

**Elektromyographische Untersuchung der
muskulären Ermüdung bei schnellkräftigen
Sprungbewegungen**

Dissertation

zur

Erlangung des akademischen Grades

Doctor philosophiae (Dr. phil.)

der philosophischen Fakultät

der Universität Rostock

vorgelegt von Tammam Tanjour

geb. am 27.02.1976 in Salamieh, Syrien

aus Rostock

urn:nbn:de:gbv:28-diss2009-0069-3

Gutachter:

Univ.-Prof. Dr. habil. Volker Zschorlich (Bewegungswissenschaft /
Biomechanik)

Univ.-Prof. Dr. Martin Lames (Bewegungs- und Trainingswissenschaft)

Univ.-Prof. Dr. phil. habil. Sven Bruhn (Trainingswissenschaft /
Theorie und Praxis sportlicher Bewegungen)

Tag der Verteidigung: 12.03.2009

Inhaltsverzeichnis

1	<i>Einleitung</i>	5
2	<i>Grundlegende Aspekte</i>	9
2.1	Physiologische Grundlagen	9
2.1.1	Skelettmuskulatur	9
2.1.2	Nerv-Muskel-Zusammenspiel	10
2.1.3	Die motorischen Einheiten	10
2.1.4	Erregbarkeit der Muskelfasermembran und Entstehung des Aktionspotentials	12
2.1.5	Muskelfasertypen	14
2.1.6	Ermüdung	16
2.1.6.1	Zentrale Ermüdung	18
2.1.6.2	Periphere Ermüdung	19
2.2	Signale und Spektren	21
2.2.1	Signaltypen (analoge und digitale Signale)	21
2.2.1.1	Analoge Signale	21
2.2.1.2	Digitale Signale	22
2.2.2	Abtastung und Digitalisierung analoger Signale	23
2.2.3	Abtasttheorem von Shannon-Nyquist	25
2.2.4	Spektren	26
2.3	Elektromyographie (EMG)	27
2.3.1	Methoden der Elektromyographie	28
2.3.2	Entstehung des Oberflächen-Elektromyogramms	29
2.3.3	Mathematische Verarbeitung und Interpretation des EMGs	31
3	<i>Stand der Forschung</i>	34
3.1	Parameter des Elektromyogramms	34
3.1.1	EMG-Parameter bei der muskulären Ermüdung	40
3.1.2	Ursachen für das Verhalten der EMG-Parameter	43
3.1.2.1	Verhalten der EMG-Signalamplitude	43
3.1.2.2	Verschiebung der Frequenzkomponenten des EMGs	45
3.2	Ermüdungserscheinung und Aufbau der Muskelfasertypen	48
3.3	Untersuchungen bei Sprungbewegungen	51
4	<i>Fragestellungen und Zielsetzung</i>	55
5	<i>Hypothesen</i>	59
6	<i>Material und Methodik</i>	61
6.1	Datengewinnung und Messverfahren	61
6.1.1	Probandengruppe	61
6.1.2	Auswahl der Muskelgruppen für die Untersuchung	61
6.1.3	Ablauf der Untersuchung	63
6.1.4	Dynamometrie (Kraftmessung)	69
6.1.5	Konfiguration und Befestigung der Elektroden	72
6.1.6	Signalverstärkung und Signalübertragung	75
6.2	Datenverarbeitung und Auswertung	78
6.2.1	Datenverarbeitung und Auswertung der submaximalen Sprünge (CMJ)	78
6.2.1.1	Auswertung der Kraftdaten (vertikale Kraft-Zeit-Kurve)	80
6.2.1.2	Auswertung der Elektromyogramme	84
6.2.2	Datenverarbeitung und Auswertung der simulierten Handballsprungwürfe	89
6.2.2.1	Auswertung der Kraftdaten und der Elektromyogramme	90
6.2.3	Datenverarbeitung und Auswertung des Zehenspitzenstands	91
6.2.3.1	Auswertung der Elektromyogramme	92

6.3	Statistische Auswertung	94
7	Ergebnisse	96
7.1	Ergebnisse der sportlichen Leistung	96
7.1.1	Ergebnisse der sportlichen Leistung beim CMJ	96
7.1.2	Ergebnisse der sportlichen Leistung bei den Handballsprungwürfen	100
7.2	Ergebnisse der elektromyographischen Parameter	102
7.2.1	Ergebnisse der EMG-Parameter beim CMJ	102
7.2.1.1	Ergebnisse der Medianfrequenz (MDF)	102
7.2.1.2	Ergebnisse der elektrischen Aktivität (IEMG)	105
7.2.2	Ergebnisse der EMG-Parameter bei Handballsprungwürfen	107
7.2.2.1	Ergebnisse der Medianfrequenz	108
7.2.2.2	Ergebnisse der elektrischen Aktivität	110
7.2.3	Ergebnisse der EMG-Parameter beim Zehenspitzenstand	112
7.2.3.1	Ergebnisse der Medianfrequenz	112
7.2.3.2	Ergebnisse der elektrischen Aktivität	114
8	Diskussion	116
8.1	Diskussion der Ergebnisse der Kraftdaten (sportliche Leistungsparameter)	116
8.1.1	Die Sprunghöhe	116
8.1.2	Die Peak-Kraft	119
8.1.3	Die Kontaktzeit	120
8.2	Diskussion der Ergebnisse der elektromyographischen Parameter	127
8.2.1	Die Medianfrequenz (MDF)	127
8.2.2	Das Integral des EMGs (IEMG)	136
9	Zusammenfassung	143
	Literatur	146
	Abbildungsverzeichnis	174
	Tabellenverzeichnis	177
	Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen	178
	Thesen	182
	Erklärung	186
	Danksagung	187
	Lebenslauf	188

1 Einleitung

Handball wird seit 1970 sowohl national als auch international nur noch in der Halle gespielt. Früher war das Handballspiel ein Spiel im Freien auf dem Großfeld. Ziel des Handballspiels ist es den Ball in das gegnerische Tor zu werfen. Es besteht das Bemühen, mit starkem Körpereinsatz eine möglichst gute Wurfausgangslage zu schaffen. Dazu gehören auch Bewegungen mit hoher Kraft und Schnelligkeit. Diese muskulären Anforderungen treten besonders beim Ballwerfen, Absprung zum Wurf, Sprinten sowie dem Wechsel von der Angriffsphase zur Defensive oder umgekehrt (Ronglan et al., 2006) auf. Das Handballspiel konzentriert sich im starken Maße auf den Bereich zwischen dem 6 m- und 9 m-Kreis (Husen, 2005). Die meisten Torwürfe werden von der Rückraum-Mitte-Position und der Kreis-Mitte-Position abgegeben (Schlegel et al., 1995). Um erfolgreich zu sein, ist der Rückraumspieler gefordert, den Ball am gegnerischen Block vorbei oder über den Block zu werfen. Die spielerische Umsetzung erfolgt zumeist durch schnelle und hohe Sprungbewegungen. Gleichzeitig versuchen die am Block beteiligten gegnerischen Spieler den Ball mit einer möglichst hohen Sprungbewegung aufzuhalten.

Von diesen Bewegungen gehen motorische Belastungen aus, welche sowohl während des Spiels als auch im Training in der Skelettmuskulatur bestimmte körperliche Adaptationsprozesse auslösen können. Die Adaptationsprozesse können sowohl durch neuronale als auch durch metabolische Faktoren beeinflusst

werden, wie sie im Sinne einer Superkompensation auftreten können. Diese Faktoren rufen je nach Beanspruchung eine entsprechende Veränderung hervor. Des Weiteren spielen noch andere Aspekte eine Rolle, die die Beanspruchungsreaktionen des Sportlers bestimmen. So wird z.B. zwischen einer lokalen und einer zentralen Ermüdung unterschieden.

Im Verlauf des Spieles versucht ein Trainer durch einen Spielerwechsel, die Leistungsstärke der einzelnen Spieler und damit die Mannschaftsleistung aufrecht zu erhalten. Dadurch soll u.a. die Möglichkeit von Verletzungen vermindert werden, die sich mit der eingehenden Ermüdung entwickelt (de Marées, 2002).

Nach Thieß et al. (1980) ist die Ermüdung „eine durch Tätigkeit hervorgerufene reversible Leistungsminderung, ein komplexer Prozeß, bei dem als Folge vorausgegangener Belastung biochemische und biophysikalische Veränderungen auf verschiedenen Organisationsenebenen des Organismus unterschiedlich ausgeprägt auftreten“.

In der Ermüdungsforschung soll u.a. herausgefunden werden, wie der Mensch bzw. seine Muskeln und seine Organsysteme auf bestimmte Belastungen reagieren. Dabei wird die wissenschaftliche Beschreibung und Messung der menschlichen Leistung durch eine Vielzahl unterschiedlicher Messsysteme und Messgrößen bewerkstelligt. Um präzise Aussagen machen zu können, wie eine solche motorische Belastung die körperliche Leistungsfähigkeit bzw. die Stärke des Einsatzes neuromuskulärer Kompensationsmechanismen wirkt, müssen die

messtechnischen Voraussetzungen und Belastungsform standardisiert und weiter entwickelt werden.

Bei der Analyse von Oberflächenelektromyogrammen (EMG) werden verschiedene strukturelle Merkmale des gemessenen elektrophysiologischen Signals untersucht. Dazu gehören u.a. Abschätzungen der Frequenzen und Amplituden im stochastisch alternierenden Signal.

Viele Autoren versuchten mit Hilfe der oberflächenelektromyographischen Parameter die bei verschiedenen Bewegungsabläufen entstehende Muskelermüdung und der ihr unterliegenden neuromuskulären Kompensationsmechanismen aufzuklären.

Die Verschiebung des EMG-Spektrums in Richtung niedrigerer Frequenzen und die Zunahme der Signalamplitude wurden in der Literatur als Zeichen der Muskelermüdung bei andauernden isometrischen Kontraktionen erkannt. Sie ist von vielen Autoren demonstriert worden (Viitasalo und Komi, 1977; Basmajian und De Luca, 1985; Moritani et al., 1986).

In der vorliegenden Arbeit wird der Versuch unternommen, mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie die Muskelermüdung während eines Sprungs und eines Zehenspitzenstands zu bestimmen. Dazu gehören auch die Bestimmung der sportlichen Leistungsfähigkeit und die Beziehung zu den EMG-Parametern.

Gesunde Probanden führten hierzu beidbeinige, submaximale counter movement jumps (CMJ) im Rahmen eines Ermüdungsprotokolls aus. Davor und danach absolvierten sie maximale Sprünge und einen Zehenspitzenstand. Die maximalen

Sprünge werden wie bei der Sprungbewegung während des Wurfs im Handball durchgeführt. Sie sollen im weiteren Verlauf als Handballsprünge bezeichnet werden. Diese Bewegungen werden als Beispiel für Sportdisziplinen mit dynamischen und isometrischen Kontraktionen bei submaximalen und maximalen Intensitäten dargestellt.

Die Arbeit gliedert sich nach Thema und Anlage des Vorhabens in neun Teile. Nach einer Einleitung werden im zweiten Teil der Arbeit sowohl die neuromuskulären Grundlagen als auch die Entstehung, Verarbeitung und Interpretation von EMG-Signalen erläutert. Im dritten Teil wird ein allgemeiner Überblick über den Forschungsstand und den derzeitigen Analyseverfahren in der Ermüdungsforschung beschrieben. Die Zielsetzungen und Fragestellungen der Untersuchung werden im vierten Teil der Arbeit zum Gegenstand. Davon lassen sich, basierend auf theoretische Überlegungen und den Ergebnissen voriger Studien und Voruntersuchungen, im fünften Teil allgemeine Hypothesen formulieren. Im sechsten Teil werden der Untersuchungsaufbau und die Mess- und Auswertungsverfahren der empirischen Datensätze der Oberflächenelektromyographie sowie der dynamometrischen Messungen beschrieben. Die Ergebnisse dieser Untersuchung werden in Diagrammen und Tabellen im siebten Teil dargestellt. Im achten Teil der Arbeit sollen die gewonnenen Ergebnisse im Zusammenhang mit den aufgestellten Hypothesen und den Ergebnissen publizierter Studien diskutiert werden. Letztlich ist eine Zusammenfassung dieser Untersuchung im neunten Teil dargestellt.

2 Grundlegende Aspekte

2.1 Physiologische Grundlagen

2.1.1 Skelettmuskulatur

Die Skelettmuskulatur teilt sich in Hunderte von Einzelmuskeln auf. Ihr Anteil an der Körpermasse beträgt zwischen 35 % (bei der Frau) und 40 % (beim Mann) (Pahlke et al., 1999). Aufgrund ihrer im Mikroskop sichtbaren Sarkomere wird sie auch als quergestreifte Muskulatur bezeichnet.

Ein einzelner Skelettmuskel setzt sich aus vielen tausend Muskelzellen zusammen, welche einen Durchmesser von 10-100 μm und eine Länge von 1 mm bis 30 cm erreichen. Diese Einheit wird als Muskelfaser bezeichnet (Hollmann et al., 2000). Die Muskelfaser bildet einen Strang, der aus dicht und parallel zueinander angeordneten zylindrischen kontraktile Elementen (Myofibrillen) aufgebaut ist. Die Myofibrillen bestehen hauptsächlich aus den Eiweißen Aktin und Myosin. Sie haben einen Durchmesser von ca. 1-2 μm und füllen 80 % des Muskelfaservolumens aus (de Marées, 2002).

2.1.2 Nerv-Muskel-Zusammenspiel

„Die Bewegungstätigkeit des Menschen von weit ausholenden, kraftvollen, groben bis zu den kaum sichtbaren, feinen, genauen Aktionen – auch die Haltearbeit – wird durch die Kontraktion bzw. Spannungsänderung der Skelettmuskulatur möglich.“ (Pahlke, 1999). Die Kontraktionen von Muskeln oder Muskelgruppen, die bei einfachen bis hin zu komplizierten Bewegungen geschehen, werden vom Nervensystem veranlasst, exakt gesteuert und aufeinander abgestimmt.

Die Sinnesrezeptoren (Auge, Ohr, Hautsensoren) nehmen Reize aus der Umwelt auf. Die durch den Reiz ausgelösten Erregungen gelangen über die afferenten (sensorischen) Nervenbahnen zum Zentralnervensystem (ZNS). Dort (Gehirn und Rückenmark) erfolgt die Verarbeitung und Umschaltung auf die efferenten (motorischen) Nervenbahnen, die die Erregung zu den Muskeln leiten und die Bewegung veranlassen. Bewegungen stellen dabei entweder Reaktionen auf Reize, die aus der Umwelt aufgenommen werden, dar oder aber sie werden vom Gehirn direkt und ohne äußeren Anstoß veranlasst (de Marées, 2002).

2.1.3 Die motorischen Einheiten

Muskelkontraktionen werden stets durch Erregungen von den Motoneuronen (motorische Nervenzellen) des Rückenmarks ausgelöst (Noth, 1994). Der enge funktionelle Zusammenhang zwischen Motoneuronen, ihren Axonen und zugehörigen Muskelzellen kommt in der Bezeichnung motorische Einheit („motor

unit“, MU) zum Ausdruck. De Marées (2002) definiert: „Als „motorische Einheit“ bezeichnet man eine motorische Nervenzelle mit ihrem efferent leitenden langen Nervenfasern und dem von ihr versorgten Kollektiv von Muskelfasern. Diese Muskelfasern, die von einer einzelnen Nervenfasern innerviert werden, treten auch gemeinsam in Aktion“ (Abb. 1).

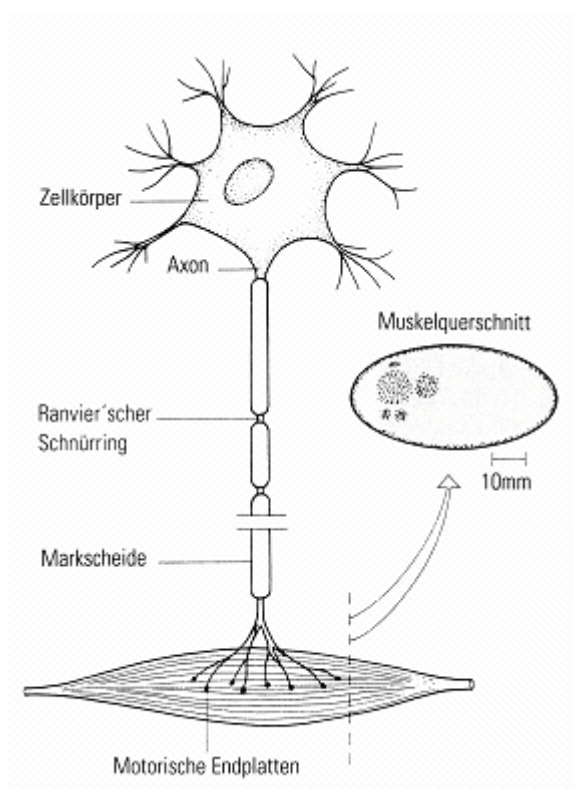


Abb. 1. Schematische Darstellung einer motorischen Einheit (Noth, 1994, S. 33)

Die motorischen Nervenzellen leiten die Erregung je nach Dicke der Markscheide mit einer Geschwindigkeit zwischen 60 und 120 m*s⁻¹ (Pahlke, 1999). Die Anzahl der von einer motorischen Nervenzelle innervierten Muskelfasern kann zwischen 5-10 und mehr als 1000 variieren. Je kleiner der Muskel und je genauer die auszuführenden Bewegungen, desto kleiner ist ihre Anzahl. Daher besteht ein

Muskel je nach seiner Funktion aus mehr oder weniger motorischen Einheiten. Augen- und Fingermuskeln besitzen beispielsweise kleine und relativ viele motorische Einheiten. Dagegen weisen die Oberschenkelmuskulatur und der Bizeps große und entsprechend weniger motorische Einheiten auf. Die Erregung einer motorischen Einheit erfasst jeweils alle zugehörigen Muskelfasern gleichzeitig. Sie breitet sich nach dem Alles-Oder-Nichts-Gesetz über den markhaltigen Axonfortsatz zur Muskulatur aus. Das am muskulären Übergang marklose gewordene Axon verzweigt sich und endet letztlich mit jeder ihrer vielzähligen Verzweigungen in einer motorischen Endplatte, der Synapse zwischen der Nervenfaserendigung und der Muskelfaser, an jeder einzelnen Muskelfaser. Die motorische Endplatte tritt dabei mit ihrer Übertragungssubstanz Acetylcholin als biochemisches Übertragungselement zwischen den auf der Nervenfaser transportierten Erregungen und den von der jeweiligen motorischen Einheit versorgten Muskelfasern in Erscheinung.

2.1.4 Erregbarkeit der Muskelfasermembran und Entstehung des Aktionspotentials

Die elektrische Eigenschaft der Muskelzelle wird durch die unterschiedlichen Ionenkonzentrationen von Kalium (K^+), Natrium (Na^+) und Chlorid (Cl^-) sowie anderer Anionen (A^-) zwischen dem Innen- und Außenraum der Zelle charakterisiert.

Die Konzentrationen innerhalb der Zelle liegen für Kalium- höher, für Natrium- und Chlorid-Ionen niedriger als im Extrazellulärraum (de Marées, 2002). Durch dieses Ionenungleichgewicht entsteht zwischen dem Innen- und Außenraum der Muskelzelle ein Ruhepotential, das bei der Skelettmuskulatur ungefähr -80 bis -90 mV im nicht kontrahierten Zustand beträgt. Dementsprechend ist der Zellinnenraum gegenüber der Zelloberfläche negativ geladen. Da es sich bei der Zellmembran nicht um ein absolutes Diffusionshindernis handelt, besteht auch im Ruhezustand ein gewisser Ionenaustausch durch die Membran. Deshalb wird durch aktive Prozesse (Ionenpumpe) die Potentialdifferenz aufrechterhalten.

Es handelt sich bei der Membran um ein biologisches Systemelement mit variablen Eigenschaften. Gelangt nun an die Zellmembran der Muskelzelle eine Erregung, die von einem Alpha-Motoneuron ausgelöst wurde, dann modifiziert die Muskelzellmembran kurzfristig seine Diffusionseigenschaften. Damit nimmt die in Ruhelage vorhandene geringe Durchlässigkeit der Membran für Na^+ -Ionen erheblich zu. Kurzfristig kommt es durch die eindringenden positiv geladenen Na^+ -Ionen zur Depolarisation an einer bestimmten Stelle der Muskelfasermembran. Wird die Muskelfasermembran von ca. -80 mV auf einen kritischen Schwellenwert von -60 mV gebracht, so steigt die Durchlässigkeit der Membran für Na^+ weiter schnell an. Der Einwärtsstrom für Na^+ in die Zelle vergrößert sich. Das Zellinnere wird hierdurch um 30-40 mV positiv geladen. „Der zeitliche Ablauf der Änderung des Membranpotentials während dieser Erregung wird als Aktionspotential bezeichnet“ (de Marées, 2002).

2.1.5 Muskelfasertypen

(Noth, 1994) zitierte nach Denny-Brown (1929), dass die ermüdungsresistenten sog. roten Muskelfasern von Nervenfasern mit niedriger Reizschwelle versorgt werden, während umgekehrt die schnell kontrahierenden, leicht ermüdenden weißen Muskelfasern ihre Impulse von Nervenfasern mit hoher Reizschwelle erhalten. Die scharfe Trennung in langsam kontrahierende (slow twitch – ST) und schnell kontrahierende (fast twitch – FT) Muskeln gibt es in der Realität nicht, da auch intermediäre Fasertypen existieren. In der menschlichen Muskulatur sind im einzelnen Skelettmuskel sowohl langsam (ST) als auch schnell (FT) kontrahierende Fasern in ganz unterschiedlicher Verteilung enthalten (Pahlke, 1999).

- **ST-Fasern (I):**

Langsame Muskelfasern (Typ I) mit hoher Ermüdungsresistenz haben einen niedrigen Glykogen- und einen hohen Mitochondriengehalt (Noth, 1994). Sie werden von kleinen Alpha-Motoneuronen innerviert, die in den Vorderhörnern des Rückenmarks liegen. Sie werden vor allem bei lang durchgeführten Bewegungen mit geringer Kraftentwicklung eingesetzt. Histochemisch sind Enzyme des aeroben Kohlenhydrat- und des Fettstoffwechsels dominierend.

- **FT-Fasern (II):**

Schnelle Muskelfasern haben eine niedrigere Ermüdungsresistenz. Sie werden von großen Alpha-Motoneuronen innerviert, die in den Vorderhörnern des Rückenmarks liegen. Die FT Fasern werden in oxidativ (FTO) und glykolytisch (FTG) arbeitenden Fasern unterteilt. Für diese Unterteilung zeichnen sich die Ermüdbarkeit, Kontraktionsstärke sowie die überwiegende Nutzung entweder des aeroben oder des anaeroben Stoffwechsel verantwortlich.

Die FTO (Typ IIA) Fasern weisen wesentlich mehr Mitochondrien und oxidative Enzyme als FTG Fasern auf und haben einen größeren Querschnitt. Sie kontrahieren mit weniger Kraft, sind aber deutlich ausdauernder.

Die FTG (Typ IIB) Fasern haben weniger Mitochondrien. Die Energiebereitstellung erfolgt rasch, vor allem über die Glykolyse. Sie sind weniger eng von Blutgefäßen umgeben. Ihre motorische Endplatte ist groß und die Enzyme des anaeroben Stoffwechsels sind stark ausgeprägt (vgl. Pahlke, 1999).

- **IIC-Fasern:**

Intermediärfasern sind zwischen Typ I und Typ II Fasern einzuordnen. Hinsichtlich der physikalischen und chemischen Eigenschaften sind sie undifferenziert. Im Vergleich zu den oben genannten Fasern und kommen sie nur mit einer Häufigkeit von 1-2 % aller Fasern im menschlichen Muskel vor (Hollmann et al., 2000).

2.1.6 Ermüdung

- Was ist Ermüdung?

Hollmann et al. (2000) definierte Ermüdung in Anlehnung an Lehmann (1953) als die reversible Herabsetzung der Funktionsfähigkeit infolge einer muskulären Tätigkeit. Der Bedeutungsgehalt dieser Definition ist seit über einem halben Jahrhundert unverändert geblieben. Im Allgemeinen kann daher immer noch unter Ermüdung eine reversible Herabsetzung der Leistungsfähigkeit im körperlichen und psychischen Bereich des Organs infolge einer lang andauernden bzw. häufig wiederholten muskulären Belastung verstanden werden (vgl. de Marées, 2002; vgl. Edman, 1994). Jedoch darf dies nicht als homogenes bzw. globales Phänomen gesehen werden. Je nach Qualität, Quantität, Intensität und Dauer der muskulären Beanspruchung, reagieren die unterschiedlichen Funktionssysteme des Menschen different (Türk-Noack und Thorhauer, 2001). Endet die muskuläre Beanspruchung, dann beginnt die Phase der Wiederherstellung. Es folgt eine beanspruchungsbedingte Steigerung der Leistungsfähigkeit als Folge struktureller und funktioneller Anpassungsvorgänge (Superkompensation). Dosierte Ermüdung durch dosierte Belastung stellt erst die Voraussetzung für eine nachfolgende Leistungssteigerung dar.

- **Wie äußert sich Ermüdung?**

Die Mechanismen, die dem Phänomen Ermüdung zugrunde liegen, sind noch nicht ausreichend bekannt. Die Ursache für die körperliche Ermüdung könnte im Versagen verschiedener Vorgänge liegen. Im Hinblick auf die Skelettmuskulatur ist die Ermüdung vor allem von der abgegebenen Leistung der einzelnen Myofibrillen abhängig. Der Typ und die Zahl der in die Leistungsabgabe einbezogenen Muskelfasern und deren Rekrutierungsmuster haben eigene Einflüsse auf den Ermüdungsprozess. Die Skelettmuskulatur darf dabei nicht isoliert betrachtet werden, denn auch die Bereitschaft anderer Organsysteme wie dem Herz-Kreislauf-System, dem Atmungssystem und dem Endokrinen System gehen in den Ablauf der Ermüdungsprozesse mit ein (Pahlke, 1999).

Die willkürlich ausgelöste Bewegung geht vom motorischen Kortex aus. Die Nervenaktionspotentiale verlaufen dabei u.a. über die Pyramidenbahn und das Alpha-Motoneuron im Rückenmark bis zur motorischen Nervenendplatte. Das ausgelöste Muskelaktionspotential bewirkt im sarkoplasmatischen Retikulum der Muskelzelle eine Ausschüttung der Calcium-Ionen (Ca^{++}). Die Ca^{++} -Ionen bewirken einen Trigger-Mechanismus, der die Brückenbildung zwischen Aktin und Myosin unter gleichzeitigem ATP-Verbrauch sowie anschließender Beanspruchung der Kreatin-Phosphat-Reserve auslöst. Dauerhafte muskuläre Kontraktionen benötigen ferner eine metabolische und hormonelle Unterstützung. Theoretisch kann die Ermüdung an jeder beliebigen Stelle im Verlauf dieser

langen Befehlskette entstehen (vgl. Lippold et al., 1960; vgl. Green, 1987; vgl. Shephard, 1993; vgl. Hollmann et al., 2000; Rodacki et al., 2002).

In den trainingswissenschaftlichen Lehrbüchern wird häufig auch der Begriff der Erschöpfung genannt. Erschöpfung unterscheidet sich von der Ermüdung dadurch, dass Erschöpfung als vollständige Ermüdung verstanden wird und die erforderte Kraft oder Intensität nicht mehr aufgebracht werden kann (Vøllestad und Sejersted, 1988). Umgangssprachlich wird die Erschöpfung als synonym des Begriffes Ermüdung verstanden. Wissenschaftlich ist dies jedoch sehr umstritten (vgl. Michel, 2001).

Es ist relevant in der Ermüdungsforschung zwischen zentraler und peripherer Ermüdung, bezogen auf deren Symptome, zu unterscheiden.

2.1.6.1 Zentrale Ermüdung

Die zentrale Ermüdung wird auch als psychische Ermüdung oder als Ermüdung des ZNS bezeichnet. Sie lässt sich in einer Verschlechterung der koordinativen Leistungsfähigkeit bei Bewegungsabläufen ausdrücken (de Marées, 2002).

Unabhängig davon, ob der Grund hierfür in einer reduzierten Hirndurchblutung, in einem abgesunkenen Blutzuckerspiegel oder in anderen Effekten zu suchen ist (Shephard, 1993). Die Ursachen für zentrale Ermüdung sind noch weitestgehend unbekannt (de Marées, 2002). Sie kann während einer schweren Muskeltätigkeit, aber auch als Folge wiederholt ausgeführter Bewegungsabläufe mit hoher

koordinativer Beanspruchung oder Monotonie auftreten. Die zentrale Ermüdung lässt sich mit den folgenden Symptomen kennzeichnen:

- Die koordinative Leistungsfähigkeit ist verschlechtert.
- Das Müdigkeitsgefühl ist verstärkt.
- Das Reaktionsvermögen ist verlängert.
- Die Informationsübermittlung wird verlangsamt.
- Das Denken und Entscheiden werden beeinträchtigt.
- Die Aufmerksamkeit und die Konzentrationsfähigkeit sind vermindert.

2.1.6.2 Periphere Ermüdung

Die periphere Ermüdung wird oft auch als Muskelermüdung oder physische Ermüdung bezeichnet und hängt eng mit dem Energiestoffwechsel des Muskels zusammen (Bringezu, 2006). Sie kommt als Folge der Muskeltätigkeit zu einer objektivierbaren Abnahme der Leistungsfähigkeit zum Vorschein. Bei der muskulären Beanspruchung tritt die periphere Ermüdung auf, wenn ein Teil des Energiebedarfs auf anaerobem Wege bestritten werden muss. Wenn beispielsweise beim Marathonlauf ein Läufer zwischen (64 % und 90 %) seiner maximalen aeroben Leistungsfähigkeit läuft. Es kommt nach einiger Zeit zwangsläufig zur Ermüdung (Costill, 1972). Steigt die Sauerstoffaufnahme auf mehr als 75 % des gesamten Transportvermögens an, könnte als Folge eines Defizits im kapillaren Sauerstoffangebot in einigen Muskelfasern eine anaerobe

Stoffwechsellage entstehen (Shephard, 1993). Die Folge hiervon ist eine zunehmende Azidose. Die Konzentrationen der energiereichen Phosphatverbindungen Kreatinphosphat (CrP) und Adenosintriphosphat (ATP) nehmen ab und die ihre Spaltprodukte zu. Zur gleichen Zeit kommt es ebenfalls zu einer leistungsmindernden Abnahme der Kaliumkonzentration in der beanspruchten Muskelfaser und zu einer unzureichenden Freisetzung von Acetylcholin an den motorischen Endplatten (de Marées, 2002). Die periphere Ermüdung lässt sich mit den folgenden Symptomen äußern (Bringezu, 2006):

- Koordinationsstörungen und Störungen im Bewegungsablauf.
- Missempfindungen in der belasteten Muskulatur.
- Ziehende Schmerzen in der arbeitenden Muskulatur.
- Zunehmende Kraftlosigkeit.
- Zunehmendes Anstrengungsempfinden.
- Abnahme der Leistungsfähigkeit und Nachlassen der Willenskraft (bereits relativ sicherer Hinweis auf die beginnende zentrale Ermüdung).

2.2 Signale und Spektren

2.2.1 Signaltypen (analoge und digitale Signale)

Unter einem Signal wird die physikalische Darstellung von Daten oder Nachrichten, die bereits durch geeignete Sensoren erfasst, eventuell verstärkt und gefiltert wurden, verstanden (Grünigen, 1993). Schallsignale liegen beispielsweise in Form eines Wechseldrucks vor. Ein Mikrofon ist ein geeigneter Sensor zur Umsetzung solcher Schalldruckwerte in elektrische Spannungen, der als Wandler gekennzeichnet werden kann. „Wandler überführen also Signale aus einem vorgegebenen physikalischen Definitionsbereich, der im allgemeinen durch die Maßeinheit gekennzeichnet ist, in analoge Spannungsverläufe, die von elektronischen Komponenten verarbeitet werden können“ (Hesselmann, 1987).

2.2.1.1 Analoge Signale

Analoge Signale sind unendlich viele Werte in einem vorgegebenen Bereich. Der Begriff „analog“ kommt aus dem Griechischen und bedeutet soviel wie „ähnlich“ oder „gleichartig“. Ein analoges Signal ist dadurch gekennzeichnet, dass es sowohl hinsichtlich seiner Amplitude, als auch seines Zeitverhaltens von kontinuierlicher Natur ist. Man bezeichnet die analogen Signale deshalb auch als wert- oder zeitkontinuierliche Signale (Grünigen, 1993) (Abb. 2).

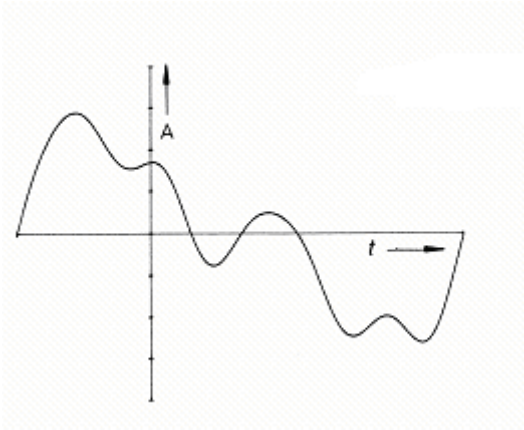


Abb. 2. Wert- und zeitkontinuierliches Signal (Analogsignal) (Hesselmann, 1987, S.16)

2.2.1.2 Digitale Signale

Digital stammt vom lateinischen „digitus“ ab und kann wie folgt gedeutet werden: „mit dem Finger“ (zählen). Technisch betrachtet, wäre eine Übersetzung mit „ziffernmäßig“ besser. Denn digitale Größen sind physikalische Größen, die innerhalb eines bestimmten Bereiches nur diskrete Werte annehmen können. Im Gegensatz zur Analogtechnik arbeitet die Digitaltechnik nicht mit kontinuierlich verlaufenden Signalen, sondern kodiert die Informationen in diskrete Signalwerte. Man nennt sie digitale Signale oder auch wert- und zeitdiskrete Signale (Abb. 3).

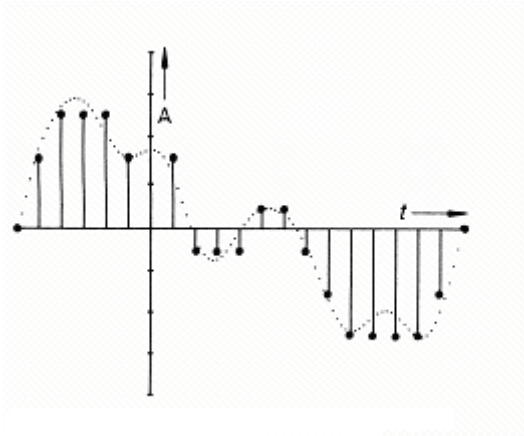


Abb. 3. Wert- und zeitdiskrete Signalfunktion (Hesselmann, 1987, S.17)

2.2.2 Abtastung und Digitalisierung analoger Signale

Die Verarbeitung analoger Signale mit digitalen Rechenanlagen erfordert eine Erfassung von wert- und zeitkontinuierlichen Signalwerten und deren Umwandlung in binär codierte wert- und zeitdiskrete Daten.

Als Analog-Digital-Wandler bezeichnet man ein Gerät oder ein Bauteil, das im Wesentlichen dazu dient, analoge wert- und zeitkontinuierliche Eingangssignale in digitale Daten umzuwandeln. Die digitalen Daten können dann mit dem Computer weiterverarbeitet oder gespeichert werden. Der Prozess der Digitalisierung geschieht, indem in konstanten Zeitabständen der Wert der zu untersuchenden Signalfunktion gemessen wird. Dieser Vorgang wird als Abtastung verstanden. Die so erhaltenen Messwerte (Samples) werden sequenziell abgespeichert. Damit wird eine kontinuierliche Signalfunktion durch eine endliche Anzahl von Messpunkten repräsentiert (Abb. 4).

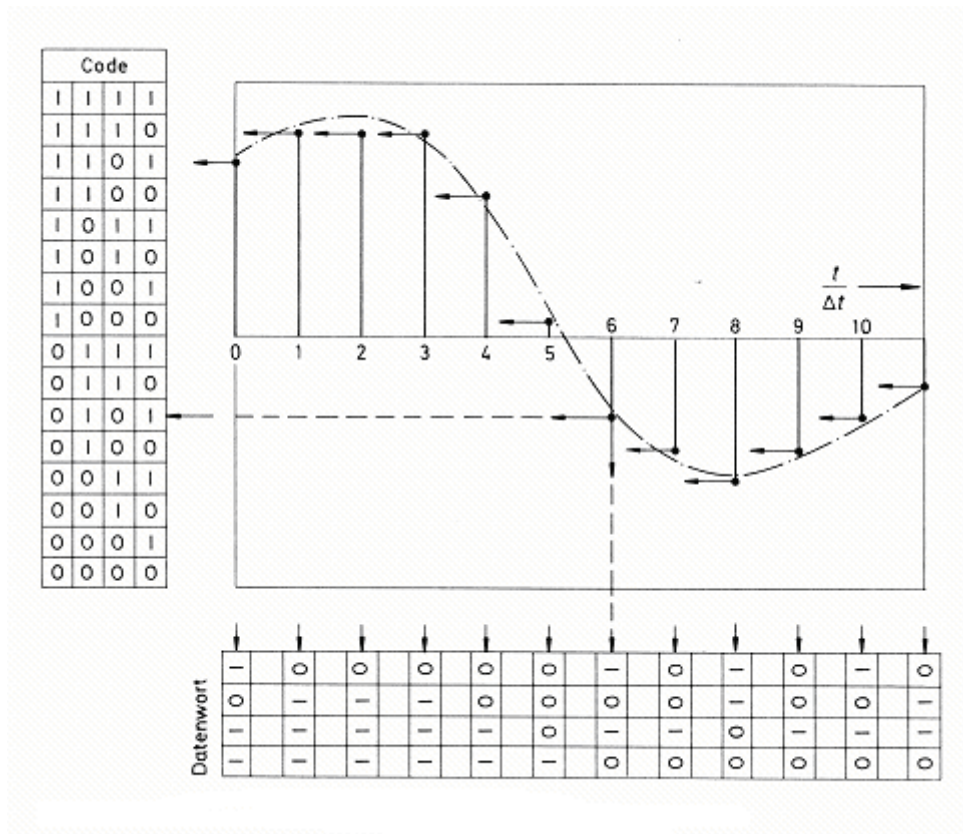


Abb. 4. Codierung von Abtastwerten einer Zeitfunktion in binäre Datenworte (Hesselmann, 1987,S.18)

Durch die diskrete Darstellungsform entstehen bei der Repräsentation der Amplituden des Ursprungssignals Fehler, weil die Informationen über den Signalverlauf zwischen den Abtastpunkten verloren gehen. Um diesen Fehler zu verringern, muss der Abstand zwischen den einzelnen Messzeitpunkten klein gewählt werden.

2.2.3 Abtasttheorem von Shannon-Nyquist

Wie groß der Abstand zwischen den einzelnen Messzeitpunkten und anschließend wie minimal die Abstandsfrequenz im Zusammenhang mit der Frequenz des Signals gewählt kann, ist durch ein Theorem gegeben, das von Shannon formuliert wurde. Es besagt, dass die Abtastfrequenz mehr als doppelt so groß wie die höchste im Signal enthaltene Signalfrequenz gewählt werden muss (Grünigen, 1993), damit in den Abtastwerten des Signals die ursprünglich enthaltene Frequenz-Informationen vollständig erhalten bleiben (Gleichung 1). Die Abtastfrequenz – (Sampling Frequenz) – gibt an, wie oft der Analog-Digital-Wandler vom analogen Signal pro Sekunde einen Wert erfasst:

$$f_a > 2 f_{max} \quad (1)$$

$$\Delta t < \frac{1}{2 f_{max}} \quad (2)$$

Bedeutung der Formelzeichen:

f_{max} die höchste im Signal enthaltene Frequenz

f_a die Abtastfrequenz

Δt = die Zeit zwischen aufeinander folgenden Abtastwerten, das Abtastintervall

In ähnlicher Weise wurde dieser Sachverhalt auch von Nyquist formuliert, sodass auch die Bezeichnung Nyquist-Theorem gebräuchlich ist. Nach der Gleichung (2)

muss das Abtastintervall demnach kleiner als die kleinste im Signal vorkommende halbe Periodendauer erfasst werden.

2.2.4 Spektren

Das Ziel der Signalverarbeitung ist es, aus einer gegebenen Funktion $m(t)$, genannt das Signal, spezifische Informationen zu extrahieren. Zu diesem Zweck wird das Signal transformiert, um die gewünschte Information leichter aus der (transformierten) Funktion ablesen zu können. Die klassische Art der Frequenzanalyse ist die Standard Fourier-Transformation. Diese Frequenzanalyse transformiert eine zeit- bzw. ortsabhängige Funktion in eine frequenzabhängige Darstellung, welches dann ein Spektrum darstellt. Unter einem Spektrum wird die Zerlegung eines Signals in Cosinus- und Sinus-Schwingungen verstanden, deren Identifizierungen aus dem Signal am Ende der Fourier-Transformation stehen (Grünigen, 1993). Die mathematische Definition des Spektrums oder der Fourier-Transformation $S_m(f)$ eines Signals $m(t)$ ist in der Gleichung (3) dargestellt:

$$S_m(f) = \int_{-\infty}^{\infty} m(t) e^{-j 2\pi f t} dt \quad (3)$$

Mit der Fourier-Transformation, wie sie in der Gleichung (3) definiert ist, ordnet man einer im Allgemeinen reellen Funktion $m(t)$ im Zeitbereich eine im allgemeinen komplexe Funktion $Sm(f)$ im Frequenzbereich zu (Grünigen, 1993).

2.3 Elektromyographie (EMG)

Mit der Elektromyographie lassen sich die bioelektrischen Aktivitäten (Aktionspotentiale) der innervierten Skelettmuskulatur registrieren, festhalten und objektivieren. Sie breiten sich von den motorischen Endplatten über den gesamten Muskel aus und sind daher eng mit der neuronalen Steuerung verbunden (De Luca, 1997; vgl. Van Zandwijk et al., 2000). In der Bewegungsforschung ermöglichte die Elektromyographie den Zugang zu vielen neuen relevanten Informationen und Erkenntnisse, die ihren Ausdruck in verschiedenen Untersuchungszielen fanden. Auszugsweise sollen hier ein paar Beispiele genannt werden:

- Erkenntnisse über die bei einer Bewegung angesprochene Muskulatur (vgl. Laurig, 1983).
- Untersuchung der Koaktivierung der um ein Gelenk herum beteiligten Muskulatur in einer Bewegung.
- Untersuchung der Relation zwischen Muskelkraft und elektrischer Aktivität (Kamen und Caldwell, 1996; De Luca, 1997).

- Untersuchung neuromuskulärer Adaptation beim Trainieren oder beim Erlernen motorischer Bewegung (vgl. Kamen und Caldwell, 1996).
- Untersuchung des koordinativen Verhaltens der Muskulatur beim Absolvieren einer Bewegung oder beim Erlernen neuer Bewegungen. (Zschorlich, 1987).
- Untersuchung der veränderten Muskelaktivität bei Ermüdung.

2.3.1 Methoden der Elektromyographie

Elektromyogramme können über Nadelelektroden oder über Oberflächenelektroden erfasst werden. Bei der erstgenannten Methode werden Nadelelektroden durch die Haut direkt in die zu untersuchenden Muskeln eingestochen. Diese Form der EMG-Ableitung wird oft in der neurologischen Medizin verwendet. Mit ihr lassen sich präzise Informationen über die Nerven oder über die getroffene motorische Einheit innerhalb des Muskels erforschen. Nachteilig ist, dass bei der Nadelmyographie weniger Informationen vom gesamten Muskel bzw. der Vielzahl der motorischen Einheiten in Erfahrung gebracht werden können. Im Bereich sportwissenschaftlicher Forschung werden die EMGs nahezu nur durch die Oberflächenelektrodenmethode erhoben. Dabei werden die Oberflächenelektroden über dem zu untersuchenden Muskel auf die Haut geklebt um Summenpotentiale der motorischen Einheiten eines Muskels abzuleiten, die dann die entsprechenden Informationen über die Aktivität des

gesamten Muskels messbar machen. Im Rahmen dieser Arbeit wird, sofern nicht ausdrücklich darauf hingewiesen, im Weiteren die Abkürzung „EMG“ im Sinne von Oberflächen-EMG gebraucht, da alle Untersuchungen mit Oberflächen Elektroden durchgeführt wurden.

2.3.2 Entstehung des Oberflächen-Elektromyogramms

Die Aktionspotentiale mehrerer Muskelfaser, die von einer einzelnen motorischen Einheit innerviert werden, nennt man „motor unit action potentials“ (MUAPs). Das Oberflächen-Elektromyogramm besteht aus einer charakteristischen Überlagerung zahlreicher Aktionspotentiale aller gleichzeitig aktivierten motorischen Einheiten, weil es pro Muskel mehrere motorische Einheiten und damit mehrere motorische Endplatten gibt. Dieses Überlagerungssignal wird Interferenzsignal genannt und repräsentiert das eigentliche EMG-Messsignal (Abb. 5).

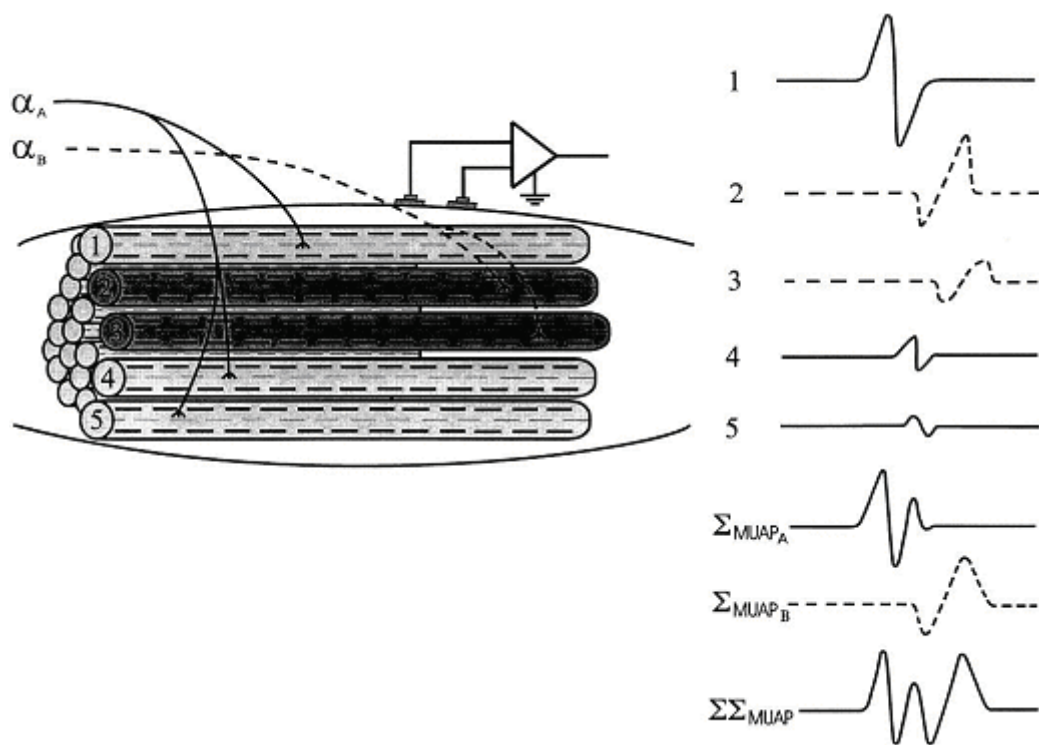


Abb. 5. Überlagerung von MUAPs zu einem resultierenden Elektromyogramm. (Kamen und Caldwell, 1996, S. 368)

Ein Interferenzsignal kann schon bei sehr leichter Kraftentwicklung in Abhängigkeit von der Aktivität der motorischen Einheiten entstehen. Die Amplitude und Frequenz des EMG-Messsignals steht in Beziehung mit der Frequenzierung und der Rekrutierung der motorischen Einheiten. Bei zunehmender Kraft steigt die Entladungsfrequenz an und zusätzliche motorische Einheiten werden mit höherer Aktivitätsschwelle rekrutiert (Zschorlich, 1987). Dadurch nimmt die Amplitude und die Frequenz des Interferenzsignals zu (Abb. 6).

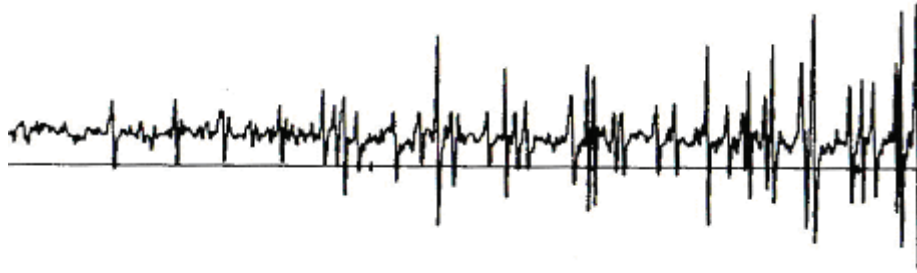


Abb. 6. EMG bei leicht zunehmender isometrischer Kraftentwicklung (Zschorlich, 1987, S.28)

2.3.3 Mathematische Verarbeitung und Interpretation des EMGs

Es handelt sich beim Elektromyogramm unter der Bedingung der Überlagerung um eine mehr oder weniger stochastische Zeitfunktion (Lindström und Magnusson, 1977; Laurig, 1983; De Luca et al., 1983; Hostens et al., 2004). Das Nerv-Muskel-System stellt dabei ein System unbekannter Größen dar, wobei keine Aussagen über das Verhalten einzelner motorischer Einheiten gemacht werden kann, da es unbekannt ist, wie viele Einheiten erfasst werden und in welchem Maße diese Einheiten synchronisiert sind (Zschorlich, 1987). Daher lassen sich keine deterministischen Aussagen über das Interferenz-EMG-Signal herstellen, so dass alle bekannten Analyseverfahren für stochastische Zeitfunktionen für die Analyse des Elektromyogramms Anwendung finden (Laurig, 1983).

Bei der Messung elektrischer Signale des Muskels erhält man nach entsprechender Differentialverstärkung so genannte Roh-Elektromyographiesignale. Viele Einflüsse auf die erfassten EMG-Signale bedingen verschiedene mathematische Bearbeitungen des Rohsignals, um

letztlich quantitative Aussagen möglich zu machen. Beispielweise erfolgte die Auswertung des Amplitudengehalts anhand der Berechnung des „root mean-square“ (RMS) (Gleichung 4) und des Integrals des EMGs (IEMG) (Gleichung 5) (Basmajian und De Luca, 1985; De Luca und Knaflitz, 1992).

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T m^2(t) dt} \quad (4)$$

$$\text{IEMG} = \int_0^T |m(t)| dt \quad (5)$$

Bedeutung der Formelzeichen:

$m(t)$ = EMG-Signal

T = Zeitbereich, in dem die Operation durchgeführt wird

Eine andere Möglichkeit der Auswertung ist die Untersuchung des Frequenzgehalts der Roh-Elektromyographiesignale. Voraussetzung dafür ist, dass das Powerspektrum des Elektromyogramms ermittelt wird (Lindström und Magnusson, 1977). Solche Verfahren sind z.B. durch die Fast-Fourier-Transformation (FFT) oder Wavelet-Transformation (Hostens et al., 2004) möglich. Hierbei kann die Höhe der einzelnen Frequenz-Anteile analysiert werden. Beispielweise stellt die Bestimmung der „mean-power-frequency“ (MPF) (Gleichung 6) oder der „median-frequency“ (MDF) (Gleichung 7) zur Beobachtung von

Phänomenen der Muskelermüdung eine derartige Analysemöglichkeit dar (De Luca et al., 1983; De Luca, 1984; Basmajian und De Luca, 1985; De Luca und Knaflitz, 1992; De Luca et al., 1986; Ament et al., 1993; Bilodeau et al., 2003).

$$\text{MPF} = \frac{\int_0^{\infty} f S_m(f) df}{\int_0^{\infty} S_m(f) df} \quad (6)$$

$$\text{MDF} = \int_0^{\text{MDF}} S_m(f) df = \int_{\text{MDF}}^{\infty} S_m(f) df \quad (7)$$

Bedeutung der Formelzeichen:

$S_m(f)$ = Powerspektrum des EMG-Signals

f = Frequenz

3 Stand der Forschung

Die elektrophysiologischen Eigenschaften der Muskelfasermembran verändern sich während einer willkürlichen Kontraktion. Die Veränderungen haben ihre Ursachen in neuronalen und metabolischen Prozessen. Sie können sich in den myoelektrischen Signalparametern manifestieren, die sich sowohl in den Frequenzen als auch im Amplitudenbereich feststellen lassen (Merletti et al., 1991).

3.1 Parameter des Elektromyogramms

Der Zusammenhang zwischen der IEMG-Amplitude und der entwickelten Muskelkraft wurde in vielen Untersuchungen als eine lineare oder eine unlineare Zunahme beschrieben (vgl. Viitasalo et al., 1985). Selbst die Entwicklung des MPF-Verhaltens im Zusammenhang mit der Entwicklung der Muskelkontraktionskraft ist in der Literatur uneinheitlich beschrieben (Gerdle et al., 1997; vgl. Moritani und Muro, 1987), Moritani und Muro (1987) haben darauf hingewiesen, dass die MPF und die Amplitude des EMGs sich mit zunehmender Kraft von 0-80 % der „maximal voluntary contraction“ (MVC) erhöht haben. Die Kontraktionen wurden isometrisch am m. biceps brachii durchgeführt.

Es wurde in der Untersuchung von Hagberg und Ericson (1982) bei einer isometrischen Ellbogenbeugung berichtet, dass sich die MPF der untersuchten Muskeln (m. biceps brachii, m. brachialis und m. brachioradialis) mit zunehmender

Kraft bis 25 % der MVC erhöht hat. Keine weitere signifikante Erhöhung wurde in der MPF mit der über 25-30 % der MVC zunehmenden Kraft gefunden.

Petrofsky und Lind (1980) ermittelten am m. flexor carpi radialis keinen Zusammenhang zwischen der MPF und der Kraft, wobei kurze isometrische Kontraktionen mit 5-100 % der MVC bei ansteigender Kraft durchgeführt wurden. Ähnliche Ergebnisse sind bei Viitasalo und Komi (1977) zu finden, die kurze isometrische Kontraktionen bei einer Kniestreckung durchgeführt haben, obwohl die MPF des m. rectus femoris hier relativ unabhängiger von der ansteigenden Kraft im Bereich zwischen 20-80 % der MVC war.

Gerdle et al. (1997) ermittelten keinen Zusammenhang zwischen der MPF und der Kraft in den Muskeln m. vastus lateralis (VL), m. vastus medialis (VM) und m. rectus femoris (RF). Die Kontraktionskraft wurde statisch mit 25 % und 75 % der MVC erzeugt. Eine ähnliche Studie wurde von Gerdle und Karlsson (1994), mit Kniestreckungen von 10 %, 25 %, und 75 % der MVC, durchgeführt. Die MPF der Muskeln (VL und RF) war bei 10 % der MVC signifikant niedriger als bei 25 % und 75 % der MVC. Es wurde jedoch kein signifikanter Unterschied in der MPF zwischen 25 % und 75 % der MVC beobachtet. Andererseits wurde bei Bilodeau et al. (2003) von einer Zunahme im RMS, in der MPF und in der MDF dieser Muskeln (VL, VM und RF) bei kurzzeitigen isometrischen Kontraktionen (10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80 und 90 % MVC) berichtet.

In dynamischen Kontraktionen ist eine lineare Korrelation zwischen dem IEMG und der Kraft (Bigland-Ritchie und Woods, 1974) zu sehen. Die elektrische

Aktivität des m. quadriceps ist während der positiven konzentrischen Kontraktionen auf dem Fahrradergometer erfasst worden, wobei der Bereich der Arbeitsrate von 0-900 kgm*min¹ ist. In einer ähnlichen Studie von Petrofsky (1979), in der die Arbeitslast zwischen 20 % und 100 % der VO_{2max} war, trat ebenfalls ein linearer Zusammenhang zwischen des RMS und der Arbeitslast zum Vorschein, während sich die MDF mit zunehmender Arbeitslast nicht geändert hatte. Den gleichen Zusammenhang zwischen der MPF und der Arbeitslast beschrieben Viitasalo et al. (1985). Das IEMG hat mit der Arbeitslast nicht linear zugenommen, wobei die Belastung in fünf Stufen von 50-100 % der Maximallast geteilt wurde. Gamet et al. (1990) haben die Spektralparameter „EMG total power“ (PEMG) (Gleichung (8)), MPF und MDF in den Muskeln m. vastus medialis, m. soleus untersucht. Es gab einen linearen Anstieg der PEMG mit der zunehmenden mechanischen Arbeit zwischen 50-200 Watt (= 12,5-75,8 % der VO_{2max}), während die MDF und MPF keine Änderungen zeigten.

$$PEMG = \int_0^{\infty} S_m(f) df \quad (8)$$

Bedeutung der Formelzeichen:

$S_m(f)$ = Powerspektrum des EMG-Signals

In den bisher beschriebenen Untersuchungen wurde allerdings die Tatsache noch nicht berücksichtigt, welche neuromuskulären Faktoren die Muskelkraft regulieren.

Dafür sind zwei verschiedene Mechanismen zur Steuerung der Bewegung durch das Nervensystem verfügbar. Zum einen kann die Kraftentwicklung bei den Muskelkontraktionen hinsichtlich der Variationen in der Anzahl der eingesetzten motorischen Einheiten (MUs), genannt Rekrutierung, abgestuft werden; dazu gehört auch die Größe der motorischen Einheiten. Zum anderen kann sie durch die Variationen in der Entladungsfrequenz, d. h. die Häufigkeit der Erregung der Motoneuronen über einem spezifischen Zeitraum, genannt Frequenzierung, reguliert werden (Milner-Brown et al., 1973a; Bigland-Ritchie und Woods, 1974; Hagberg und Ericson, 1982; Moritani und Muro, 1987; Zschorlich, 1987; Noth, 1994; Heller, 2005).

Die Rekrutierung erfolgt nach einem Prinzip, das erstmals von Henneman et al. (1965) aufgestellt wurde. Dies wird als Henneman'sches „size principle“ oder „Größenordnungsprinzip“ bezeichnet. Es besagt, dass innerhalb einer Kontraktion die MUs üblicherweise gemäß der Größe ihrer Motoneurone zeitlich nacheinander aktiviert werden (Büdingen und Freund, 1976). Rekrutiert werden zuerst kleine und langsam ST-Einheiten und zuletzt große und schnell kontrahierende FT-Einheiten. Diese Reihenfolge ist offenbar auch bei willkürlichen ballistischen Anspannungen vorhanden (Desmedt und Godaux, 1977), sodass jede motorische Einheit einen zuzuordnenden Kraftwert hat, bei dem sie bei langsamer Kraftsteigerung „eingeschaltet“ wird („threshold force of recruitment“, TFR). Gleichsam gibt es auch für jede motorische Einheit eine Rekrutierungsschwelle des Kraftanstiegs, (Güllich, 1996) bei der die Motoneurone entsprechend dieser

Schwelle anfangen zu feuern (Bigland-Ritchie und Woods, 1974). Indes ist dies aber eine Ausnahme vom oben beschriebenen Prinzip.

Durch Training lässt sich die Zeit vom Aktivitätsbeginn bis zum Erreichen des maximalen Aktivitätsniveaus um etwa die Hälfte reduzieren. Das kann bedeuten, dass die größten motorischen Einheiten aufgrund ihrer hohen Kontraktionsgeschwindigkeit gleichzeitig mit oder sogar vor den kleinsten, zuerst rekrutiertesten MUs mechanisch wirksam werden (Güllich, 1996). Smith et al. (1980) konnten zeigen, dass es bei schnellen Bewegungstereotypen, wie etwa dem Händeschütteln, zu einer Aktivierung von motorischen Einheiten mit hoher Schwelle, aber ohne eine Entladung im Bereich der kleinen und niederschwelligen Einheiten kommt. Bei exzentrischen Willkürkontraktionen beobachteten Nardone et al. (1989) ebenfalls eine Ausnahme dieses Prinzips.

Die Veränderungen der Entladungsfrequenz geschehen am häufigsten in den MUs, die eine TFR geringer als 25 % der MVC besitzen. Je höher die TFR ist, umso geringer ist die Steigerung der Frequenzen der individuellen Mus. Das entspricht einer geringeren Veränderung der Entladungsfrequenz der Kraft zwischen 25-75 % der MVC (vgl. Bigland-Ritchie und Woods, 1974).

Es scheint hier, dass der bedeutende physiologische Mechanismus für den Kraftanstieg bei willkürlichen Kontraktionen zwischen 25-75 % der MVC, eher durch die Rekrutierung zusätzlicher motorischen Einheiten als über die Erhöhung der Erregungsfrequenz der Motoneuronen zu realisieren ist. In einer Studie über das Rekrutierungsverhalten der MUs während willkürlichen isometrischen

Kontraktionen des m. interossei dorsales im Finger (Milner-Brown et al., 1973b) beobachteten die Autoren eine fast lineare Veränderung der Entladungsfrequenz der MUs, wenn ihre TFR von 0 bis 2 kg steigt. Darüber hinaus haben Bigland-Ritchie und Woods (1974) nach Milner-Brown et al. (1973a) zitiert, dass bei 50 % der MVC, die meisten MUs aktiviert worden sind. Ein weiterer Anstieg der Kraft über dieses Level kann nur durch die Erhöhung der Entladungsfrequenz erbracht werden. Bis zu welchem Prozentsatz (der maximalen Kraft) der Kraftanstieg über die Rekrutierung erfolgt, ist muskelspezifisch sehr unterschiedlich. Die Rekrutierungsgrenze liegt bei den meisten gemischten Muskeln bei etwa 80 % des Kraftmaximums. Der m. adductor pollicis (Daumenanzieher) erreicht beispielsweise bereits bei 50 % der MVC seine höchste Rekrutierung; ein höherer Kraftanstieg ist dann nur noch über Frequenzierung zu realisieren. Beim m. gastrocnemius werden hingegen bis in den 100 %-Bereich der MVC weitere schnellere motorische Einheiten „hinzugeschaltet“.

In der Schlussforderung kann die Diskrepanz der Ergebnisse der verschiedenen Studien bzgl. des Verhaltens der EMG-Parameter auf die Muskeltypen, die Kontraktionsform und die Intensität zurückgeführt werden (vgl. Basmajian und De Luca, 1985). Muskeln mit relativ wenig motorischen Einheiten, wie der m. interossei dorsales, können möglicherweise die Rekrutierungen für eine ausreichende Feineinstellung des Kraftniveaus nicht allein bewerkstelligen. Demgegenüber kann in den Muskeln, in denen mit verschieden großen motorischen Einheiten, ein kleiner Anstieg in der Kraft realisiert wird, allein durch

die Rekrutierung mit einer schon geringen Änderung der Entladungsfrequenz eine Kraftdosierung ermöglicht werden (Bigland-Ritchie und Woods, 1974).

3.1.1 EMG-Parameter bei der muskulären Ermüdung

I. Bei isometrischen Kontraktionen

Die elektrische Aktivität und das Powerspektrum des Elektromyogramms wurden als sensitive Parameter zur Beschreibung der Muskelermüdung betrachtet. Das gilt besonders für submaximale isometrische Kontraktionen, bei denen die Kraft konstant ist. Unter diesen Bedingungen wurde eine Verschiebung des EMG-Spektrums in Richtung niedriger Median- oder mean-power-frequency oder Zunahme der Signalamplitude in der Literatur als Zeichen der Muskelermüdung bezeichnet (Edwards und Lippold, 1956; Lindström et al., 1970; Viitasalo und Komi, 1977; Petrofsky, 1979; Petrofsky und Lind, 1980; Petrofsky et al., 1982; Naeije und Zorn, 1982; Viitasalo, 1983; Moritani et al., 1986; Merletti et al., 1991; vgl. Karlsson et al., 1994; Garland et al., 1994; Gerdle et al., 1997; Mannion und Dolan, 1996; Masuda et al., 1999; Mullany et al., 2002; Bilodeau et al., 2003; Hunter et al., 2003; Mademli und Arampatzis, 2005; Pincivero et al., 2006).

In der Untersuchung von Petrofsky et al. (1982) gab es einen Anstieg im RMS und einen Abfall in der MPF bei ermüdenden isometrischen Kontraktionen. Untersucht wurden hier die maximalen isometrischen Kraftentwicklungen am m. biceps bei

drei verschiedenen Muskellängen. Signifikante Unterschiede im Verhalten der MPF bei den ermüdenden Kontraktionen wurden jedoch nicht festgestellt.

Yeung et al. (1999) ließen drei maximale isometrische Kniestreckungen vor und nach einem Ermüdungsprogramm (30 maximale, aufeinanderfolgende isometrische Kniestreckungen) absolvieren, fanden aber keine signifikanten Veränderungen im RMS und in der MDF des Elektromyogramms des m. vastus lateralis.

II. Bei dynamischen Kontraktionen

Untersuchungen der EMG-Parameter bei der Ermüdung während dynamischer Kontraktionen sind in den meisten Fällen auf dem Fahrradergometer und dem isokinetischen Dynamometer durchgeführt worden. In den wenigen Fällen wurde auf das Laufband zurückgegriffen. Die äußere Geschwindigkeit und der äußere Widerstand der Bewegung wurde in den Versuchen konstant gehalten. In einigen Fällen ist eine Verschiebung des EMG-Spektrums in Richtung niedriger Frequenzen, beobachtet worden (Komi und Tesch, 1979; Tesch et al., 1983; Horita und Ishiko, 1987; Ament et al., 1993; Gerdle et al., 2000; Pincivero et al., 2006). In anderen Untersuchungen waren aber keine Änderung bei den Frequenzen sichtbar geworden (Arendt-Nielsen und Sinkjær, 1991; Ament et al., 1996). Eine Zunahme der MPF während einer 20-minütigen dynamischen Arbeit auf dem Fahrradergometer mit einer Last von 20 und 40 % der maximalen VO_2

wurde bei Petrofsky (1979) gezeigt. In diesem Versuch fanden keine weiteren Änderungen in den Frequenzen im Verlauf der restlichen Zeit von 60 Minuten statt.

Die EMG-Amplitude zeigte in Abhängigkeit zur aufgebrauchten Kraft entweder eine Zunahme oder eine Abnahme während der dynamischen muskulären Ermüdung. Bei Pincivero et al. (2006) ist eine Zunahme der EMG-Aktivität der Muskeln (VL, VM und RF) während der konzentrischen Phase der Kniestreckbewegung dargestellt worden, wobei hier eine Abnahme der EMG-Aktivität während der exzentrischen Phase deutlich wurde. Ähnliche Beobachtungen über eine Zunahme der EMG-Amplitude des m. vastus lateralis wurde während submaximal dynamischer Kniestreckungen bei Masuda et al. (1999) dargestellt. In der Untersuchung von Petrofsky (1979) gab es keine Änderung in der EMG-Amplitude während der Intensitäten entsprechend 20 und 40 % der maximalen VO_2 auf dem Fahrradergometer. Eine kontinuierliche Zunahme der EMG-Amplitude ist andererseits bei Intensitäten von 60, 80 und 100 % der maximalen VO_2 beobachtet worden. Dagegen wurde bei Kay et al. (2000) keine signifikante Änderung im IEMG des m. rectus femoris bei maximalen Kniestreckungen für 100 Sekunden sichtbar.

3.1.2 Ursachen für das Verhalten der EMG-Parameter

3.1.2.1 Verhalten der EMG-Signalamplitude

Es wurde in der Literatur darauf hingewiesen, dass die Amplituden des EMG-Signals bei submaximalen Kontraktionen ein anderes Verhalten als bei maximalen Kontraktionen zeigen (Viitasalo und Komi, 1977).

I. Bei submaximalen Kontraktionen

Es wurde vermutet, dass eine Zunahme der EMG-Signalamplitude bei submaximalen isometrischen Kontraktionen, auf die Beteiligung weiterer motorischer Einheiten zurückgeführt werden kann. Neu rekrutierte motorische Einheiten sollen die bereits ermüdeten aktiven MUs kompensieren (Moritani et al., 1986; Edwards und Lippold, 1956; Blank et al., 1979). Die Veränderungen könnten ebenfalls auf einen Anstieg der Entladungsfrequenz der individuellen aktiven motorischen Einheiten zurückgeführt werden (Lippold et al., 1960; Viitasalo und Komi, 1977; Viitasalo, 1983; De Luca und Knaflitz, 1992). Moritani et al. (1986) haben berichtet, dass bei 50 % der MVC eine progressive Rekrutierung neuer MUs mit den schnellen Muskelfasertypen IIA und IIB oder eine eskalierte Zunahme der Entladungsfrequenz der bereits aktivierten MUs Kraftdefizite kompensieren können. Dabei wurde auch eine Zunahme im RMS im untersuchten m.biceps brachii beobachtet.

II. Bei maximalen Kontraktionen

Bei der Ermüdung während einer maximalen Kontraktion wird vermutet, dass alle motorische Einheiten bereits aktiviert worden sind und eine Abnahme der entwickelten Muskelkraft auch eine Abnahme des IEMGs zur Folge hat (Komi und Rusko, 1974; Viitasalo und Komi, 1977). In der Literatur sind aber keine einheitlichen Ergebnisse für das Verhalten der Signalamplitude gezeigt worden (Viitasalo, 1983). Beispielsweise trat bei Viitasalo und Komi (1980) und Viitasalo (1983) keine signifikante Veränderung des IEMGs in der untersuchten Muskulatur (m. vastus lateralis) bei 100 maximalen isometrischen Kniestreckungen auf. Es wurde auch bei Yeung et al. (1999) und Gerdle et al. (2000) keine signifikante Veränderung im RMS des Elektromyogramms desselben Muskels (m. vastus lateralis) gefunden. Von einer Abnahme im IEMG wird hingegen bei Komi und Rusko (1974), Ochs et al. (1977) und Tesch et al. (1983) sowie einer Abnahme im RMS bei Moritani et al. (1985), Moritani et al. (1986) und Bilodeau et al. (2003) berichtet. Andererseits haben Nilsson et al. (1977) keine Veränderung in der EMG-Amplitude gefunden.

Dieser Widerspruch in den Ergebnissen kann über eine mögliche Migration der elektrischen Aktivität zwischen der arbeitenden Muskulatur erklärt werden (Viitasalo, 1983; Komi und Tesch, 1979). Die Migrationen können ihre Ursache in einer Veränderung der Abläufe des neuromuskulären Systems haben, die auch

durch Art und Intensität des Ermüdungsprotokolls beeinflusst werden können (Viitasalo, 1983).

3.1.2.2 Verschiebung der Frequenzkomponenten des EMGs

Hinsichtlich der Ursachen für eine Verschiebung der Frequenzkomponenten des EMGs in Richtung niedriger Frequenzen während der Ermüdung gibt es in der Literatur kontroverse Meinungen (Gerdle et al., 2000). Diesbezüglich wurden verschiedene Mechanismen betont (Naeije und Zorn, 1982; Hägg, 1992; Gerdle et al., 1997):

I. Abnahme der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Aktionspotentiale

Einige Autoren gehen davon aus, dass die Abnahme der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Muskelfaseraktionspotentiale („muscle fibre conduction velocity“, MFCV) die wesentliche Ursache für die Abnahme der Frequenzen ist (Lindström et al, 1970; Mortimer et al., 1970; Lindström et al., 1977; Komi und Tesch, 1979; Sadoyama et al., 1983; Merletti et al., 1990; Masuda et al., 1999). Die Ergebnisse von Arendt-Nielsen und Mills (1985) und Sadoyama et al. (1983) bestätigten einen linearen Zusammenhang zwischen MPF und MFCV. Weitere parallele Abnahmen von MFCV und MPF wurden auch bei (Arendt-Nielsen et al., 1989; Arendt-Nielsen und Mills, 1988) berichtet.

Diese Abnahme der MFCV wurde bei Mortimer et al. (1970), Lindström et al. (1970), Komi und Tesch (1979), Horita und Ishiko (1987) und vgl. Jurell (1998) auf die im Muskel akkumulierten Metaboliten (Laktat) zurückgeführt.

Sowohl Tesch et al. (1983) als auch Horita und Ishiko (1987) berichteten über einen signifikanten negativen Zusammenhang zwischen Laktatakkumulation und Abnahme der MPF bzw. MDF. Sie berichteten, dass die Akkumulationen von Kalium, Laktat, und Hydrogen-Ion (H^+), die Verantwortung für Abnahme der Leitungsgeschwindigkeit tragen.

II. Rekrutierung, Frequenzierung und Synchronisation von MUs

Weitere Mechanismen wurden für eine Verschiebung der Frequenzen des EMG-Powerspektrums während der Ermüdung in der Literatur erörtert. Dazu gehören Rekrutierung, Frequenzierung und Synchronisation von motorischen Einheiten (Naeije und Zorn, 1982; Bigland Ritchie et al., 1981; Arendt-Nielsen und Mills, 1985; Arendt-Nielsen et al., 1989; Moritani et al., 1986).

Es wurde angedeutet, dass die Entladungsfrequenz der motorischen Einheiten des m. adductor pollicis (Bigland-Ritchie et al., 1982; Bigland-Ritchie et al., 1983a/b) und des m. triceps surae (Moritani et al., 1985) sich während der andauernden ermüdenden MVCs progressiv verringern.

Die Synchronisation in der Entladung der motorischen Einheiten (Lippold et al., 1960) und die Abnahme sowie die Zunahme in der Rekrutierung der motorischen

Einheiten (Moritani et al., 1986) sind während der Ermüdung immer im Zusammenhang mit der Höhe der maximal möglichen Kraftentwicklung zu betrachten.

III. Muskelfasermorphologie

Ein weiterer Grund für die Differenzen in der Ausbreitungsgeschwindigkeit zwischen den Probanden wird in den individuellen Unterschieden hinsichtlich ihrer Muskelmorphologie (z.B. Muskelfasertypen) gesehen. Dies zeigte sich bei Naeije und Zorn (1982) (N = 8), bei denen eine Probandenhälfte eine erhebliche Abnahme der Ausbreitungsgeschwindigkeit (33 %) mit der Abnahme der MPF im m. biceps brachii aufzeigte, bei der anderen Hälfte aber keine signifikanten Veränderungen in der Ausbreitungsgeschwindigkeit (3 %) sichtbar wurden. Weitere Autoren bestätigen, dass die Verschiebung der Frequenzkomponenten bei Ermüdungskontraktionen durch die Muskelfaserverteilung der menschlichen Muskulatur beeinflusst werden kann (Lindström und Magnusson, 1977; Komi und Tesch, 1979; Tesch et al., 1983; Gerdle et al., 1997; Gerdle et al., 2000).

3.2 Ermüdungserscheinung und Aufbau der Muskelfasertypen

Es wurde in mehreren Tierversuchen dargestellt, dass eine Skelettmuskulatur mit einem hohen Prozentanteil von FT-Muskelfasern eine kürzere isometrische Zuckungszeit (twitch time), eine größere Kraftentwicklung und eine höhere Ermüdbarkeit haben als Muskeln mit hohem Anteil der ST-Muskelfasern (vgl. Thorstensson und Karlsson, 1976).

Muskeln mit einem höheren prozentualen Anteil von FT-Muskelfasern können mehr Kraft entwickeln (Thorstensson und Karlsson, 1976; Tesch und Karlson, 1978; Komi und Tesch, 1979; Bosco et al., 1983). Ihre Ermüdbarkeit ist höher, als bei Muskeln, die reich an ST-Muskelfasern sind (Thorstensson und Karlsson, 1976; Komi und Tesch, 1979; Viitasalo und Komi, 1980; Lorentzon et al., 1988; Bosco et al., 1983). Es wurde bei Tesch et al. (1978a/b) gezeigt, dass nach 25 Kontraktionen eine größere Menge an Laktat vorzugsweise in den FT-Muskelfasern als in den ST-Muskelfasern akkumuliert wird.

Diese Beobachtungen deuten darauf hin, dass die strukturellen Aspekte des Muskels, auch die Ermüdbarkeit der interaktiven Prozesse zwischen neuraler Steuerung und mechanischer Antwort des Muskels beeinflussen (Viitasalo und Komi, 1980). Bereits vor 60 Jahren wurde beobachtet, dass die ermüdungsresistenten so genannten roten Muskelfasern von Nervenfasern mit niedriger Reizschwelle versorgt werden, während umgekehrt die schnell kontrahierenden, leicht ermüdbaren weißen Muskelfasern ihre Impulse von Nervenfasern mit hoher Reizschwelle erhalten.

Offenbar spricht vieles dafür, dass die elektromyographischen Eigenschaften der Muskelaktionspotentiale, durch die Muskelfaserstruktur beeinflusst werden (Ochs et al., 1977; Komi und Tesch, 1979; Viitasalo und Komi, 1980). Demzufolge ist die Änderung des Integrals des EMGs in einem Zusammenhang mit der Muskelstruktur während einer ermüdenden Kontraktion (Viitasalo und Komi, 1980) zu sehen. Auch Ochs et al. (1977) haben einen höheren Abfall in der Amplitude des Integrals des EMGs bei schnellen (m. gastrocnemius) als bei langsamen Muskeln (m. soleus) berichtet. Ebenfalls wurde eine signifikante Abnahme des IEMGs und der MPF in der Ermüdung bei den schnellen Probanden bei Komi und Tesch (1979) beobachtet, während weder signifikante Veränderungen im IEMG noch in der MPF bei Probanden mit höheren ST-Anteilen in der Muskulatur aufgetreten waren.

Tesch et al. (1983) haben über einen Zusammenhang zwischen der relativen Änderung der Powerfrequenzen und den Laktatkonzentrationen des Muskels einerseits und der Muskelfasertypen andererseits berichtet. Je höher das in den Muskeln akkumulierte Laktat und je größer die Proportion der schnellen Muskelfaseranteile waren, desto größer war die Abnahme der MPF.

Wenn man noch präziser, unter Berufung auf die Proportion und Areale der Muskelfasertypen, diesen Zusammenhang betrachtet, zeigen sich in verschiedenen Studien uneinheitliche Ergebnisse. (vgl. Gerdle et al., 2000).

In einer Untersuchung von Gerdle et al. (1997) im unermüdetem Zustand mit geringer Kraft (25 % der MVC), konnte eine positive Korrelation zwischen den

„total proportion of type II muscle fibres“ und der MPF dargestellt werden, bei 70 % der MVC ist die MPF mit den „areas of fibre types IIA, IIB and IIC“ korreliert worden. Bei der Ermüdung war die MPF mit der „mean area of type II fibres“ in beiden Kraftstufen signifikant korreliert.

Mit anderen Worten war die Abnahme der MPF während andauernder isometrischer Kontraktionen mit den „high proportion of type IIB“ und schwach mit den „great areas of type IIA“ verbunden (Gerdle et al., 1997). Andererseits haben Mannion et al. (1998) im unermüdeten Zustand bei isometrischen Kontraktionen über keinen Zusammenhang zwischen der MDF und der Distribution der Muskelfasertypen in den Rückenmuskeln berichtet. Sie fanden heraus, dass während des ermüdeten Zustandes die MDF signifikant mit der Distribution der Areale der Muskelfasertypen korreliert.

In der Untersuchung von Gerdle et al. (2000) sind die Zusammenhänge zwischen der Muskelmorphologie und der EMG-Parameter auf drei Abschnitte untersucht worden: Anfang der Belastung (unermüdeten Zustand), während der Ermüdungsphase und am Ende der Ausdauerphase. Es wurden 100 maximale dynamische Kniestreckungen durchgeführt. Im Allgemeinen hat die MPF vor allem mit „proportion of type I fibres“ korreliert, während die RMS positiv mit der „proportion of type II fibre“ korrelierte. Zwischen den „muscle fibre areas“ und den EMG-Variablen gab es kaum Zusammenhänge.

3.3 Untersuchungen bei Sprungbewegungen

Bei natürlichen Bewegungsabläufen (Laufen oder Springen) wirken die Muskelaktionen auf die Körpersegmente nicht kontinuierlich, sondern periodisch-diskontinuierlich und mit einer zusätzlichen Überlagerung externer Kräfte. Hier ist besonders die Schwerkraft zu nennen. Arbeit gegen die Schwerkraft bedeutet für den Muskel eine Verlängerung durch eine Kraft, die bestrebt ist, ihn gegen seine Verkürzungsrichtung aufzudehnen (Komi, 1994). Unter solchen Bedingungen arbeitet der Muskel häufig zunächst exzentrisch, gefolgt von einer konzentrischen Aktion. Es wird unter dem Begriff der exzentrischen Aktion verstanden, dass der Muskel sich bei gleichzeitiger passiver Längenzunahme aktiv kontrahiert (Komi, 1994). Die Kombination einer exzentrischen und einer nachfolgenden konzentrischen Aktion stellt einen Bewegungsablauf dar, der in der Praxis überaus häufig vorkommt und als Dehnungs-Verkürzungszyklus („stretch shortening cycle“, SSC) bezeichnet wird (Norman und Komi, 1979; Komi 1984; Komi, 2000).

Die biologische Bedeutung des SSC besteht darin, während der exzentrischen Phase, durch Vordehnung, die Kraft der Aktion in der konzentrischen Phase zu verstärken. Es wird durch die Zuschaltung einer exzentrischen Aktion die Freisetzung großer Kraft kontrolliert. Hierdurch wird die Dehnungsenergie in den elastischen Elementen des Muskel-Sehnenkomplexes gespeichert. Ein Teil dieser gespeicherten Energie wird in der nachfolgenden Verkürzungsphase freigesetzt, welche die Aktion verstärkt (Komi, 1994).

Es wurden mehrere Untersuchungen, die sich auf Dehnungs-Verkürzungszyklen beziehen, durchgeführt, um die Ermüdungsprozesse bei diesen Bewegungsabläufen zu bestimmen. Einige dieser Untersuchungen sind auf Messschlitten absolviert worden. Gollhofer et al. (1987a/b) haben zu diesem Zweck Untersuchungen durchgeführt. Die Probanden führten mit ihren Armen 100 submaximale Bewegungsabläufe durch, wobei der Kopf der Probanden in Richtung der Kraftmessplatte zeigte. Kurz vor und kurz nach dem Ermüdungsprogramm wurden drop jumps (DJ) mit den Armen mit maximaler Geschwindigkeit auf dem Messschlitten absolviert. Die Ermüdung hat sich dabei in Form einer Zunahme der Kontaktzeit sowohl für die exzentrische als auch für die konzentrische Phase des Bewegungsablaufs manifestiert. Andere ermüdungsbedingte Veränderungen während der submaximalen Bewegungsabläufe waren eine Zunahme der initialen Kraftspitze, die während des Kontakts mit der Kraftmessplatte bestand und anschließend ein steiler Abfall dieser Kraftspitze. Beim Vergleich der Werte kurz vor bzw. kurz nach dem Einsetzen der Ermüdung war eine Zunahme des reflektorischen Anteils an der Bewältigung der Dehnungsbelastung beobachtet worden.

Sprungbewegungen waren Bestandteil verschiedener Untersuchungen im Rahmen der Ermüdung bei Dehnungs-Verkürzungszyklus-Bewegungen (Bosco et al., 1986; Hortobágyi et al., 1991; Skurvydas et al., 2000).

Bosco et al. (1986) untersuchten bei Sprungbewegungen die Einflüsse der Ermüdung auf die Ausnutzung der elastischen Energie bzgl. verschiedener

Muskelfasertypen. Vor der Ermüdung war die prozentuale Utilisation der elastischen Energie bei „langsamen Probanden“ (höherer Prozentsatz an ST-Fasern) höher als bei „schnellen Probanden“ (höherer Prozentsatz an FT-Fasern). Demgegenüber demonstrierten schnelle Probanden eine höhere prozentuale Utilisation der elastischen Energie als langsame Probanden nach der Ermüdung. Verschiedene Sprungarten, wie counter-movement jumps (CMJ), squat jumps (SJ) und drop jumps (DJ), wurden untersucht, um die Einflüsse der Sprungvarianten untereinander zu bestimmen (Hortobágyi et al., 1991; Skurvydas, 2000; Skurvydas et al., 2000). Einflüsse des Kniewinkels (CMJ), der Sprunghöhe (DJ), oder der Art der Muskelfasertypen auf die Sprunghöhe, auf die MVC, auf die mechanische Leistung, „low-frequency fatigue“ (LFF) oder die Reflexantworten wurden untersucht (Skurvydas, 2000; Skurvydas et al., 2000; Hortobágyi et al., 1991; Bedi et al., 1987; Bosco et al., 1983; Bosco et al., 1986). Hierbei wurden unterschiedliche Ergebnisse der Sprunghöhe in Bezug auf unterschiedliche Bedingungen und Arten des Sprungs dargestellt. Es gab bei Hortobágyi et al. (1991) keine Abnahme in der Sprunghöhe nach 50 DJ. Auch die erreichte Höhe des CMJ und des DJ hat nach 50 DJ keine Veränderung gezeigt, während die Höhe des SJ um 11 % nach 50 DJ abgenommen hat. Im Gegenteil dazu ist der Abfall der Höhe des SJ und des CMJ bei Skurvydas et al. (2000) unabhängig von der Art des Ermüdungsprogramms gewesen.

Es wurde bei Asmussen und Bonde-Peterson (1974), Komi und Bosco (1978) und Bosco und Komi (1980) berichtet, dass die Sprunghöhe beim DJ bis zu einer bestimmten Absprunghöhe zunimmt, dann aber wieder abnimmt.

In Anbetracht verschiedener Absprunghöhen bei DJs (25, 35, 45, 55, 65, 75, und 85 cm) fanden Bedi et al. (1987) dagegen keine signifikanten Unterschiede in der Sprunghöhe. Außerdem war die Sprunghöhe beim CMJ größer als alle Sprunghöhen beim DJ. Keine signifikanten Unterschiede in der Sprunghöhe zwischen dem CMJ und dem DJ wurden bei Hortobágyi et al. (1991) gezeigt, wobei der DJ mit 60 cm Absprunghöhe durchgeführt worden war. Andererseits war die Sprunghöhe der beiden Sprungarten CMJ und DJ signifikant höher als der mit einem definierten Kniewinkel ($130^\circ \pm 5^\circ$) durchgeführte SJ.

4 Fragestellungen und Zielsetzung

Bei einer muskulären Aktion verändern sich stets die Arbeitsbedingungen des Muskels und seine Fähigkeit zur Kraftentwicklung bei einem sich ändernden Gelenkwinkel. Die bei einer muskulären Aktion ausgeübte Kraft kann nie konstant betrachtet werden (Knuttgen und Komi, 1994).

Grundsätzlich lassen sich alle Bewegungen des Skelettsystems vom einfachen Beugen und Strecken eines Gelenks einer Extremität bis zu komplexen sportlichen Bewegungsabläufen auf Kraft- und Längenänderungen der Skelettmuskulatur zurückführen (de Marées, 2002). In der Praxis gibt es sehr selten Bedingungen, in denen konzentrische, exzentrische oder isometrische Aktionen in einer Form realisiert werden (Nicol et al., 2006). Im Sport wie auch im Alltag werden diese Aktionen miteinander kombiniert, sodass sie in einer Form dynamischer Arbeit betrachtet werden können (Ament et al., 1993; Knaflitz und Bonato, 1999).

Eine Schätzung der muskulären Ermüdung unter Bedingungen dynamischer Kontraktionen ist mit Hilfe des EMGs von einigen Autoren untersucht worden. Aussagen zu Erkenntnissen bei dynamischen Kontraktionen sind in der Literatur weniger ausgeprägt (Scholle et al., 2001; Thorhauer et al., 2001). Sie lassen sich nur widersprüchlich beurteilen und sollten weiterhin geprüft werden (Werner, 2006).

Die meisten Untersuchungen dieser Art wurden unter den Bedingungen der isokinetischen Arbeit durchgeführt. Der Begriff einer isokinetischen Arbeit

beschreibt einen Tatbestand, in dem die Bewegungsgeschwindigkeit eines Muskels konstant gehalten wird. In der Realität sind Bewegungsformen, in denen einzelne Muskeln mit konstanter Geschwindigkeit kontrahieren (Knuttgen und Komi, 1994) kaum anzutreffen. Solche Bewegungen werden an einer dafür konstruierten Kraftmaschine oder einem entsprechend konstruiertem Ergometer realisiert. Demgegenüber sind Untersuchungen von dynamischen Kontraktionen bei freien Bewegungsabläufen weniger untersucht worden. Das gilt besonders für Bewegungsabläufe, die oft im Sport, wie beispielsweise beim Laufen oder Springen, vorkommen. Der Grund dafür liegt womöglich darin, dass solche Bewegungen nicht beliebig kontrolliert werden können. Ein Springer kann nicht immer genau die gleiche Bewegung wiederholen, außerdem hat jede Person seine eigene Technik bei der Durchführung einer Bewegung, in der die betroffenen Muskeln bzw. motorischen Einheiten miteinander koordiniert werden müssen. Beim Eintreten der Ermüdung werden die neuromuskulären Mechanismen und Organsysteme unterschiedlich kompensiert. Die vorrangige Frage dieser Arbeit war deshalb, in wie weit sich in den freien dynamischen Bewegungsabläufen, neuromuskuläre Aspekte und Phänomene der Ermüdung unter Bedingungen ermüdeter Muskulatur der unteren Extremitäten in den EMG-Parametern manifestieren lassen. Inhalt und Ziel der Untersuchung lassen sich durch verschiedene Fragestellungen spezifizieren.

1. Sämtliche Untersuchungen befassen sich nur mit einer Art der Bewegung, entweder der isometrischen oder dynamischen Bewegung. Die spezifische

Kontraktionsform der Sprungbewegung als induzierte Ermüdung und ihre Auswirkung auf andere Arten der Bewegung, sowohl dynamisch als auch isometrisch, ist bislang mit Hilfe der EMG-Parameter (IEMG und MDF) nicht untersucht worden.

2. Wie bereits erwähnt, kann die Ermüdung an verschiedenen Stellen des Gesamtsystems Mensch in Bezug auf Qualität, Quantität, Intensität und Dauer der muskulären Beanspruchung unterschiedlich sein. Wie kann die Ermüdung in den Bewegungsabläufen dieser Untersuchung abgeschätzt werden?

3. Bei der Ermüdung während andauernden submaximalen isometrischen Muskelkontraktionen wurde eine Zunahme der EMG-Amplitudenparameter von vielen Autoren beobachtet. Bei dynamischen Aktionen, sowohl im Verlauf von maximalen als auch von submaximalen Kontraktionen, ist die Entwicklung der EMG-Amplitude in verschiedenen Untersuchungen unterschiedlich dargestellt worden. Untersuchungsgegenstand der vorliegenden Arbeit waren verschiedene Bewegungsabläufe, wie submaximal und maximal dynamische Kontraktionen als auch submaximal isometrische Kontraktionen. Es wird im Folgenden untersucht, wie sich das Integral des EMGs bei den verschiedenen Arten der Kontraktionen verhält.

4. Anders verhält es sich bei der Median-Frequenz, die während andauernden ermüdenden isometrischen Kontraktionen abnimmt. Untersuchungen bei dynamischen Kontraktionen ergaben indes uneinheitlichere Ergebnisse. Wie verhält sich die MDF bei dynamischen und isometrischen Kontraktionen in der vorliegenden Untersuchung?

5. Die EMG-Parameter können sich, wie es im Forschungsstand geäußert wurde, mit der Art und Intensität der Bewegung unterscheiden. Es soll in dieser Untersuchung ein Einblick gewonnen werden, wie sich die EMG-Amplitude und die MDF zwischen maximalen Handballsprüngen und submaximalen CMJ unterscheiden.

5 Hypothesen

Basierend auf den theoretischen Überlegungen und den Ergebnissen aus Pilotstudien und Voruntersuchungen konnten die folgenden Hypothesen (H1, H1a etc.) formuliert werden.

H1:

Mit dem fortschreitenden CMJ-Ermüdungsprotokoll sind signifikante Verringerungen in der sportlichen Leistung zu erwarten.

H1a:

Eine Ermüdung der unteren Extremitäten durch den CMJ führt zu einem signifikanten Abfall der Sprunghöhe während des CMJ und zu einem signifikanten Abfall der Sprunghöhe in den Handballsprungwürfen nach der Ermüdung.

H1b:

Eine Ermüdung der unteren Extremitäten durch den CMJ führt zu einem signifikanten Abfall der Peak-Kraft während des CMJ.

H1c:

Eine Ermüdung der unteren Extremitäten durch den CMJ führt zu einer signifikanten Verlängerung der Kontaktzeit während des CMJ und bei den Handballsprungwürfen nach der Ermüdung.

H2:

Mit eintretender CMJ-Ermüdung kommt es zu signifikanten Veränderungen der EMG-Parameter bei allen untersuchten Bewegungsabläufen.

H2a:

Im Prozess der Ermüdung der unteren Extremitäten durch das CMJ-Ermüdungsprotokoll sind signifikante Abfälle der MDF in dynamischen (CMJ, Handballsprungwürfe) und isometrischen (Zehenspitzenstand) Bewegungen zu erwarten.

H2b:

Im Prozess der Ermüdung der unteren Extremitäten durch das CMJ-Ermüdungsprotokoll sind signifikante Abfälle der elektrischen Aktivität (IEMG) bei dynamischen CMJs und Handballsprungwürfen sowie Anstiege in den isometrischen Bewegungen (Zehenspitzenstand) zu verzeichnen.

6 Material und Methodik

6.1 Datengewinnung und Messverfahren

Um das oben genannte Ziel erreichen zu können, war es nötig zwei Typen von Datensätzen aufzunehmen. Zum einen war es nötig die Bodenreaktionskräfte zu messen, die der Proband bei seinem Sprung auf einer Kraftmessplatte erzeugte. Zum anderen mussten parallel Muskelaktionspotentiale erfasst werden.

6.1.1 Probandengruppe

Die Probandengruppe der Untersuchung setzte sich aus 28 männlichen Teilnehmern zusammen. Alle Versuchspersonen waren nach eigenen Angaben gesund (keine Muskelverletzungen usw.). Jeder Proband wurde über den Versuchsaufbau, seine Durchführung und seinen Verwendungszweck aufgeklärt und gab sein schriftliches Einverständnis zur Mitarbeit an dieser Studie und zur Weiterverarbeitung seiner Daten.

6.1.2 Auswahl der Muskelgruppen für die Untersuchung

Für die Beschreibung eines Innervationsmusters der Bewegung wurden die Muskeln untersucht, die in ihren funktionsanatomischen Eigenschaften für die Sprungbewegung verantwortlich sind. Im Wesentlichen entstehen die Kräfte, die für die Sprungbewegung verantwortlich sind, in der Oberschenkel- und

Unterschenkelmuskulatur. Von der Oberschenkelmuskulatur ist der m. quadriceps femoris der einzige Strecker des Kniegelenks. Dieser Muskel befindet sich auf der Ventralseite des Oberschenkels und besteht aus vier einzelnen Muskeln: dem m. rectus femoris, dem m. vastus intermedius, dem m. vastus medialis und dem m. vastus lateralis.

Von der Unterschenkelmuskulatur ist der m. triceps surae für die Plantar-Flexion (Abknicken des Fußes nach unten) beim Gehen, Laufen und Springen verantwortlich. Dieser Muskel befindet sich in der Wade und besteht aus drei Anteilen: dem m. gastrocnemius caput lateralis, dem m. gastrocnemius caput medialis und dem m. soleus.

Die beteiligten Muskelgruppen produzieren die Kräfte und übertragen sie über die Sehnen, die das Kniegelenk während des Sprunges strecken und das Sprunggelenk nach unten abknicken lassen.

Es wurde in der vorliegenden Arbeit nur die Muskelaktivität der Muskeln (m. vastus lateralis (VL), m. vastus medialis (VM), m. gastrocnemius lateralis (GL) und m. gastrocnemius medialis (GM)) am linken Bein erfasst. Diese Einschränkung ist zulässig, wie Zschorlich (1987) nach Daly und Cavanagh (1976) zitiert hat. Bei symmetrischen Koordinationsleistungen wird davon ausgegangen, dass bei unverletzten Probanden die Muskelaktivitäten in beiden Gliedmaßen annähernd identisch sind.

Die Vorteile für die Auswahl dieser Muskeln waren:

- Die untersuchten Muskeln haben eine relativ große Fläche, und sind so für Oberflächenelektroden zugänglich;
- Durch die Großflächigkeit der Muskeln und ihre Lage wird das Risiko, dass Aktionspotentiale anderer Muskelgruppen mit aufgenommen werden, minimiert.
- Das Unterhautfettgewebe der Muskeln ist relativ dünn, wodurch die Gefahr eines Übersprechens (Crosstalk) der EMG-Signale sehr gering wird.

6.1.3 Ablauf der Untersuchung

Jeder Proband wurde für das Protokoll vor der Untersuchung gewogen und anthropometrisch vermessen. Dazu gehörten die Körpergröße, die Länge des Oberschenkels (OS) und des Unterschenkels (US) sowie deren Umfang und des linken Beins (Tab. 1).

Tab. 1. *Anthropometrische Daten der gesamten Probandengruppe im Mittelwert \pm Standardabweichung*

Probanden- zahl	Alter [Jahre]	Gewicht [kg]	Größe [cm]	OS- Länge [cm]	US- Länge [cm]	OS- Umfang [cm]	US- Umfang [cm]
N = 28	28,5 \pm (3,9)	75,7 \pm (11,2)	176,1 \pm (6,4)	51,5 \pm (3,5)	49,8 \pm (4,4)	54,4 \pm (4)	37,1 \pm (3,4)

Zur Vorbereitung des muskulären Systems wurde ein Aufwärmprogramm absolviert, das in dynamisch in Form einer dreiminütigen Laufeinheit bei einer Geschwindigkeit von 3 m/s auf einem Laufband durchgeführt wurde.

Da die Vorbereitung eines Probanden ca. 40 Minuten in Anspruch nahm, musste das gesamte Aufwärmen mit bereits applizierten Elektroden durchgeführt werden. Ziel dieser Vorgehensweise war es zum einen das Ermöglichen eines weitgehend rückwirkungsfreien Aufwärmprozesses und zum anderen das Erreichen eines geringen Verlusts der Aufwärmfunktion durch die Applikationsphase. Es wurde darauf stets geachtet, dass die Elektroden mit den Verstärkern auf der Haut des Probanden gut fixiert waren, um bei übermäßig schwitzenden Probanden ein Ablösen der Klebeelektroden und Verstärker von der Haut zu verhindern.

Für die Untersuchung sollte jeder Proband seine im Spiel und Training gewohnte Sportbekleidung (z.B. Schuhe) tragen. Darüber hinaus wurde jedem Probanden eine zehn Kilogramm schwere Sportweste angelegt, um die Ermüdungsprozesse während der Sprungbewegungen zu beschleunigen.

Nachdem die anthropometrischen Daten erfasst wurden, erhielten die Probanden die Anweisungen zum Versuchsablauf. Dabei wurden ihnen die drei auszuführenden Bewegungsformen erklärt.

Um ein Ermüdungsprotokoll zu erstellen, sollten die Probanden 50 beidbeinige Sprünge (CMJ) auf der Kraftmessplatte ausführen, wobei eine Pause von 1,5 Sekunden zwischen den Sprüngen einzuhalten war. Das Ermüdungsprotokoll wurde mit ca. 90 % der MVC durchgeführt.

Vor und nach dem Ermüdungsprotokoll wurden hintereinander fünf simulierte Handballsprungwürfe mit maximaler Sprunghöhe durchgeführt. Zwischen den Sprüngen gab es eine Pause von fünf Sekunden, um dem Probanden genügend Zeit zu geben, wieder auf den Startpunkt zurückzukehren.

Vor und nach dem Ermüdungsprotokoll mussten die Probanden, als isometrische Arbeit, elf Sekunden auf den Zehenspitzen stehen.

Um eine schnelle Erholung nach der Ermüdung zu vermeiden, wurde versucht, die Handballsprungwürfe und den Zehenspitzenstand nacheinander ohne Verzögerung durchzuführen. Trotzdem konnte eine Unterbrechung von etwa 1,5 Minuten, zwischen dem CMJ und dem Zehenspitzenstand, sowie zwischen dem Zehenspitzenstand und den Handballsprungwürfen, nicht vermieden werden (Abb. 7).

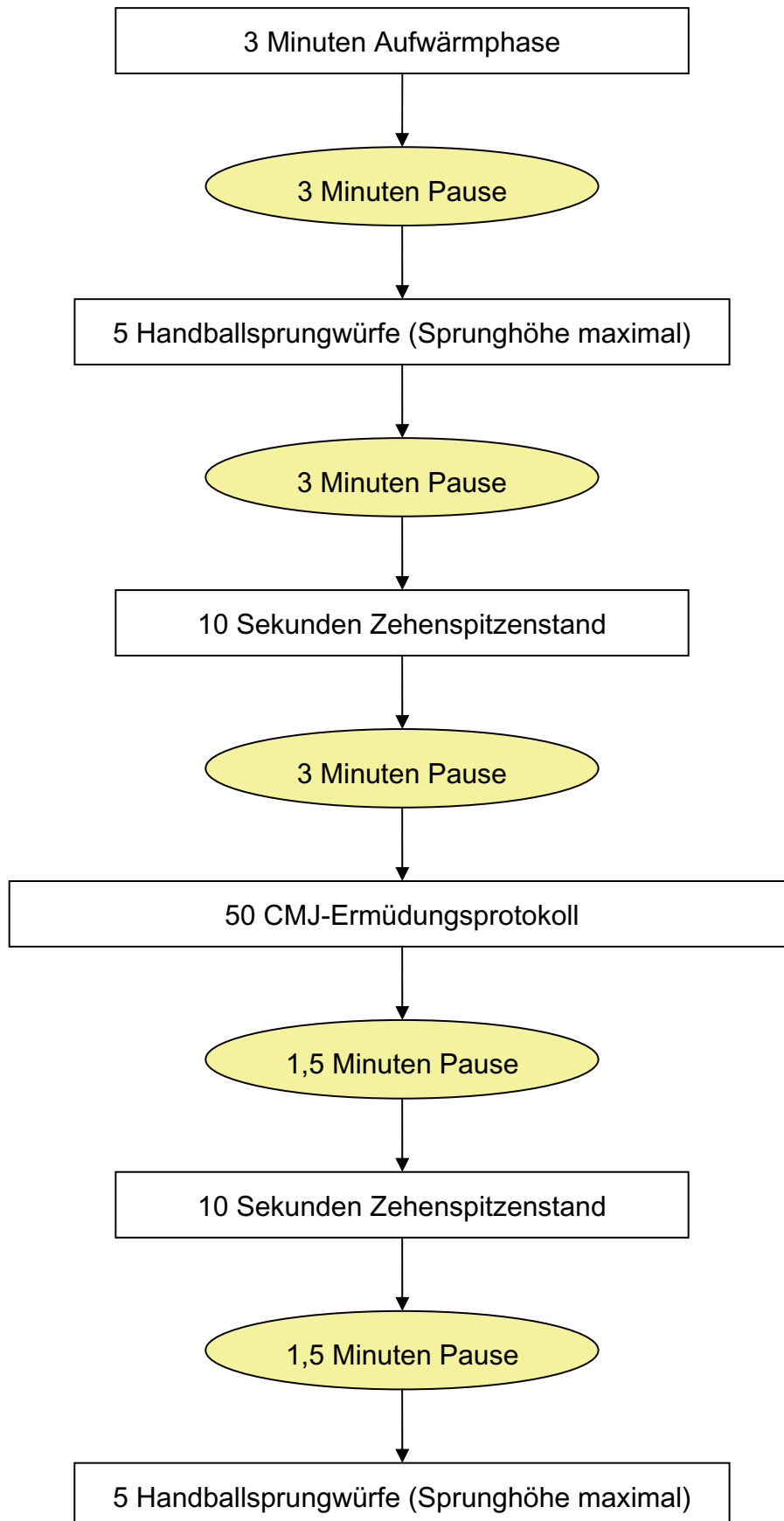


Abb. 7. Darstellung des Untersuchungsablaufs

Die Versuchspersonen bekamen für den CMJ die folgenden Instruktionen:

- Die Pause zwischen den Sprüngen wurde durch ein akustisches Signal bestimmt. Immer wenn das Signal ertönte, sollte der nächste Sprung initiiert werden. Die Vorgabe eines akustischen Signals erschien zweckmäßig, da es die zeitliche Schwankung in der Sprunggeschwindigkeit und eine damit verbundene Varianz in der Bewegungsausführung einzuschränken vermochte.
- Um eine genaue Berechnung der Sprunghöhe hinsichtlich der Flugzeit zu ermöglichen, musste senkrecht auf der Kraftmessplatte gesprungen werden und mit beiden Füßen wieder auf ihr gelandet werden. Zugleich wurde somit gewährleistet, dass die Muskulatur der Probanden unter nahezu identischen Bedingungen ermüdet wurden.
- Damit die Sprünge möglichst konstant mit ca. 90 % der MVC absolviert wurden, führte der Proband vor Beginn der Untersuchung, Wiederholungen mit MVC und mit 90 % der MVC im Sinne der Gewöhnung an den Ablauf durch.
- Die Sprünge sollten möglichst schnell durchgeführt werden.
- Die Hände sollten während des gesamten Bewegungsablaufs in die Hüften gestützt sein. Diese Maßnahme gewährleistete, dass der Körperschwerpunkt beim Abspringen und Landen möglichst konstant blieb (Komi und Bosco, 1978). Dadurch wurde verhindert, dass die Lage des

Körperschwerpunkts oder die Bodenreaktionskräfte durch zusätzliche Armbewegungen positiv oder negativ beeinflusst werden konnten.

- Die Probanden waren angehalten nach der Landung auf der Platte stehen zu bleiben.

Vor jedem Handballsprungwurf war eine Bewegung von zwei Schritten durchzuführen. Nach dem ersten Schritt mit dem rechten Fuß vor der Platte führte der Proband mit seinem linken Fuß einen Sprungwurf auf der Kraftmessplatte durch. Der Wurf wurde mit einem Tennisball in der rechten Hand, ohne den Ball loszulassen, simuliert. Die Probanden bekamen für die Handballsprungwürfe weitere Instruktionen:

- Die Bewegung sollte schnell und maximal, wie beim Handballspielen und Trainieren durchgeführt werden.
- Die Probanden sollten mit einem Bein senkrecht auf die Kraftmessplatte springen.
- Die Probanden mussten nach der Landung mit beiden Füßen für eine Sekunde auf der Kraftmessplatte stehen bleiben. Anschließend sollten sie von der Platte herunter und zurück zum Startpunkt gehen.

Für den Zehenspitzenstand mussten die Probanden die folgenden Anweisungen berücksichtigen:

- Die Probanden sollten langsam auf die Kraftmessplatte gehen.

- Die Füße mussten schulterbreit nebeneinander positioniert werden.
- Die Hände sollten während des gesamten Bewegungsablaufes in die Hüften gestützt bleiben.

Für die Sprungbewegungen und den Zehenspitzenstand sollte der Proband von der Anzahl und der Zeit des Bewegungsablaufs nichts erfahren. Durch ein Zeichen des Versuchsleiters wurde ihm der Beginn und das Ende des Versuches signalisiert. Nach der Erklärung des Versuchdesigns führten die Probanden vor Beginn der gesamten Untersuchung mehrere Durchgänge der zu absolvierenden Bewegungsabläufe hinsichtlich einer Gewöhnung durch. Sie wurden von Korrekturanweisungen des Versuchsleiters begleitet.

6.1.4 Dynamometrie (Kraftmessung)

Bei der Kraftmessung wurden die während des Sprungs auftretenden Bodenreaktionskräfte (F_z , F_x , F_y) (Abb. 8) mit Hilfe einer Mehrkomponenten-Kraftmessplattform vom Typ Kistler 9287B dreidimensional erfasst.

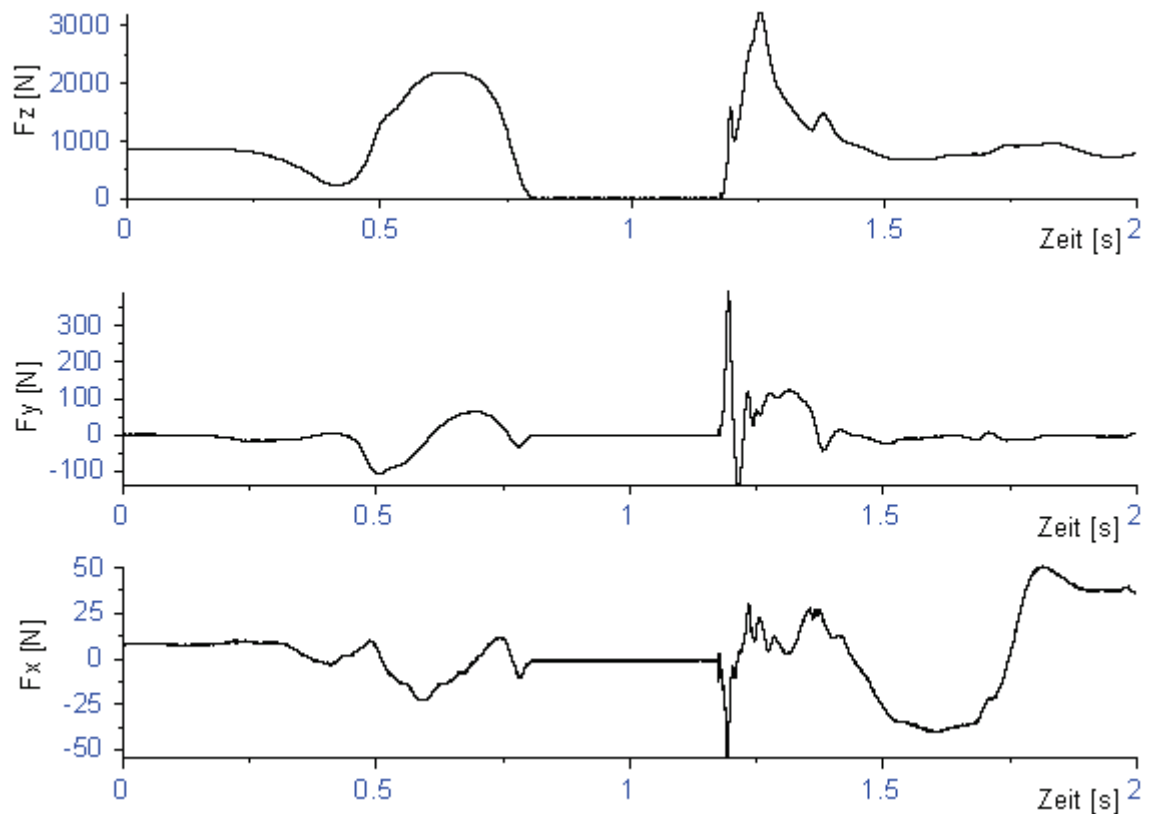


Abb. 8. Darstellung der Bodenreaktionskräfte (F_z , F_x und F_y) bei einem CMJ

Die Kraftmessplatte bestand aus einer (900 x 600mm) großen Aluminium-Sandwich-Deckplatte mit vier eingebauten piezoelektrischen 3-Komponenten-Kraftsensoren. Sie ist extrem steif und ermöglicht daher Messungen in einem großen Frequenzbereich.

Durch die speziellen Eigenschaften der piezoelektrischen Sensoren ist die Plattform hochempfindlich und kann gleichzeitig sehr dynamische Vorgänge in einem weiten Einsatzbereich messen.

Die Kraftmessplatte ist insbesondere für die Erforschung von verschiedenen Bewegungsarten konzipiert und macht die Erfassung von Leistungsdaten in unterschiedlichsten Bereichen des Sports möglich. Sie bietet, bei einem sehr

großen Messbereich von -10 bis 20 kN, eine hervorragende Messgenauigkeit und Linearität. Selbst bei einer großer Vorlast sind kleinste Kräfte noch immer präzise messbar.

Die durch das Einwirken einer Kraft entstehenden elektrischen Ladungen werden durch Ladungsverstärker in Spannungen umgewandelt, verstärkt und anschließend abgespeichert.

Die Kalibrierung der Kraftmessplatte erfolgte wie folgt:

- Kalibrierung für die Vertikalkräfte F_z : +/- 5V bzw. +/-3000N.
- Kalibrierung für die Horizontalkräfte F_x : +/- 5V bzw. +/-1000N.
- Kalibrierung für die Horizontalkräfte F_y : +/- 5V bzw. +/-1000N.

Um die Kraft wieder bei Null ansetzen zu können, wurde vor jeder Bewegung ein Reset des Ladungsverstärkers (Typ Kistler 5017) durchgeführt. In der vorliegenden Untersuchung lag das größte Augenmerk auf der Vertikalkraftkomponente F_z , die der Proband bei seinem Sprung auf die Kraftmessplatte erzeugte.

6.1.5 Konfiguration und Befestigung der Elektroden

Zur Ableitung der aufsummierten Aktionspotentiale der motorischen Einheiten bei einer bestimmten Bewegung, die als elektrische Spannung erfasst werden, wurden Oberflächenelektroden verwendet.

Die Aktionspotentiale der Muskeln m. vastus lateralis (VL), m. vastus medialis (VM), m. gastrocnemius lateralis (GL) und m. gastrocnemius medialis (GM) vom linken Bein wurden mit Helligens Babyelektroden (Ag /AgCl) erfasst. Diese Elektroden zeichnen sich durch ihre geringe Größe aus und ermöglichen somit eine genaue Lokalisation des Ableitungsorts (Zschorlich, 1987).

Bevor die Elektroden direkt auf die Haut über die zu untersuchenden Muskeln, geklebt wurden, wurde die Hautoberfläche vorbereitet. Dabei wurde die Beinbehaarung partiell entfernt, um einen eventuell störenden Einfluss der Haare zu umgehen. Zur Verbesserung der Leitfähigkeit der Kontaktfläche zwischen Haut und Elektrode wurde ein Kontaktgel aufgetragen. Für die Befestigung der Elektroden auf der Hautoberfläche sind beidseitig klebende Kleberinge verwendet worden. Um eine längerfristige Klebewirkung des Kleberinges zu gewährleisten, wurde dieser zusätzlich mit einer Kollodiumlösung (C₆H₈ (NO₂) O₅) an der umliegenden Haut befestigt (Laurig, 1970; vgl. Zschorlich, 1987). Die drei Elektroden wurden anschließend mit Fixomull Stretch abgeklebt.

Die Elektroden wurden parallel zur Muskelfaserrichtung appliziert. Bei einer senkrechten Ausrichtung der Elektroden zur Muskelfaserrichtung, kann es zu einer Verringerung der Amplitude kommen (Jurell, 1998). Die Veränderungen zwischen

einer senkrechten und einer parallelen Elektrodenausrichtung in Muskelfaserrichtung führten während der Ermüdung im m. vastus lateralis bei Weir et al. (1999) zu einem deutlichen Einfluss auf die MPF.

Um die Störanfälligkeit der EMG-Messung möglichst gering zu halten, wurde eine bipolare Ableitung verwendet. Bei dieser Form der Ableitung wurde zuerst eine „Erdungselektrode“ (indifferente Referenzelektrode) in der Mitte des Muskelbauchs und dann jeweils rechts und links daneben die Ableitelektroden platziert. Ausgehend vom Muskelbauchzentrum erfolgte die anschließende Elektrodenapplikation Längsrichtung der Muskelfasern am betreffenden Muskel. Durch die bipolare Ableitung konnte die maximal mögliche Amplitude des Muskelaktivitätspotentials aufgenommen werden (De Luca, 1997). Bei dieser Form der Ableitung wurde lediglich die Potentialdifferenz zwischen den beiden aktiven Elektroden in Bezug auf die indifferente Elektrode gemessen. Dies hatte den Vorteil, dass die Möglichkeit der Störsignale verringert wurde. Die häufigste Quelle solcher Störsignale sind die Netzspannungswechselfelder. Da diese Wechselfeldfelder gleiche Beträge an den aktiven Elektroden erzeugen, werden sie durch die Differenzbildung unterdrückt, sodass die Verstärker nur die als Elektromyogramm aufgezeichneten Potentialdifferenzen am untersuchten Muskel weiterverarbeiten (vgl. Laurig, 1983).

Andere Quellen der Störsignale sind benachbarte Muskeln, die die elektrischen Signale des zu untersuchenden Muskels überlagern.

Bei der Wahl der Befestigungspunkte der Elektroden musste darauf geachtet werden, dass von den Elektroden auch Aktionspotentiale anderer Muskelgruppen aufgenommen werden können. Der endgültige Befestigungspunkt für die Elektroden ergab sich aus der Forderung, Maximalamplituden der Aktionspotentiale des ausgewählten Muskels bei gleichzeitiger Minimierung des Einflusses anderer Muskelgruppen zu erzielen. Dies konnte durch einen Differenzverstärker realisiert werden. Der Differenzverstärker erfasste die Differenz zwischen zwei elektrischen Signalen und vergrößerte diese um einen bestimmten Faktor.

Die Voraussetzung für die Wirksamkeit dieses Prinzips war ein hoher Eingangswiderstand der Verstärkerschaltung und ein möglichst gleichzeitiger niedriger Übergangswiderstand zwischen den Elektroden und der Hautoberfläche (vgl. Laurig, 1983). Um ein symmetrisches Verhalten der Übertragung zu gewährleisten, wurde darauf geachtet, dass die Elektroden in gleichem Abstand zur Referenzelektrode befestigt wurden. Eine weitere Störquelle stellten die Kabelbewegungsartefakte dar. Da die miteinander verdrehten Kabel mit einer Zugentlastung am Probanden geklebt wurden, konnte beim Springen kein Zug auf die Elektroden übertragen werden. Etwaige Störungen konnten bei Bedarf auch mit einem digitalen Hochpassfilter beseitigt werden, weil sie in einem Frequenzbereich von nur wenigen Hertz (Hz) lagen.

6.1.6 Signalverstärkung und Signalübertragung

Die eher schwachen EMG-Signale wurden durch Verstärker vergrößert. Diese EMG-Verstärker hatten einen Eingangswiderstand von 10 Gigaohm, eine Bandbreite von 0,1 bis 1000 Hz und einen einstellbaren Verstärkungsfaktor von 500 bis 5000. In der Regel lagen die Signalamplituden des Oberflächen-EMGs im Bereich zwischen μV und mV und die der Frequenzen im Hz bis kHz-Bereich (vgl. Zschorlich, 1987). In der vorliegenden Untersuchung waren die Verstärker auf eine 1000-fache Verstärkung eingestellt. Die so erhobenen Elektromyogramme wurden mittels einer Achtkanal-PCM-Telemetriebox (Gewicht: 1600g; Bandbreite: 700 Hz pro Kanal) erfasst. Durch diese Form der Datenaufnahme konnten die sich Probanden relativ frei bewegen.

Die Signalerfassung und -Analyse wurde mit dem Softwarepaket DIAdem Version 8.1.1292 von National Instruments durchgeführt. Die analogen Signale sind über eine A/D-Karte vom Typ DAQ 700 mit einer Auflösung von 12 Bit und einer Abtastrate von 6000 Hz erfasst worden. Bei dieser Messung wurden insgesamt acht Kanäle benötigt. (Tab. 2).

Tab. 2. Verteilung der erfassten Kanäle

Kanalnummer	Kanalname	Einheit
1	Zeit	s
2	Fz	N
3	Fy	N
4	Fx	N
5	vastus lateralis	mV
6	vastus medialis	mV
7	gastrocnemius lateralis	mV
8	gastrocnemius medialis	mV

Die Triggerung für beiden Sprungarten wurde bei steigender Flanke mit einer Schwelle von 1200 N und einem Pre-Trigger-Bereich von (0,5 s) durchgeführt. Bei dieser Triggerung konnte die gesamte Sprungbewegung aufgezeichnet werden (Abb. 9 und 10).

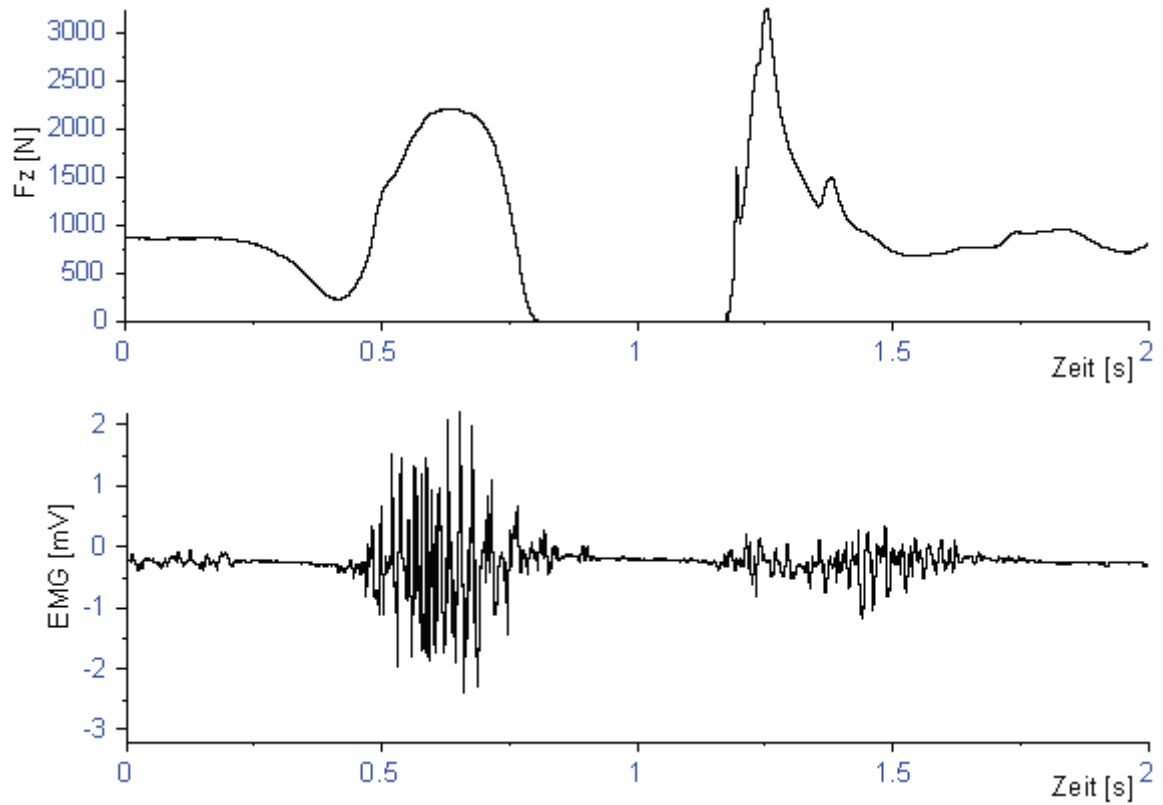


Abb. 9. Darstellung eines einzelnen submaximalen CMJ (m. vastus medialis)

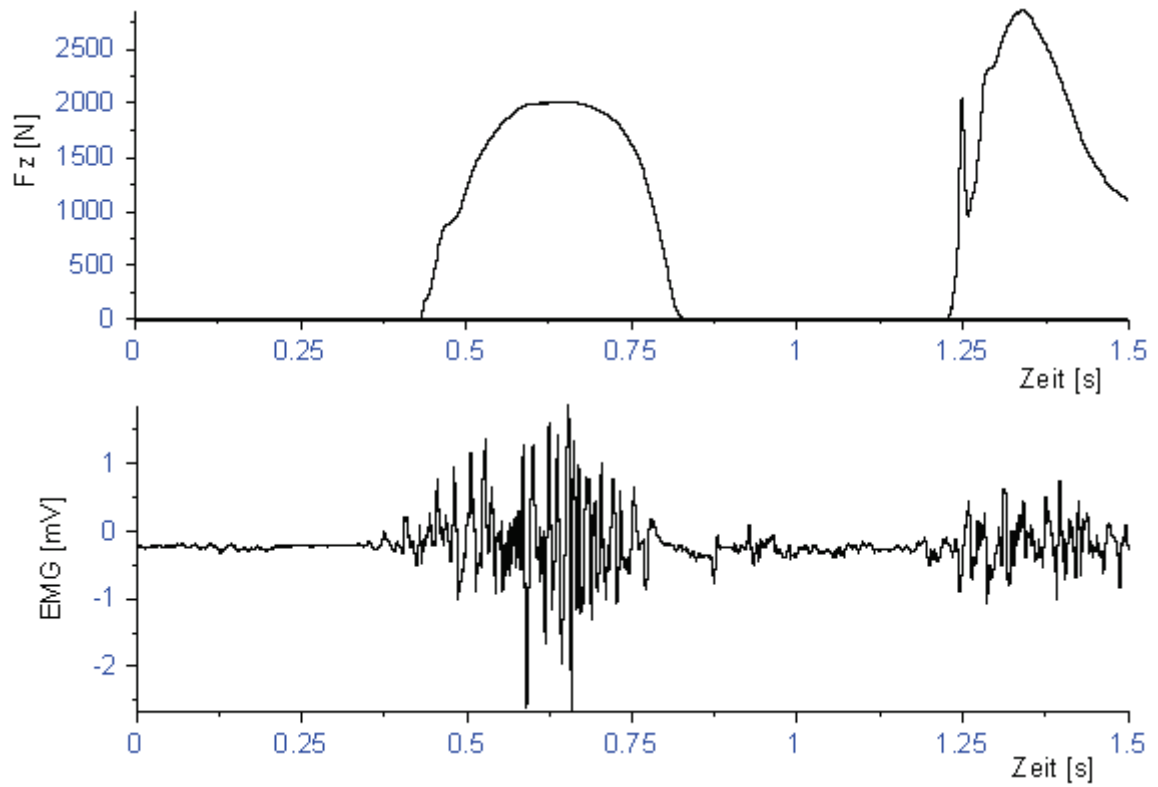


Abb. 10. Darstellung eines maximalen Handballsprungwurfs (m. vastus lateralis)

Für den Zehenspitzenstand erfolgte die Triggerung mit steigender Flanke bei einer Schwelle in Abhängigkeit vom Probandengewicht plus zusätzlich 150 N (Abb. 11).

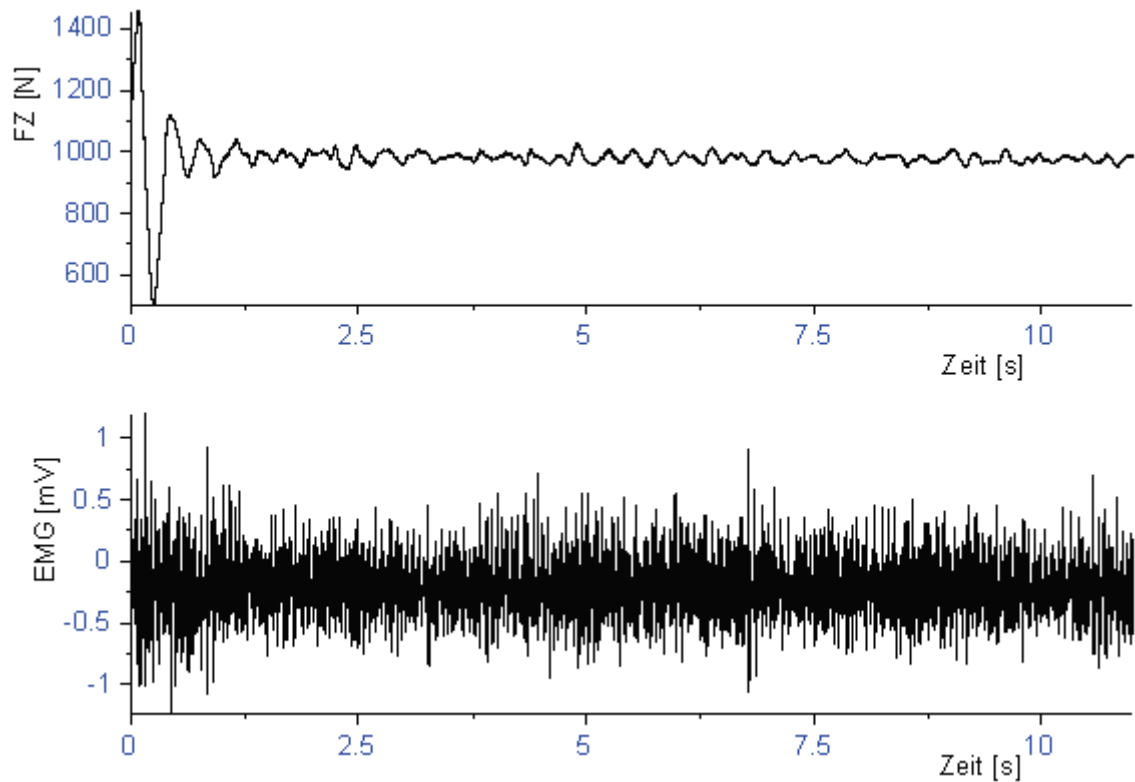


Abb. 11. Darstellung eines über 11 s gehaltenen Zehenspitzenstands (m. vastus lateralis)

6.2 Datenverarbeitung und Auswertung

6.2.1 Datenverarbeitung und Auswertung der submaximalen Sprünge (CMJ)

Nach dem Ende aller Messungen wurden die hintereinander gespeicherten Sprünge eines jeden Probanden mit dem Programm DIAdem bearbeitet und wiederum jeder Sprung einzeln abgespeichert. Danach wurde bei allen Sprungbewegungen die Vertikalkraftkomponente ausgeschnitten. Für den Beginn

des Ausschnitts diene dabei das Körpergewicht des Probanden. Das Ende des Ausschnitts war nach 2048 Punkten erreicht, sodass die Elektromyogramme der vier untersuchten Muskeln sowie die Kraftdaten in dem relevanten Zeitabschnitt von 0,3413 Sekunden dargestellt wurden (Abb. 12 und 13).

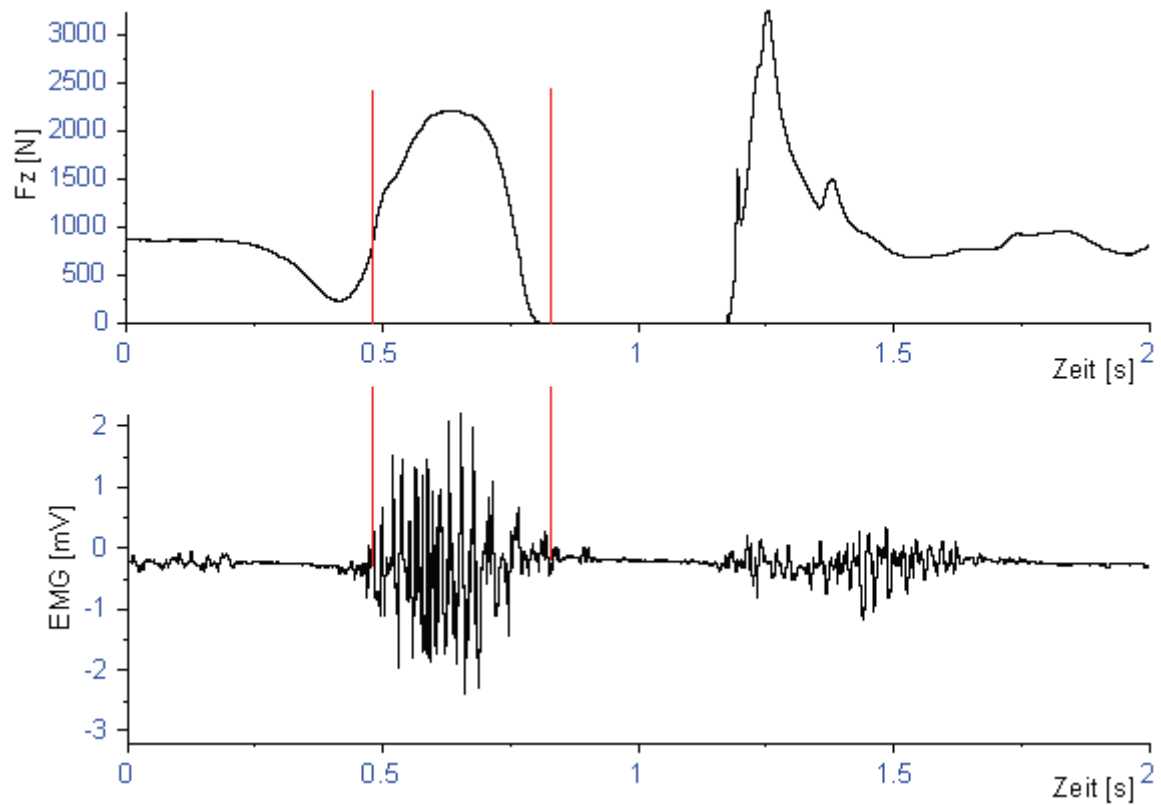


Abb. 12. Darstellung der vertikalen Kraft und des EMGs am m. vastus medialis bei einem CMJ vor der Ausschneidung

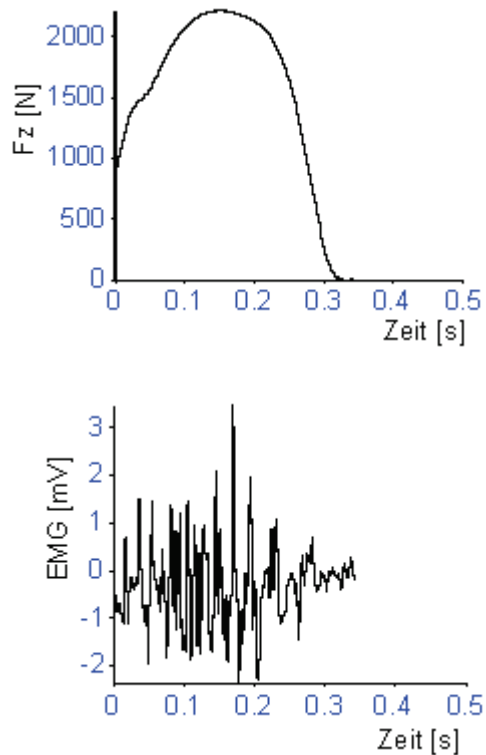


Abb. 13. Darstellung der vertikalen Kraft und des EMGs am m. vastus medialis bei einem CMJ nach der Ausschneidung

6.2.1.1 Auswertung der Kraftdaten (vertikale Kraft-Zeit-Kurve)

In Anlehnung an Hochmuth (1984) konnten von der Kraft-Zeit-Kurve kinematische und temporale Informationen (Dowling und Vamos, 1993), die für die Optimierung der Bewegung der Athleten dienen, erhalten werden. Darüber hinaus waren auch Aussagen über die Leistungsfähigkeit der Athleten möglich (Dowling und Vamos, 1993).

Um Aussagen zur Beurteilung der sportlichen Leistung treffen zu können, wurden die aufgeführten Parameter von der vertikalen Kraft-Zeit-Kurve (vgl. Thorhauer et al., 2001; vgl. Werner, 2006; vgl. Horita et al., 2003) verwendet. In der

Untersuchung wurden davon die Sprunghöhe, die Peak-Kraft sowie die Kontaktzeit einbezogen.

I. Sprunghöhe

Unter der Sprunghöhe wurde die Körperschwerpunkterhöhung während der Flugphase verstanden. Über die Flugzeit war es möglich die Sprunghöhe zu berechnen. Die aufgenommenen Kraft-Zeit-Kurven ermöglichten eine Bestimmung der Flugzeit (t) (Abb. 14).

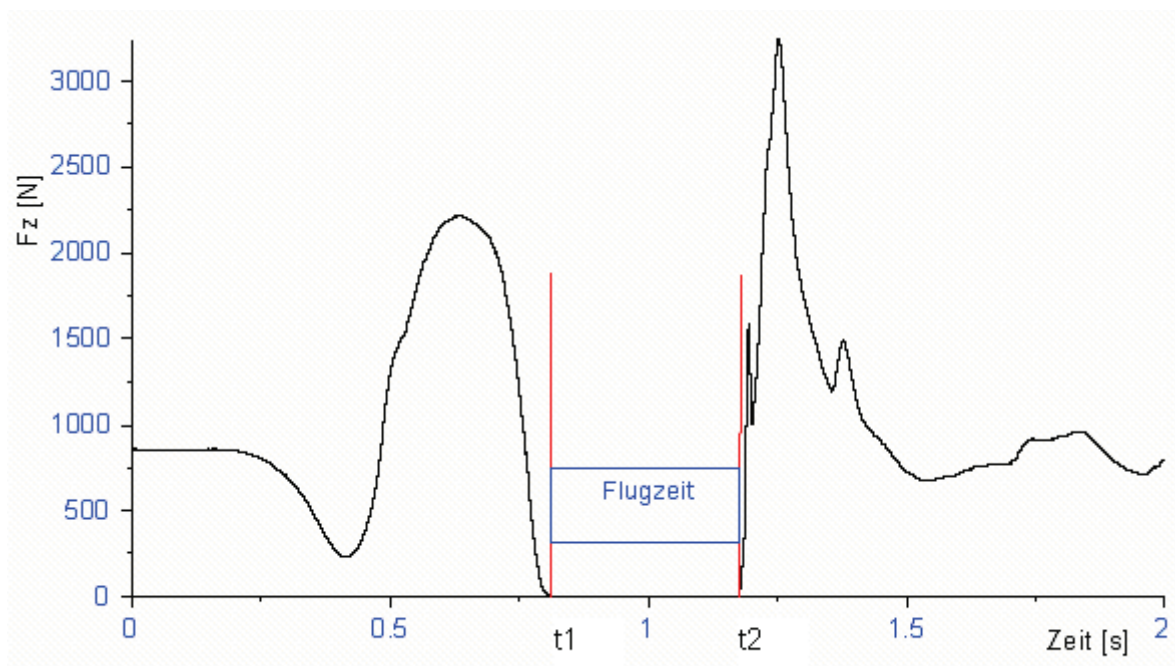


Abb. 14. Darstellung der Flugzeit bei einem CMJ ($t = t_2 - t_1$; t_1 = die Zeit, wenn der Proband die Kraftmessplatte verlässt (take-off); t_2 = die Zeit, wenn der Proband wieder auf der Kraftmessplatte landet)

Für die Flugzeit konnte mittels der Formel (9) eine Berechnung der Sprunghöhe realisiert werden (Asmussen und Bonde-Peterson, 1974).

$$h = 1/8 * g * (t^2) \quad (9)$$

Bedeutung der Formelzeichen:

h = Sprunghöhe

g = Erdbeschleunigung

t = Flugzeit

II. Peak-Kraft

Für die Berechnung der Peak-Kraft wurde die maximale Spitze (Peak) der Bodenreaktionskraft F_z während der Absprungphase berechnet (Abb. 15).

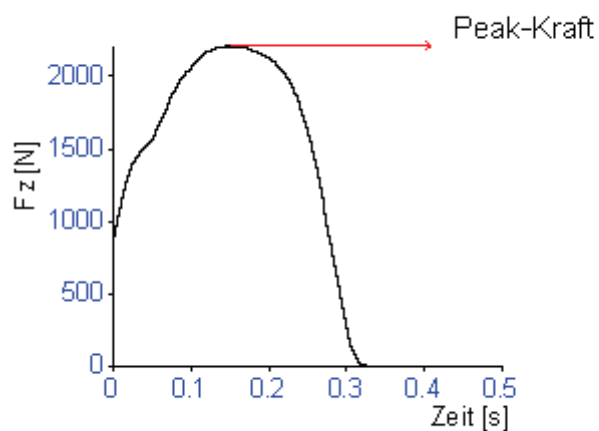


Abb. 15. Darstellung der Peak-Kraft bei einem CMJ

III. Kontaktzeit

Die Kontaktzeit beschreibt die Zeit während der Absprungphase, wobei der Proband noch im Kontakt mit der Platte stand. Diese Zeit fing an, wenn die Kraftkurve das Gewicht des Probanden erreichte und wurde beendet, wenn der Proband die Plattform verließ (Abb. 16).

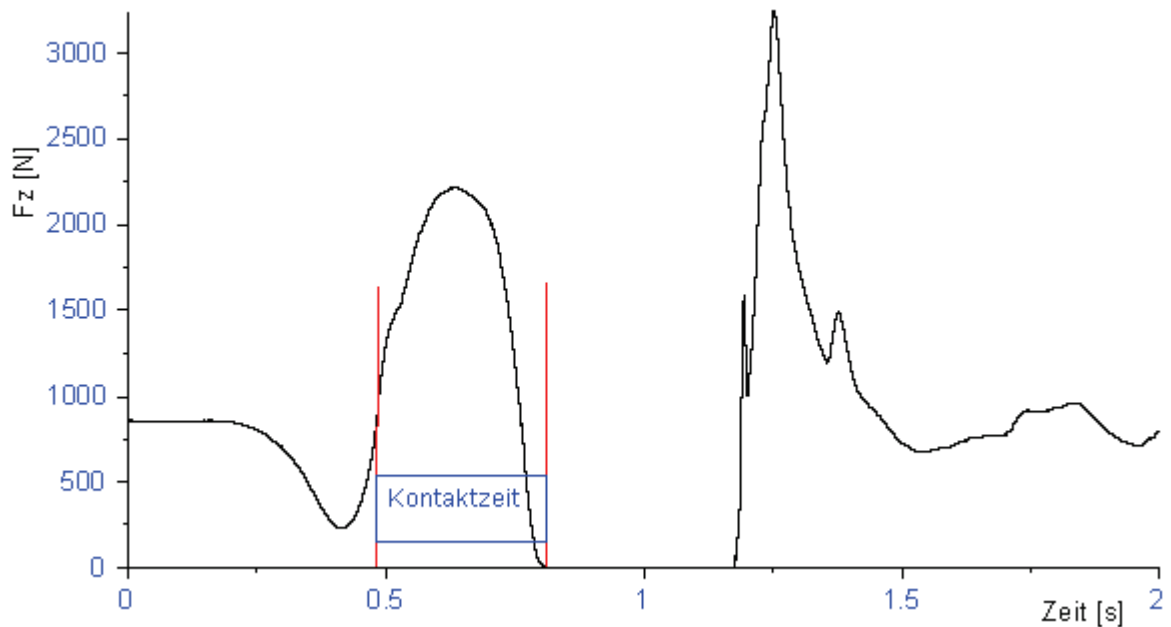


Abb. 16. Darstellung der Kontaktzeit bei einem CMJ

6.2.1.2 Auswertung der Elektromyogramme

In dieser Untersuchung erfolgte die Auswertung der Elektromyogramme mit dem Softwarepaket DIAdem (Version 8.1.), welches zwei Auswertungsmöglichkeiten eröffnete. Folglich konnte sowohl eine Berechnung der muskulären Aktivität als auch eine Medianfrequenzberechnung ausgeführt werden.

Aufgrund der o.g. Artefakte und um die EMG-Daten auch besser interpretieren zu können, wurden die Daten mathematisch aufbereitet. Gerade bei sportwissenschaftlichen Untersuchungen, bei denen freie Bewegungsabläufe erfolgen, werden starke Erschütterungen der Elektroden verursacht. Um die unerwünschten Frequenzanteile (Bewegungsartefakte) aus dem ausgeschnittenen Rohsignal zu entfernen, wurden diese digital gefiltert. Es wurde ein IIR-Butterworth Hoch-Tief Passfilter mit einer Grenzfrequenz von 20 bis 600 Hz gewählt, sodass alle Frequenzanteile, die unter 20 Hz bzw. über 600 Hz lagen, herausgefiltert wurden (Abb. 17). Diese Form der Filterung hatte keinen Einfluss auf die Originalfrequenzen des EMG-Signals.

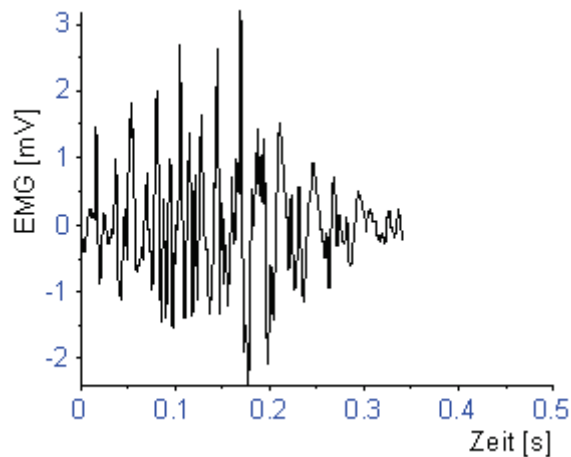


Abb. 17. Darstellung eines gefilterten EMG-Signals bei einer Grenzfrequenz von 20 bis 600 Hz

I. Aktivitätsberechnung der Sprünge

Als Standardverfahren für die Auswertung von den Elektromyogrammen hat sich die Bildung der so genannten „elektrischen Aktivität“ bewährt. Im Allgemeinen wird die elektrische Aktivität entweder als die durch eine entsprechende Softwareberechnung gewonnene mittlere Amplitude oder die Integration der Elektromyogramme über eine bestimmte Zeiteinheit verstanden (Laurig, 1983). Es wird in dieser Untersuchung die Integration der EMGs als elektrische Aktivität der Muskelaktionspotentiale bezeichnet. Für die Berechnung des integrierten EMGs waren folgende Auswertungsschritte notwendig. Im ersten Schritt der Auswertung musste eine Gleichrichtung des gefilterten elektrischen Signals (Abb. 18a) von jeder Sprungbewegung erfolgen (Abb. 18b), sodass die absoluten Beträge der positiven und negativen Flächen in das Ergebnis eingingen (Basmajian und De Luca, 1985). Unter der Annahme, dass diese in ihrem zeitlichen Verlauf auch im

Wesentlichen gleich waren. Die Annahme kann begründet werden, da eine symmetrische Applikation vorausgesetzt wurde, weil die beiden Elektroden um einen motorischen Punkt appliziert worden waren (Zschorlich, 1987). Diese gleichgerichteten Signale wurden mit einem Glättungsfilter (80 Nachbarschaftspunkte bei einer symmetrischen Verteilung) bearbeitet, um die von der Signal-Amplitude bezogenen Informationen zu extrahieren (Abb. 18c). Bei dem Konzept der Glättung geht es darum, die Fluktuation der Hochfrequenzen vom Signal zu unterdrücken, sodass seine Verformung glatter erscheint (Basmajian und De Luca, 1985). Die geglätteten Daten wurden weiter integriert, um die Aktivität der in dieser Sprungbewegung untersuchten Muskulatur darzustellen. (Abb. 18d).

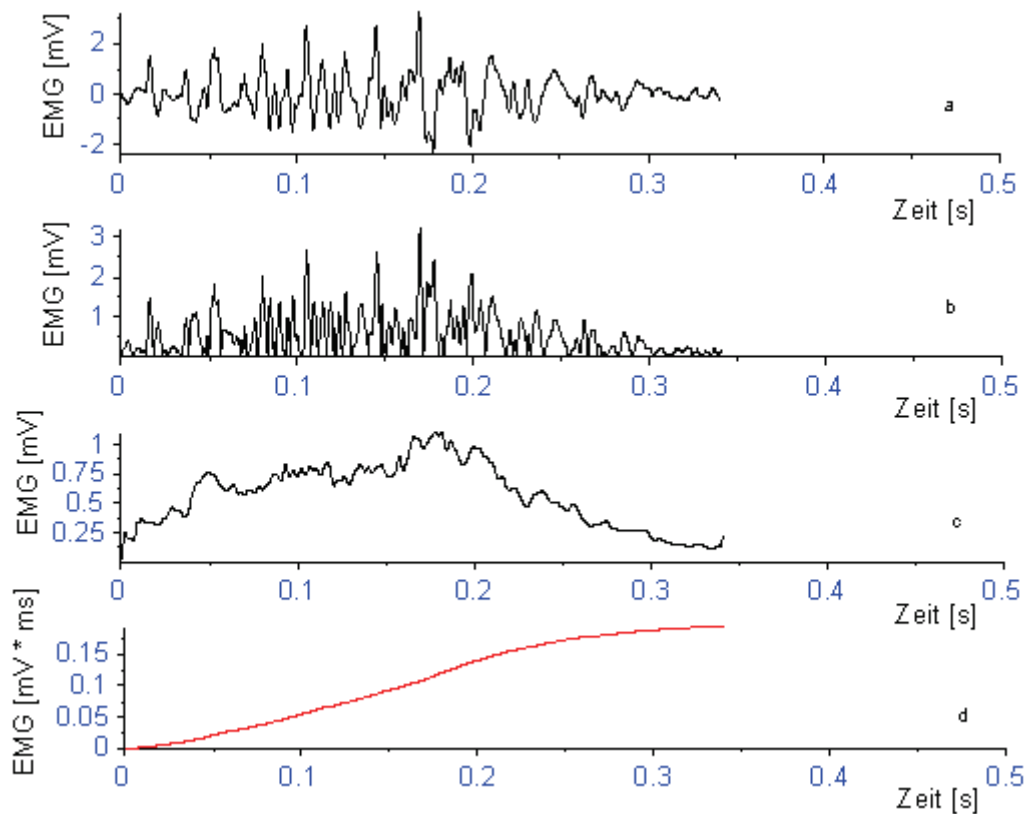


Abb. 18 a-d. Darstellung der Auswertungsschritte für die Berechnung des IEMGs eines Signals beim CMJ. a: Das gefilterte Signal; b: Das gleichgerichtete Signal; c: Das geglättete Signal; d: Das integrierte Signal

II. Medianfrequenzberechnung der Sprünge

Für die Auswertung der Median-Frequenz wurde grundlegend auf die gleiche Art und Weise verfahren wie bei der Auswertung der Aktivität (siehe 6.2.1.2). Die gefilterten Daten (Abb. 19a) wurden mit einer Fast-Fourier-Transformation (FFT), mit einer Fensterbreite von 2048 Punkten bearbeitet, um das Spektrum des Signals von jeder Sprungbewegung zu ermitteln, d. h., bei jeder Sprungbewegung wurde eine FFT durchgeführt (Abb. 19b). Dieses Spektrum wurde in zwei gleiche

Flächen geteilt, um im weiteren Verlauf die Medianfrequenz von jedem Sprung zu berechnen (Abb. 19c).

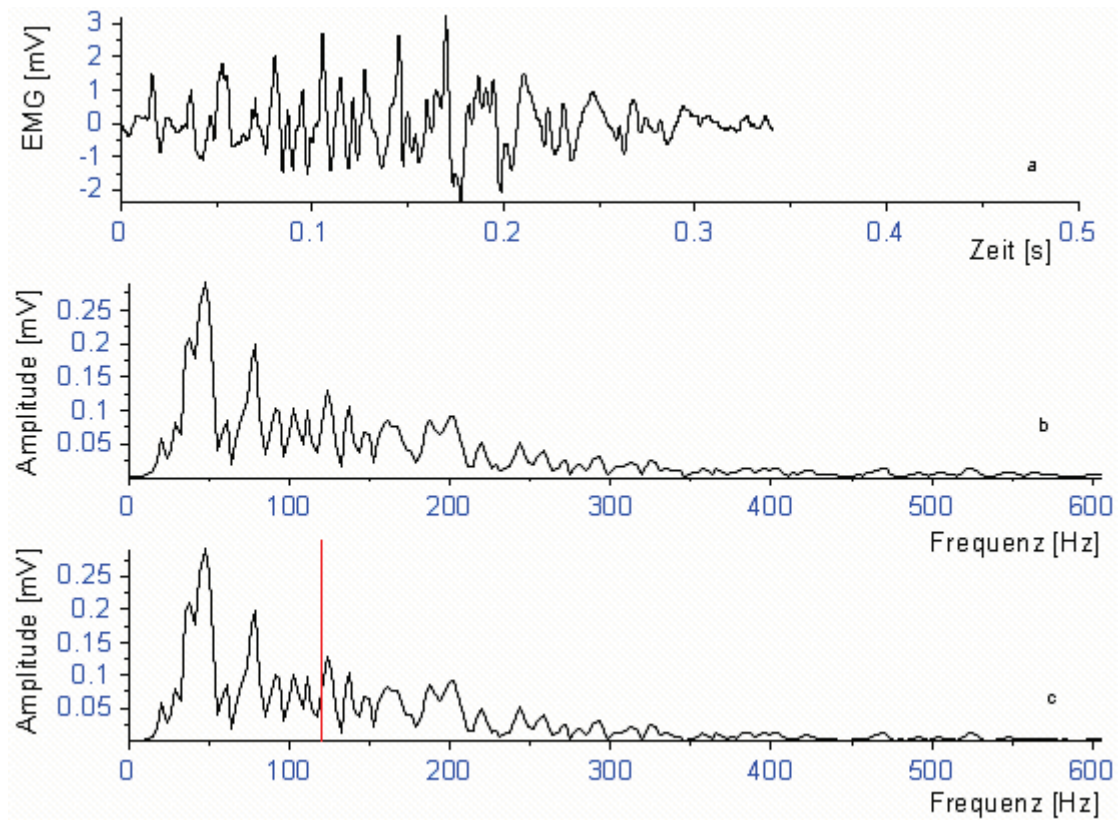


Abb. 19 a-c. Darstellung der Auswertungsschritte für die Berechnung der Medianfrequenz eines Signals beim CMJ. a: Das gefilterte Signal; b: Das Spektrum des Signals; c: Das in zwei gleiche Flächen geteilte Spektrum

6.2.2 Datenverarbeitung und Auswertung der simulierten Handballsprungwürfe

Die Messung und Auswertung für die simulierten Handballsprungwürfe erfolgte wie beim CMJ (siehe 6.2.1). Lediglich der Beginn des Ausschnittes wurde mit einer Schwelle von 1000 N belegt. (Abb. 20).

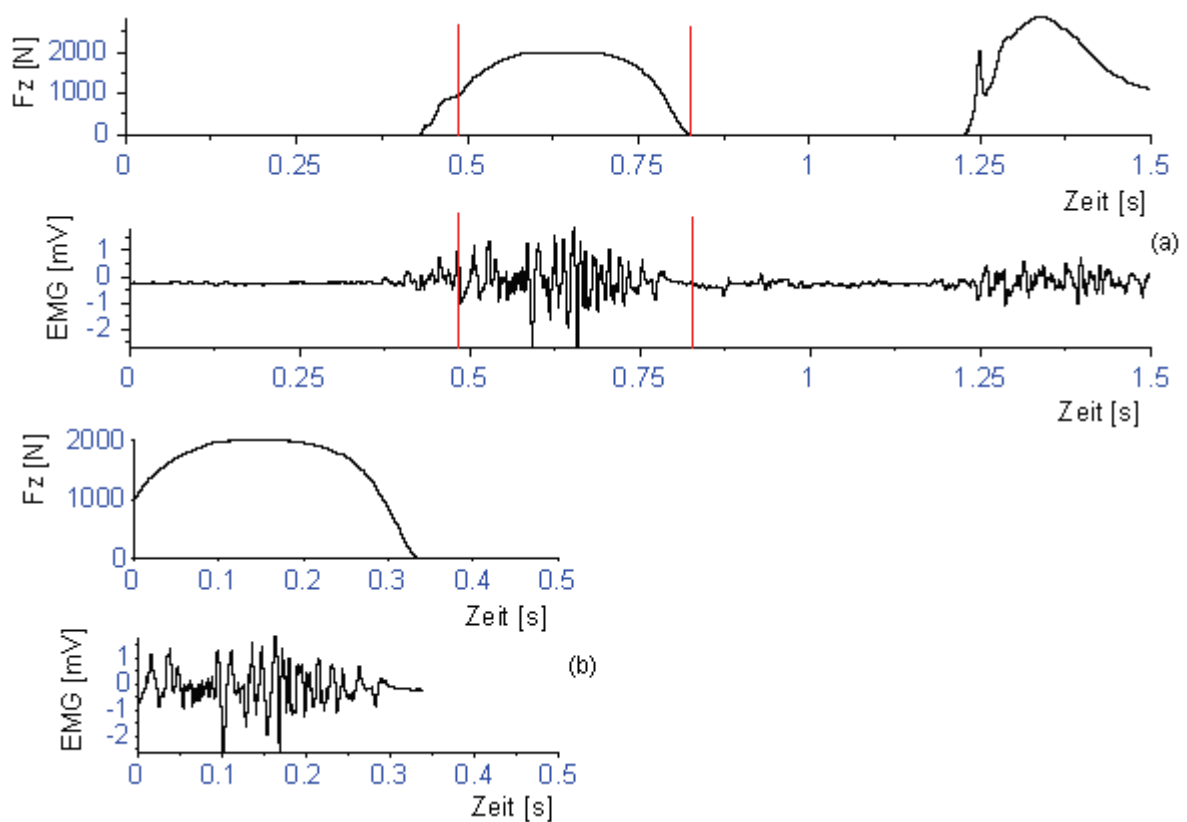


Abb. 20. Darstellung der vertikalen Kraft und des EMGs am m. vastus lateralis bei einem Handballsprungwurf vor (a) und nach (b) der Ausschneidung

6.2.2.1 Auswertung der Kraftdaten und der Elektromyogramme

Die Auswertungen der Kraftdaten (Kontaktzeit und Sprunghöhe) (Abb. 21) und der Elektromyogramme (elektrische Aktivität und Medianfrequenz) beim simulierten Handballsprungwurf wurden ähnlich durchgeführt wie bei der Auswertung des CMJ (siehe 6.2.1.1 und 6.2.1.2). Allerdings erfolgte bei den Handballsprungwürfen keine Berechnung der Peak-Kraft, weil diese durch die Bewegung der Hände bzw. des Oberkörpers des Probanden beeinflusst wurden.

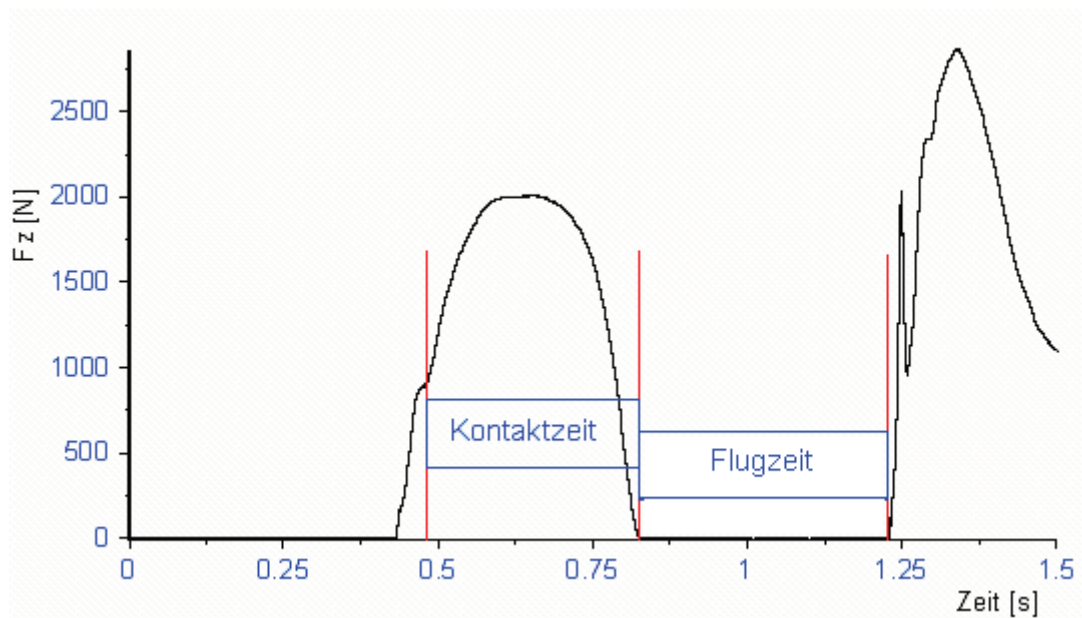


Abb. 21. Darstellung der Kontaktzeit und der Flugzeit beim Handballsprungwurf

6.2.3 Datenverarbeitung und Auswertung des Zehenspitzenstands

Nach der Messung des Zehenspitzenstands (11 s) auf der Kraftmessplatte, wurde die erste Sekunde von jedem Versuch gelöscht (Abb. 22), da nur die letzten zehn Sekunden zur Weiterverarbeitung herangezogen werden sollten. Es wurde angenommen, dass der Zehenspitzenstand eine isometrische Arbeit ist (Ament et al., 1996; Ament et al., 1993).

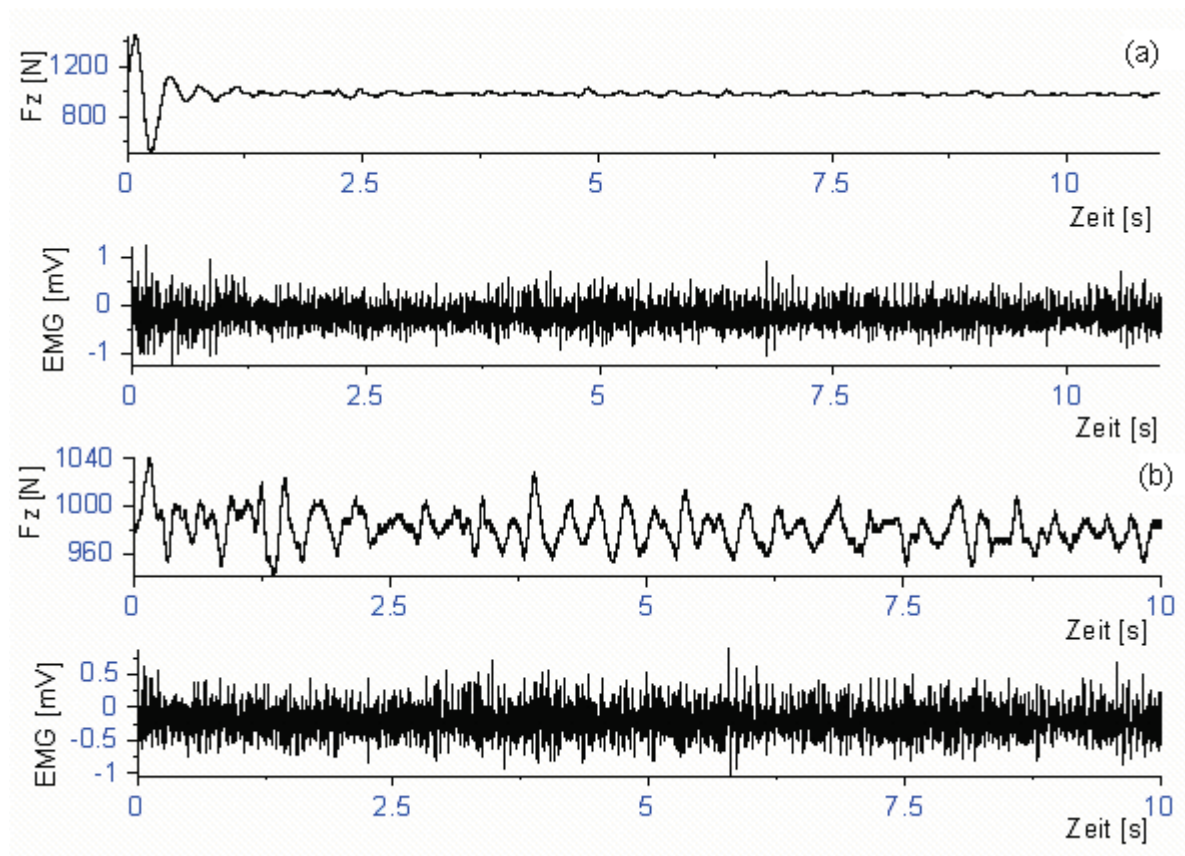


Abb. 22. Darstellung der vertikalen Kraft und des EMGs des m. vastus lateralis bei einem Zehenspitzenstand vor (a) und nach (b) der Ausschneidung

6.2.3.1 Auswertung der Elektromyogramme

I. Aktivitätsberechnung des Zehenspitzenstands

Die Auswertung der Aktivität des Zehenspitzenstands erfolgte in ähnlicher Weise wie bei der Aktivitätsberechnung für den CMJ (siehe 6.2.1.2) (Abb. 23). Das geglättete Signal wurde in 20 gleiche Abschnitte geteilt, sodass jeder Abschnitt eine Länge von 0,5 Sekunden hatte. Die geglätteten Abschnitte wurden daraufhin integriert, um die Aktivität während des Zehenspitzenstands berechnen zu können.

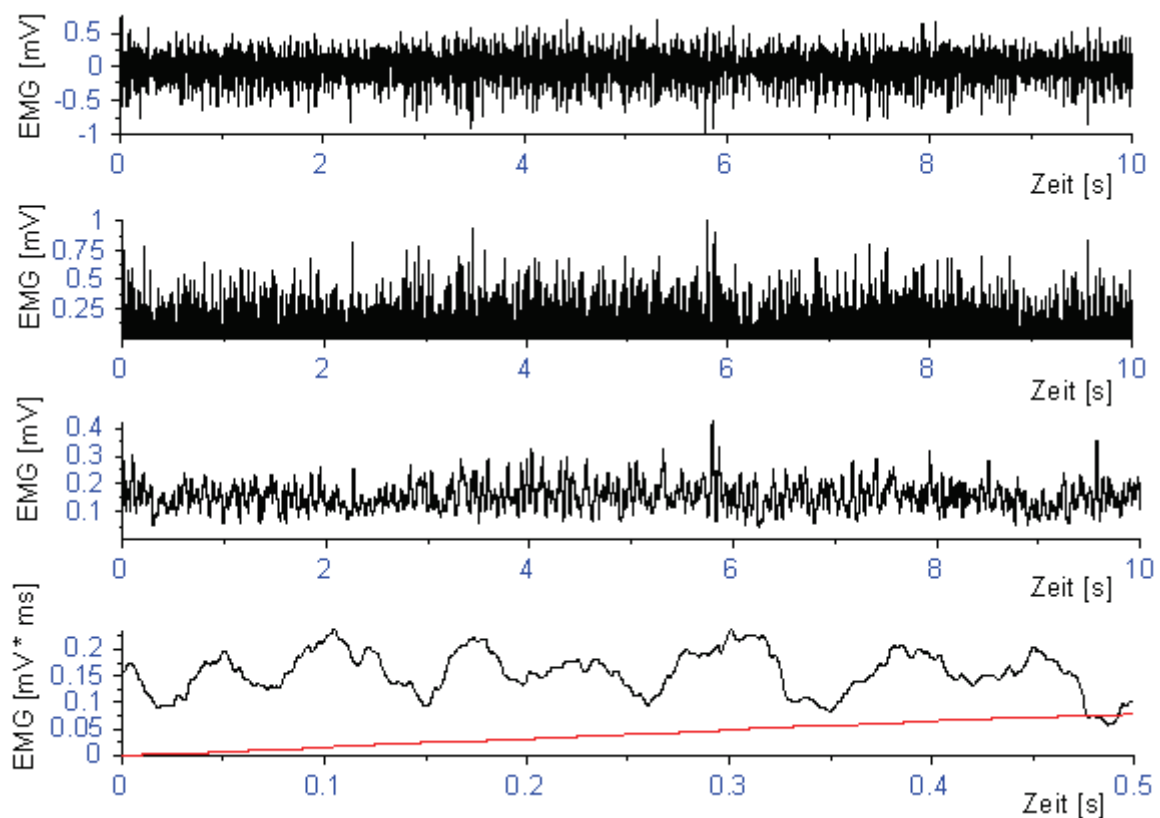


Abb. 23. Darstellung der Auswertungsschritte für die Berechnung eines IEMG-Signals beim Zehenspitzenstand

II. Medianfrequenzberechnung des Zehenspitzenstands

Für die Auswertung der Medianfrequenz wurden die gefilterten Daten mit einer Fast-Fourier-Transformation (FFT) (Fensterbreite 4096 Punkte, Überlappung 25 %) bearbeitet, um die Spektren des Signals zu ermitteln. Jedes Spektrum wurde in zwei gleiche Flächen geteilt, um anschließend die Medianfrequenz berechnen zu können (Abb. 24).

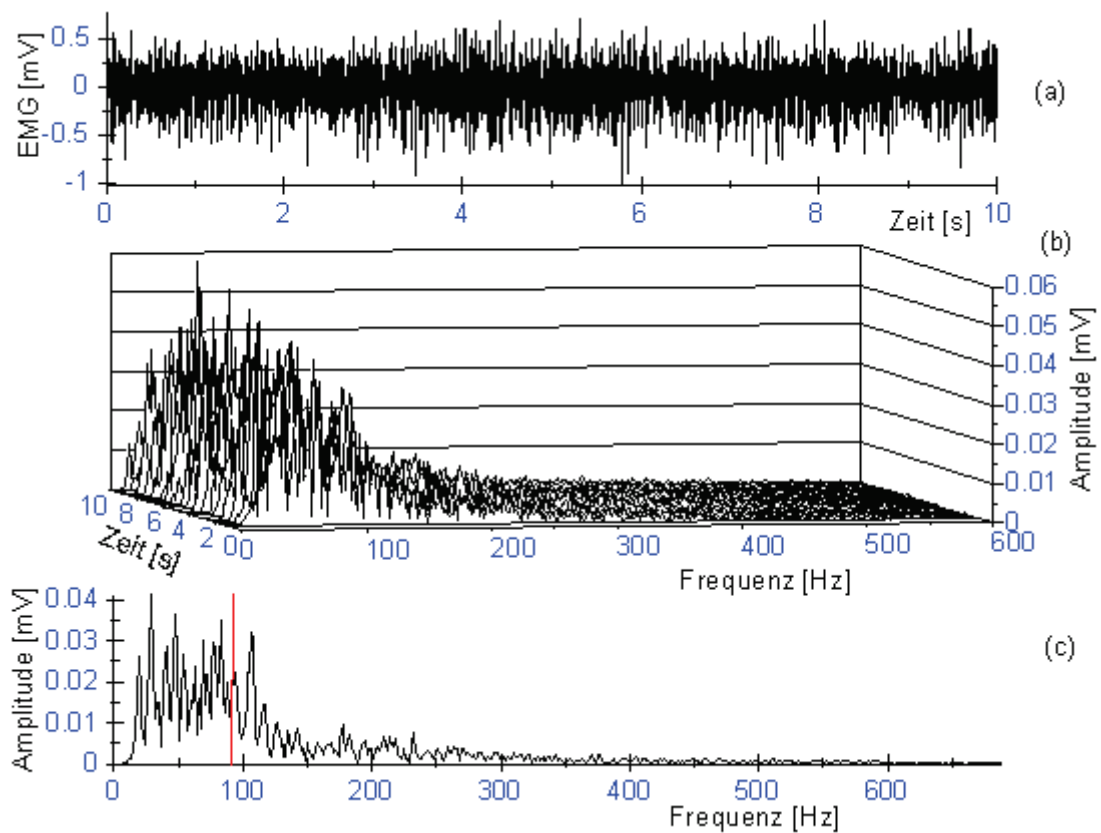


Abb. 24. Darstellung der Auswertungsschritte zur Berechnung der Medianfrequenz eines Signals beim Zehenspitzenstand. a: Das gefilterte Signal; b: Die Spektren des Signals; c: Das in zwei gleiche Flächen geteilte Spektrum

6.3 Statistische Auswertung

Die von den 28 Probanden berechneten Daten wurden mit dem Programm DIAdem ermittelt. Die Ermittlung geschah, indem ein Mittelwert eines jeden Sprungs sowie eines jeden Zehenspitzenstands von allen Probanden berechnet wurde. Die ermittelten Daten wurden mit dem statistischen Datenanalyseprogramm SPSS erfasst und weiterverarbeitet, um statistische Aussagen hinsichtlich des Verhaltens der Kraft und der EMG-Daten der untersuchten Bewegungsabläufe zu erhalten.

Für die Untersuchung des Verhaltens der Leistungs- und EMG-Parameter bei den submaximalen Sprüngen wurde ein Mittelwert für jeweils 5 Sprünge von 28 Probanden berechnet. Dafür wurden die absolvierten 50 CMJs in 10 Gruppen von je 5 Sprüngen unterteilt. Als statistisches Verfahren wurde eine Regressionsanalyse herangezogen. Sie beschreibt die Zusammenhänge der Gruppen-Mittelwerte, d. h. ob es sich beispielsweise um eine lineare oder eine andere Abhängigkeit handelt. Die beschriebenen Leistungs- und EMG-Parameter wurden als abhängige Variablen deklariert, während die Zahl der Sprünge als unabhängige Variable fungierte.

Bei der statistischen Verarbeitung der Handballsprünge und des Zehenspitzenstands wurde das t-Test Verfahren verwendet, um die Werte kurz vor bzw. kurz nach Einsetzen der Ermüdung zu vergleichen. Mit Hilfe des gepaarten t-Tests wurde die Signifikanz von Mittelwertunterschieden zweier korrelierender abhängiger Stichproben geprüft (vgl. Bös et al., 2000). Der t-Test wurde hier

eingesetzt, um zu überprüfen, ob das Ermüdungsprotokoll eine signifikante Änderung in den untersuchten Parametern hatte oder nicht.

Für weitere Vergleiche, wie etwa dem Zusammenhang zwischen zwei Variablen, wurde der Korrelationskoeffizient (r) errechnet. Er ist ein Maß, der Auskunft über die Stärke und die Richtung des Zusammenhangs zweier Variablen geben kann.

Die Ergebnisse der statistischen Bearbeitung werden im Ergebnisteil dargestellt.

Für die Bestimmung des Signifikanzniveaus wurde in dieser Untersuchung für alle statistische Verfahren der beobachtete p -Wert $< 0,05$ angenommen.

7 Ergebnisse

Die Untersuchungsergebnisse werden hier für die Gesamtgruppe der Untersuchung dargestellt.

7.1 Ergebnisse der sportlichen Leistung

7.1.1 Ergebnisse der sportlichen Leistung beim CMJ

Im Nachfolgenden ist das Verhalten der Leistungsparameter Sprunghöhe, Peak-Kraft und Kontaktzeit aller Probanden in linearer Abhängigkeit mit der Anzahl der Sprünge dargestellt. Die Anzahl der Sprünge von 28 Probanden wurde in 10 Gruppen von jeweils 5 Sprüngen kategorisiert.

Dafür wurde eine lineare Regressionsanalyse durchgeführt (Abb. 25, 26 und 27).

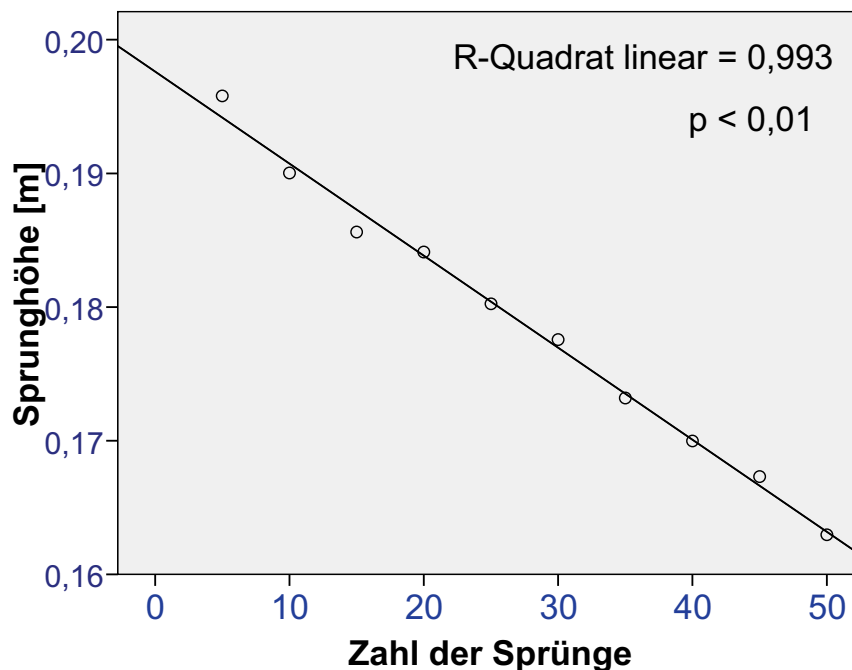


Abb. 25. Grafische Darstellung des Verhaltens der Sprunghöhe mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls

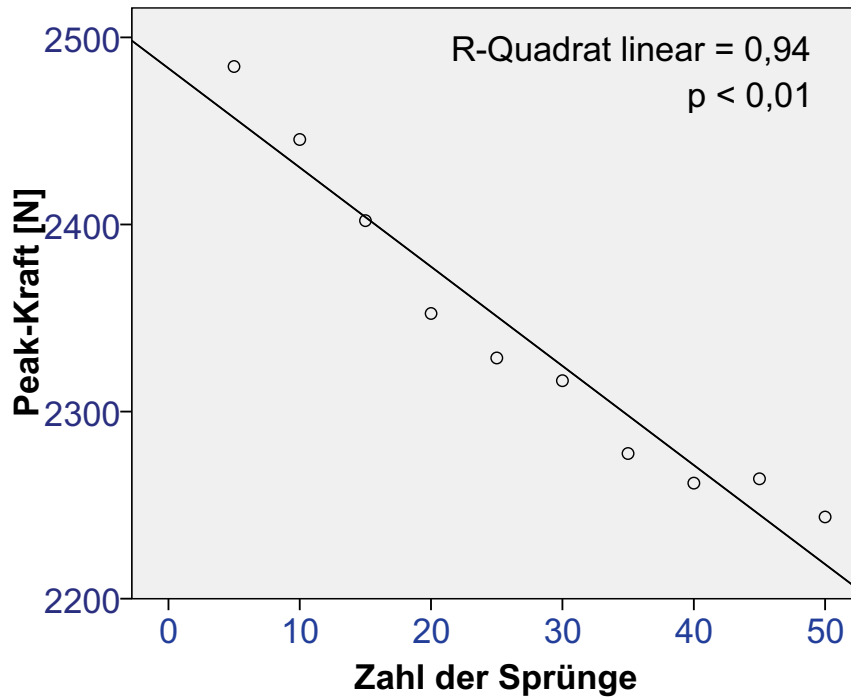


Abb. 26. Grafische Darstellung des Verhaltens der Peak-Kraft mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls

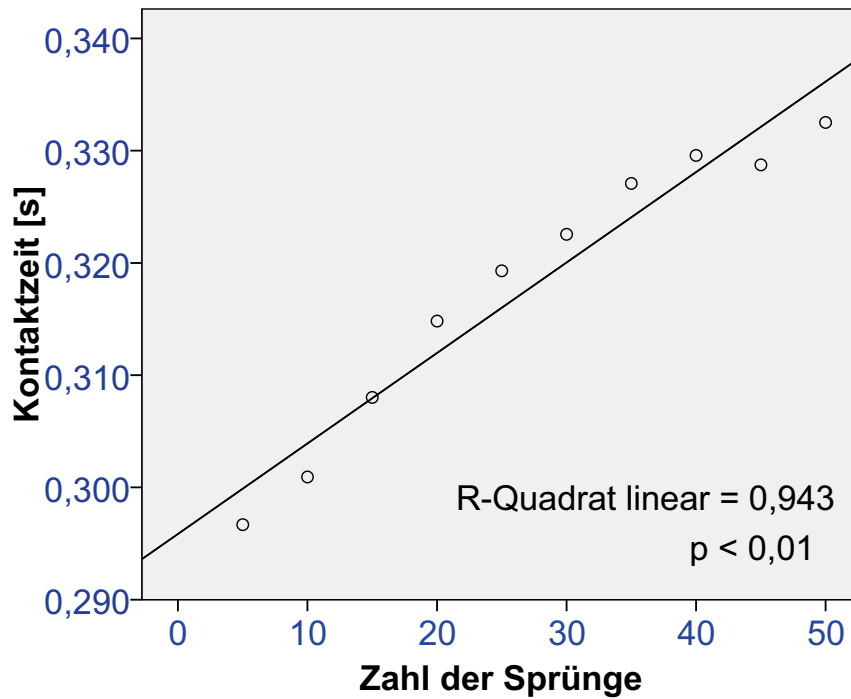


Abb. 27. Grafische Darstellung des Verhaltens der Kontaktzeit mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls

Um die Zusammenhänge zwischen den Leistungsparametern zu untersuchen, wurden die Korrelationen in den Grafiken (Abb. 28, 29 und 30) dargestellt. In der Tab. 3 wird der Korrelationskoeffizient der Zusammenhänge zwischen den Leistungsparametern von allen Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls aufgezeigt.

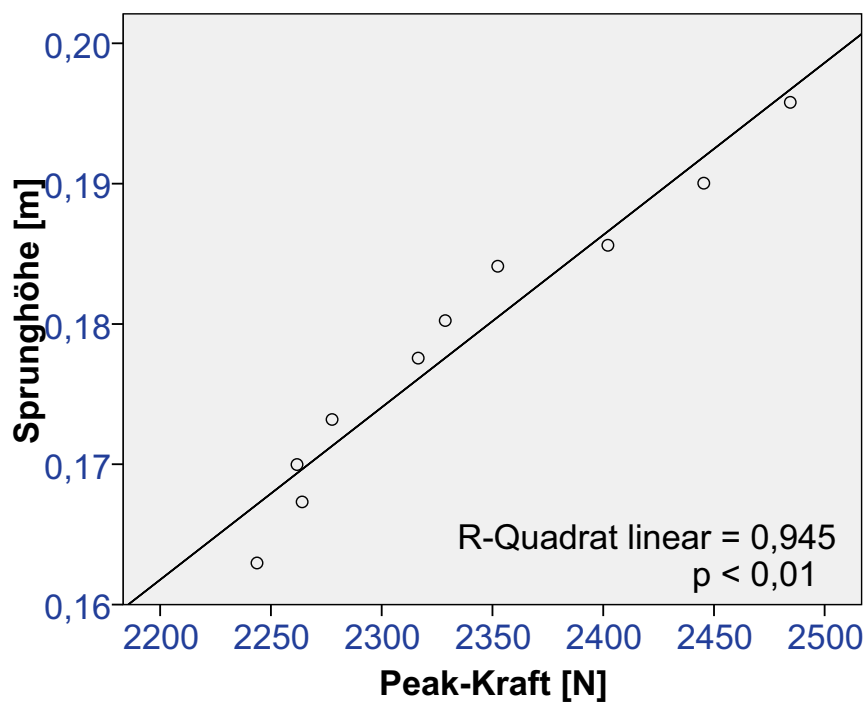


Abb. 28. Darstellung des Zusammenhangs zwischen Sprunghöhe und Peak-Kraft von allen Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls

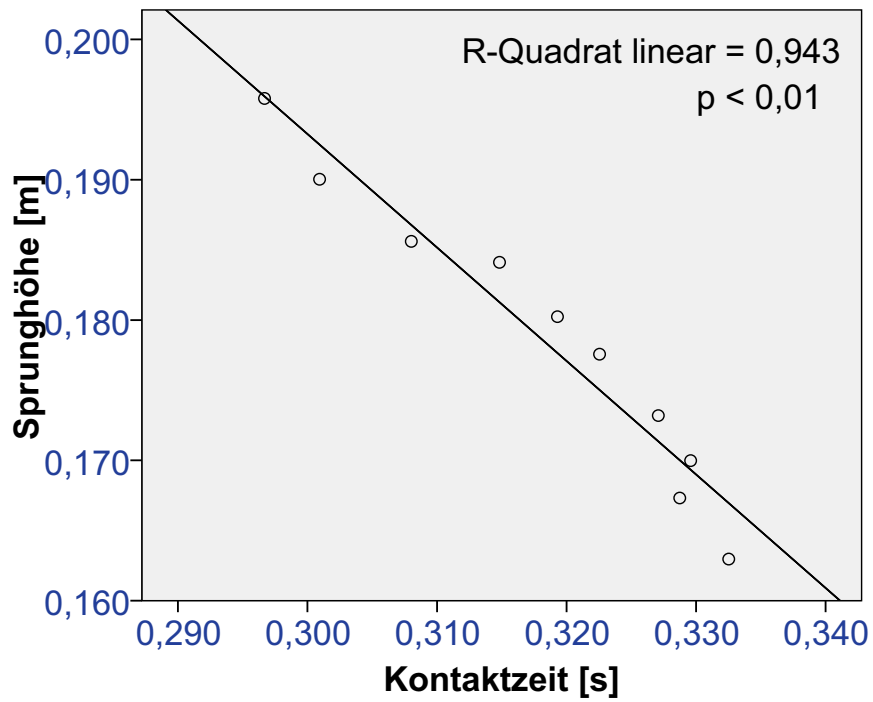


Abb. 29. Darstellung des Zusammenhangs zwischen Sprunghöhe und Kontaktzeit von allen Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls

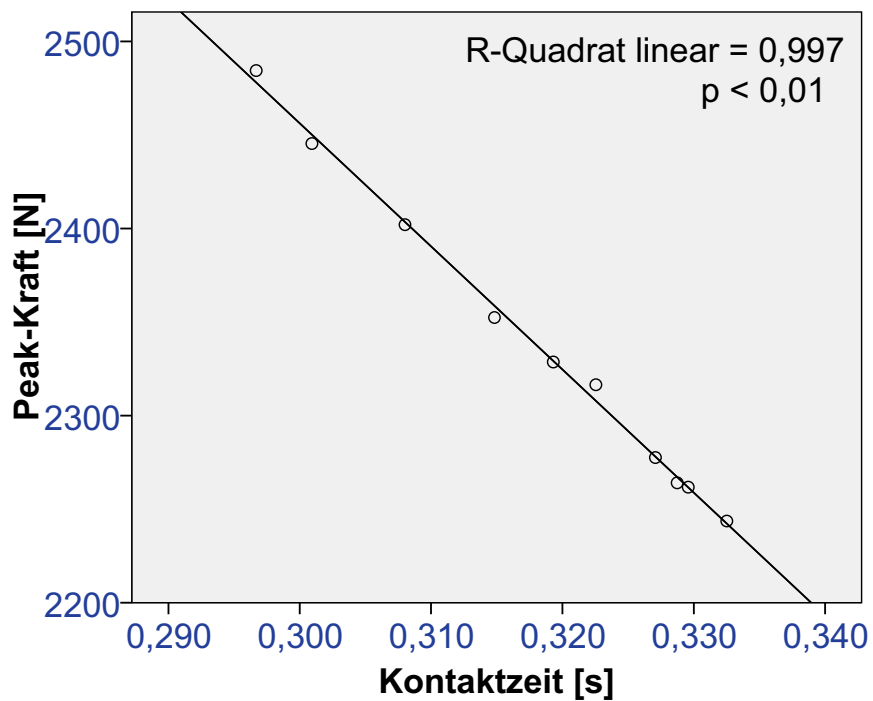


Abb. 30. Darstellung des Zusammenhangs zwischen Peak-Kraft und Kontaktzeit von allen Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls

Tab. 3. Darstellung der Korrelationskoeffizienten der Zusammenhänge zwischen den Leistungsparametern von allen Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls

Korrelation	r Wert	p Wert
Sprunghöhe – Peak-Kraft	0,972	p < 0,01
Sprunghöhe – Kontaktzeit	-0,971	p < 0,01
Peak-kraft – Kontaktzeit	-0,998	p < 0,01

7.1.2 Ergebnisse der sportlichen Leistung bei den Handballsprungwürfen

Für den Vergleich der Leistungsparameter Sprunghöhe und Kontaktzeit vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll wurde ein gepaarter t-Test durchgeführt (Abb. 31 und 32).

In der Tab. 4 sind die Werte der Sprunghöhe und der Kontaktzeit im Mittelwert \pm Standardabweichung (SD) bei den Handballsprungwürfen vor und nach der Ermüdung dargestellt.

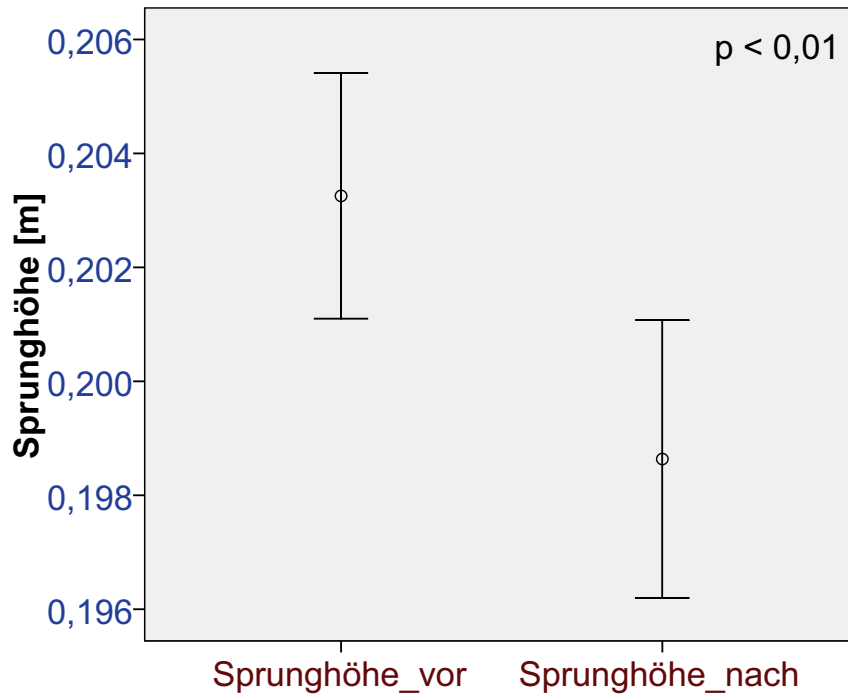


Abb. 31. Darstellung der Sprunghöhe von allen Probanden bei den Handballsprungwürfen vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll

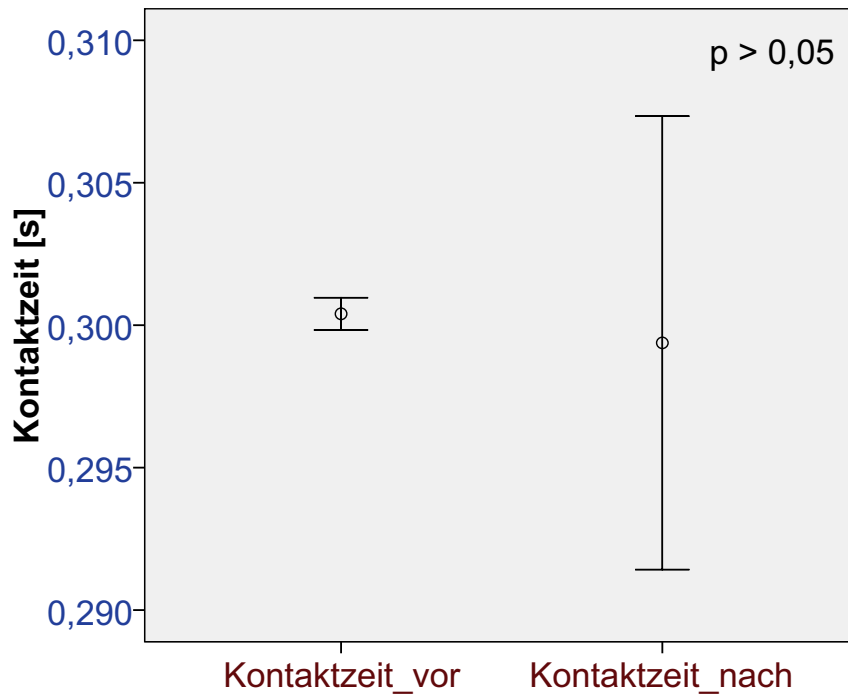


Abb. 32. Darstellung der Kontaktzeit von allen Probanden bei den Handballsprungwürfen vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll

Tab. 4. Darstellung des Mittelwerts \pm (SD) der Sprunghöhe und der Kontaktzeit bei den Handballsprungwürfen vor nach der Ermüdung

Sportliche Parameter	Vor Ermüdung	Nach Ermüdung	P-Wert
Mittelwert Sprunghöhe [m] (\pm SD)	0,20 \pm (0,002)	0,19 \pm (0,002)	p < 0,01
Mittelwert Kontaktzeit [s] (\pm SD)	0,30 \pm (0,0005)	0,29 \pm (0,007)	p > 0,05

7.2 Ergebnisse der elektromyographischen Parameter

7.2.1 Ergebnisse der EMG-Parameter beim CMJ

Im Nachfolgenden ist das Verhalten der EMG-Parameter elektrische Aktivität und Medianfrequenz aller Probanden mit der Anzahl der Sprünge dargestellt. Die Anzahl der Sprünge von 28 Probanden wurde in 10 Gruppen von jeweils 5 Sprüngen kategorisiert.

7.2.1.1 Ergebnisse der Medianfrequenz (MDF)

Die Abbildungen 33 bis 36 zeigen das Verhalten der Medianfrequenz der Muskeln m. gastrocnemius lateralis (GL) und medialis (GM) sowie m. vastus lateralis (VL) und medialis (VM) während des CMJ-Ermüdungsprotokolls.

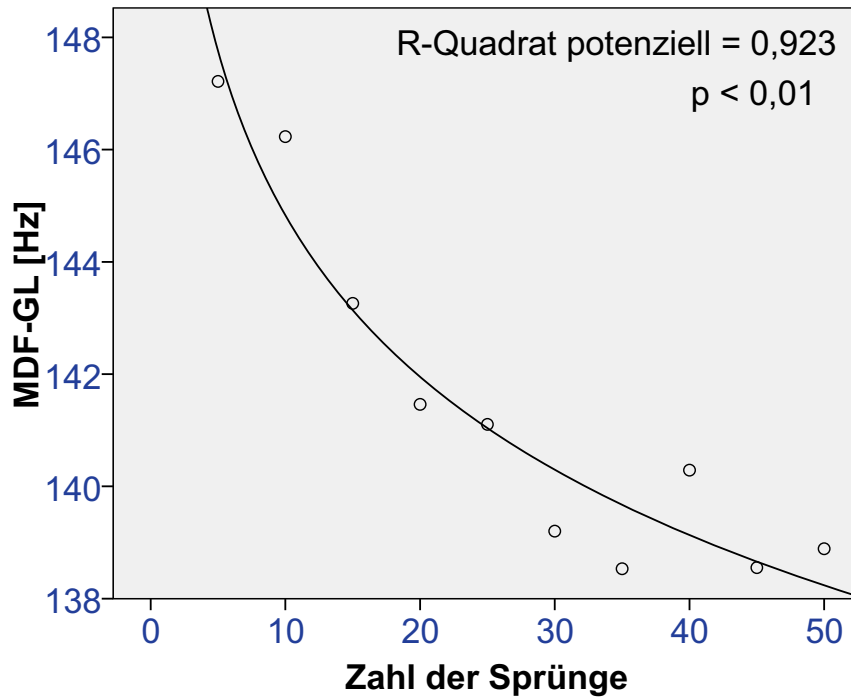


Abb. 33. Grafische Darstellung des Verhaltens der MDF des GL mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls

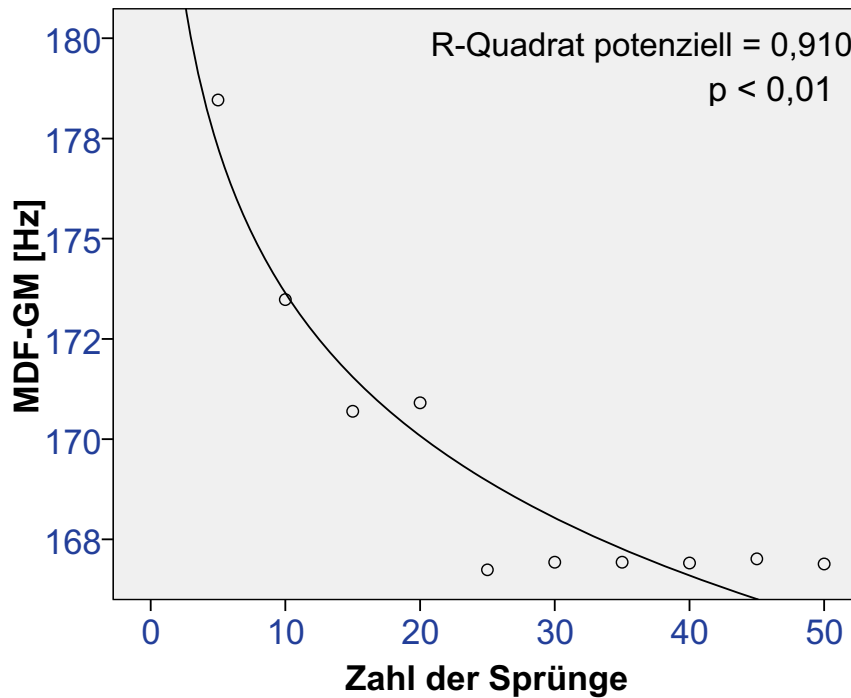


Abb. 34. Grafische Darstellung des Verhaltens der MDF des GM mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls

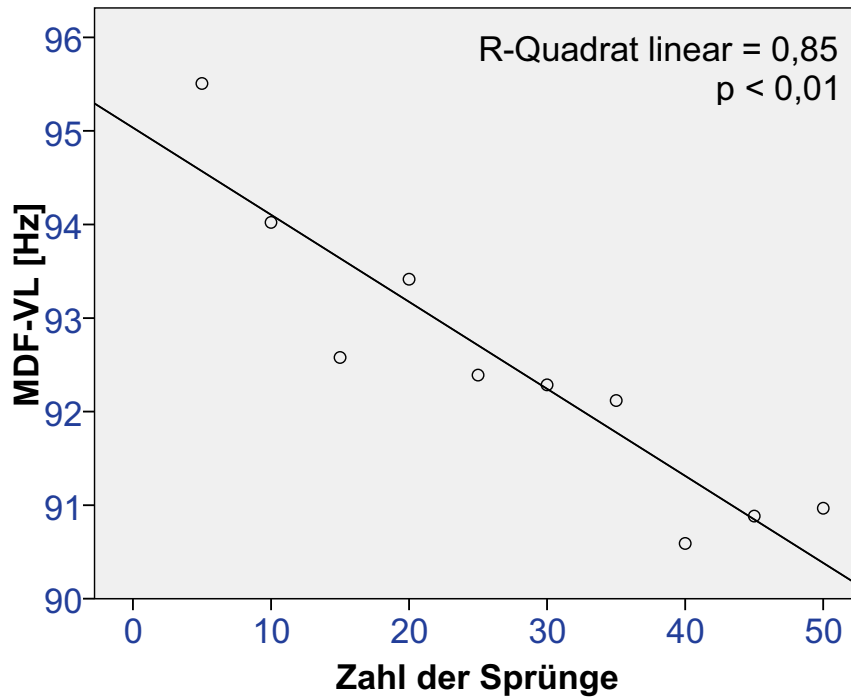


Abb. 35. Grafische Darstellung des Verhaltens der MDF des VL mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls

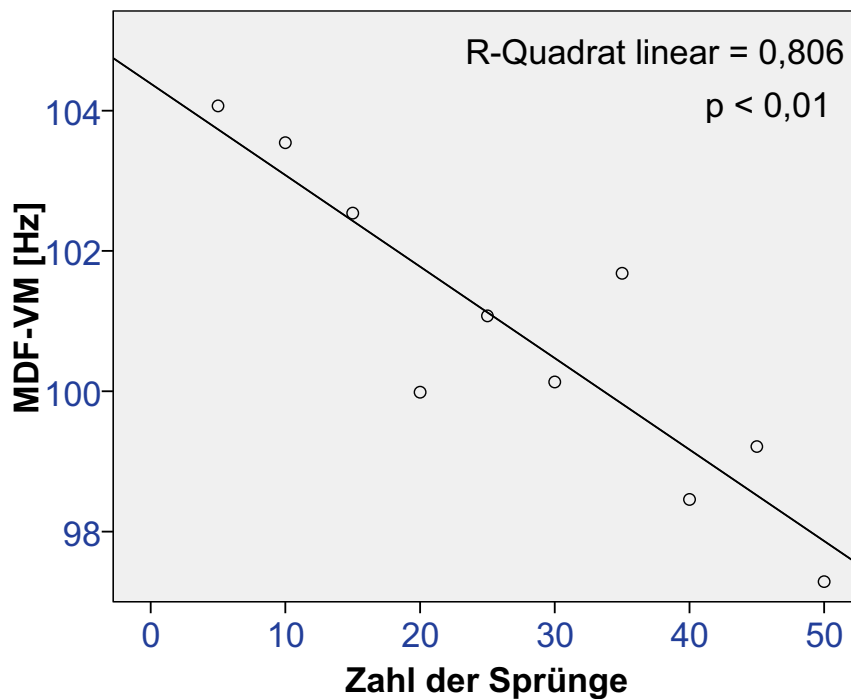


Abb. 36. Grafische Darstellung des Verhaltens der MDF des VM mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls

7.2.1.2 Ergebnisse der elektrischen Aktivität (IEMG)

In den Grafiken 37 bis 40 ist das Verhalten des IEMGs der Muskeln GL, GM, VL und VM während des CMJ-Ermüdungsprotokolls dargestellt.

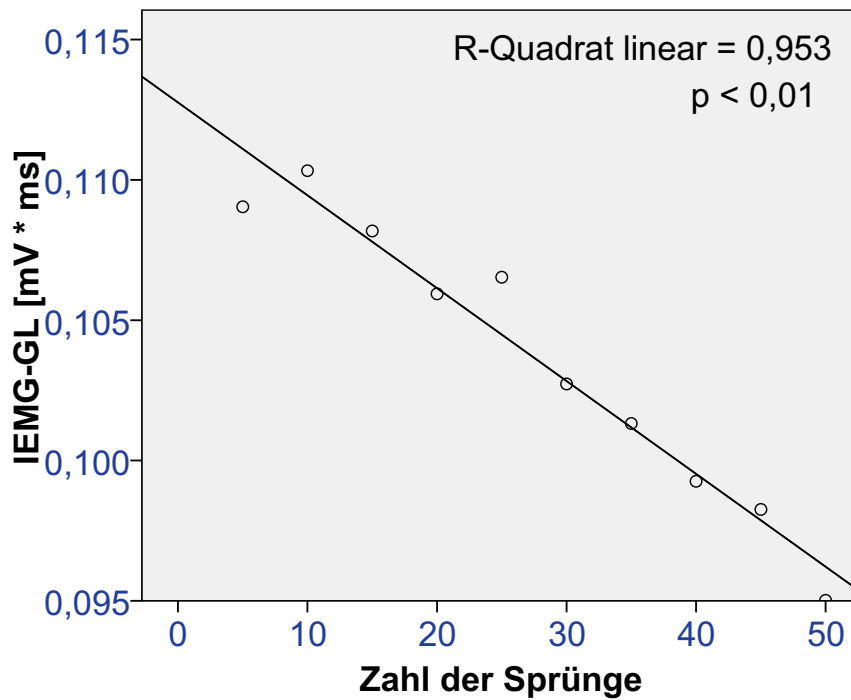


Abb. 37. Grafische Darstellung des Verhaltens des IEMGs des GL mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls

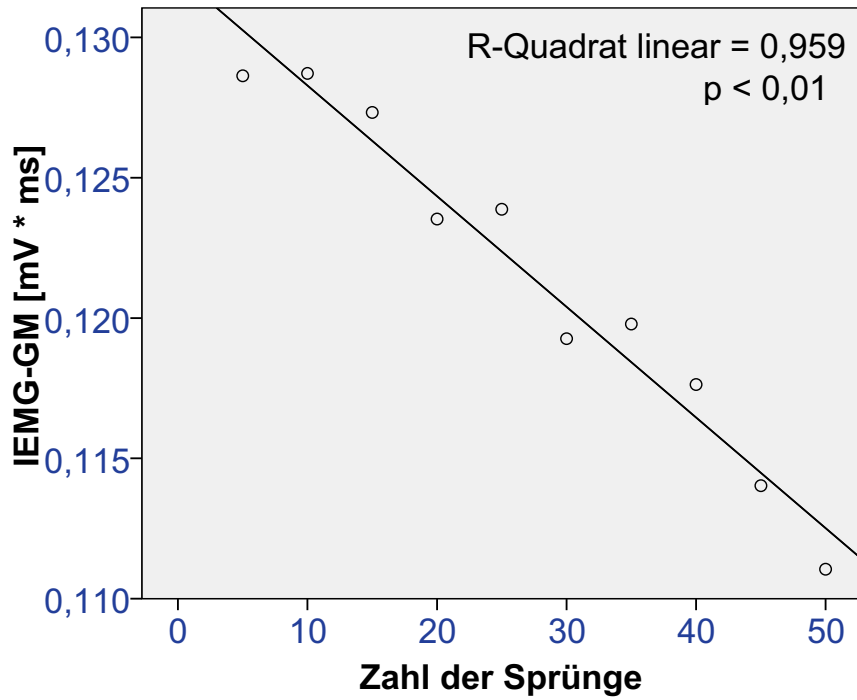


Abb. 38. Grafische Darstellung des Verhaltens des IEMGs des GM mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls

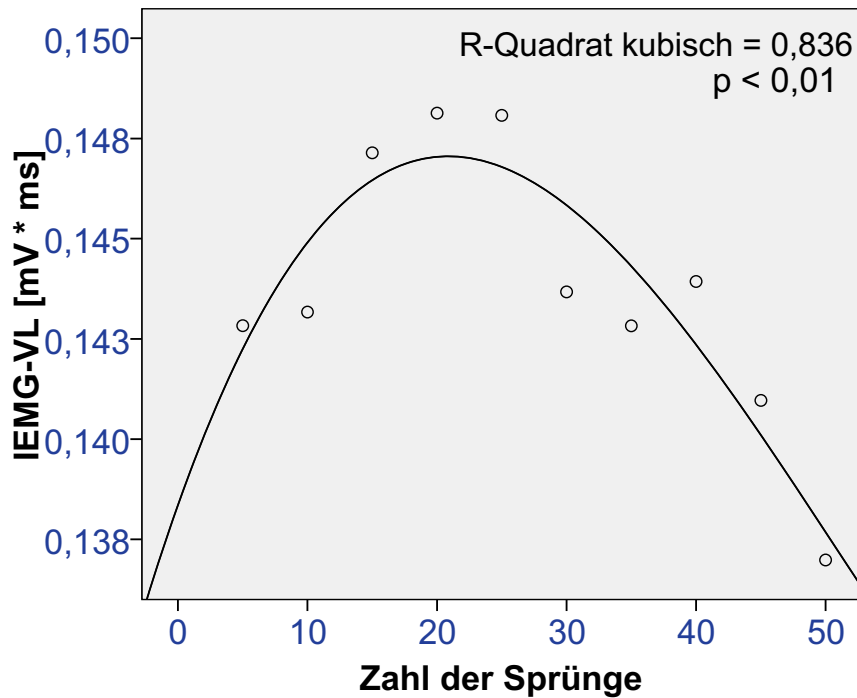


Abb. 39. Grafische Darstellung des Verhaltens des IEMGs des VL mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls

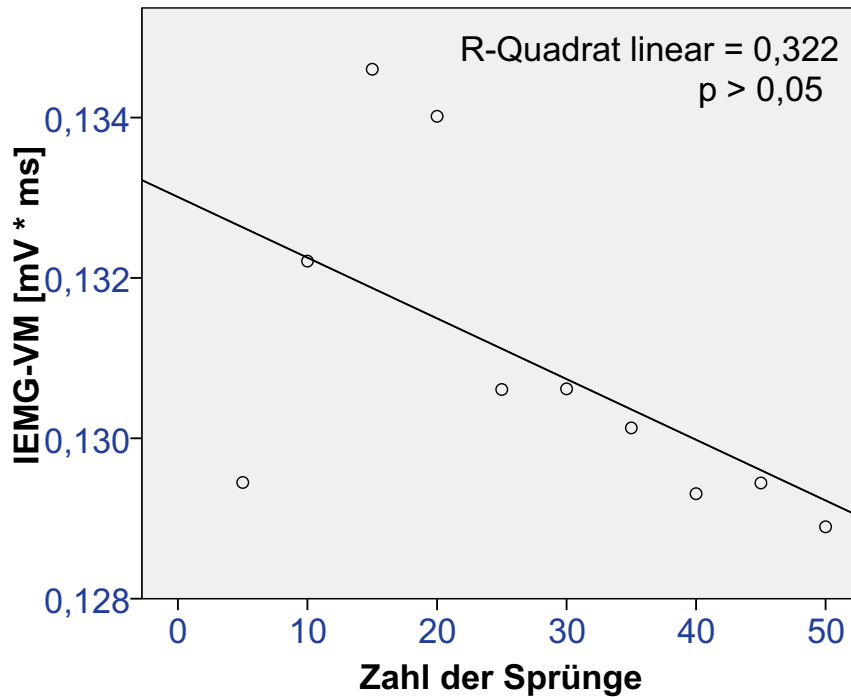


Abb. 40. Grafische Darstellung des Verhaltens des IEMGs des VM mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls

7.2.2 Ergebnisse der EMG-Parameter bei Handballsprungwürfen

Mit der gleichen Verfahrensweise wie bei der Verarbeitung der Ergebnisse der Leistungsparameter wurde auch bei den Handballsprungwürfen ein gepaarter t-Test durchgeführt.

7.2.2.1 Ergebnisse der Medianfrequenz

Die Abb. 41 und 42 zeigen einen Vergleich der Werte der MDF bei den Handballsprungwürfen vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll.

In der Tab. 5 werden die Werte der MDF im Mittelwert \pm Standardabweichung von allen untersuchten Muskeln bei Handballsprungwürfen vor und nach der Ermüdung dargestellt.

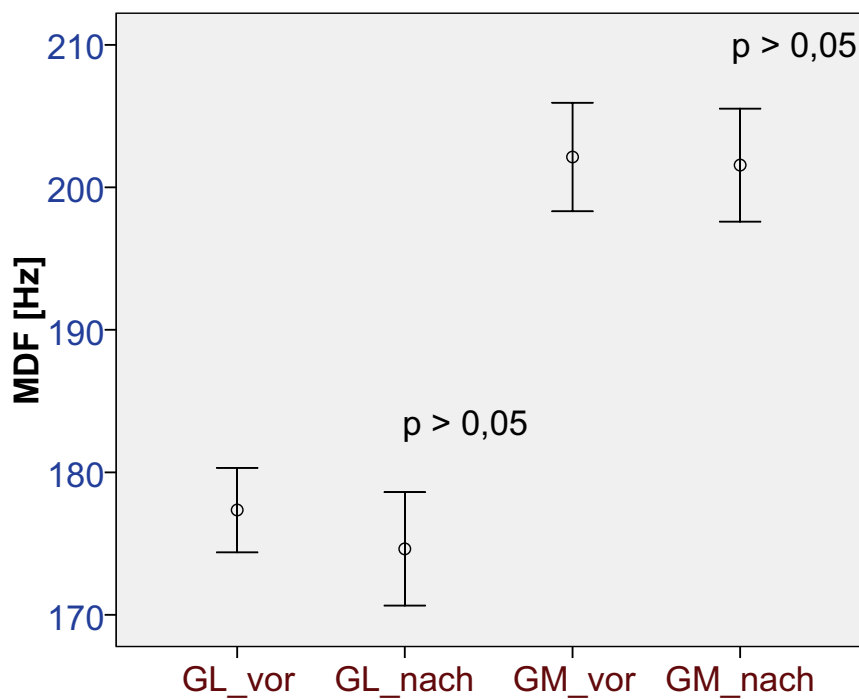


Abb. 41. Darstellung der MDF der Muskeln (GL und GM) von allen Probanden bei den Handballsprungwürfen vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll

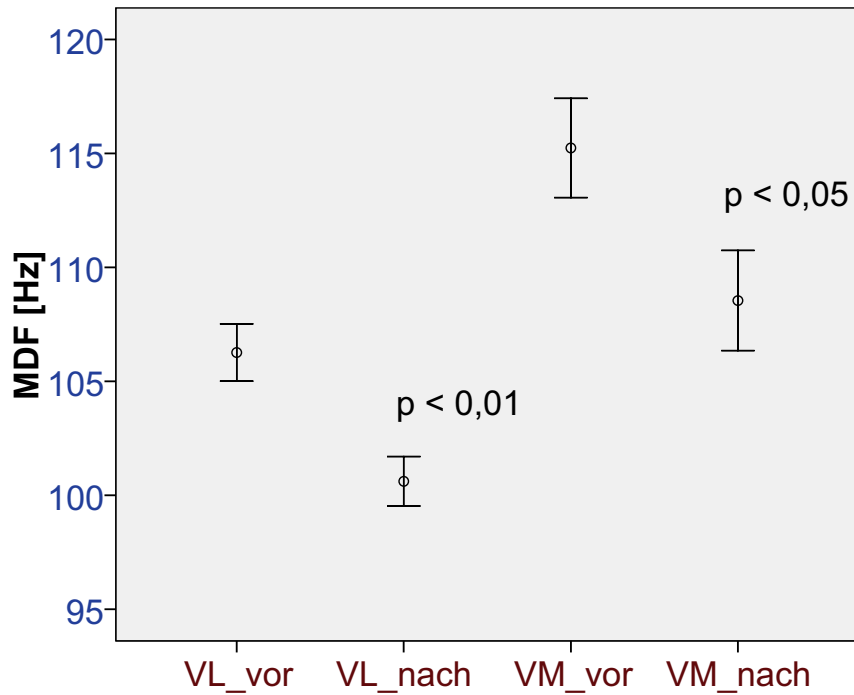


Abb. 42. Darstellung der MDF der Muskeln (VL und VM) von allen Probanden bei den Handballsprungwürfen vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll

Tab. 5. Darstellung des Mittelwerts \pm (SD) der MDF der Muskeln (GL, GM, VL und VM) bei Handballsprungwürfen vor nach der Ermüdung

Muskeln	Mittelwert MDF [Hz] \pm (SD)		
	Vor der Ermüdung	Nach der Ermüdung	p Wert
GL	177 \pm (2,9)	174 \pm (3,9)	p > 0,05
GM	202 \pm (3,8)	201 \pm (3,9)	p > 0,05
VL	106 \pm (1,2)	100 \pm (1)	p < 0,01
VM	115 \pm (2,1)	108 \pm (2,1)	p < 0,05

7.2.2.2 Ergebnisse der elektrischen Aktivität

Die Abb. 43 und 44 zeigen einen Vergleich der Werte des IEMGs bei den Handballsprungwürfen zwischen, vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll.

In der Tab. 6 sind die Werte des IEMGs im Mittelwert \pm Standardabweichung von allen untersuchten Muskeln bei den Handballsprungwürfen vor und nach der Ermüdung dargestellt.

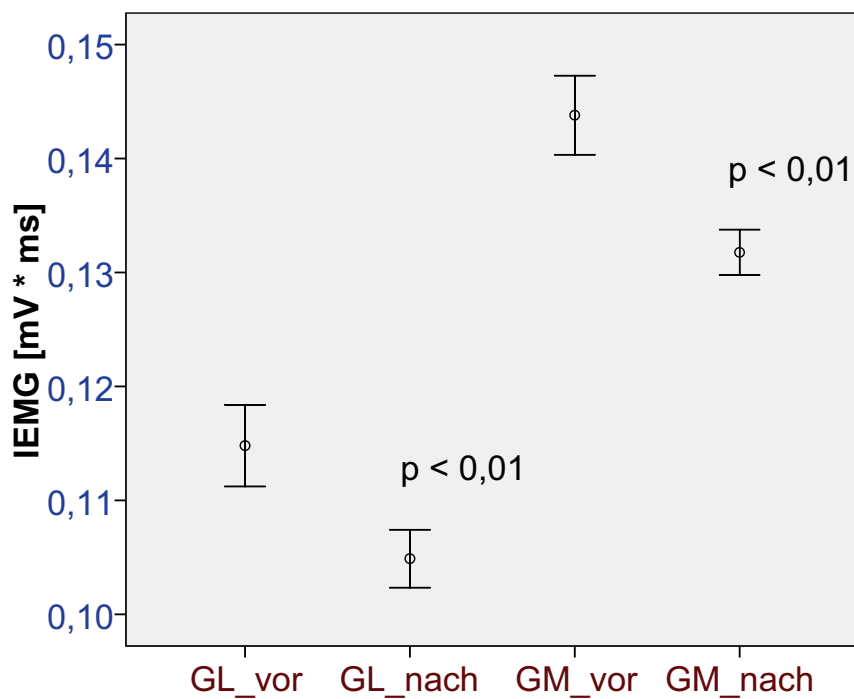


Abb. 43. Darstellung des IEMGs der Muskeln (GL und GM) von allen Probanden bei den Handballsprungwürfen vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll

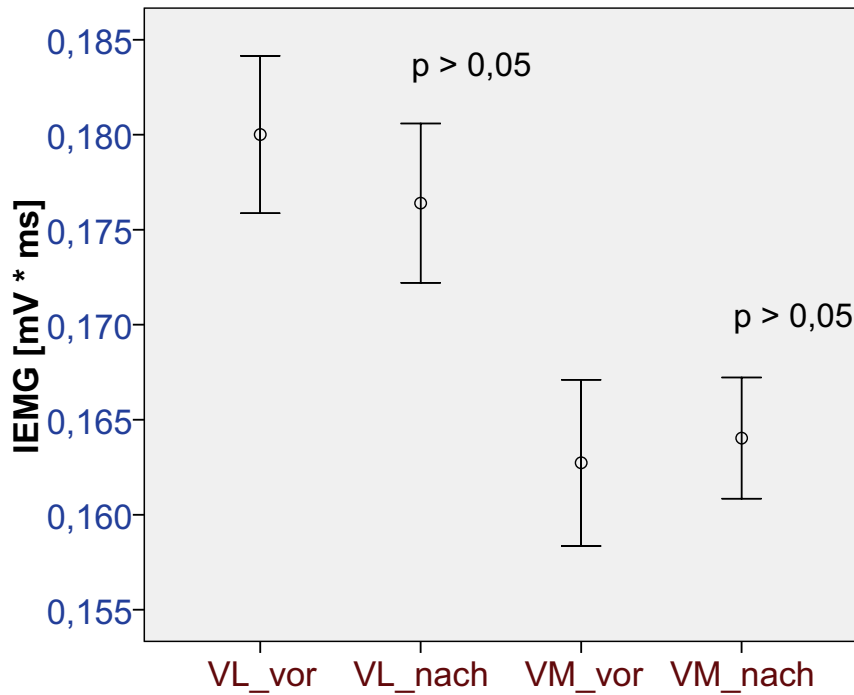


Abb. 44. Darstellung des IEMGs der Muskeln (VL und VM) von allen Probanden bei den Handballsprungwürfen vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll

Tab. 6: Darstellung des Mittelwerts \pm (SD) des IEMGs der Muskeln (GL, GM, VL und VM) von allen Probanden bei Handballsprungwürfen vor nach der Ermüdung

Muskeln	Mittelwert IEMG [mV] \pm (SD)		
	Vor Ermüdung	Nach Ermüdung	p Wert
GL	0,114 \pm (0,003)	0,104 \pm (0,002)	p < 0,01
GM	0,143 \pm (0,003)	0,131 \pm (0,001)	p < 0,01
VL	0,180 \pm (0,004)	0,176 \pm (0,004)	p > 0,05
VM	0,162 \pm (0,004)	0,164 \pm (0,003)	p > 0,05

7.2.3 Ergebnisse der EMG-Parameter beim Zehenspitzenstand

Um die Werte der MDF und des IEMGs beim Zehenspitzenstand vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll vergleichen zu können, wurde wie bei der Verarbeitung Handballsprungwurfdaten ein gepaarter t-Test durchgeführt.

7.2.3.1 Ergebnisse der Medianfrequenz

In den Abb. 45 und 46 ist ein Vergleich der Werte der MDF beim Zehenspitzenstand zwischen, vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll abgebildet.

In der Tab. 7 sind die Werte der MDF im Mittelwert \pm Standardabweichung von allen untersuchten Muskeln beim Zehenspitzenstand vor und nach der Ermüdung dargestellt.

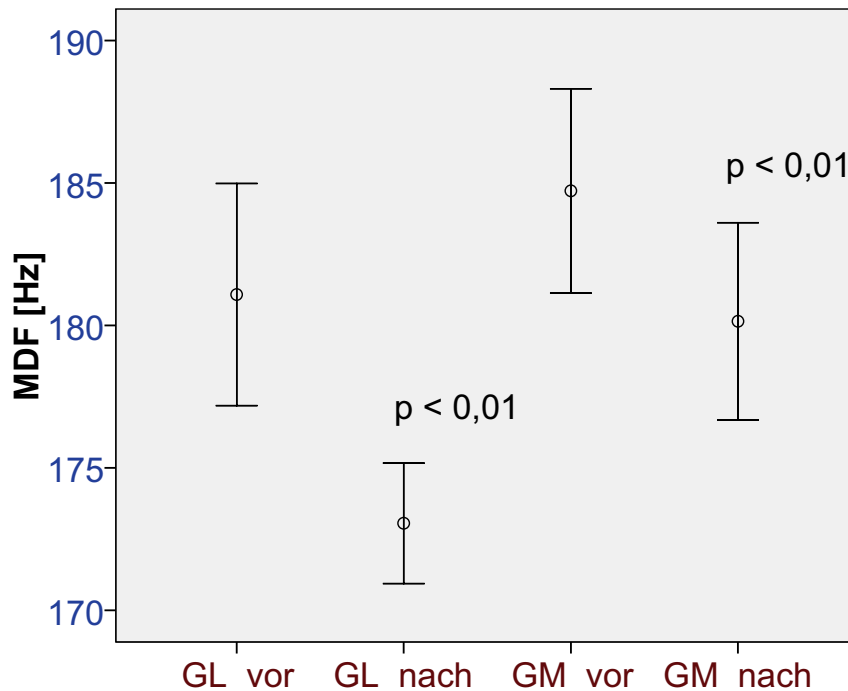


Abb. 45. Darstellung der MDF der Muskeln (GL und GM) von allen Probanden beim Zehenspitzenstand vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll

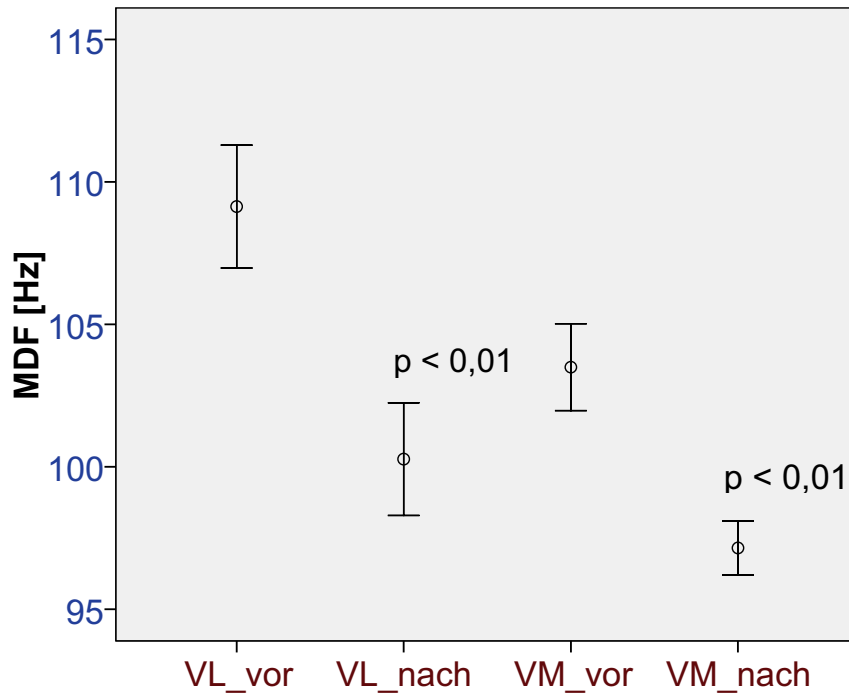


Abb. 46. Darstellung der MDF der Muskeln (VL und VM) von allen Probanden beim Zehenspitzenstand vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll

Tab. 7. Darstellung des Mittelwerts \pm (SD) der MDF der Muskeln (GL, GM, VL und VM) von allen Probanden beim Zehenspitzenstand vor und nach der Ermüdung

Muskeln	Mittelwert MDF [Hz] \pm (SD)		
	Vor Ermüdung	Nach Ermüdung	p Wert
GL	181 \pm (3,90)	173 \pm (2,11)	p < 0,01
GM	184 \pm (3,58)	180 \pm (3,46)	p < 0,01
VL	109 \pm (2,15)	100 \pm (1,97)	p < 0,01
VM	103 \pm (1,52)	97 \pm (0,95)	p < 0,01

7.2.3.2 Ergebnisse der elektrischen Aktivität

Die folgenden beiden Grafiken (Abb. 47 und 48) zeigen einen Vergleich der Werte des IEMGs beim Zehenspitzenstand vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll.

In der Tab. 8 sind die Werte des IEMGs im Mittelwert \pm Standardabweichung von allen untersuchten Muskeln beim Zehenspitzenstand vor und nach der Ermüdung aufgelistet.

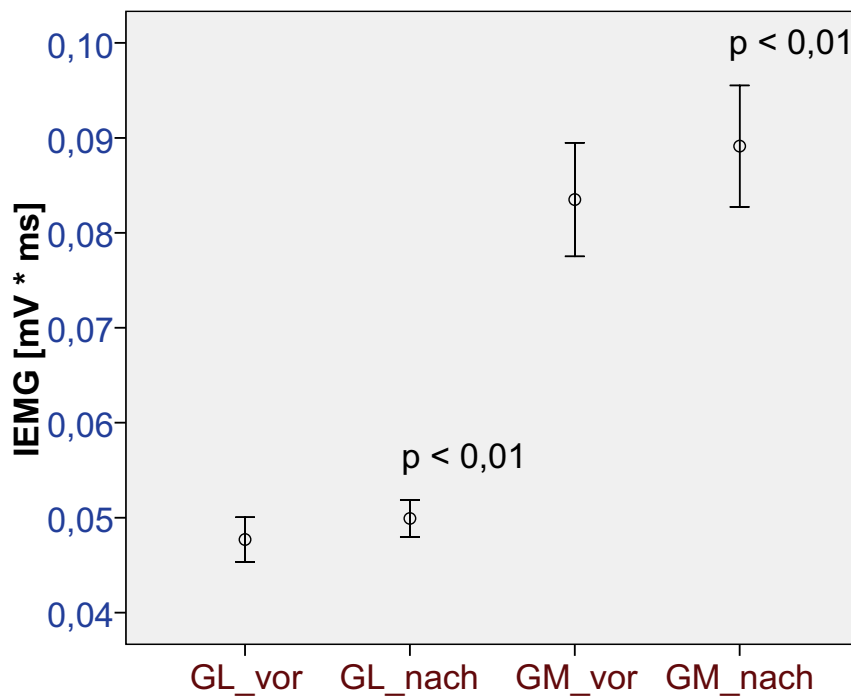


Abb. 47. Darstellung des IEMGs der Muskeln (GL und GM) von allen Probanden beim Zehenspitzenstand vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll

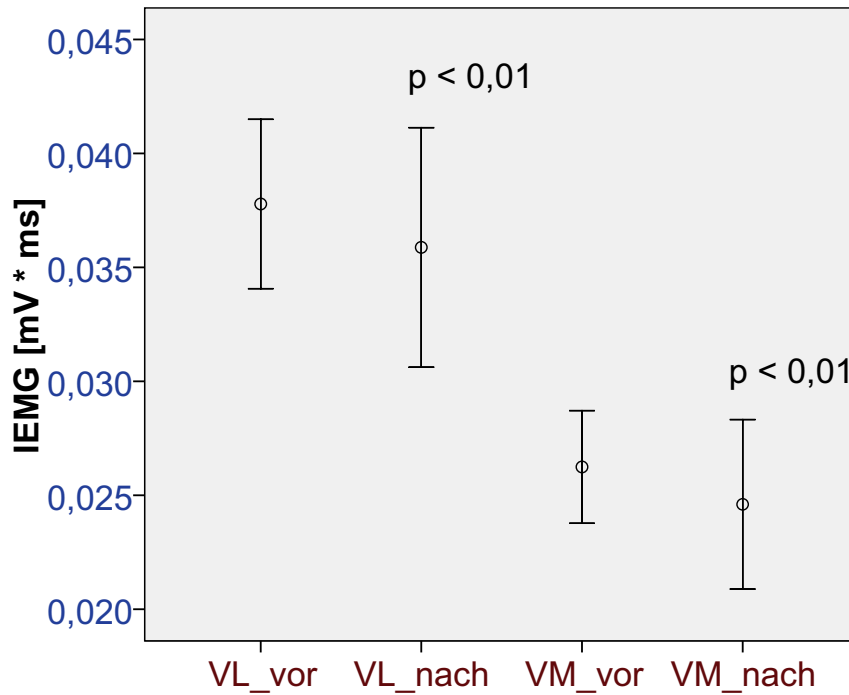


Abb. 48. Darstellung des IEMGs der Muskeln (VL und VM) von allen Probanden beim Zehenspitzenstand vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll

Tab. 8: Darstellung des Mittelwerts \pm (SD) des IEMGs der Muskeln (GL, GM, VL und VM) von allen Probanden beim Zehenspitzenstand vor und nach der Ermüdung

Muskeln	Mittelwert IEMG [mV * ms] \pm (SD)		
	Vor Ermüdung	Nach Ermüdung	p Wert
GL	0,047 \pm (0,002)	0,049 \pm (0,001)	p < 0,01
GM	0,083 \pm (0,005)	0,089 \pm (0,006)	p < 0,01
VL	0,037 \pm (0,003)	0,035 \pm (0,005)	p < 0,01
VM	0,026 \pm (0,002)	0,024 \pm (0,003)	p < 0,01

8 Diskussion

8.1 Diskussion der Ergebnisse der Kraftdaten (sportliche Leistungsparameter)

Das CMJ-Ermüdungsprotokoll führte zu einer erheblichen Veränderung der sportlichen Leistungsfähigkeit während des CMJ und zu entsprechenden Veränderungen bei den Handballsprungwürfen. Die Haupthypothese H1 konnte nur bedingt angenommen werden und ließ sich, wie folgt, formulieren:

Mit einem fortschreitenden CMJ-Ermüdungsprotokoll sind für die Leistungsparameter Sprunghöhe, Peak-Kraft und Kontaktzeit signifikante Veränderungen während des CMJ-Ermüdungsprotokolls nachweisbar. Das CMJ-Ermüdungsprotokoll führt bei den Handballsprungwürfen zu einer signifikanten Veränderung des Parameters Sprunghöhe.

8.1.1 Die Sprunghöhe

Die Sprunghöhe hat sich in der vorliegenden Untersuchung während des CMJ-Ermüdungsprotokolls signifikant ($p < 0,01$) reduziert. Im Vergleich zu ihrem Wert vor der Ermüdung verringerte sich auch die Sprunghöhe der Handballsprungwürfe drei Minuten nach dem Ermüdungsprotokoll signifikant ($p < 0,01$). Dadurch konnte die Unterhypothese H1a bestätigt und die nachfolgende Aussage aufgestellt werden:

Eine Ermüdung der unteren Extremitäten durch den CMJ führt zu einem signifikanten Abfall der Sprunghöhe während des CMJ und zu einem signifikanten Abfall der Sprunghöhe in den Handballsprungwürfen nach der Ermüdung.

Eine Abnahme der Sprunghöhe wurde als ein typisch ermüdungsbedingter Faktor in mehreren Untersuchungen beschrieben. Es wurden verschiedene Sprungarten in verschiedenen Untersuchungsdesigns durchgeführt. Skurvydas et al. (2000) stellten fest, dass die Höhe, jeweils nach 2 und nach 20 Minuten gemessen, des CMJ und SJ nach den Ermüdungsprogrammen abnahm. Zum einen haben sie 100 Sprünge (DJs) von 40 cm Höhe ausführen lassen, wobei 20 Sekunden Pause zwischen den Sprüngen erlaubt waren. Zum anderen waren 100 CMJ durchgeführt worden. Es waren dabei jeweils 20 Sprünge hintereinander mit 10 Sekunden Pause durchgeführt worden. Das Ermüdungsprotokoll bestand aus hintereinander ausgeführten Kniestreckungen, wodurch die Sprunghöhe des CMJ sich gegenüber den Werten vor der Ermüdung signifikant ($p < 0,05$) reduziert hatte (Rodacki et al., 2002). In dieser Untersuchung von Rodacki et al. (2002) wurde nur die Kniestreckungsmuskulatur durch das Ermüdungsprotokoll beansprucht, andere Muskelgruppen wie die Sprunggelenks- und Hüftmuskulatur waren in das Ermüdungsprotokoll nicht mit einbezogen. Trotzdem gab es bei ihnen eine Abnahme in der Sprunghöhe beim CMJ. Eine mögliche Erklärung dafür ist, dass die Kniestreckungsmuskulatur die relevanteste Rolle in dieser Bewegung spielt. Hubley und Wells (1983) zeigten, dass das Knie beim CMJ sowie beim SJ

durchschnittlich mit 49 % der Arbeit am Zustandekommen der Sprunghöhe beteiligt ist. Die Hüfte und das Sprunggelenk beteiligten sich jeweils mit 28 %, respektive 23 %.

Bei Ronglan et al. (2006) hat sich die Sprunghöhe beim CMJ während eines Handballtrainings und eines internationalen Turniers von drei Tagen signifikant reduziert. Andererseits zeigten die Ergebnisse von Hortobágyi et al. (1991) keine Änderung in der Sprunghöhe nach einem Ermüdungsprogramm (50 DJs mit einer Sprunghöhe von 60 cm). Die Sprunghöhe des CMJ und des DJ haben sich nach dem Ermüdungsprogramm im Vergleich zu ihren Werten davor nicht geändert. Dem gegenüber hat sich die Sprunghöhe des SJ nach dem Ermüdungsprogramm im Vergleich zu ihrem Wert davor signifikant reduziert. In den DJs wurde eine Pause von 3-4 Sekunden zwischen den Sprüngen benötigt. Außerdem gab es zwischen allen 10 Sprüngen jeweils 30 Sekunden Pause. Die kurze Dauer der Bewegung und die langen Pausen zwischen den Sprüngen konnten auf der Grundlage des Ermüdungsprotokolls keine Zunahme der Metaboliten im Myoplasma, wie Phosphat- und Hydrogen-Ionen, als Ermüdungsursache in Erscheinung treten (Skurvydas et al., 2000). Es wurde hier von Hortobágyi et al. (1991) vermutet, dass die Utilisation der elastischen Energie nach der Ermüdungsbelastung unverändert geblieben ist.

Außerdem könnten Kompensationsmechanismen wie Zunahme der Kontaktzeit und Verlängerung der Aktivitätsdauer der Muskeln (m. vastus lateralis und m. biceps femoris) während der 50 DJ eine Rolle dafür spielen (Hortobágyi et al.,

1991). Die Abnahme in der Sprunghöhe des SJ könnte durch die initiale drei Sekunden dauernde statische Hockposition während des SJ erklärt werden. Somit könnte der anfangs reduzierte Kraftlevel während des SJ die Verantwortung für die reduzierte SJ-Sprunghöhe nach 50 DJ tragen (Hortobágyi et al., 1991).

8.1.2 Die Peak-Kraft

In der vorliegenden Untersuchung hat sich die Peak-Kraft während des CMJ-Ermüdungsprotokolls signifikant ($p < 0,01$) verringert. Damit bestätigte sich die Unterhypothese H1b und konnte, wie folgt, aufgestellt werden:

Eine Ermüdung der unteren Extremitäten durch den CMJ führt zu einem signifikanten Abfall der Peak-Kraft während des CMJ.

Die Abnahme der Peak-Kraft war mit der Abnahme der Sprunghöhe während des CMJ hoch korreliert ($r = 0,97$). Es kann hier angenommen werden, dass der Proband mit der eintretenden Ermüdung weniger vertikale Kraft auf die Kraftmessplatte aufbringt und demnach weniger Höhe erreicht. Als Ursache für die Ermüdung können sowohl periphere als auch zentrale Aspekte angeführt werden. Allerdings spielen noch weitere Mechanismen beim Versuch die Abnahme der Leistung zu kompensieren eine Rolle. Ist eine Belastung im Ermüdungsprozess zu groß, schaffen es alle neuromuskulären Mechanismen und Organsysteme nicht mehr die ausfallende Leistung zu kompensieren. Eine solche Verringerung in der

Peak-Kraft und Verlängerung in der Kontaktzeit wurde bei Horita et al. (2003) während submaximalen DJs auf dem Schlitten gezeigt, wobei diese Sprünge mit konstanter Sprunghöhe durchgeführt wurden. Nicol et al. (1996) ermittelten eine Zunahme der Kontaktzeit während eines SSC-Ermüdungsprotokolls. Eine Verringerung in der Sprunghöhe des CMJ und des DJ wurde nach der Ermüdung gezeigt. Von ähnlichen Anstiegen der Kontaktzeit und Abfällen der Peak-Kraft nach einem Ermüdungsprotokoll mit submaximalen Sprüngen wurde bei Kuitunen et al. (2007) berichtet. Sie führten ein Ermüdungsprotokoll, bestehend aus 100 maximalen DJ und gefolgt von kontinuierlichen submaximalen Sprüngen, auf dem Schlitten durch. Es konnte jedoch weder eine signifikante Veränderung der Kontaktzeit noch der Peak-Kraft nach den nur 100 maximalen DJ gezeigt werden.

8.1.3 Die Kontaktzeit

In der vorliegenden Untersuchung hat sich die Kontaktzeit während des CMJ signifikant ($p < 0,01$) verlängert. Eine starke negative Korrelation hat sich zwischen der Kontaktzeit und den anderen gewählten Leistungsparametern (Sprunghöhe $r = -0,97$ und Peak-Kraft $r = -0,99$) dargestellt. Andererseits hat die Kontaktzeit in den Handballsprüngen keine signifikante ($p > 0,05$) Veränderung nach der Ermüdung erfahren. Einem Teil der Unterhypothese H1c konnte demnach zugestimmt und wie folgt formuliert werden:

Eine Ermüdung der unteren Extremitäten durch den CMJ führt zu einer signifikanten Verlängerung der Kontaktzeit während des CMJ.

Für eine Zunahme der Kontaktzeit während CMJs können theoretisch verschiedene Mechanismen zur Erklärung herangezogen werden. Eine Möglichkeit wäre, dass während fortschreitender Ermüdung der Proband ein großes Bewegungsausmaß mit seinem Knie, Sprung- und Hüftgelenk aufwendete, um das Defizit in der Kraftproduktion zu kompensieren. Der CMJ und die Handballsprungwürfe sind Bewegungsabläufe, in denen die Muskeln ihren Beitrag hierzu in Form eines Aktionsablaufs, der dem Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (SSC) entspricht, liefern (vgl. Komi, 1994; vgl. Komi, 2000; Nicol et al., 2006). Eine Erhöhung der Muskelsteifigkeit („stiffness“) bei der Ermüdung im Verlauf eines Dehnungs-Verkürzungszyklus wurde als eine Art der Kompensation für Kraftverlust in der kontraktilen Kapazität der Muskeln angedeutet (Gollhofer et al., 1987a). Diese Erhöhung der Stiffness könnte möglicherweise für eine kleine Winkelverschiebung („angular displacement“) im Kniegelenk verantwortlich sein (Rodacki et al., 2002). Eine Reduzierung in der Winkelverschiebung während der Ermüdung im Verlauf der SSC wurde bei Gollhofer et al. (1987a) beobachtet. Sie vermuteten daraus, dass der noch voll funktionsfähige Muskel in der Lage ist, die einwirkenden Kräfte abzdämpfen, weil die Kraftentwicklung sowie die Bewegungen in den Gelenken weiterhin kontrolliert durchgeführt werden konnten. Die vielfachen Abdämpfungen, jeweils gefolgt von konzentrischen Aktionen,

könnten so ermüdend sein, dass das koordinative System in seiner regulatorischen Kapazität nachlässt und so zu einer allmählichen Steifigkeitsregulation in den Muskeln führt. Diese Steigerung in der Steifigkeit ließ sich durch eine große Impact-Peak-Kraft und kleinere Beugung im Ellbogen sowie eine größere Dehnungsgeschwindigkeit aufzeigen (Gollhofer et al., 1987a). Es wurde bei Hortobágyi et al. (1991) vermutet, dass keine Zunahme im Bewegungsausmaß im Knie- und Hüftgelenk während und nach dem Ermüdungsprogramm (50 DJ) hervorgerufen wurde. Bosco et al. (1986) haben über keine Änderung im Bewegungsausmaß im Kniegelenk nach einer Minute kontinuierlicher vertikaler Sprünge berichtet. Darüber hinaus wurde eine Verringerung im Bewegungsausmaß durch eine Zunahme der Winkel des Kniegelenks, des Sprunggelenks und des Hüftgelenks, nach einem SSC-Ermüdungsprotokoll bei Kuitunen et al. (2002) gezeigt. Daher kann die Verlängerung der Kontaktzeit nicht über die Steigerung im Bewegungsausmaß im Kniegelenk, Sprunggelenk und Hüftgelenk in der vorliegenden Untersuchung erklärt werden. Eine andere Möglichkeit für eine Zunahme der Kontaktzeit könnte sein, dass sich die „transient phase“, d. h. die Periode zwischen der Vordehnung („prestretch eccentric“) und der Verkürzungsphase („shortening concentric“) (Bosco et al, 1981) mit fortschreitender Ermüdung verlängert hat (Hortobágyi et al., 1991; Bosco et al., 1986). In einer Untersuchung von Hortobágyi et al. (1991) wurde zwar keine Veränderung in der Sprunghöhe im DJ hervorgerufen. Dafür hatte sich aber die Kontaktzeit im DJ nach der Ermüdung und während der 50 DJ

verlängert. Eine mögliche Erklärung für die zunehmende Kontaktzeit deuteten sie in der Form, dass mehr Zeit benötigt wurde, um die verlangsamte Beschleunigung der ermüdeten Muskulatur zur Erreichung der geforderte Höhe zu kompensieren. Andererseits haben Rodacki et al. (2002) über keine Veränderungen in der Kontaktzeit des CMJ nach der Ermüdung berichtet, wobei das Ermüdungsprogramm aus hintereinander ausgeführten isokinetischen Kniestreckungen bestand. Die Sprunghöhe hat sich demgegenüber reduziert. Es wurde vorgeschlagen, dass bei Bewegungsabläufen mit maximaler Kraft (Weir, et al. 1998) oder auch mit submaximaler Kraft (Psek und Cafarelli, 1993) ein allgemeiner Antrieb („common drive“) im ZNS existiert. Dieser kontrolliert die Aktivität der beiden Muskelgruppen (Agonist und Antagonist) wie eine einzelne Funktion. Möglicherweise konnte bei Rodacki et al. (2002) eine gezielte Ermüdung der Kniestreckungsmuskulatur das neuromuskuläre System allein nicht dazu veranlassen, die temporalen Merkmale („temporal characteristics“) der neuronalen Steuerung zu reorganisieren, da die zeitlichen Charakteristika der Elektromyogramme nach der Ermüdung relativ unverändert geblieben waren. Das kann darauf hindeuten, dass bei explosiven Bewegungen, wie bei Sprungbewegungen, ein programmiertes Muster für die neuronale Steuerung des Muskels bzw. der Muskelgruppen existiert (Rodacki et al., 2002; Van Zandwijk et al., 2000), welches sich nicht so leicht bei Steigerungen oder Reduzierungen der Muskelkraft verändern lässt (Rodacki et al., 2002; Bobbert und Van Soest, 1994). Es wurde bei der Untersuchung von Bobbert und Van Soest (1994) gezeigt, dass

weder eine Zunahme der Kraft der Kniestreckungsmuskeln noch eine Zunahme der Kraft aller Muskeln eine Verbesserung der Sprunghöhe verursacht hatten. Eine Steigerung der Sprunghöhe konnte nur hervorgerufen werden, wenn die Muskelaktivität neu geordnet oder optimiert wurde. Daher könnte es auch sein, dass die Ermüdung bei explosiven Bewegungen das neuronale Muster nicht verändert, wenn das Ermüdungsprotokoll eine gezielte Gruppe der Muskulatur betrifft. Möglicherweise muss dieses Programm die gesamte an der Bewegung beteiligte Muskulatur betreffen und in der Richtung der Bewegung durchgeführt werden.

In der vorliegenden Untersuchung waren alle an den Bewegungen beteiligten Muskeln im Ermüdungsprotokoll mit einbezogen. Die Sprunghöhe war sowohl während des submaximalen Ermüdungsprotokolls als auch in den maximalen Handballsprungwürfen nach dem Ermüdungsprotokoll signifikant ($p < 0,01$) reduziert. Allerdings war die Kontaktzeit nur während des Ermüdungsprotokolls sich signifikant ($p < 0,01$) verlängert. Es scheint, dass das CMJ-Ermüdungsprotokoll hier keine signifikante Veränderung in der Kontaktzeit in den Handballsprungwürfen hervorgerufen hat. Es könnte sein, dass es bei den maximalen Handballsprungwürfen bereits ein programmiertes neuronales Muster gibt (Rodacki et al., 2002; Van Zandwijk et al., 2000), das sich durch das CMJ-Ermüdungsprotokoll nicht verändert oder zumindest nur teilweise verändert wurde. Die relative Konstanz der Kontaktzeit könnte durch eine Veränderung anderer Mechanismen, wie Rekrutierung oder Frequenzierung der motorischen Einheiten,

kompensiert werden. Die drei Minuten Pause zwischen dem CMJ und den Handballsprungwürfen war recht lang. Es könnte auch hier eine Rolle spielen, dass die ermüdeten motorischen Einheiten sich teilweise erholt hatten. Dies wird später diskutiert. Das submaximale CMJ-Ermüdungsprotokoll ist mit 90 % der MVC eine Art explosive Bewegung (vgl. Van Zandwijk et al., 2000), da auch in der Untersuchungsdurchführung von den Probanden verlangt wurde, die Sprünge möglichst schnell durchzuführen. Van Zandwijk et al. (2000) demonstrierten, dass die Ansteuerungen der Muskelgruppen beim maximalen und submaximalen SJ miteinander verbunden waren. Die Hypothese, dass im ZNS ein „template“ (motorisches Programm) für Leistungsklassen von Bewegungen existieren könnte, wurde dadurch unterstützt (Van Zandwijk et al., 2000).

In der Untersuchung von Werner (2006) zeigte sich, dass sich nur während eines von vier differenziellen gezielten Ermüdungsprogrammen die Kontaktzeit signifikant verlängerte. Dabei hatte die Sprunghöhe bei allen Ermüdungsprogrammen signifikant abgenommen.

Bewegungsabläufe, die im Verlauf des SSC geschehen, sind mit einer Voraktivitätsphase charakterisiert. Diese Phase entsteht vor der Initiierung der Bewegung. Eine Rekrutierung der schnellen motorischen Einheiten kann möglicherweise in dieser Art der Bewegung entstehen (Nardone et al., 1989; Horita et al., 2003). Bei Schnellkraftbelastungen werden wahrscheinlich schnelle und langsame motorische Einheiten gleichzeitig rekrutiert (Billeter und Hoppeler, 1994; vgl. Güllich, 1996).

Mit fortschreitender Ermüdung werden zuerst schnelle FT-Einheiten mit ihren dazu gehörigen schnellen Muskelfasern ermüdet. Dauert die Belastung länger, werden diese mit langsamen ST Muskelfasern kompensiert (Arendt-Nielsen et al., 1989). Schnelle und langsame Muskelfasern unterscheiden sich in der Geschwindigkeit ihres verlaufenden Querbrückenzyklus. Da schnelle Muskelfasern einen schneller verlaufenden Querbrückenzyklus besitzen (Bárány, 1967; Goldspink et al., 1970; Billeter und Hoppeler, 1994), sind sie daher für die Durchführung schneller Bewegungen geeignet. Fasern mit einem langsameren Querbrückenzyklus eignen sich für langsam zu absolvierende Tätigkeiten des Alltagslebens (Billeter und Hoppeler, 1994). Deshalb könnte die verlängerte Kontaktzeit während des CMJ-Ermüdungsprotokolls durch die Variierung zwischen langsamen und schnellen motorischen Einheiten gemäß ihrer Ermüdungsresistenz erklärt werden. Diese Überlegung kann auch eine Erklärung für die Konstanz der Kontaktzeit bei Handballsprungwürfen geben, weil durch die drei Minuten Pause zwischen den beiden Sprungarten eine Erholung in den schnellen motorischen Einheiten abgelaufen sein könnte.

8.2 Diskussion der Ergebnisse der elektromyographischen Parameter

Neben den Parametern der sportlichen Leistung wurden elektromyographische Parameter (Medianfrequenz und Integriertes EMG) in allen untersuchten Bewegungsabläufen aufgezeichnet. Das CMJ-Ermüdungsprotokoll führte zu einer Veränderung in den EMG-Parametern während des CMJ und im Zehenspitzenstand. Das CMJ-Ermüdungsprotokoll führte bei den Handballsprungwürfen zu entsprechenden Veränderungen der EMG-Parameter. Die Haupthypothese H2 kann bedingt angenommen und wie folgt formuliert werden:

Mit fortschreitender CMJ-Ermüdung sind für die EMG-Parameter signifikante Veränderungen während des CMJ und des Zehenspitzenstands nachweisbar.

Das CMJ-Ermüdungsprotokoll führte bei den Handballsprungwürfen zu einer teilweisen Veränderung der EMG-Parameter.

8.2.1 Die Medianfrequenz (MDF)

Die Medianfrequenz hat sich in der vorliegenden Untersuchung während des CMJ-Ermüdungsprotokolls und im Zehenspitzenstand nach der Ermüdung signifikant ($p < 0,01$) verringert. In den Handballsprungwürfen nach der Ermüdung reduzierte sich die Medianfrequenz in den Muskeln m. vastus lateralis ($p < 0,01$) und m.vastus medialis ($p < 0,05$) signifikant. Nach der Ermüdungsbelastung

konnte keine signifikante Verringerung in der Medianfrequenz des m. gastrocnemius lateralis und des m. gastrocnemius medialis nachgewiesen werden. Diese Ergebnisse bestätigen zu großen Teilen die folgend angeführte Unterhypothese H2a:

Im Prozess der Ermüdung der unteren Extremitäten durch das CMJ-Ermüdungsprotokoll sind signifikante Abnahmen der MDF in den dynamischen (CMJ) und in den isometrischen (Zehenspitzenstand) Bewegungen nachweisbar.

Wie bereits erwähnt, kann eine Abnahme der MDF während der Ermüdung auf verschiedene Mechanismen zurückgeführt werden. Dabei ist sowohl der Muskelfasertyp, als auch die Art und die Intensität der Bewegung von entscheidender Bedeutung (Heller, 2005; Ament et al., 1996; Ament et al., 1993). Es lassen sich bei einer Ermüdung sowohl periphere als auch zentrale Faktoren feststellen (vgl. Pincivero et al., 2006; Kuitunen, et al., 2002; Gandevia, 2001; Kay et al., 2000; Ament et al., 1993; Tesch et al., 1983), die für eine Reduzierung der Leistungsfähigkeit verantwortlich sind. Diese Faktoren können als Ursache für eine Abnahme der Medianfrequenz der vier untersuchten Muskeln während des CMJ angeführt werden. Als periphere Ursachen für eine Abnahme der Spektralparameter während der Ermüdung wurde angenommen, dass die während der Ermüdung in den Muskeln akkumulierten Metaboliten ein Grund für diese Abnahme seien (Lindström et al., 1970; Horita und Ishiko, 1987). Sie beeinflussen nicht nur die „muscle fibre conduction velocity“ (MFCV), sondern

bedingen auch letztendlich deren Verringerung (Mortimer et al., 1970; Lindström et al., 1970; Komi und Tesch, 1979; Horita und Ishiko, 1987; vgl. Jurell, 1998). Eine Verringerung der MFCV wurde in der Literatur als wesentliche Ursache für eine Abnahme der Frequenzen des EMG-Powerspektrums bezeichnet (Lindström et al., 1970; Mortimer et al., 1970; Lindström et al., 1977; Komi und Tesch, 1979; Sadoyama et al., 1983; Merletti et al., 1990; Masuda et al., 1999).

In der vorliegenden Untersuchung konnte eine Zunahme der Metaboliten der arbeitenden Muskulatur im CMJ-Protokoll als sehr wahrscheinlich angenommen werden. Kurze Kontraktionen mit hoher Intensität basieren auf den anaeroben Stoffwechselwegen (Yeung et al., 1999; Green, 1997). In vielen Untersuchungen, die mit hoher Intensität absolviert wurden, wurde über einen Anstieg an metabolischen Nebenprodukten, wie Muskellaktat, berichtet (Horita und Ishiko, 1987; Tesch et al., 1983; Nicol et al., 1996; Strojnik und Komi, 1998; vgl. Skurvydas, 2000; Horita et al., 2003). Die Zunahme von „inorganic Phosphat“ (Pi), die Abnahme der intrazellulären pH-Werte (Tesch et al., 1983; vgl. Fitts, 1994), die Akkumulation von K^+ und die Depletion von Na^+ Ionen verursachen während der Ermüdung eine Verringerung der Kapazität der Kraftentwicklung sowie eine Abnahme der MVCF (Masuda et al., 1999; Yeung et al., 1999).

Jedoch kann man die Ermüdungsprozesse mit der Abnahme der Frequenzen des EMG-Powerspektrums während der Ermüdung nicht ausschließlich über eine Veränderung der in der arbeitenden Muskulatur akkumulierten Metaboliten erklären (Masuda et al., 1999; Merletti et al., 1990). Es hat sich gezeigt, dass die

Rückkehr der Frequenzen des EMG-Powerspektrums in den Ausgangszustand deutlich schneller stattfindet, als die von den Metaboliten abhängige Erholung (Petrofsky, 1979; Viitasalo und Komi, 1980; Viitasalo et al., 1985). Darüber hinaus berichteten Masuda et al. (1999) über eine Verringerung der MDF während dynamischer und isometrischer Kontraktionen. Dabei hat sich die MFCV nur bei isometrischen Kontraktionen signifikant verringert, die Abnahme der MDF war jedoch größer als die Abnahme der MVCV bei den isometrischen Kontraktionen.

Bei dynamischen Kontraktionen wurden die Muskellängen durch Dehnung und Verkürzung besonders bei Sprungbewegungen im Bewegungsablauf verändert. Dies verbessert die Durchblutung. Folglich werden die metabolischen Nebenprodukte schneller abtransportiert und das Absinken der pH-Werte wird gehemmt (vgl. Masuda et al., 1999). Außerdem wurde bei der Abnahme der MDF über andere ursächliche Mechanismen nachgedacht. Weitere Faktoren wurden für das Absinken der Spektralparameter erwogen. In erster Linie waren dies die Rekrutierung, die Frequenzierung und die Synchronisation der MUs sowie die Veränderungen des Muskelfasermembranpotentials (Bigland Ritchie et al., 1981; Naeije und Zorn, 1982; vgl. Tesch et al., 1983; vgl. Lowery et al., 2000; vgl. Gerdle et al., 2000).

Wie oben bereits angesprochen, verfügt das zentrale Nervensystem über zwei wesentliche Mittel, die von der quergestreiften Skelettmuskulatur erzeugte Kraft zu variieren. Zum einen geschieht dies durch die Veränderung der Anzahl der aktiven MUs (Rekrutierung) und zum anderen durch die Modulation der

Entladungsfrequenz der Aktionspotential-Impulse der MUs (Frequenzierung). Diese Veränderungen in der Frequenzierung bzw. der Rekrutierung können in Abhängigkeit mit den Muskelfasertypen sowie der Kontraktionsform und -intensität das Integral des EMGs und die Mean- bzw. Medianfrequenz des EMGs beeinflussen.

Eine ähnliche Variation der Frequenzierung bzw. der Rekrutierung während der Ermüdung konnte in Verbindung mit der in der Bewegung produzierten Kraft dargestellt werden (Naeije und Zorn, 1982; Bigland Ritchie et al., 1981; Arendt Nilsen und Mills, 1985; Arendt-Nielsen et al., 1989; Moritani et al., 1986 Moritani et al., 1985; Bigland-Ritchie et al., 1983a/b). Diese durch die Ermüdung veränderten Ereignisse können sich als zentrale Ermüdung im ZNS manifestieren. Es kann hier die zentrale Ermüdung auf zwei Ebenen dargestellt werden. Zum einen kann die Ermüdung auf der supraspinalen Ebene durch Veränderungen im zentralen „drive“ des motorischen Kortex hervorgerufen werden. Zum anderen kann sie auch auf der spinalen Ebene auf der Variierung der von den Muskelspindelrezeptoren (Ia, II) oder Sehnenrezeptoren (Ib) initiierten afferenten Impulsen basieren (vgl. Gandevia, 2001; vgl. Nicol et al., 2006). „Die Verarbeitung der Wahrnehmungen und die Erzeugung von Bewegungsprogrammen zur Ansteuerung der Muskulatur können zentralen Strukturen des Nervensystems zugeordnet werden“ (Bruhn, 2003).

In den Sprungbewegungen können durch die vielfachen Abdämpfungen, jeweils gefolgt von konzentrischen Aktionen die Ia, II und Ib Rezeptoren beeinflusst

werden. Dadurch kann das koordinative System in seiner regulatorischen Kapazität verändert werden (vgl. Bruhn, 2003).

Der signifikante Abfall der MDF ($p < 0,01$) bei allen vier Muskeln sowie der ebenfalls signifikante Abfall der Peak-Kraft ($p < 0,01$) und der Sprunghöhe während der Ermüdung (CMJ) unterstützen die Überlegung, dass die MDF sich mit der ausfallenden Intensität verringert.

In Anlehnung an Weineck (2000), dass „bei explosiver Kraftentwicklung alle Muskelfasern gleichzeitig zu „feuern“ beginnen, es aber zuerst diejenigen motorischen Einheiten zum Einsatz kommen, die am schnellsten ihr Kraftmaximum erreichen“. So können die schnellen motorischen Einheiten ihre Entladungsfrequenz während der Ermüdung früher als die langsamen verringern (Gydikov und Kosarov, 1974; Garland et al., 1994). Es handelte sich bei dieser CMJ-Bewegung (90 % der MVC) um eine explosive Kontraktion. Es wurden möglicherweise wie bei einer MVC (vgl. Komi und Tesch, 1979; vgl. Bigland-Ritchie und Woods, 1974; vgl. Heller, 2005) eine Vielzahl von schnellen, nicht ermüdungsresistenten motorischen Einheiten aktiviert. In der Folge würde sich bei diesen motorischen Einheiten mit fortschreitender Ermüdung die Entladungsfrequenz schnell reduzieren (Komi und Tesch, 1979; Bigland-Ritchie und Lippold, 1979; Gydikov und Kosarov, 1974; vgl. Bigland-Ritchie et al., 1982; Garland et al., 1994) bzw. sich ihre Zahl verringern (vgl. Bigland-Ritchie et al., 1981; Moritani et al., 1986). Schnelle und starke motorische Einheiten arbeiten mit höheren Entladungsfrequenzen als langsame und schwache Einheiten (Basmajian

und De Luca, 1985; Gydikov und Kosarov, 1974), da es für jede motorische Einheit eine Rekrutierungsschwelle des Kraftanstiegs gibt (Güllich, 1996), bei der sie entsprechend dieser Kraft anfangen zu feuern (Bigland-Ritchie und Woods, 1974). Es koppeln sich bei Ermüdung unter Belastung mit hoher Intensität als erstes schnelle, leicht ermüdbare motorische Einheiten ab (vgl. Viitasalo und Komi, 1980). Dann werden sie von langsameren motorischen Einheiten ersetzt, die niedrigere Entladungsfrequenzen haben, sodass sich auch die Intensität verringert. Daher kann möglicherweise eine Verringerung in der Frequenzierung (Komi und Tesch, 1979; Christova und Kossev, 1998; Garland et al., 1994; Pincivero et al., 2006) und in der Rekrutierung (Moritani et al., 1986) sowohl eine Abnahme der Frequenzen des EMG-Powerspektrums (Komi und Tesch, 1979; Pincivero et al., 2006), als auch eine Abnahme in der Amplitude des EMGs (Moritani et al., 1986) verursacht werden.

Die Abnahme der Medianfrequenz aller hier untersuchten vier Muskeln während des Zehenspitzenstands nach dem CMJ-Ermüdungsprotokolls im Vergleich zu ihren Werten vor der Ermüdung kann ebenfalls auf zwei weitere Wege zurückgeführt werden, die von zentralen oder peripheren Faktoren abhängig sind.

Zwar ist der in Abhängigkeit zum Ermüdungsprotokoll untersuchte Zehenspitzenstand als isometrische Bewegung zu bezeichnen. Die erfassten Veränderungen sind jedoch in Wirklichkeit von der dynamischen CMJ-Ermüdung beeinflusst. Der Zehenspitzenstand wurde innerhalb von 1,5 Minuten nach dem Ermüdungsprotokoll durchgeführt. Es bestand die Möglichkeit, dass in denen an

dieser Bewegung beteiligten und untersuchten Muskeln möglicherweise eine gewisse Akkumulation der metabolischen Nebenprodukte noch vorhanden war (Ament et al., 1993). Eine ähnliche Abnahme der MDF des m. gastrocnemius im Zehenspitzenstand wurde in der Literatur (Ament et al., 1993; Ament et al., 1996) nach zwei unterschiedlichen Ermüdungsprotokollen auf dem Laufband im Vergleich zu ihrem Wert vor der Ermüdung dargestellt. Dabei wurde aber zunächst keine signifikante Abnahme der MDF des m. soleus direkt nach der Ermüdung festgestellt. Erst nach einer Minute nach Belastungsabbruch hatte sich bei Ament et al. (1996) die MDF des m. soleus signifikant weiter reduziert. Die MPF hatte sich innerhalb von einer Minute bei Petrofsky (1979) und innerhalb von zwei Minuten bei Viitasalo und Komi (1980) nach der Ermüdung erholt, während der Laktatwert sich sogar fünf Minuten nach der Ermüdung nicht erholt hatte (Petrofsky, 1979). Eine zentrale Ermüdung könnte für eine Abnahme der MDF auch beim Zehenspitzenstand zusätzlich zur peripheren Ermüdung verantwortlich sein.

Bei Handballsprungwürfen nach der Ermüdung hat sich die MDF in den beiden Muskeln m. vastus lateralis und m. vastus medialis im Vergleich zu ihrem Wert vor der Ermüdung verringert. Bei den Muskeln m. gastrocnemius lateralis und m. gastrocnemius medialis konnte jedoch keine signifikante Abnahme der MDF festgestellt werden. Es handelt sich allen vier untersuchten Muskeln um Muskeln mit stark gemischten Anteilen von FT- und ST-Muskelfasern (Edgerton et al., 1975; Edward et al., 1978; Moritani et al., 1985). Möglicherweise war in den

Muskeln m. gastrocnemius lateralis und m. gastrocnemius medialis ein großer Anteil von IIB-Muskelfasern im CMJ nicht mit einbezogen, da die Intensität der Bewegung noch nicht im Bereich der MVC lag (90 %). Bei den maximalen Handballsprungwürfen nach Ermüdung wären dann wieder motorische Einheiten, die vorwiegend aus IIB-Muskelfasern bestehen, mit ihren hohen Entladungsfrequenzen in der Lage, wie vor der Ermüdung zu feuern.

Es könnte andererseits bei den Muskeln m. vastus lateralis und m. vastus medialis der Fall aufgetreten sein, dass die meisten schnellen MUs in dem Ermüdungsprotokoll (90 % der MVC) mit einbezogen worden sind, sodass beim CMJ die Kniegelenkmuskulatur mehr als die Sprunggelenkmuskulatur in der Bewegung beteiligt worden war. (Hubley und Wells, 1983). Die Rekrutierungsgrenze von MUs ist abhängig von der Art des Muskels. In den meisten gemischten Muskeln liegt diese bei etwa 80 % MVC (de Marées, 2002). In kleinen Muskeln werden die meisten MUs bereits vor dem Erreichen von 50 % MVC rekrutiert, in größeren Muskeln erst bei 90-100 % MVC (Basmajian und De Luca, 1985). Beim m. gastrocnemius werden bis in den 100 %-Bereich weitere, höherrangige motorische Einheiten „hinzugeschaltet“ (de Marées, 2002). Darüber hinaus könnten im vorliegenden Experiment die nach dem Ermüdungsprotokoll verstrichenen drei Minuten genügend Zeit für eine anteilige Erholung der schnellen, nicht ermüdungsresistenten motorischen Einheiten dargestellt haben, da hier eventuell mehr IIB-Muskelfasern im m. gastrocnemius als im m. vastus beansprucht wurden. Die MDF der Muskeln m. gastrocnemius lateralis und m.

gastrocnemius medialis hatten sich nach der Ermüdung bei Ament et al. (1993) und Ament et al. (1996) schnell erholt. Dagegen erholte sich die MDF des m. soleus sich sehr viel langsamer erholt, als die MDF der beiden schnelleren Muskeln (Ament et al., 1996).

8.2.2 Das Integral des EMGs (IEMG)

Das Integral des EMGs hat sich während des CMJ-Ermüdungsprotokolls in den Muskeln m. gastrocnemius lateralis und m. gastrocnemius medialis signifikant ($p < 0,01$) verringert. Im m. vastus lateralis gab es zunächst einen Anstieg des IEMGs, gefolgt von einem Abfall der EMG-Amplitude ($p < 0,01$). Für den m. vastus medialis konnte keine systematische Veränderung im IEMG gefunden werden. Beim Zehenspitzenstand wurde eine signifikante ($p < 0,01$) Zunahme des IEMGs in den Muskeln m. gastrocnemius lateralis und m. gastrocnemius medialis nach der Ermüdung gefunden. Das IEMG in den Muskeln m. vastus lateralis und m. vastus medialis hatte sich nach der Ermüdung signifikant ($p < 0,01$) reduziert. Andererseits war die Abnahme des IEMGs bei den Handballsprungwürfen nach der Ermüdung nur in den Muskeln m. gastrocnemius lateralis und m. gastrocnemius medialis signifikant ($p < 0,01$) zu beobachten.

Dadurch können nur bestimmte Teile der H2b angenommen werden, welche sich deshalb nur, wie folgt, formulieren lassen kann:

Die Ermüdung der unteren Extremitäten durch das CMJ-Ermüdungsprotokoll führt zu signifikanten Abnahmen der elektrischen Aktivität (IEMG) in den Muskeln m. gastrocnemius lateralis und m. gastrocnemius medialis beim CMJ und bei den Handballsprungwürfen.

Im Hinblick auf die bereits unter Punkt 8.2.1 für die Abnahme der MDF beschriebenen Gründe, kann auch hier die Abnahme der Zahl der aktiven motorischen Einheiten mit der ausfallenden Kraft während des CMJ als zentrale Ermüdung in Betracht gezogen werden. Diese kann ebenfalls für eine Abnahme des IEMGs der untersuchten Muskeln m. gastrocnemius lateralis und gastrocnemius medialis während des CMJ verantwortlich gewesen sein. Wie bereits im Kapitel 3 aufgezeigt wurde, unterscheidet sich das Verhalten der EMG-Amplitude während einer ermüdenden Belastung zwischen dynamischen und isometrischen Kontraktionen sowie auch submaximalen und maximalen Bewegungen (Viitasalo und Komi, 1977; Viitasalo, 1983; Moritani et al., 1986). Die unterschiedlichen Entwicklungen der EMG-Amplitude können außerdem mit den Eigenschaften der Muskeln (Muskelfaserverteilung) eng verbunden sein (Viitasalo und Komi, 1980; Ochs et al., 1977; Komi und Tesch, 1979). Obwohl in der Literatur meist submaximale anhaltende isometrische Muskelkontraktionen mit einem Anstieg der EMG-Amplitude beschrieben wurden, ist in der hier dargestellten CMJ-Untersuchung eine Abnahme des IEMGs zu beobachten gewesen. Es handelte sich in der vorliegenden Untersuchung jedoch bei dem CMJ

um eine mit 90 % der MVC ausgeführte submaximale Sprungbewegung, bei der sich mit fortschreitender Ermüdung die produzierte Kraft sowie die Sprunghöhe verringerten. Von einer Verringerung des IEMGs des m. vastus lateralis bei gleichzeitig sich verringernder Kraft („torque“) wurde auch von Komi und Tesch (1979) berichtet. Diese Verringerung wurde nur bei Probanden, die im VL reich an FT-Fasertypen waren, beobachtet. Probanden mit höherem prozentualen Anteil von ST-Fasertypen im VL zeigten hingegen keine signifikante Abnahme im IEMG. Die Zunahme der elektrischen Aktivität im m. vastus lateralis am Anfang der CMJ-Bewegung in der vorliegenden Arbeit konnte, wie bei Viitasalo (1983) beschrieben, durch eine vermehrte Rekrutierung von MUs eine schnelle Abnahme der elektrischen Aktivität anderer Muskeln kompensieren (vgl. Viitasalo, 1983).

Fällt die Kraft weiter ab, kann dieser Muskel nicht mehr vollständig kompensieren, wodurch sich seine Aktivität ebenfalls reduziert. Es wurde auch bei einigen Autoren gezeigt, dass mögliche Migrationen der elektrischen Aktivität zwischen den arbeitenden Muskeln während der Ermüdung auftreten können (Komi und Tesch, 1979; Viitasalo, 1983). Dies kann auch eine mögliche Erklärung für die unsystematische Veränderung in der elektrischen Aktivität des m. vastus medialis während des CMJ-Ermüdungsprotokolls geben.

Diese Beobachtungen könnten darauf hindeuten, dass eventuell in den Muskeln der Probanden dieser Untersuchung eine prozentual höhere FT-Muskelfaserverteilung im m. gastrocnemius gegenüber dem m. vastus existierte.

Dies hätte bedeutet, dass die zugehörigen schnellen MUs beim m. gastrocnemius schneller als beim m. vastus nacheinander abgeschaltet wurden.

Wenn es sich in dieser Untersuchung um schnellere motorische Einheiten im m. gastrocnemius als im m. vastus handelte, könnte dies hier auch bei der Messung im Zehenspitzenstand eine Erklärung für das unterschiedliche Verhalten des IEMGs bei den beiden Muskelgruppen geben. In den 1,5 Minuten nach der Ermüdung der schnellen Muskeln könnte eine mögliche Erholung in den schnellen motorischen Einheiten abgelaufen sein.

Die schnellen motorischen Einheiten könnten ihre Zahl während der Belastung im Zehenspitzenstand nach der Ermüdung erhöht haben, da beim Zehenspitzenstand der Proband nur sein Gewicht plus Zusatzlast von 10 kg trug, welches deutlich weniger als 50 % seiner MVC entspricht. Andererseits könnten sich die langsamen motorischen Einheiten in den langsameren Muskeln nach der Ermüdung noch nicht erholt haben.

Das IEMG hat sich nach der Ermüdung nur in den Muskeln m. gastrocnemius lateralis und m. gastrocnemius medialis signifikant verringert, während bei den Muskeln m. vastus lateralis und m. vastus medialis)keine signifikante Abnahme der elektrischen Aktivität sichtbar wurde. Es könnte bei den erstgenannten Muskeln der Fall sein, dass während des CMJ-Ermüdungsprotokolls ein großer Anteil der gesamten MUs ermüdet war, wie es die abnehmende elektrische Aktivität in dieser Bewegung nahe legte.

Bei den Muskeln m. vastus lateralis und m. vastus medialis war eventuell die Zahl der MUs während des CMJ-Ermüdungsprotokolls nur zum Teil verringert, weil die Ermüdung die Veränderungen mehr auf der Ebene der MU-Frequenzierung hervorgerufen hatte.

Dies konnte weiterhin keine Abnahme im IEMG nach der Ermüdung verursachen. Darüber hinaus konnten die drei Minuten Pause zwischen dem CMJ und den Handballsprungwürfen eine mögliche Erholung der schnellen MUs bedingen. Es war aber nicht klar, um welche Art von Erholung es sich bei den schnellen MUs handelt. Ebenso unklar war, ob diese Erholung auf der Ebene der Entladungsfrequenz der schnellen MUs oder auf der Ebene der Zahl der MUs oder auf beiden Ebenen gleichzeitig stattfand.

Es schien bei der Bewegungsaufgabe in diesem Experiment der Fall zu sein, dass sich das IEMG und die MDF wechselseitig, hinsichtlich des Muskeltypus und seiner spezifischen Faserverteilung, verhalten und sich entsprechend kompensieren. Wenn die MDF bei einem Muskel abnahm, änderte sich das IEMG nicht und umgekehrt, wenn das IEMG abnahm, änderte sich die MDF nicht.

In der Untersuchung von Horita et al. (2003) gab es keine Veränderungen in der elektrischen Aktivität aller hier untersuchten Muskeln SJ nach der Ermüdung, wobei das Ermüdungsprotokoll aus wiederholenden submaximalen Sprüngen („rebound jumps“) bestand, die auf einem Schlitten mit 70 % der maximalen Sprunghöhe ausgeführt wurden.

Bei Kuitunen et al. (2002) hatte sich ca. fünf Minuten nach dem Ende eines Ermüdungsprotokolls (Schlitten) die elektrische Aktivität in Bezug auf die Muskel- und Sprungart unterschiedlich verhalten. Es wurden sowohl signifikante als auch nicht signifikante Abnahmen der elektrischen Aktivität in den untersuchten Muskeln beobachtet.

Von ähnlichen Ergebnissen hinsichtlich eines unterschiedlichen Verhaltens der elektrischen Aktivitäten wurden in den Muskeln m. soleus, m. vastus lateralis und m. gastrocnemius bei Kuitunen et al. (2007) nach einem SSC-Ermüdungsprotokoll auf dem Schlitten berichtet. Dabei hatte sich das IEMG der Muskeln m. soleus und m. gastrocnemius bei den submaximalen Sprüngen nach der Ermüdung signifikant verringert während keine signifikante Verringerung im IEMG des m. vastus lateralis stattgefunden hatte. Andererseits hatte sich das IEMG der drei genannten Muskeln nach 100 maximalen DJ nicht signifikant verringert.

Freilich können hier auch andere Faktoren als die des Muskelfasertypus für diese Unterschiede bzgl. der EMG-Parameter eine Rolle spielen. So können beispielsweise die prozentualen Unterschiede der in der Bewegung beteiligten Muskeln, die Synchronisation von den aktiven MUs, die inter- und intramuskuläre Koordination, die Muskeltemperatur und auch die metabolischen Nebenprodukte eine entscheidende Rolle einnehmen.

Einige dieser Faktoren können auch im Verlauf eines Ermüdungsgeschehens gegeneinander wirken, wie etwa z.B. die Muskeltemperatur, die in kontrahierten Muskeln ansteigt (Arendt-Nielsen und Sinkjær, 1991; Petrofsky, 1979) und bei

schnellen Muskelfasern höher ist als bei langsamen Muskelfasern (Bolstad und Ersland, 1978; Viitasalo und Komi, 1980). Die Frequenzkomponenten des EMGs konnten auch dadurch beeinflusst werden. Eine höhere Muskeltemperatur bedeutete eine höhere MFCV und folglich eine höhere MDF bzw. MPF (Petrofsky, 1979; Viitasalo und Komi, 1980; Stewart et al., 2003). Indes können metabolische Nebenprodukte sich mehr in FT-Muskelfasern als in ST-Muskelfasern (Tesch et al., 1983; Bosco et al., 1986) ablagern. Darüber hinaus können diese Faktoren mit der Art der Bewegung bzw. dem Ermüdungsprotokoll beeinflusst werden.

Die elektrische Aktivität der Muskeln kann stark mit der Zahl der aktiven motorischen Einheiten verbunden sein (Moritani et al., 1986) und damit auch mit der Art der Bewegung. Wird ein Muskel an einer Bewegung stärker beteiligt, dann erhöht sich die Zahl seiner aktiven motorischen Einheiten im Kontraktionsvorgang. Beim CMJ bzw. beim SJ (Hubley und Wells, 1983) und auf dem Schlitten beim DJ sowie beim SJ (Horita et al., 2003) kann die Beteiligung vom Kniegelenk in der Durchführung dieser Bewegungen fast doppelt so groß sein, wie die Beteiligung der Muskulatur des Sprunggelenks. Diese Unterschiede beziehen sich auf die Muskeln, die um die Gelenke herum arbeiten. Es wurde vermutet, dass diese Unterschiede der beteiligten Muskeln in den Sprungbewegungen sich auf deren Aktivierung und damit auf das IEMG auswirken.

9 Zusammenfassung

Die sportliche Leistung ist in dieser Untersuchung in drei Parametern (Peak-Kraft, Sprunghöhe und Kontaktzeit) erfasst worden. Diese wurden parallel mit den EMG-Parametern (Medianfrequenz und Integriertes EMG) während der Ermüdung untersucht. Das Ermüdungsprotokoll, das aus 50 CMJ bestand, verursachte mit der Verminderung der sportlichen Leistung auch Veränderungen in den untersuchten EMG-Parametern. Die Veränderungen in den EMG-Parametern waren in den Muskeln m. gastrocnemius lateralis und m. gastrocnemius medialis während des CMJ deutlicher als im Vergleich zu den Muskeln m. vastus lateralis und m. vastus medialis.

In der Schlussfolgerung muss die Verringerung der sportlichen Leistung und der EMG-Parameter während der Ermüdung im Verlauf eines Dehnungs-Verkürzungszyklus auf verschiedene Mechanismen umgelegt werden. Dafür lassen sich sowohl periphere als auch zentrale Mechanismen anführen.

Nichtsdestotrotz bleiben alle hier beschriebenen Mechanismen für das Verhalten der untersuchten EMG-Parameter nur Spekulationen, da mit den vorhandenen EMG-Parametern die Ermüdung nicht zu messen, sondern lediglich zu beschreiben versucht werden sollte. Das, was gemessen wurde, waren lediglich die Auswirkungen von Ermüdungserscheinungen auf das Kontraktionsverhalten der Muskulatur. Wie die hervorgerufenen Veränderungen in der Rekrutierung und in der Frequenzierung von motorischen Einheiten bzw. deren intramuskulärem

Zusammenspiel während der Ermüdung zustande kommt, lässt sich über die Parameter der Oberflächen-EMG nicht direkt beschreiben.

Der Handballsprungwurf ist eine freie Bewegung mit explosiver Kraft. Diese Bewegung ist ein typisches Beispiel für SSC-Bewegungen, die man erlernt und durch Training verbessern kann. Es kann dadurch ein programmiertes Muster in dem ZNS entstehen, welches die inter- und die intramuskuläre Koordination kontrolliert.

Eine präzise Aussage über die Frequenzierung und die Rekrutierung der motorischen Einheiten durch das Oberflächen-EMG, sowohl im nicht ermüdeten als auch im muskulär ermüdeten Zustand, ist von den Muskelfasertypen sowie von der Art und der Intensität der Bewegung abhängig. Darüber hinaus sind die EMG-Parameter nicht nur durch die Rekrutierung und Frequenzierung beeinflussbar. Daher können die EMG-Parameter zwar ein gutes aber kein endgültiges Bild abgeben.

Die Durchführung der Bewegungen im Labor unterscheidet sich hinsichtlich der Genauigkeit und Intensität sowie dem Ermüdungsverhalten von denselben Bewegungen, die im Spielfeld realisiert werden. Durch verschiedene psychische Faktoren des Spielers oder der aktuellen Spielsituationen können seine Aktionen beeinflusst werden. Untersuchungen von Bewegungen im Spielfeld wie beim Handball oder bei ähnlichen Sportspielen mit Hilfe der EMG-Methode lassen sich aus technischen Gründen noch immer schwer realisieren.

Die Untersuchung von Sprungbewegungen im Labor erlaubt eine deutlich bessere Kontrolle des Experimentes und ermöglicht somit Untersuchungen, bei denen mit deutlich reduzierten Varianzen auch noch relativ geringe Veränderungen sichtbar gemacht werden können.

Literatur

Ament, W., Bonga, G.J.J., Hof, A.L. & Verkerke, G.J. (1993). EMG median power frequency in an exhausting exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 3(4), 214-220.

Ament, W., Bonga, G.J.J., Hof, A.L. & Verkerke, G.J. (1996). Electromyogram median power frequency in dynamic exercise at medium exercise intensities. *European Journal of Applied Physiology*, 74, 180-186.

Arendt-Nielsen, L. & Mills, K.R. (1985). The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fibre conduction velocity. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 60, 130-134.

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. *European Journal of Applied Physiology*, 58, 20-25.

Arendt-Nielsen, L. & Sinkjær, T.S. (1991). Quantification of human dynamic muscle fatigue by electromyography and kinematic profiles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1(1), 1-8.

Arendt-Nielsen, L., Mills, K.R. & Forster, A. (1989). Changes in muscle fiber conduction velocity, mean power frequency, and mean EMG voltage during prolonged submaximal contractions. *Muscle Nerve*, 12, 493-497.

Asmussen, E. & Bonde-Petersen, F. (1974). Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 9, 385-392.

Bárány, M. (1967). ATPase Activity of Myosin Correlated with Speed of Muscle Shortening. *The Journal of General Physiology*, 50 (6), 197-216.

Basmajian, J.V & De Luca, C.J. (1985). *Muscles Alive. Their Functions Revealed by Electromyography*. Baltimore London Sydney: Williams & Wilkins.

Bedi, J.F., Cresswell, A.G., Engel, T.J. & Nicol, S.M. (1987). Increase in Jumping Height Associated with Maximal Effort Vertical Depth Jumps. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 58 (1), 11-15.

Bigland-Ritchie, B. & Lippold, O.C.J. (1979). Changes in muscle activation during prolonged maximal voluntary contractions. *The Journal of Physiology*, 292, 14P-15P.

Bigland-Ritchie, B. & Woods, J.J. (1974). Integrated EMG and Oxygen uptake during dynamic contractions of human muscles. *Journal of Applied Physiology*, 36 (4), 475-479.

Bigland-Ritchie, B., Donovan, E.F. & Roussos, C.S. (1981). Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *The American Physiological Society*, 51 (5), 1300-1305.

Bigland-Ritchie, B., Johansson, R., Lippold, O.C.J. & Smith, S. (1983a). Changes in motoneurone firing rates during sustained maximal voluntary contractions. *The Journal of Physiology*, 340, 335-346.

Bigland-Ritchie, B., Johansson, R., Lippold, O.C.J. & WOODS, J.J. (1982). Changes of single motor unit firing rates during sustained maximal voluntary contractions. *The Journal of Physiology*, 328, 27 P.

Bigland-Ritchie, B., Johansson, R., Lippold, O.C.J. & WOODS, J.J. (1983b). Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *Journal of Neurophysiology*, 50, 313-324.

Billeter, R. & Hoppeler, H. (1994). Biologische Grundlagen der Muskelkontraktionen. In P.V. Komi, *Kraft und Schnellkraft im Sport. Eine Veröffentlichung der Medizinischen Kommissionen des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS. (Deutsche Übersetzung und Bearbeitung G. Rost, R. Rost)*. Köln: Deutscher Ärzte.

Bilodeau, M., Schindler-Ivens, S., Williams, D.M., Chandran, R. & Sharma, S.S. (2003). EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 83–92.

Blank, A., Gonen, B. & Magora, A. (1979). The size of active motor units in the internation and maintenance of an isometric contraction carried out to fatigue. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 19, 535-539.

Bobbert, M.F. & Van Soest, A.J. (1994). Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26(8), 1012-1020.

Bolstad, G. & Ersland, A. (1978). Energy metabolism in different human skeletal muscles during voluntary isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 38, 171-179.

Bös, K., Hänsel, F. & Schott, N. (2000). *Empirische Untersuchungen in der Sportwissenschaft. Planung-Auswertung-Statistik*. Hamburg: Czwalina.

Bosco, C. & Komi, P.V. (1980). Influence of aging on the mechanical behavior of leg extensor muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 45, 209-219.

Bosco, C., Komi, P.V. & Ito, A. (1981). Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiologica Scandinavica*, 111, 135-140.

Bosco, C., Komi, P.V., Tihanyi, J., Fekete, G. & Apor, P. (1983). Mechanical power test and fiber composition of human leg extensor Muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 51 (1), 129-135.

Bosco, C., Tihanyi, J., Latteri, F., Fekete, G., Apor, P. & Rusko, H. (1986). The effect of fatigue on store and re-use of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, 128 (1), 109-117.

Bringezu, G. (2006). Manuelle Lymphdrainage bei sportlichen Ausdauerleistungen (Entmüdung/Regeneration). In G. Bringezu & O. Schreiner, *Lehrbuch der Entstauungstherapie. Behandlungskonzepte für die Praxis*. Berlin Heidelberg: Springer.

Bruhn, S. (2003). *Sensomotorisches Training und Bewegungskoordination*.
Freiburg: Universität Freiburg, Institut für Sport und Sportwissenschaft.

Büdingen, H.J. & Freund, H-J. (1976). The relationship between the rate of rise of isometric tension and motor unit recruitment in a human forearm muscle. *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*, 362, 61-67.

Christova, P. & Kosev, A. (1998). Motor unit activity during long-lasting intermittent muscle contractions in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 77, 379-387.

Costill, D.L. (1972). Physiology of marathon running. *The Journal of the American Medical Association*, 221, 1024-1029.

Daly, D.J. & Cavanagh, P.R. (1976). Asymmetry in bicycle ergometer pedalling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 8 (3), 204-208.

De Luca, C.J. & Knaflitz, M. (1992). *Surface electromyography: what's new*.
Torino: CLUT.

De Luca, C.J. (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. The concept of Fatigue. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 11, 251-279.

De Luca, C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.

De Luca, C.J., Sabbahi, M.A. & Serge, H.R. (1986). Median frequency of the myoelectric signal. Effects of hand dominance. *European Journal of Applied Physiology*, 55, 457-464.

De Luca, C.J., Sabbahi, M.A., Stulen F.B. & Bilotto, G. (1983). Some Properties of the Median Frequency of the Myoelectric Signal during Localized Muscular Fatigue. *Biochemistry of Exercise*, 13, 175-186.

de Marées, H. (2002). *Sportphysiologie* (9., vollständig überarbeitete und erweiterte Aufl.). Köln: Sport und Buch Strauss.

Denny-Brown, D.E. (1929). On the Nature of Postural Reflexes. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B*, 104, 252-301.

Desmedt, J.E. & Godaux, E. (1977). Fast motor units are not preferentially activated in rapid voluntary contractions in man. *Nature*, 267, 717-719.

Dowling, J.J. & Vamos, L. (1993). Identification of Kinetic and Temporal. Factors Related to Vertical jump. Performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 9, 95-110.

Edgerton, V. R., Smith, J.L. & Simpson, D.R. (1975). Muscle fibre type populations of human leg muscles. *Histochemical Journal*, 7, 259-266.

Edman, K.A.P. (1994). Die kontraktile Funktion der Skelettmuskelfaser. In P.V. Komi, *Kraft und Schnellkraft im Sport. Eine Veröffentlichung der Medizinischen Kommissionen des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS. (Deutsche Übersetzung und Bearbeitung G. Rost, R. Rost)*. Köln: Deutscher Ärzte.

Edward, F. C., Bell, S., Costill, D.L. & FINK W.J. (1978). Skeletal Muscle Fiber Characteristics of World class shot-putters. *Research Quarterly*, 49(3), 277-284.

Edwards, R.G. & Lippold, O.C.J. (1956). The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. *Journal of Physiology*, 132, 677-681.

Fitts, R.H. (1994). Cellular mechanisms of muscle fatigue. *The American Physiological Society*, 74 (1), 49-94.

Gamet, D., Duchêne, J., Carapon-Bar, C. & Goubel, F. (1990). Electromyogram power spectrum during dynamic contractions at different intensities of exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 61, 331-337.

Gandevia, S.C. (2001). Spinal and subspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 81 (4), 1725-1789.

Garland, S.J., Enoka, R.M., Serrano, L.P. & Robinson, G.A. (1994). Behavior of motor units in human biceps brachii during a submaximal fatiguing contraction. *Journal of Applied Physiology*, 76, 2411-2419.

Gerdle, B. & Karlsson, S. (1994). The mean frequency of the EMG of the knee extensors is torque dependent both in the unfatigued and the fatigued states. *Clinical Physiology*, 14, 419-432.

Gerdle, B., Karlsson, S., Crenshaw, A.G. & Friden, J. (1997). The relationships between EMG and muscle morphology throughout sustained static knee extension at two submaximal force levels. *Acta Physiologica Scandinavica*, 160, 341-351.

Gerdle, B., Karlsson, S., Crenshaw, A.G., Elert, J. & Fridén, J. (2000). The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extensions. *European Journal of Applied Physiology*, *81*, 2-10.

Goldspink, G., Larson, R.E. & Davies, R.E. (1970). The Immediate Energy Supply and the Cost of Maintenance of Isometric Tension for Different Muscles in the Hamster. *Journal of Comparative Physiology*, *66* (4), 389-397.

Gollhofer, A., Komi, P.V., Fujitsuka, N. & Miyashita, M. (1987b). Fatigue during stretch-shortening cycle exercises. II. Changes in neuromuscular activation patterns of human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine*, *8* (suppl.), 38-47.

Gollhofer, A., Komi, P.V., Miyashita, M. & Aura, O. (1987a). Fatigue during stretch-shortening cycle exercises: Changes in mechanical performance of human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine*, *8*, 71-78.

Green, H.G. (1987). Neuromuscular Aspects of Fatigue. *Canadian Journal of sport sciences*, *12* (Suppl. 1), 7S-12S.

Green, H.J. (1997). Mechanisms of muscle fatigue in intense exercise. *Journal of Sports Sciences*, *15*, 247-256.

Grünigen, D.C.V. (1993). *Digitale Signalverarbeitung. Grundlagen und Anwendungen Beispiele und Übungen mit MATLAB*. Berlin: vde.; Aarau/Schweiz: AT.

Güllich, A. (1996). Schnellkraftleistungen im unmittelbaren Anschluß an maximale und submaximale Krafteinsätze (1., Aufl.). Köln: Sport und Buch Straus.

Gydikov, A. & Kosarov, D. (1974). Some features of different motor units in human biceps brachii. *Pfligers Archiv*, 347, 75-88.

Hagberg, M. & Ericson, B-E. (1982). Myoelectric power spectrum dependence on muscular contraction level of elbow flexors. *European Journal of Applied Physiology*, 48, 147-156.

Hägg, G.M. (1992). Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. *Journal of applied physiology*, 73(4), 1211-1217.

Heller, M. (2005). *Sportliche Leistungsfähigkeit und zeitabhängiges Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen*. Magdeburg: Universität Magdeburg, Fakultät für Geistes-, Sozial- und Erziehungswissenschaften.

Henneman, E., Somjen, G. & Carpenter, D.O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of neurophysiology*, 28, 560-580.

Hesselmann, N. (1987). *Digitale Signalverarbeitung. Rechnergestützte Erfassung, Analyse und Weiterverarbeitung analoger Signale. Eine Einführung* (2., Aufl.). Würzburg: Vogel.

Hochmuth, G. (1984). Biomechanics of athletic movement. Berlin: Sportverlag.

Hollmann, W., Hettinger, T. & Strüder, H.K. (2000). *Sportmedizin. Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin* (4., völlig neu bearbeitete und erweiterte Aufl.). Stuttgart, New York: Schattauer.

Horita, T. & Ishiko, T. (1987). Relationships between muscle lactate accumulation and surface EMG activities during isokinetic contractions in man. *European Journal of Applied Physiology*, 56, 18-23.

Horita, T., Komi, P.V. & Hämaläinen, J.A. (2003). Exhausting stretch-shortening cycle (SSC) exercise causes greater impairment in SSC performance than in pure concentric performance. *European Journal of Applied Physiology*, 88, 527-534.

Hortobágyi, T., Lambert, N.J. & Kroll, W.P. (1991). Voluntary and Reflex Responses to Fatigue with Stretch-Shortening Exercise. *Canadian journal of sport sciences, 16* (2), 142-150.

Hostens, I., Seghers, J., Spaepen, A. & Ramon, H. (2004). Validation of the wavelet spectral estimation technique in Biceps Brachii and Brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 14*, 205-215.

Hubley, C.L. & Wells, R.P. (1983). A work-energy approach to determine individual joint contributions to vertical jump performance. *European Journal of Applied Physiology, 50*, 247-254.

Hunter, S.K. & Enoka, R.M. (2003). Changes in muscle activation can prolong the endurance time of a submaximal isometric contraction in humans. *Journal of Applied Physiology, 94*, 108-118.

Husen, V.M. (2005). *Belastungen der unteren Extremität im Handball und Volleyball. Eine Untersuchung zur Landung nach Sprungwürfen und Schmetterschlägen.* Darmstadt: Technische Universität Darmstadt, Erziehungswissenschaft, Psychologie und Sportwissenschaft.

Jurell, K.C. (1998). Surface EMG and fatigue. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 9(4), 933-947.

Kamen, G. & Caldwell, G.E. (1996). Physiology and Interpretation of the Electromyogram. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 13(5), 366-384.

Karlsson, S., Erlandson, B.E. & Gerdle, B. (1994). A personal computer-based system for real-time analysis of surface EMG signals during static and dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4, 170-180.

Kay, D., St.Clair-Gibson, A., Mitchell, M.J., Lambert, M.I. & Noakes, T.D. (2000). Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 425-431.

Knaflitz, M. & Bonato, P. (1999). Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 337-350.

Knuttgen, H.G., Komi, P.V. (1994). Basale Definitionen der muskulären Aktivität. In P.V. Komi, *Kraft und Schnellkraft im Sport. Eine Veröffentlichung der Medizinischen Kommissionen des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS. (Deutsche Übersetzung und Bearbeitung G. Rost, R. Rost)*. Köln: Deutscher Ärzte.

Komi, P. V. (1984). Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 12(1), 81-121.

Komi, P.V. & Bosco, C. (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medicin and Science in Sport*, 10(4), 261-265.

Komi, P.V. & Rusko, H. (1974). Quantitative evaluation of mechanical and electrical changes during fatigue loading of eccentric and concentric work. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 3, 121-126.

Komi, P.V. & Tesch, P. (1979). EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *European Journal of Applied Physiology*, 42, 41-50.

Komi, P.V. (1994) *Kraft und Schnellkraft im Sport. Eine Veröffentlichung der Medizinischen Kommissionen des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS. (Deutsche Übersetzung und Bearbeitung G. Rost, R. Rost)*. Köln: Deutscher Ärzte.

Komi, P.V. (2000). Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigue muscle. *Journal of Biomechanics*, 33, 1197–1206.

Kuitunen, S., Avela, J., Kyröläinen, H., Nicol, C. & Komi, P.V. (2002). Acute and prolonged reduction in joint stiffness in humans after exhausting stretch-shortening cycle exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 88, 107-116.

Kuitunen, S., Kyröläinen, H., Avela, J. & Komi, P.V. (2007). Leg stiffness modulation during exhaustive stretch-shortening cycle exercise. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17, 67-75.

Laurig, W. (1970). Elektromyographie als arbeitswissenschaftliche Untersuchungsmethode zur Beurteilung von statischer Muskelarbeit. Offenbach/Main.

Laurig, W. (1983). Elektromyographie. In K. Willimczik (Hrsg), *Forschungsmethoden in der Sportwissenschaft. Grundkurs Datenerhebung 1* (63-87). Ahrensburg bei Hamburg: Ingrid Czwalina.

Lindström, L., Kadefors, R. & Petersén, I. (1977). An electromyographic index for localized muscle fatigue. *Journal of applied physiology*, 43 (4), 750-754.

Lindström, L., Magnusson, R. & Petersen, I. (1970). Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography*, 10 (4), 341-356.

Lindström, L.H. & Magnusson, R.I. (1977). Interpretation of myoelectric power spectra: A model and its applications. *Proceedings of the IEEE*, 65 (5), 653-661.

Lippold, O.C.J., Redfearn, J.W.T. & Vučo, J. (1960). The electromyography of fatigue. *Ergonomics*, 3, 121–131 (1960).

Lorentzon, R., Johansson, C., Sjöström, M., Fagerlund, M. & Fugl-Meyer, A.R. (1988). Fatigue during dynamic muscle contractions in male sprinters and marathon runners: relationships between performance, electromyographic activity, muscle cross-sectional area and morphology. *Acta Physiologica Scandinavica*, 132, 531-536.

Lowery, M.M., Vaughan, C.L., Nolan, P.J. & O'Malley, M.J. (2000). Spectral Compression of the Electromyographic Signal due to Decreasing Muscle Fiber Conduction Velocity. *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering*, 8, 353-361.

Mademli, L. & Arampatzis, A. (2005). Behaviour of the human gastrocnemius muscle architecture during submaximal isometric fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, 94, 611-617.

Mannion, A.F. & Dolan, P. (1996). Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. *European Journal of Applied Physiology*, 74, 411-419.

Mannion, A.F., Dumas, G.A., Stevenson, J.M. & Cooper, R.G. (1998). The influence of muscle fiber size and type distribution on electromyographic measures of back muscle fatigability. *Spine*, 23 (5), 576-584.

Masuda, K., Masuda, T., Sadoyama, T., Inaki, M. & Katsuta, S. (1999). Changes in surface EMG parameters during static and dynamic. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 39-46.

Merletti, R., Knaflitz, M. & De Luca, C.J. (1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology*, 69 (5), 1810-1820.

Merletti, R., Lo Conte, L.R. & Orizio, C. (1991). Indices of Muscle Fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1 (1), 20-33.

Michel, S. (2001). *Muskuläre Ermüdung. Theoretische Grundlagen und experimentelle Befunde*. Marburg: Tectum.

Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. & Yemm, R. (1973a). Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. *Journal of Physiology*, *230*, 371-390.

Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. & Yemm, R. (1973b). The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *Journal of Physiology*, *230*, 359-370.

Moritani, T. & Muro, M. (1987). Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *European Journal of Applied Physiology*, *56*, 260-265.

Moritani, T., Muro, M. & Nagata, A. (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, *60* (4), 1179-1185.

Moritani, T., Muro, M., Kijima, A., Gaffney, F.A. & Parsons, D. (1985). Electromechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions: surface and intermuscular EMG responses during sustained maximal voluntary contraction. *Experimental Neurology*, *88*, 484-499.

Mortimer, J.T., Magnusson, R. & Petersén, I. (1970). Conduction velocity in ischemic muscle: effect on EMG frequency spectrum. *American Journal of Physiology*, 219(5), 1324-1329.

Mullany, H., O'Malley, M.O., St.Clair-Gibson, A. & Vaughan, C. (2002). Agonist-antagonist common drive during fatiguing knee extension efforts using surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12, 375-384.

Naeije, M. & Zorn, H. (1982). Relation between EMG power spectrum shifts and muscle fibre action potential conduction velocity changes during local muscular fatigue in man. *European Journal of Applied Physiology*, 50, 23-33.

Nardone, A., Romanò, C. & Schieppati M. (1989). Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *Journal of Physiology*, 409, 451-471.

Nicol, C., Avela, J. & Komi, P.V. (2006). The stretch-shortening cycle: A model to study naturally occurring neuromuscular fatigue. *Sports Medicine*, 36 (11), 977-999.

Nicol, C., Komi, P.V., Horita, T. & Kyröläinen, H. (1996). Reduced stretch-reflex sensitivity after exhausting stretch-shortening cycle exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 72, 401-409.

Nilsson, J., Tesch, P. & Thorstensson, A. (1977). Fatigue and EMG of repeated fast voluntary contractions in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 101, 194-198.

Norman, R.W. & Komi, P.V. (1979). Electromyographic delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 106, 241.

Noth, J. (1994). Die motorische Einheiten. In P.V. Komi, *Kraft und Schnellkraft im Sport. Eine Veröffentlichung der Medizinischen Kommissionen des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS. (Deutsche Übersetzung und Bearbeitung G. Rost, R. Rost)*. Köln: Deutscher Ärzte.

Ochs, R.M., Smith, J.L. & Edgerton, V.R. (1977). Fatigue characteristics of human gastrocnemius and soleus muscles. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 17, 297-306.

Pahlke, U. (1999). Muskelgewebe. In G. Badtke, *Lehrbuch der Sportmedizin*. (4., neubearbeitete Aufl.). Heidelberg Leipzig: Johann Ambrosius Barth.

Petrofsky, J.S. & Lind, A.R. (1980). Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 43, 173-182.

Petrofsky, J.S. (1979). Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology*, 41, 1-15.

Petrofsky, J.S., Glaser, R.M., Philips, C.A., Lind, A.R. & Williams, C. (1982). Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue. *Ergonomics*, 25(3), 213-223.

Pincivero, D.M., Gandhi, V., Timmons, M.K. & Coelho, A.J. (2006). Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. *Journal of Biomechanics*, 39, 246-254.

Psek, J.A. & Cafarelli, E. (1993). Behaviour of coactive muscles during fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 74, 170-175.

Rodacki, A.L.F., Fowler, N.E. & Bennett, S. (2002). Vertical jump coordination: fatigue effects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(1), 105-116.

Ronglan, L.T., Raastad, T. & Børghesen, A. (2006). Neuromuscular fatigue and recovery in elite female handball players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16 (4), 267–273.

Sadoyama, T., Masuda, T. & Miyano, H. (1983). Relationships between muscle fibre conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction. *European Journal of Applied Physiology*, 51, 247-256.

Schlegel, N., Nowak, M. & Jaenichen, D. (1995). Männer EM '94 – Rückblicke, Analysen, Konsequenzen. *Teil 2. Handballtraining*, 17 (1), 24-29.

Scholle, H-C., Schumann, N-P., Anders, C. & Biedermann, F. (2001). Ermüdung und koordinative Leistung. In H-A. Thorhauer, K. Carl, & U. Türk-Noack (Hrsg.): *Muskel-Ermüdung. Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft*. Köln: Sport & Buch Strauß.

Shephard, R.J. (1993). Allgemeine Grundlagen. in R.J. Shephard & P.-O. Åstrand, *Ausdauer im Sport. Eine Veröffentlichung des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS. (Deutsche Übersetzung und Bearbeitung G. Rost, R. Rost)*. Köln: Deutscher Ärzte.

Skurvydas, A. (2000). Low frequency fatigue and muscle endurance after performing intermittent eccentric and continuous eccentric-concentric exercises.

Journal Education Physical Training Sport, 4 (37), 46-50.

Skurvydas, A., Jascaninas, J., & Zachovajevas, P. (2000). Changes in height of jump, maximal voluntary contraction force and low-frequency fatigue after 100 intermittent or continuous jumps with maximal intensity. *Acta Physiologica Scandinavica, 169*, 55-62.

Smith, J.L., Betts, B., Edgerton, V.R. & Zernicke, R.F. (1980). Rapid ankle extension during paw shakes: selective recruitment of fast ankle extensors.

Journal of Neurophysiology, 43, 612-620.

Stewart, D., Macaluso, A. & De Vito, G. (2003). The effect of an active warm-up on surface EMG and muscle performance in healthy humans. *European Journal of Applied Physiology, 89*, 509-513.

Strojnik, V. & Komi, P.V. (1998). Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. *Journal of Applied Physiology, 84*, 344-350.

Tesch, P. & Karlsson, J. (1978). Isometric strength performance and muscle fibre type distribution in man. *Acta Physiologica Scandinavica, 103*, 47-51.

Tesch, P., Sjödín, B. & Karlsson, J. (1978b). Relationship between lactate accumulation, LDH activity, LDH isozyme and fibre type distribution in human skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, 103, 40-46.

Tesch, P., Sjödín, B., Thorstensson, A. & Karlsson, J. (1978a). Muscle fatigue and its relation to lactate accumulation and LDH activity in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 103, 413-420.

Tesch, P.A., Komi, P.V., Jacobs, I., Karlsson, J. & Viitasalo, J.T. (1983). Influence of lactate accumulation on EMG frequency spectrum during repeated concentric contractions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 119, 61-67.

Thieß, G., Schnabel, G. & Baumann, R. (1980). *Training von A bis Z. Kleines Wörterbuch für die Theorie und Praxis des sportlichen Trainings*. Berlin: Sportverlag.

Thorhauer, H-A., Hoffmann, L., Werner, F. & Michel, S. (2001). Der Einfluss lokaler Ermüdung auf Muskelaktionspotentiale (MAP) und Parameter der Leistungsfähigkeit der unteren Extremitäten. In H-A. Thorhauer, K. Carl, & U. Türk-
Noack (Hrsg.): *Muskel-Ermüdung. Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft*. Köln: Sport & Buch Strauß.

Thorstensson, A. & Karlsson, J. (1976). Fatigability and fibre composition of human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand*, 98, 318-322.

Türk-Noack, U. & Thorhauer, H-A. (2001). Belastungsmethodische Ermüdungskonzepte für das Kraft-Technik-Training. In H-A. Thorhauer, K. Carl, & U. Türk-Noack (Hrsg.): *Muskel-Ermüdung. Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft*. Köln: Sport & Buch Strauß.

Van Zandwijk, J.P., Bobbert, M.F., Munneke M. & Pas, P. (2000). Control of maximal and submaximal vertical jumps. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(2), 477-485.

Viitasalo, J. (1983). Function of the knee extensor muscles during fatigue. International Congress of Biomechanics, 271-277.

Viitasalo, J.H.T. & Komi, P.V. (1977). Signal characteristics of EMG during fatigue. *European journal of applied physiology*, 37, 111-121.

Viitasalo, J.T. & Komi, P.V. (1980). EMG, reflex and reaction time components, muscle structure, and fatigue during intermittent isometric contraction in man. *International Journal of Sports Medicine*, 1, 185-190.

Viitasalo, J.T., Luhtanen, P., Rahkila, P. & Rusko, H. (1985). Electromyographic activity related to aerobic and anaerobic threshold in ergometer bicycling. *Acta Physiologica Scandinavica*, 124, 287-293.

Vøllestad, N.K. & Sejersted, O.M. (1988). Biochemical correlates of fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, 57, 336-347.

Weineck, J. (2004). *Sportbiologie*. (9. Auflage). Spitta.

Weir, J.P., Keefe, D.A., Eaton, J.F., Augustine, R.T. & TOBIN, D.M. (1998). Effect of fatigue on hamstring co-activation during isokinetic extensions. *European Journal of Applied Physiology*, 78, 555-559.

Weir, J.P., Mahoney, K.P., Haan, K.G. & Davis, A. (1999). Influence of electrode orientation on electromyographic fatigue indices of the vastus lateralis. *Journal of Exercise Physiology online*, 2(3), 15-22.

Werner, F. (2006). *Auswirkungen differenzieller Ermüdungsprogramme auf ausgewählte ewegungsparameter und die Muskelaktionspotenziale von Triceps surae und Quadriceps femoris*. Jena: Universität Jena, Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften.

Yeung, S.S., Au, A.L. & Chow, C.C. (1999). Effects of fatigue on the temporal neuromuscular control of vastus medialis muscle in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 80, 379-385.

Zschorlich, V. (1987). *Elektromyographie und Dynamometrie in der Bewegungsforschung. Ein systemanalytischer Ansatz zur Untersuchung der Bewegungskoordination*. Ahrensburg bei Hamburg: Czwalina.

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1. Schematische Darstellung einer motorischen Einheit (Noth, 1994, S. 33).....	11
Abb. 2. Wert- und zeitkontinuierliches Signal (Analogsignal) (Hesselmann, 1987, S. 16).....	22
Abb. 3. Wert- und zeitdiskrete Signalfunktion (Hesselmann, 1987, S. 17).....	23
Abb. 4. Codierung von Abtastwerten einer Zeitfunktion in binäre Datenworte (Hesselmann, 1987, S. 18).....	24
Abb. 5. Überlagerung von MUAPs zu einem resultierenden Elektromyogramm. (Kamen und Caldwell, 1996, S. 368).....	30
Abb. 6. EMG bei leicht zunehmender isometrischer Kraftentwicklung (Zschorlich, 1987, S. 28).....	31
Abb. 7. Darstellung des Untersuchungsablaufs.....	66
Abb. 8. Darstellung der Bodenreaktionskräfte (F_z , F_x und F_y) bei einem CMJ.....	70
Abb. 9. Darstellung eines einzelnen submaximalen CMJ (<i>m. vastus medialis</i>).....	77
Abb. 10. Darstellung eines maximalen Handballsprungwurfs (<i>m. vastus lateralis</i>).....	77
Abb. 11. Darstellung eines über 11 s gehaltenen Zehenspitzenstands (<i>m. vastus lateralis</i>).....	78
Abb. 12. Darstellung der vertikalen Kraft und des EMGs am <i>m. vastus medialis</i> bei einem CMJ vor der Ausschneidung.....	79
Abb. 13. Darstellung der vertikalen Kraft und des EMGs am <i>m. vastus medialis</i> bei einem CMJ nach der Ausschneidung.....	80
Abb. 14. Darstellung der Flugzeit bei einem CMJ ($t = t_2 - t_1$; t_1 = die Zeit, wenn der Proband die Kraftmessplatte verlässt (take-off); t_2 = die Zeit, wenn der Proband wieder auf der Kraftmessplatte landet).....	81
Abb. 15. Darstellung der Peak-Kraft bei einem CMJ.....	82
Abb. 16. Darstellung der Kontaktzeit bei einem CMJ.....	83
Abb. 17. Darstellung eines gefilterten EMG-Signals bei einer Grenzfrequenz von 20 bis 600 Hz... 85	85
Abb. 18 a-d. Darstellung der Auswertungsschritte für die Berechnung des IEMGs eines Signals beim CMJ. a: Das gefilterte Signal; b: Das gleichgerichtete Signal; c: Das geglättete Signal; d: Das integrierte Signal.....	87
Abb. 19 a-c. Darstellung der Auswertungsschritte für die Berechnung der Medianfrequenz eines Signals beim CMJ. a: Das gefilterte Signal; b: Das Spektrum des Signals; c: Das in zwei gleiche Flächen geteilte Spektrum.....	88
Abb. 20. Darstellung der vertikalen Kraft und des EMGs am <i>m. vastus lateralis</i> bei einem Handballsprungwurf vor (a) und nach (b) der Ausschneidung.....	89
Abb. 21. Darstellung der Kontaktzeit und der Flugzeit beim Handballsprungwurf.....	90
Abb. 22. Darstellung der vertikalen Kraft und des EMGs des <i>m. vastus lateralis</i> bei einem Zehenspitzenstand vor (a) und nach (b) der Ausschneidung.....	91
Abb. 23. Darstellung der Auswertungsschritte für die Berechnung eines IEMG-Signals beim Zehenspitzenstand.....	92

<i>Abb. 24. Darstellung der Auswertungsschritte zur Berechnung der Medianfrequenz eines Signals beim Zehenspitzenstand. a: Das gefilterte Signal; b: Die Spektren des Signals; c: Das in zwei gleiche Flächen geteilte Spektrum.....</i>	<i>93</i>
<i>Abb. 25. Grafische Darstellung des Verhaltens der Sprunghöhe mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls.....</i>	<i>96</i>
<i>Abb. 26. Grafische Darstellung des Verhaltens der Peak-Kraft mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls.....</i>	<i>97</i>
<i>Abb. 27. Grafische Darstellung des Verhaltens der Kontaktzeit mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls.....</i>	<i>97</i>
<i>Abb. 28. Darstellung des Zusammenhangs zwischen Sprunghöhe und Peak-Kraft von allen Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls.....</i>	<i>98</i>
<i>Abb. 29. Darstellung des Zusammenhangs zwischen Sprunghöhe und Kontaktzeit von allen Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls.....</i>	<i>99</i>
<i>Abb. 30. Darstellung des Zusammenhangs zwischen Peak-Kraft und Kontaktzeit von allen Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls.....</i>	<i>99</i>
<i>Abb. 31. Darstellung der Sprunghöhe von allen Probanden bei den Handballsprungwürfen vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll.....</i>	<i>101</i>
<i>Abb. 32. Darstellung der Kontaktzeit von allen Probanden bei den Handballsprungwürfen vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll.....</i>	<i>101</i>
<i>Abb. 33. Grafische Darstellung des Verhaltens der MDF des GL mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls.....</i>	<i>103</i>
<i>Abb. 34. Grafische Darstellung des Verhaltens der MDF des GM mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls.....</i>	<i>103</i>
<i>Abb. 35. Grafische Darstellung des Verhaltens der MDF des VL mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls.....</i>	<i>104</i>
<i>Abb. 36. Grafische Darstellung des Verhaltens der MDF des VM mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls.....</i>	<i>104</i>
<i>Abb. 37. Grafische Darstellung des Verhaltens des IEMGs des GL mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls.....</i>	<i>105</i>
<i>Abb. 38. Grafische Darstellung des Verhaltens des IEMGs des GM mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls.....</i>	<i>106</i>
<i>Abb. 39. Grafische Darstellung des Verhaltens des IEMGs des VL mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls.....</i>	<i>106</i>
<i>Abb. 40. Grafische Darstellung des Verhaltens des IEMGs des VM mit der Anzahl der Sprünge, gruppiert in 10 Kategorien, von 28 Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls.....</i>	<i>107</i>
<i>Abb. 41. Darstellung der MDF der Muskeln (GL und GM) von allen Probanden bei den Handballsprungwürfen vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll.....</i>	<i>108</i>
<i>Abb. 42. Darstellung der MDF der Muskeln (VL und VM) von allen Probanden bei den Handballsprungwürfen vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll.....</i>	<i>109</i>

<i>Abb. 43. Darstellung des IEMGs der Muskeln (GL und GM) von allen Probanden bei den Handballsprungwürfen vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll.....</i>	<i>110</i>
<i>Abb. 44. Darstellung des IEMGs der Muskeln (VL und VM) von allen Probanden bei den Handballsprungwürfen vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll.....</i>	<i>111</i>
<i>Abb. 45. Darstellung der MDF der Muskeln (GL und GM) von allen Probanden beim Zehenspitzenstand vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll.....</i>	<i>112</i>
<i>Abb. 46. Darstellung der MDF der Muskeln (VL und VM) von allen Probanden beim Zehenspitzenstand vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll.....</i>	<i>113</i>
<i>Abb. 47. Darstellung des IEMGs der Muskeln (GL und GM) von allen Probanden beim Zehenspitzenstand vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll.....</i>	<i>114</i>
<i>Abb. 48. Darstellung des IEMGs der Muskeln (VL und VM) von allen Probanden beim Zehenspitzenstand vor und nach dem CMJ-Ermüdungsprotokoll.....</i>	<i>115</i>

Tabellenverzeichnis

<i>Tab. 1. Anthropometrische Daten der gesamten Probandengruppe im Mittelwert \pm Standardabweichung</i>	63
<i>Tab. 2. Verteilung der erfassten Kanäle</i>	76
<i>Tab. 3. Darstellung der Korrelationskoeffizienten der Zusammenhänge zwischen den Leistungsparametern von allen Probanden während des CMJ-Ermüdungsprotokolls</i>	100
<i>Tab. 4. Darstellung des Mittelwerts \pm (SD) der Sprunghöhe und der Kontaktzeit bei den Handballsprungwürfen vor nach der Ermüdung</i>	102
<i>Tab. 5. Darstellung des Mittelwerts \pm (SD) der MDF der Muskeln (GL, GM, VL und VM) bei Handballsprungwürfen vor nach der Ermüdung</i>	109
<i>Tab. 6: Darstellung des Mittelwerts \pm (SD) des IEMGs der Muskeln (GL, GM, VL und VM) von allen Probanden bei Handballsprungwürfen vor nach der Ermüdung.</i>	111
<i>Tab. 7. Darstellung des Mittelwerts \pm (SD) der MDF der Muskeln (GL, GM, VL und VM) von allen Probanden beim Zehenspitzenstand vor und nach der Ermüdung</i>	113
<i>Tab. 8: Darstellung des Mittelwerts \pm (SD) des IEMGs der Muskeln (GL, GM, VL und VM) von allen Probanden beim Zehenspitzenstand vor und nach der Ermüdung</i>	115

Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen

A	Amplitude
Ag/AgCl	Silber-Silberchlorid-Elektrode
ATP	Adenosintriphosphat
Ca ⁺⁺	ionisiertes Kalzium
Cl ⁻	ionisiertes Chlorid
cm	Zentimeter
CMJ	counter movement jump
CrP	Kreatinphosphat
DJ	drop jump
EMG	Elektromyographie, Elektromyogramm
FFT	fast-fourier-transformation
FT	fast twitch
FTG	fast twitch-glykolytisch
FTO	fast twitch-oxidativ
F _x	transversale Kraftkomponente
F _y	horizontale Kraftkomponente
F _z	vertikale Kraftkomponente
GL	musculus gastrocnemius lateralis
GM	musculus gastrocnemius medialis
H ⁺	ionisiertes Hydrogen

Hz	Hertz
I	langsame Muskelfaser
IEMG	das Integral des EMGs
II	schnelle Muskelfaser
IIA	schnelle Muskelfaser-oxidativ
IIB	schnelle Muskelfaser-glykolytisch
IIC	Intermediärfasern
K ⁺	ionisiertes Kalium
kg	Kilogramm
kHz	Kilohertz (1 kHz = 1000 Hz)
kN	Kilonewton (1 kN = 1000 N)
LFF	low frequency fatigue
m. / m	musculus / Meter
MDF	Median Frequency
MFCV	muscle fibre conduction velocity
min.	Minute
mm	Millimeter
MPF	mean-power-frequency
ms	Millisekunde
MU	motorische Einheit („motor unit“)
MUAPs	motor unit action potentials
mV	Millivolt

MVC	maximal voluntary contraction
N	Newton
Na ⁺	ionisiertes Natrium
OS	Operschenkel
PEMG	EMG total power
Pi	inorganic Phosphat
R	Korrelationskoeffizient
RF	musculus rectus femoris
RMS	root mean-square
s	Sekunde
SD	Standerdabweichung
SJ	squat jump
SSC	Dehnungs-Verkürzungszyklus (stretch shortening cycle)
ST	slow twitch
t	time (Zeit)
TFR	threshold force of recruitment
US	Unterschenkel
V	Volt
VL	musculus vastus lateralis
VM	musculus vastus medialis
VO ₂	Sauerstoffaufnahme
VO _{2max}	maximale Sauerstoffaufnahme

ZNS

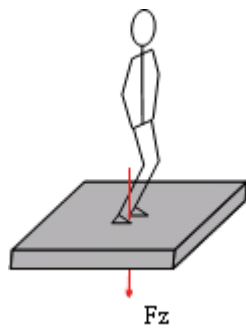
Zentralnervensystem

μm

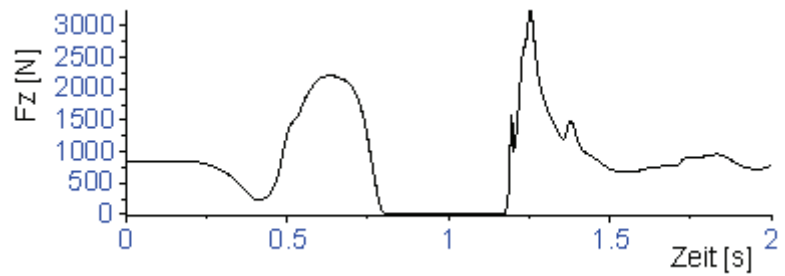
Mikrometer

Thesen

1. Das Handballspiel ist eine Sportart mit hohen Anforderungen an die Spieler im physischen, koordinativen und taktischen Bereichen. Eine überermüdende Belastung der unteren Extremitäten im Verlauf des Spieles beim Handball kann zu einer Minderung der gesamten Leistungsfähigkeit der Spieler führen.
2. Die Untersuchung der Muskelermüdung wurde bisher in Laborsituationen bei andauernden isometrischen Kontraktionen in zahlreichen Untersuchungen mit der Elektromyographie-Methode durchgeführt. Diese Methode eignet sich ebenfalls für Untersuchungen der Ermüdung während dynamischer Kontraktionen bei freien Bewegungsabläufen.
3. Counter-movement-jumps (CMJ) sind stark beanspruchende Sprungbewegungen, die als Modell-Belastung für einen Ermüdungsprozess gewählt wurden. Mit einem fortschreitenden CMJ -Ermüdungsprotokoll, das aus 50 CMJ besteht ist eine signifikante Verringerung der sportlichen Leistungsfähigkeit während der Ermüdung nachweisbar.



CMJ auf der Kraftmessplatte

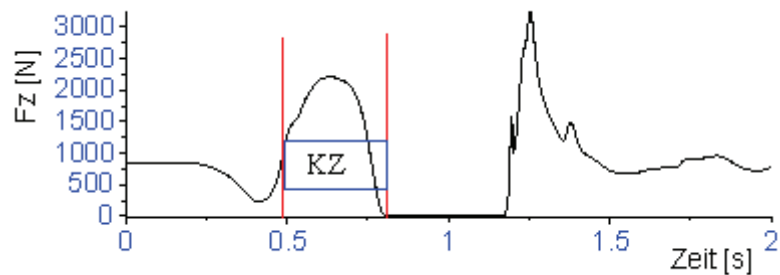


Darstellung der vertikalen Kraftkomponente (Fz)

4. Eine Verringerung der sportlichen Leistungsfähigkeit ist mit hoher Wahrscheinlichkeit ein systemischer Vorgang, der sich nicht nur auf einen einzelnen Prozess bezieht. Die Ermüdung der unteren Extremitäten durch ein CMJ-Ermüdungsprotokoll kann sowohl auf periphere als auch auf zentrale Mechanismen zurückgeführt werden.

5. Die Sprunghöhe ist ein wichtiges Leistungskriterium im Handballsport. Unter der Sprunghöhe wird die Körperschwerpunkterhöhung während der Flugphase z. B. bei einem Sprungwurf verstanden. Eine Ermüdung der unteren Extremitäten durch den CMJ führt zu einem signifikanten Abfall der Sprunghöhe während des CMJ und zu einem signifikanten Abfall der Sprunghöhe in den Handballsprungwürfen nach der Ermüdung.

6. Die Kontaktzeit (KZ) beschreibt die Zeit während der Absprungphase, wobei der Proband noch im Kontakt mit der Platte steht. Eine Ermüdung der unteren Extremitäten durch den CMJ führt zu einer signifikanten Verlängerung der Kontaktzeit während des CMJ.



Darstellung der Kontaktzeit bei einem CMJ

7. Das zentrale Nervensystem verfügt über zwei wesentliche Mittel, die von der quergestreiften Skelettmuskulatur erzeugte Kraft zu variieren. Zum einen geschieht dies durch die Veränderung der Anzahl der aktiven motorischen Einheiten (Rekrutierung) und zum anderen durch die Modulation der Entladungsfrequenz der Aktionspotential-Impulse der motorischen Einheiten (Frequenzierung). Beim Eintreten der Ermüdung können die Zahl bzw. die Entladungsfrequenz der motorischen Einheiten stark variieren.

8. Im Prozess der Ermüdung der unteren Extremitäten durch das CMJ-Ermüdungsprotokoll ist eine signifikante Abnahme der Medianfrequenz (MDF) des elektromyographischen Signals während der dynamischen (CMJ) Bewegung nachweisbar.

9. Im Prozess der Ermüdung der unteren Extremitäten durch das CMJ-Ermüdungsprotokoll ist auch eine signifikante Abnahme der MDF in einer isometrischen Bewegung (Zehenspitzenstand) nach der Ermüdung nachweisbar.

10. Die Ermüdung der unteren Extremitäten durch das CMJ-Ermüdungsprotokoll führt zu signifikanten Abnahmen der elektrischen Aktivität des elektromyographischen Signals (IEMG) in den Muskeln m. gastrocnemius lateralis und m. gastrocnemius medialis bei der CMJ-Ermüdung und bei den Handballsprungwürfen nach der Ermüdung.

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig verfasst und dabei keine anderen als die in der Dissertation angegebenen Hilfsmittel verwendet habe.

Rostock, 11. November 2008

Tammam Tanjour

Danksagung

Ganz besonders herzlich möchte ich mich bei meiner Familie für Ihre stetige emotionale Unterstützung während meines Studiums bedanken.

Ich danke Herrn Prof. Dr. Volker Zschorlich, der mir den Einstieg in die Thematik ermöglichte. Ohne seine wissenschaftliche und freundschaftliche Betreuung wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Für die allseits kompetente technische Unterstützung gilt mein Dank zu Gleichen Teilen Herrn Andreas Mattke und Herrn Nobert Wolff, Elektrotechniker am Institut für Sportwissenschaft der Universität Rostock

Darüber hinaus möchte ich allen freiwillig mitwirkenden Probanden danken, ohne deren sprunghaftes und treffsicheres Engagement keine einzige Aufnahme möglich gewesen wäre.

Ein sehr persönlicher Dank gilt meinen engen Freunden, die meinen Werdegang durch ihre vielfältige Unterstützung während der gesamten Ausbildungszeit ermöglichten.

Lebenslauf

Nahme	Tanjour
Vorname	Tammam
Geburtsdatum	27.02.1976
Geburtsort	Salamieh (Syrien)
1982 – 1987	Grundschule
1988 – 1994	Mittel- und Oberschule
1995 – 1999	Studium – Sportwissenschaft an der Universität Tischreen (Syrien)
1999 – 2001	Dozent, Handball-Lehrer am Institut für Sportwissenschaft, Universität Tischreen (Syrien)
2002 – 2003	Belegung eines Sprachkurses Deutsch an der Universität Rostock
Seit 2003	Promotionsstudent am Institut für Sportwissenschaft an der Universität Rostock
2003 – 2004	Schuhforschung am Institut für Sportwissenschaft, Projekt Puma
2007 – 2008	Rettungsschwimmerkurs II (Silber)

Publikationen	<p>Deutscher Kongress für Biomechanik in Köln 2007 (Zwei Poster)</p> <p>T. Tanjour, S. Kassem, V. Zschorlich</p> <p>-Muskuläre Ermüdung bei Schnellkraftbewegungen (Sprungbewegungen)</p> <p>S. Kassem, T. Tanjour, V. Zschorlich</p> <p>-Untersuchung der muskulären Aktivität und der Median-Frequenz im EMG unter der Bedingung muskulärer Ermüdung am Handkurbelergometer bei Sportschwimmern</p>
Besondere	- Sprachen: Deutsch, Englisch, Arabisch
Kenntnisse	- Datenverarbeitung: DIAdem
Mitgliedschaften	Mitglied in Deutscher Gesellschaft für Biomechanik

Rostock, 11. November 2008