben.

Lebenslauf

Persönliche Informationen

Name: Stutzig, Norman
Nationalität: Deutsch
Geburtsdatum: 15.12.1978
Geburtsort: Arnstadt
Familienstand: Ledig

Bildungsweg

1985-87 POS Wilhelm Külz, Arnstadt
1987-91 POS Erich-Correnz, Arnstadt
1991-97 Neideckgymnasium, Arnstadt
1997 Abitur
1997-98 Grundwehrdienst
1998-2004 Studium der Sportwissenschaft (Bewegung und Leistung)
Friedrich-Schiller-Universität Jena
2004 Abschluss: Diplom-Sportwissenschaftler (Bewegung und Leistung)
2004-05 Auslandsaufenthalt in Australien
2005-09 Wissenschaftlicher Mitarbeiter im Bereich Trainingswissenschaft, Friedrich-Schiller Universität Jena

Ort, Datum

Norman Stutzig

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass mir die Promotionsordnung der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaft bekannt ist.

Weiterhin versichere ich, dass die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus anderen Quellen und der Literatur direkt oder indirekt übernommenen Daten, Konzepte und Texte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet.

Personen die mir in der Durchführung der Untersuchung, bei der Auswertung der Daten und Erstellung der Dissertationsschrift zur Verfügung standen sind in der Danksagung aufgezählt. Weitere Personen waren an der inhaltlich-materiellen Erstellung der Arbeit nicht beteiligt. Keine der Personen die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation steht hat mittelbar noch unmittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten von mir erhalten.

Ferner versichere ich, dass die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht wurde. Diese Dissertation bzw. wesentliche Teile mit einer ähnlichen Abhandlung wurden ebenso wenig an einer anderen Hochschule bzw. anderen Fakultät eingereicht.

Ort, Datum

Norman Stutzig