

**Sportliche Leistungsfähigkeit
und zeitabhängiges Frequenzverhalten von
Oberflächenelektromyogrammen**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor philosophiae (Dr. phil.)

genehmigt durch die Fakultät

für Geistes-, Sozial- und Erziehungswissenschaften

der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

von Dipl.-Sporting. Mario Heller

geb. am 17. Juni 1975 in Schönebeck / Elbe

Gutachterin: PD Dr. Kerstin Witte

Gutachter: Prof. Dr. Wilfried Alt

Eingereicht am: 17. Dezember 2004

Verteidigung der Dissertation am: 10. Oktober 2005

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	1
Vorwort.....	5
Einleitung	6
1 Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen	10
- Grundlagen, Forschungsstand und Analyseverfahren.....	10
1.1 Neuromuskuläre Grundlagen	10
1.2 Elektromyografie (EMG) und Spektralparameter	13
1.3 Ergebnisse zum Frequenzverhalten von EMG-Signalen im Überblick	15
1.3.1 Reliabilität (Zuverlässigkeit) von Spektralkenngrößen.....	16
1.3.2 Validität (Gültigkeit) von Spektralkenngrößen	18
1.3.3 Ermüdung	19
1.3.4 Kraftlevel.....	22
1.3.5 Leistungsniveau.....	22
1.4 Methoden zur Schätzung spektraler Kenngrößen - Überblick und	23
Details zum angewendeten Verfahren	23
1.4.1 Methoden der Spektralanalyse	23
1.4.2 Zeitvariante Spektralanalyse auf der Basis adaptiver ARMA-	26
Modellierung	26
1.5 Fragen und Hypothesen.....	31
2 Empirischer Teil - Bearbeitung der Problemstellungen	34
2.1 Komplex A (Technik - Bogenschießen).....	35
2.1.1 Einführung	35
2.1.2 Untersuchungsdesign	37
2.1.3 Ergebnisse.....	41
2.1.3.1 Trefferquote	41
2.1.3.2 Haltefenster	42
2.1.3.3 Mittlere MF	44
2.1.3.4 Variabilität des zeitlichen Frequenzverhaltens	46
2.1.3.5 Mittlere MBL	47
2.1.4 Diskussion	48
2.2 Komplex B (Maximal- und Explosivkraft).....	51
2.2.1 Einführung	51
2.2.2 Untersuchungsdesign	52
2.2.3 Ergebnisse.....	54
2.2.3.1 Maximal- und Explosivkraft.....	54
2.2.3.2 Zeit-Frequenz-Analyse	55
2.2.3.3 MMF und MBL	57
2.2.4 Diskussion	59

2.3	Komplex C (Kraftausdauer - Schwimmbank)	61
2.3.1	Einführung	61
2.3.2	Untersuchungsdesign	62
2.3.3	Ergebnisse	69
2.3.3.1	Mittlere mechanische Leistung	69
2.3.3.2	Zeit-Frequenz-Spektren	70
2.3.3.3	Mittlere MF	71
2.3.3.4	Zeitliche Veränderungen der MMF	75
2.3.3.5	Mittlere MBL	77
2.3.3.6	Variabilitätsverhalten der MMF	80
2.3.3.7	Ermüdungswiderstandsfähigkeit und Variabilitätsverhalten der EMG-Spektren im Längsschnitt	81
2.3.3.8	EMG-Verhalten und mechanische Leistung im Verlauf der Trainingsperiodisierung	82
2.3.3.9	Detaillierte Auswertung eines Belastungstests am Beispiel eines ... Untersuchungstermins einer Schwimmerin	86
2.3.4	Diskussion	88
2.4	Einzelfallstudien zum Kraftausdauerverhalten der Armbeuger bei erschöpfender dynamischer Belastung	92
2.5	Diskussion der Methoden (Gütekriterien)	96
2.5.1	Versuchsdesign (Stichprobe, Aufbau, Durchführung etc.)	96
2.5.1.1	Komplex A (Technik - Bogenschießen)	96
2.5.1.2	Komplex B (Maximal- und Explosivkraft)	96
2.5.1.3	Komplex C (Kraftausdauer - Schwimmbank)	97
2.5.2	Versuchsauswertung (Auswerteverfahren, Objektivität, Reliabilität)	97
2.5.3	Prä-Post-Test-Kritik, Lernproblematik in Komplex B	98
2.5.3.1	Prä-Post-Design bei Untersuchungen mit biologischer Adaptation - Superkompensationseffekte	98
2.5.3.2	Lernproblematik	99
3	Modellierung und Simulation von motorischen Einheiten (ME)...	100
3.1	Einführung in die motorischen Systeme	101
3.2	Aktueller Forschungsstand auf dem Gebiet der Modellierung und Simulation neuromuskulärer Prozesse	103
3.3	Modellentwicklungen und Simulationen von ME als dynamisches System	106
3.3.1	Modell für die isometrische Kraftentwicklung einer ME	107
3.3.2	Fuzzy-Systeme	111
3.3.3	Modell für die Fuzzy-Regelung des Kraft-Zeit-Verhaltens einer ME...	113
3.3.4	Simulationsprozeduren	119
3.3.4.1	Rampenartiger Kraftanstieg	119

3.3.4.2	Kraftplateau	121
3.3.4.3	Einfluss des zeitlichen Zusammenspiels von ME auf die Maximalkraftentwicklung.....	123
3.3.5	Zusammenfassung und Diskussion.....	125
4	Abschlussdiskussion - Einsatz und Nutzbarkeit spezieller Spektralkenngrößen im Sport.....	127
4.1	Diskussion zu den Fragestellungen und Hypothesen	127
4.2	Konsequenzen für die Trainingspraxis	129
4.3	Zusammenfassung.....	130
4.4	Ausblick.....	131
	Anhang.....	133
I	Literatur	133
II	Abbildungsverzeichnis	146
III	Tabellenverzeichnis	150
IV	Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen.....	152
V	Selbständigkeitserklärung	153

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen meiner Doktorandentätigkeit am Institut für Sportwissenschaft (Strukturbereich Bewegungswissenschaften, Leiter: Prof. Dr. P. Blaser) der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg. Sie wurde ermöglicht dank der finanziellen Förderung durch das Bundesinstitut für Sportwissenschaft und das Land Sachsen-Anhalt.

Mein aufrichtiger Dank gilt allen Personen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Besonders hervorheben möchte ich meine wissenschaftliche Betreuerin Frau PD Dr. K. Witte sowie Herrn Dr. J. Edelmann-Nusser für die fortwährende Unterstützung, die vielen Anregungen und kritischen Diskussionen. Weiterhin möchte ich nennen: Herrn Prof. Dr. W. Alt, Herrn Prof. Dr. A. Nürnberger, Frau M.A. A. Zech, Herrn Dipl.-Ing. (FH) M. Fütterer, M.Sc., Herrn M.A. J. Pabst, Herrn Dipl.-Sporting. A. Krüger, Herrn Dipl.-Sporting. N. Ganter, Herrn M. Daenhardt, die Schwimmerinnen des SC Magdeburg mit ihrem Trainer Herrn B. Henneberg und die Bogenschützinnen und Bogenschützen der deutschen Nationalmannschaft mit ihren Trainern Herrn M. Frederick und Herrn V. Bachmann sowie alle Studentinnen und Studenten, die als Versuchspersonen teilgenommen haben.

Tiefe Betroffenheit löste die Nachricht vom plötzlichen Tod von Frau PD Dr.-Ing. habil. Dr. rer. nat. B. Schack im Jahr 2003 aus. Ihr Wirken ist in besonderer Art und Weise mit der vorliegenden Arbeit verbunden. Die involvierten Mitarbeiterinnen und Mitarbeiter verlieren eine stets kooperative Kollegin, die in bleibender Erinnerung sein wird.

Magdeburg, 17. Dezember 2004

Mario Heller

Einleitung

(1) „.... vielleicht die letzte Chance für Manchester United und die letzte gefährliche Situation für den FC Bayern - Schmeichel, schau'n sie, Schmeichel am Fünf-Meter-Raum - Giiiiiggs - das kann nicht wahr sein - Teddy Sheringham (Torschütze, Anm. d. V.)“

(2) „.... Ecke noch, wir sind in der 93. Minute, warum, weiß nur Collina (Schiedsrichter, Anm. d. V.) - da ist es passiert - Solskjaer (Torschütze, Anm. d. V.) - das darf es nicht geben! Da sind die Bayern selber Schuld, so leid mir das tut. Man kann nicht Sekunden vor Schluss eines Champions-League-Finals ein zweites Tor kassieren nach einem Eckball“

(Originalkommentar von Marcel Reif (RTL) am 26. Mai 1999 beim Fußball-Champions-League-Finale in Barcelona zwischen FC Bayern München und Manchester United kurz vor Schluss beim Stande von 1:0 für München; (1): Treffer zum 1:1, (2): Treffer zum 1:2, Endergebnis: 1:2)

Die Analyse der sportlichen Leistungsfähigkeit als Gegenstandsbereich der Sportwissenschaft - insbesondere der Trainingswissenschaft - gilt heute als fester Bestandteil in der Theorie und Praxis des Sports. Das Wissen über die Gewichtung und den Zusammenhang einzelner Komponenten der Leistungsstruktur in den jeweiligen Anwendungsfeldern, Sportarten und Niveaustufen begründet die Spezifikation von Trainingszielen (Letzelter & Letzelter, 1982; Hohmann et al., 2002), auch wenn dabei die Prozessdynamik sportlichen Wettkampfverhaltens weitestgehend unberücksichtigt bleibt. So gibt es z.B. ein umfassendes Strukturmodell für die komplexe Sportspilleistung (Hohmann, 1985), die Abbildung des internen Funktionierens der sportlichen Leistung ist jedoch durch so ein Modell wie bei einem im Zitat beschriebenen Spielverlauf nicht einzulösen.

Die Identifikation, Strukturierung, Priorisierung und Bewertung von Einflussgrößen der sportlichen Leistungsfähigkeit stehen im Mittelpunkt der trainingswissenschaftlichen und trainingspraktischen Leistungsdiagnostik. Dazu zählen nach Bauersfeld & Schröter (1979) die Komponenten Kondition (Kraft, Schnelligkeit, Ausdauer, Beweglichkeit), Koordination / Technik, Taktik, psychische Eigenschaften, Konstitution sowie wettkampf- und materialtechnische Bedingungen. Insbesondere sind Ausführungen zu Kondition und Koordination untrennbar verbunden mit der Aktivität bzw. Aktivierung von bewegungs- und somit leistungsrelevanten Muskeln. Ein verbreitetes biomechanisches Verfahren zur Beurteilung von Muskelaktivitäten ist die Oberflächenelektromyografie (OEMG). Mittels OEMG-Untersuchungen werden Erregungs- und Kontraktionszustände der Skelettmuskulatur erfasst, die auf Veränderungen der elektrischen Potentiale

(Depolarisations- und Repolarisationsvorgänge) an der Muskelfasermembran zurückzuführen sind (De Luca, 1997).

Mit Hilfe der OEMG ist es zur Zeit möglich, neben den konditionellen (Komi, 1981) vor allem die koordinativen (Mester, 1988) Aspekte der Leistungsentwicklung zu betrachten. Koordination bezieht sich dabei zum einen auf das Zusammenspiel der an einer Bewegung beteiligten Muskeln und Muskelgruppen im Sinne einer intermuskulären Koordination und zum anderen auf die intramuskuläre Koordination, bei der es darauf ankommt, einen Aktionsmuskel effizient bzw. effektiv mit elektrischen Nervenimpulsen zu versorgen, um somit eine intendierte Handlung vollziehen zu können (Gollhofer et al., 1996). Die Vielfalt sportlicher Handlungen lässt dabei das Ausmaß der Anwendungsmöglichkeiten und der daraus resultierenden Problemstellungen nur erahnen.

Bei der quantitativen Analyse von Oberflächenelektromyogrammen werden verschiedene strukturelle Merkmale des gemessenen elektrophysiologischen Signals untersucht. Dazu gehört u.a. die Abschätzung des Frequenzgehaltes im stochastisch alternierenden Signal. Der Frequenzgehalt von Oberflächenelektromyogrammen wird von verschiedenen Faktoren beeinflusst, so dass es keinen direkten Mechanismus gibt, dem Veränderungen in den Frequenzspektren uneindeutig zuzuordnen sind. Zu den wichtigsten intrinsischen Einflussfaktoren werden Muskelfaserleitgeschwindigkeiten, Entladungsraten sowie Entladungsmuster von motorischen Einheiten (ME) (u.a. Lowery et al., 2000) gezählt, die aufgrund ihrer Lage in der Nähe der Oberflächenelektroden unterschiedliche Gewichtung besitzen.

In den meisten Untersuchungsansätzen erfolgt die Schätzung spektraler Kenngrößen unter der Voraussetzung, dass innerhalb eines gleitenden Zeitfensters eine stationäre Zeitreihe vorliegt. Solche Verfahren sind z.B. die Fast-Fourier-Transformation (FFT) oder die Wavelet-Transformation. Biologische Signale zeichnen sich jedoch dadurch aus, dass sie Veränderungen in der Zeit unterliegen. Gerade bei Muskelkontraktionen im Verlaufe von Bewegungen ist neben der Kürze der Zeitreihen von einem hohen Maß an Instationarität auszugehen. O.g. Verfahren weisen zudem das Dilemma auf, dass nicht gleichzeitig eine beliebig hohe Auflösung in Zeit und Frequenz erreicht werden kann (vgl. Schack, 1996).

Dynamische oder auch zeitvariante Spektralanalysen instationärer Signale basieren auf der Schätzung der spektralen Parameter in ihrer zeitlichen Entwicklung. Dazu ist eine Zeit-Frequenz-Analyse des Signals notwendig, bei der ein eindimensionales Zeitsignal in eine zweidimensionale Funktion von Zeit und Frequenz abgebildet wird. Die adaptive dynamische Spektralanalyse stellt ein dynamisches Verfahren dar, das für die Auswertung nichtstationärer biologischer Signale, insbesondere von EEG-Signalen, von Schack et al. (1995a,b) entwickelt und auch für Oberflächenelektromyogramme validiert wurde. Das Verfahren basiert auf der parametrischen Berechnung des

Leistungsspektrums aus den Parametern eines kontinuierlich angepassten ARMA-Modells (Auto Regressive Moving Average).

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, mögliche Zusammenhänge zwischen der Charakteristik des zeitlichen Frequenzspektrums von EMG-Signalen leistungsrelevanter Muskeln und dem Leistungsniveau bzw. dem Trainingszustand eines Athleten an verschiedenen sportwissenschaftlichen Problemstellungen aufzuzeigen. Dabei kommt das Verfahren der adaptiven dynamischen Spektralanalyse zum Einsatz, welches für die Auswertung nichtstationärer biologischer Signale geeignet ist. Weiterhin werden Modellentwicklungen und Simulationsergebnisse vorgestellt, die das Entladungsverhalten von motorischen Einheiten (ME) nachbilden.

Die Arbeit gliedert sich nach Thema und Anlage des Vorhabens in drei größere Teile. Der erste Teil gibt einen allgemeinen Überblick über den Forschungsgegenstand und die derzeitigen Analyseverfahren. Zunächst werden grundlegende Ausführungen zu neuromuskulärem Verhalten erläutert. Dann werden die Entstehung und Beeinflussung von OEMG-Signalen dargestellt und die bei Spektralanalysen ermittelten Spektralparameter beschrieben. In einem weiteren Schritt erfolgt die Aufarbeitung der publizierten Forschungsarbeiten über Spektralanalysen von EMG-Signalen, wobei in erster Linie Arbeiten herangezogen werden, die sich mit sport- bzw. bewegungsspezifischen Fragestellungen beschäftigen. Es werden Schätzverfahren für die Analyse von Zeitreihen aufgezeigt und das Verfahren der adaptiven dynamischen Spektralanalyse in wesentlichen Teilen vorgestellt. Im zweiten Teil der Arbeit werden eigene empirische Untersuchungen zu verschiedenen sportwissenschaftlichen Problemstellungen vorgestellt. Mit dem o.g. Untersuchungsverfahren soll versucht werden, Wirkungen des Trainingsprozesses im Techniktraining, im Krafttraining sowie zu Ermüdungsprozessen zu quantifizieren. Die Studien werden in drei größere Komplexe eingeteilt. Komplex A befasst sich mit dem Einfluss des Trainingsprozesses im Techniktraining von Willkürbewegungen auf das zeitliche Frequenzverhalten von OEMG-Signalen bewegungsrelevanter Muskeln am Beispiel des Bogenschießens. Komplex B beschäftigt sich mit den Auswirkungen von Training auf das zeitliche EMG-Spektrum relevanter Muskeln bei maximaler explosiver isometrischer Belastung. Im Komplex C wird der Einfluss der Ermüdung bei isokinetischer schwimmspezifischer Belastung geprüft. Weitere Untersuchungen mit pilotartigem Charakter werden vorgestellt. Alle Komplexe werden zum besseren Verständnis jeweils geschlossen in einem Unterkapitel mit dem charakteristischen Untersuchungsdesign, den Ergebnissen und einer spezifischen Diskussion dargestellt. Dieser zweite Teil der Arbeit wird mit einer ausführlichen Methodenkritik abgeschlossen.

Das Ziel des dritten Teils ist es, wissensbasierte Modellentwicklungen vorzustellen, um im Rahmen einer Theoriebildung Fragestellungen zur intramuskulären Koordination bearbeiten zu können. Dabei handelt es sich um die Regelung eines abstrakten, dynamischen Muskelmodells mit Hilfe eines Fuzzy-Regelsystems. Es werden Szenarien aufgezeigt, bei denen über das Entladungsverhalten eines Motorische-Einheiten-Pools (ME-Pools) verschiedene Sollwertvorgaben für das Kraft-Zeit-Verhalten simuliert werden. Der Modellierungsansatz liefert eine Basis für weiterführende Arbeiten im Bereich der Modellierung und Simulation von ME-Pools.

Abschließend werden die vorliegenden Ergebnisse zusammengefasst. Aus trainingspraktischer Sicht werden Möglichkeiten zur Leistungsdiagnose bzw. zum Einsatz des Verfahrens der adaptiven dynamischen Spektralanalyse im Rahmen der Trainingssteuerung im leistungsorientierten Sport abgeleitet.

In der vorliegenden Arbeit wird der Versuch unternommen, Aussagen über das mittels Oberflächenelektromyografie quantifizierte neuromuskuläre Verhalten und dessen Bezug zur sportlichen Leistungsfähigkeit abzuschätzen. In diesem Zusammenhang sei darauf hingewiesen, dass keine statistisch relevanten Aussagen zum Anteil einer hypothetischen Modellvariablen *Neuromuskuläres Verhalten* an einer Kriteriumsvarianz in Bezug auf einzelne sportliche Leistungen getroffen werden. Vielmehr gilt die vorliegende Untersuchung des neuromuskulären Verhaltens als Auswahl eines logisch leistungsrelevanten Merkmals, welches einen unmittelbar logisch oder theoretisch einleuchtenden Einfluss auf die allgemeine Wettkampfleistung besitzt (vgl. Hohmann et al., 2002)¹. Auf der Vollzugsebene der Bewegungsrelation (Gundlach, 1980; Schnabel et al., 1994) unterliegt jede Art von Bewegung einer Aktivierung relevanter Muskelgruppen und die einzelnen konditionellen Fähigkeiten bzw. technischen Fertigkeiten besitzen je nach Sportart mehr oder weniger große Leistungsrelevanz. Deshalb erscheint es bei verschiedenen Fragestellungen sinnvoll zu prüfen, ob das neuromuskuläre Verhalten als Maß für die Beurteilung von Komponenten sportlicher Leistungsfähigkeit herangezogen werden kann.

¹ So sind z.B. die Sprungkraft bedeutsam im Weit- und Hochsprung und die Reaktionsschnelligkeit leistungsrelevant in allen Sportspielen.

1 Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen - Grundlagen, Forschungsstand und Analyseverfahren

1.1 Neuromuskuläre Grundlagen

Der menschliche Bewegungsapparat ist ein komplexes Organsystem für überwiegend mechanische Leistungen - Körpergestalt, Bewegung und Fortbewegung - und besteht aus einem passiven und einem aktiven Teil. Während sich der passive Bewegungsapparat, das Skelett, aus überwiegend steifen, plastischen Bestandteilen wie Knochen, Knorpel, Bänder und Gelenken zusammensetzt, zählen zum aktiven Bewegungsapparat die Skelettmuskeln und Sehnen, die durch das Verkürzen ihrer Länge zwischen Ursprung und Ansatz an passiven Bestandteilen statische oder dynamische Arbeit erzeugen. Bei den Skelettmuskeln unterscheidet man tonische und phasische Muskeln, die entsprechend ihrer gebräuchlichen Funktion eher Haltearbeit bzw. Bewegung verrichten. Skelettmuskeln bestehen aus Muskelfasern, diese bilden zusammen mit α -Motoneuronen² sogenannte motorische Einheiten (ME). Da sämtliche Muskelfasern, die zu einer ME gehören, ähnliche physiologische und biochemische Eigenschaften besitzen, können sie entsprechend dieser Eigenschaften klassifiziert werden (Ghez & Gordon, 1996). Das Ergebnis sind je nach Literaturquelle bis zu vier Typen von ME, die sich darin unterscheiden, wie schnell sie ihr Kraftmaximum während einer Muskelzuckung erreichen, wie hoch dieses Kraftmaximum ist, wie schnell sie ermüden und wie groß ihre Reizschwelle ist. Abb. 1 zeigt die für die Muskelfasertypen I, IIa und IIb typischen Muskelzuckungen (A), die tetanischen Spannungen bei verschiedenen Stimulusfrequenzen (B) und das Ermüdungsverhalten bei langandauernder Stimulation (nach Burke et al., 1974, aus Ghez & Gordon (1996)).

Die Anzahl der ME eines Muskels bzw. der zu einer ME gehörenden Muskelfasern ist jeweils abhängig von der Funktion des Muskels und den endogenen Voraussetzungen. Ein niedrigeres Innervierungsverhältnis zwischen der Anzahl von Muskelfasern, die von einem α -Motoneuron innerviert werden, erlaubt eine feinere Abstufung der Gesamtmuskelkraft durch das Nervensystem. So liegt das Verhältnis bei den extraokularen Muskeln des menschlichen Auges bei ca. 10:1, bei den etwas größeren Muskeln der Hand beträgt es ca. 100:1 und bei dem noch größeren m. gastrocnemius (Zwillingswadenmuskel) des Knies ist das Verhältnis mit ca. 2000:1 sehr hoch (vgl. Ghez & Gordon, 1996).

² Man unterscheidet zwischen α -Motoneuronen (regulieren Kraftentwicklung) und γ -Motoneuronen (regulieren Dehnung).

Die Muskelfasertypen verteilen sich entsprechend ihrer überwiegenden Funktion auf die entsprechenden ME. Durch sportliches Training ist die Umwandlung von Muskelfasertypen möglich, vorrangig jedoch vom Fasertyp II in Fasertyp I.

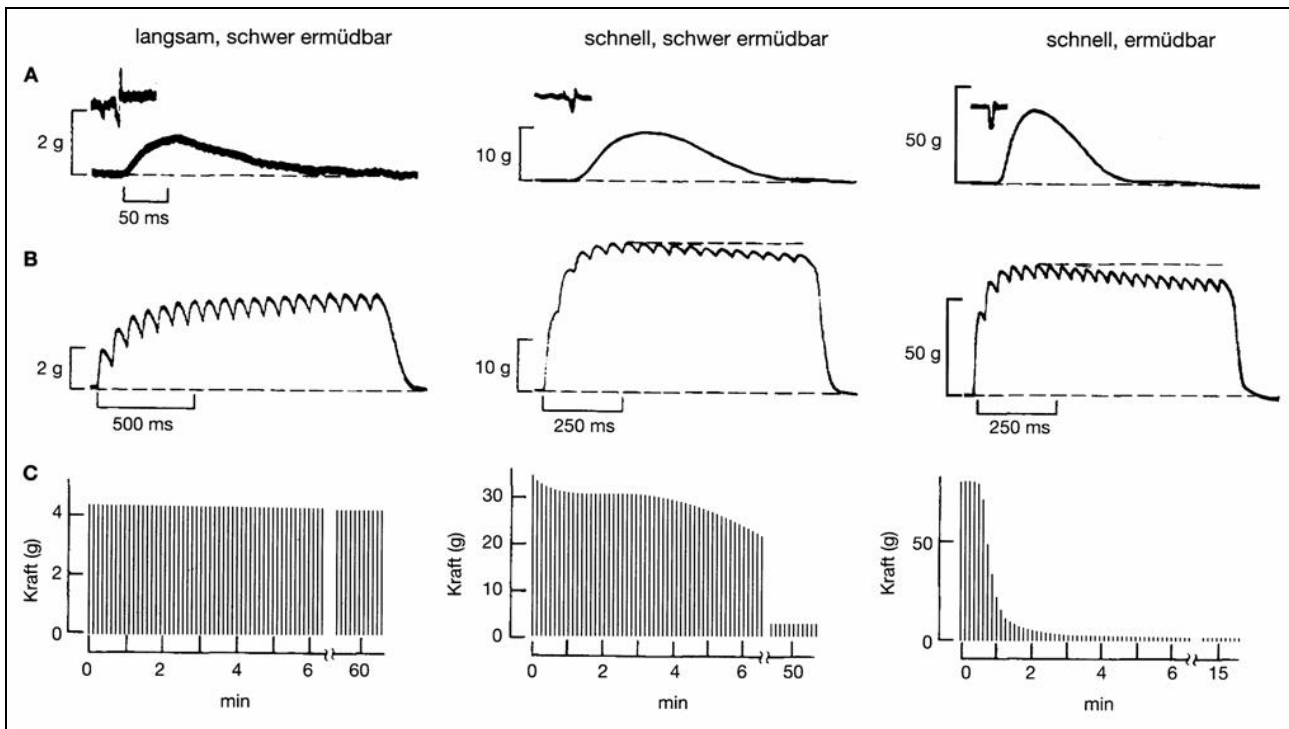


Abb. 1. A: Typische Muskelzuckungen von ME der Fasertypen I (links), IIa (mitte) und IIb (rechts); B: die tetanischen Spannungen bei einer Stimulusfrequenz von 13 Hz (links), 20 Hz (mitte) und 25 Hz (rechts); C: das Ermüdungsverhalten bei langandauernder Stimulation (nach Burke et al., 1974, aus Ghez & Gordon (1996); die Kraft wird von den Autoren in Gramm angegeben.

Die Aktivierung von ME erfolgt nach dem "Alles-oder-Nichts-Prinzip". Erreicht der synaptische Antrieb / die synaptische Erregung durch seine Reizstärke einen bestimmten Schwellwert (die Reizschwelle), beginnt die Einheit, Aktionspotentiale gleicher Amplitude und Dauer zu produzieren. Eine Zunahme der präsynaptischen Reizstärke erhöht vornehmlich die Frequenz der Aktionspotentialfolge. Die saltatorische Erregungsleitung von Aktionspotentialen entlang der motorischen Nervenbahnen basiert auf De- und Repolarisationsvorgängen des Membranpotentials. Gelangt eine Folge von Aktionspotentialen zur Verbindung zwischen einer motorischen Nervenfaser und einer bzw. mehrerer Muskelzellen, der sogenannten motorischen Endplatte, kommt es über elektromechanische Kopplungsmechanismen und zeitliche bzw. räumliche Summation von postsynaptischen Potentialen an der Muskelzelle zum Überschreiten der Reizschwelle und somit zu einem Muskelaktionspotential, einer Muskelzuckung. Wird diese Stimulusfrequenz erhöht, ändert sich die Muskelspannung über Summation, unvollkommenem

Tetanus bis hin zum vollkommenden Tetanus, bei dem einzelne Zuckungen nicht mehr voneinander unterschieden werden können (siehe Abb. 2).

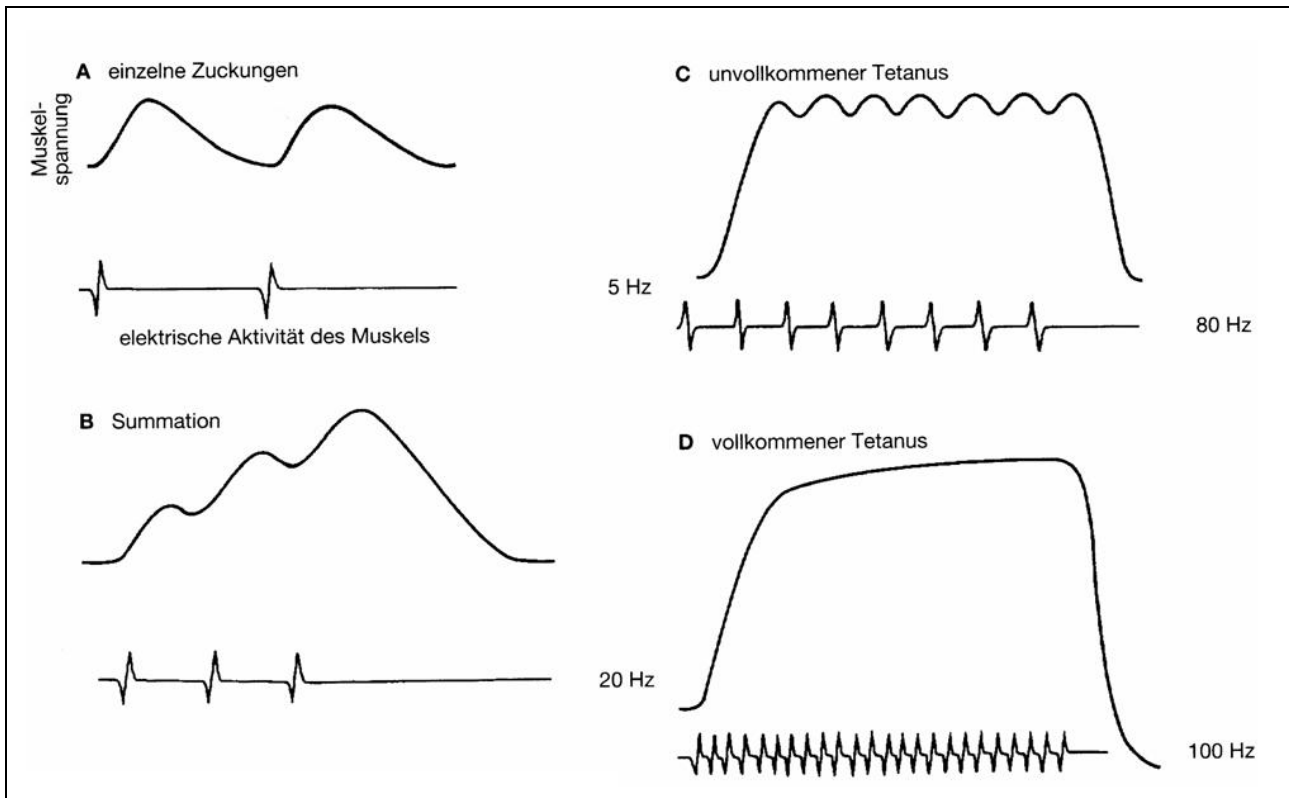


Abb. 2. Qualitative Veränderung der Muskelspannung bei Erhöhung der Entladungsrates der Motoneuronen; (A): einzelne Zuckungen bei 5 Hz bis (D): vollkommener Tetanus bei 100 Hz (aus Ghez & Gordon, 1996).

Das zentrale Nervensystem verfügt über zwei wesentliche Mittel, die von der quergestreiften Skelettmuskulatur erzeugte Kraft zu variieren: zum einen durch die Veränderung der Anzahl der aktiven ME, genannt Rekrutierung, und zum anderen durch die Modulation der Stimulusfrequenz der Aktionspotential-Impulse der ME, genannt Frequenzierung.

Eine Reihe von experimentellen Untersuchungen liefert Aussagen über die individuellen Eigenschaften von ME und deren Verhalten in Populationen (u.a. Binder & Mendell, 1990; Burke, 1981; Stuart & Enoka, 1983, Basmajian & De Luca, 1985). Allgemein anerkannt ist z.B. das Größenprinzip (auch bekannt unter dem Namen Henneman'sches Prinzip), wonach bei einer Kraftentfaltung von Null bis zur willkürlichen Maximalkraft (MVC) die ME in einer systematischen Reihenfolge rekrutiert werden, beginnend mit den Einheiten mit der kleinsten Reizschwelle (produzieren kleine Kräfte) bis zu den Einheiten mit großer Reizschwelle (produzieren große Kräfte). Ausnahmen wurden bei ballistischen bzw. explosiven Bewegungen (Desmedt & Godaux, 1977; Grimby & Hannerz, 1977; Sale, 1992) und exzentrischen Kontraktionsformen (Nardone et al., 1989) beobachtet. Das biologische Nerv-Muskel-Zusammenspiel ist außerdem dadurch gekennzeichnet, dass je nach

Krafteinsatz eine bestimmte Anzahl von unabhängigen ME asynchron aktiviert werden (Milner Brown et al., 1973a). Weitere Eigenschaften werden im folgenden zusammengefasst (modifiziert und ergänzt nach Basmajian & De Luca, 1985):

1. Die Feuerraten von ME sind abhängig von der Art des Muskels. In kleinen Muskeln (z.B. Handmuskeln) beginnen die Einheiten bei kleineren Werten und erreichen größere maximale Werte als bei größeren Muskeln der Extremitäten.
2. Bei Kontraktionen größer 70% MVC steigen die Feuerraten von starken schnellen ME plötzlich und dramatisch an.
3. Bei anhaltender Kontraktion sinkt mit zunehmender Zeit die Feuerrate von ME bei gleichzeitigem Anstieg der Twitch-Amplitude. Dies wurde vor allem bei starken schnellen Einheiten beobachtet.
4. Die Stärke eines Reizes im Eingangsbereich eines α -Motoneurons bestimmt den sogenannten synaptischen Antrieb bzw. die synaptische Erregung. Je stärker der Reiz von den absteigenden Bahnen bzw. von separaten Populationen von Interneuronen ist, um so höher ist die Feuerrate der ME. Das weist darauf hin, dass das Nervensystem die Einheiten nicht individuell kontrolliert.
5. Schnelle starke Einheiten arbeiten mit höheren Feuerraten als langsame schwache Einheiten.
6. Die Feuerraten zuerst rekrutierter ME sinken vor den Feuerraten später rekrutierter Einheiten.
7. Die Rekrutierung von ME ist abhängig von der Art des Muskels. In kleinen Muskeln werden die meisten ME bereits vor dem Erreichen von 50% MVC rekrutiert, in größeren Muskeln erst bei 90-100% MVC.
8. Kleinere Muskeln variieren ihre Kraft überwiegend über die Feuerraten, größere Muskeln über eine weitere Rekrutierung von ME.

1.2 Elektromyografie (EMG) und Spektralparameter

Allgemein versteht man unter der Elektromyografie (EMG) ein Verfahren zur Ermittlung des Erregungs- und Kontraktionszustandes der Skelettmuskulatur. Dabei werden Veränderungen der elektrischen Potentiale (Depolarisations- und Repolarisationsvorgänge) an der Muskelfasermembran erfasst (vgl. De Luca, 1997; Pfeifer & Vogt, 2003). Das Verhalten einzelner ME wird intramuskulär mit Hilfe von Draht- oder Nadelelektroden untersucht, für die Bearbeitung kinesiologischer Fragestellungen werden in der Regel Oberflächenelektroden verwendet (Pfeifer & Vogt, 2003). Gemessen wird dabei die Spannungsdifferenz zwischen den Elektroden. Das oberflächlich gemessene EMG-Signal stellt demnach ein extrazellulär abgeleitetes Summenpotential von Aktionspotentialen aktiver ME dar, die sich in

unmittelbarer Nähe der Elektroden befinden (siehe Abb. 3 und 4). 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 Oberflächenelektroden durchgeführt wurden.

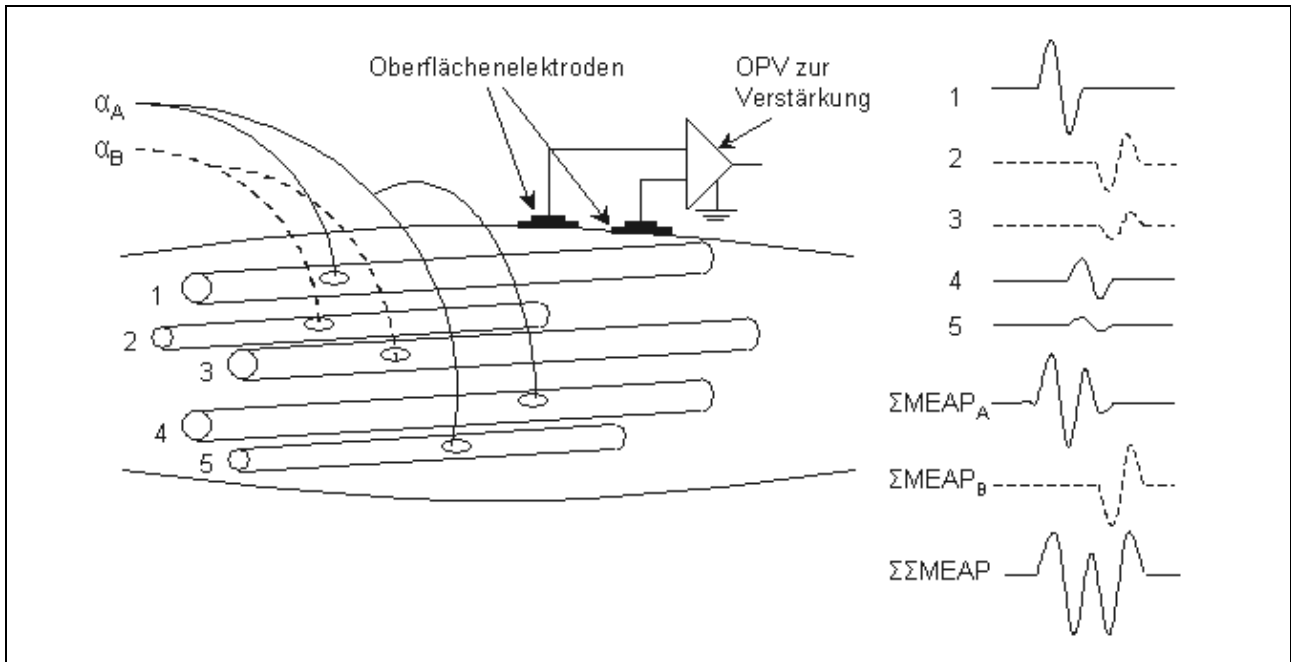


Abb. 3. Schematische Darstellung eines Summenpotentials zweier ME A (Muskelfasern 1, 4 und 5) und B (Muskelfasern 2 und 3). Das Aktionspotential einer ME (MEAP) ergibt sich aus der Summe der Aktionspotentiale der vom Motoneuron α innervierten Muskelfasern (ΣMEAP_A und ΣMEAP_B). $\Sigma \Sigma \text{MEAP}$ repräsentiert die Summation beider ME (nach Kamen & Caldwell, 1996). Der Einfluss der MEAP's auf das Elektromyogramm ist u.a. abhängig vom Abstand der Muskelfasern zu den Elektroden.

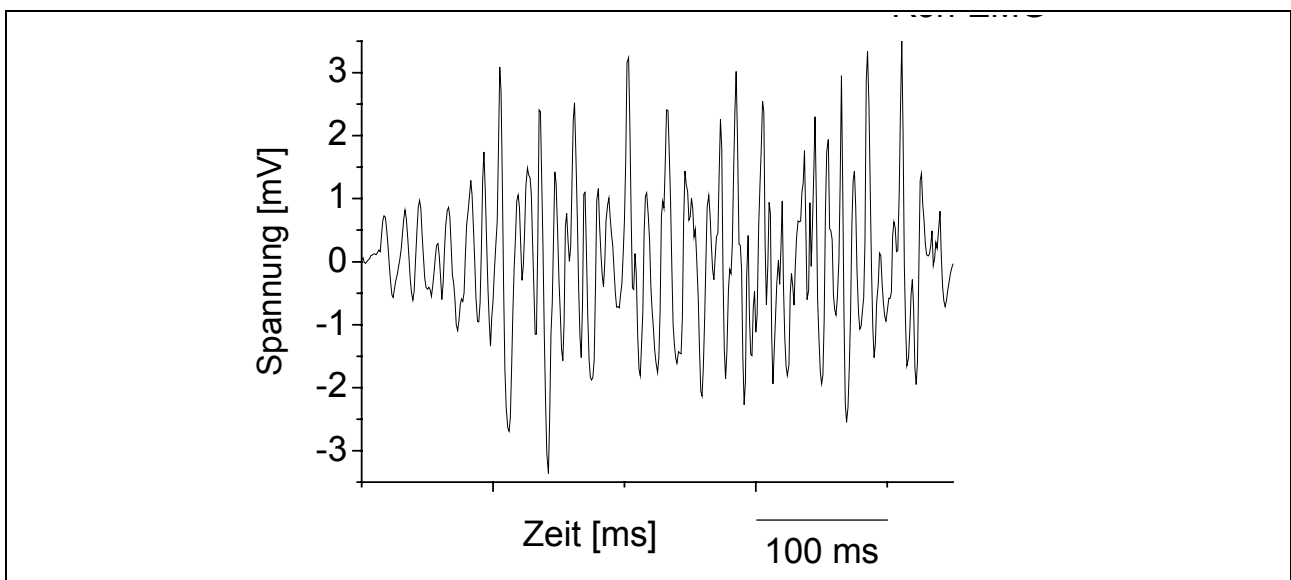


Abb. 4. Signalstruktur eines Roh-EMG-Signals

Mittels Oberflächenelektromyografie und der Quantifizierung des gemessenen elektrophysiologischen Signals im Sinne einer Integration, Amplituden- oder Frequenzbestimmung wird in zahlreichen Untersuchungsansätzen versucht, die Auswirkungen geänderter neuronaler Ansteuerung auf die sportliche Leistungsfähigkeit abzuschätzen (vgl. u.a. Gollhofer et al., 1996; De Luca, 1997). Im Frequenzbereich können verschiedene Spektralkenngrößen bestimmt werden (vgl. dazu Senner & Schaff, 1999). Durch die Anwendung der Fast Fourier Transformation (FFT) können das Energiespektrum (V^2s/Hz) und das Leistungsspektrum (V^2/Hz) bestimmt werden. Aus diesen sind die totale Energie (V^2s), die totale Leistung (V^2) bzw. die Bandbreite zu ermitteln. Wesentlich größere Verbreitung im Bereich der Sportwissenschaft haben die Maße der zentralen Tendenz aus den Spektren gefunden, die mittlere Frequenz (Hz), die Medianfrequenz (Hz) oder der Frequenzmodus (Hz). Dynamische parametrische Verfahren wie z.B. ARMA-Prozesse, AR-Modelle und Kalman-Filter sind in der Lage, die Instationarität der Signale zu berücksichtigen (siehe Kapitel 1.4.1). So können sowohl die Zeit-Frequenz-Spektren (Hz) als auch sämtliche Maße der zentralen Tendenz als zeitveränderliche momentane Kenngrößen abgeschätzt werden (siehe Kap. 1.4.2).

Im Folgenden wird ein Überblick über Forschungsarbeiten gegeben, bei denen die EMG-Signale auf ihren Frequenzgehalt hin untersucht wurden. Dabei beschränken sich die Studien im Wesentlichen auf sportspezifische Fragestellungen, klinische Studien mit Augenmerk auf Neuropathien bzw. Myopathien werden ebenso außer Acht gelassen wie Untersuchungen im Bereich der Arbeitsmedizin.

1.3 Ergebnisse zum Frequenzverhalten von EMG-Signalen im Überblick

Im Allgemeinen existieren drei typische Anwendungsfelder für Frequenzanalysen von EMG-Signalen: die muskuläre Ermüdung, der Zusammenhang zwischen der äußerlich messbaren mechanischen Belastung (z.B. Kraft oder Leistung) bei Muskelaktionen bzw. Bewegungen und der Muskelaktivität sowie Beziehungen zur sportlichen Leistungsfähigkeit. Die Reliabilität von Spektralkenngrößen bei experimentellen Untersuchungen wird von verschiedenen Autoren³ als gut bewertet. Im folgenden Unterkapitel werden ein paar ausgewählte Ergebnisse vorgestellt.

³ Aus Gründen der einfacheren Lesbarkeit wird nachfolgend im Allgemeinen, sofern nicht ausdrücklich darauf hingewiesen, die maskuline Form gewählt.

1.3.1 Reliabilität (Zuverlässigkeit) von Spektralkenngrößen

Der Begriff bzw. das Kriterium "Zuverlässigkeit" bezieht sich auf das Verfahren einer Messung oder Untersuchung. Ein Untersuchungsverfahren ist genau dann zuverlässig, wenn es das, was es misst (unabhängig davon, worum es sich dabei handelt), exakt misst. Eine Wiederholung der Messung müsste also zu gleichen Ergebnissen führen. Eine Messung kann jedoch nicht zuverlässiger sein als die Stabilität des untersuchten Merkmals. Da es sich bei EMG-Signalen um biologische Signale handelt, die insbesondere bei Bewegungen ein hohes Maß an Instationarität bzw. stochastischem Charakter besitzen, ist die Reliabilität von Spektralkenngrößen oberflächen-elektromyografischer Signale sowohl abhängig von vielen Einflussfaktoren bei der Erfassung der Signale selbst als auch von der Stabilität des elektrophysiologischen Signals an der Hautoberfläche. Das Problem der Zuverlässigkeit erweitert sich durch verschiedene Bewegungsformen, -intensitäten, -geschwindigkeiten bzw. Muskelfunktionen und ist somit Gegenstand zahlreicher Untersuchungen.

Wie bereits erwähnt, unterliegt das gemessene EMG-Signal einer Vielzahl von Einflussfaktoren. De Luca (1997) gibt einen ausführlichen Überblick über diese Faktoren. Die folgende Auflistung nennt die Bedeutendsten (vgl. De Luca, 1997; Pfeifer & Vogt, 2003).

- Elektrodenmaterial und Vorbereitung der Ableitstelle,
- Abstand der Elektroden und Größe der Ableitfläche,
- Ausrichtung der Elektroden in Bezug zum Muskelfaserverlauf,
- Positionierung der Elektrode in Bezug zu der Innervationszone des Muskels,
- Positionierung der Elektroden in Bezug zu benachbarten Muskeln („Crosstalk“),
- Bewegung der Muskulatur unter der Elektrode,
- Verschiebung der Elektrode auf der Haut bei der Bewegung,
- Filterungseigenschaften des Gewebes zwischen Elektrode und Muskel (z.B. Dicke des Unterhautfettgewebes),
- Anzahl der aktiven ME in der Ableitregion (Rekrutierung) und deren Innervationsfrequenz),
- Leitgeschwindigkeit der Muskelfasern,
- Abstand und Position der aktiven Muskelfasern in Bezug zu den Elektroden,
- Fasertypen im Muskel, Durchmesser der Muskelfasern, Durchblutung.

Kranz et al. (1983) untersuchten speziell die Verteilung von zentralen (Nerv) und peripheren (distal vom Nerv) Faktoren, die den Frequenzgehalt von EMG-Signalen und deren beeinflussen. Sie verglichen die Medianfrequenzen

von Oberflächenelektromyogrammen der Thenar-Muskulatur (Daumenballen) und elektrisch evozierten Summenaktionspotentialen bei maximaler isometrischer Abduktion (Dauer: 45s) und führten ähnliche Absolutwerte zu Beginn und am Ende der Kontraktion sowie die gleiche Richtung und ein ähnliches Ausmaß an Veränderung auf periphere Faktoren zurück.

Die Reproduzierbarkeit von Spektralkenngrößen oberflächenelektromyografischer Signale bei maximal isometrischen Kontraktionen wurde u.a. von Daanen et al. (1990) für den m. biceps brachii untersucht und bei fünf Untersuchungstagen mit einer Standardabweichung innerhalb der Testpersonen von 2,4 Hz für gut befunden. Gute bis sehr gute Ergebnisse bei der Reproduzierbarkeit von isometrischen axialen Rotationen des Rumpfes zeigten sechs Rumpfmuskeln (m. rectus abdominis, m. external oblique, m. internal oblique, m. latissimus dorsi, m. iliocostalis lumborum und m. multifidus) an zwei Untersuchungstagen mit einer Woche Abstand (Ng et al., 2003). Auch für dynamische isokinetische Bewegungen der Schulter (m. trapezius, m. deltoideus, m. infraspinatus and m. biceps brachii) konnte von Larsson et al. (1999) eine gute Reproduzierbarkeit der mittleren Frequenz des Leistungsspektrums beobachtet werden. Nagamachi et al. (2000) befanden die Test-Retest-Reliabilität der mittleren Signalfrequenz des m. erector spinae bei maximaler Laufbandergometrie als gut. Bilodeau et al. (1994) beurteilten die Reliabilität von Medianfrequenz bzw. mittlerer Frequenz bei rampenförmigen und schrittweisen isometrischen Kontraktionen (m. triceps brachii, m. anconeus) mit unterschiedlichen Kraftleveln an drei Testtagen ebenso als gut. Auch Peach et al. (1998) konnten keine statistisch relevanten Unterschiede bei der initialen Medianfrequenz des m. erector spinae und des m. multifidus bei isometrischer Rückenstreckung (60% MVC) bei Untersuchungen innerhalb einer Woche bzw. innerhalb eines Monats feststellen. Lediglich Elfving et al. (1999) berichten bei isometrischer Rückenstreckung (80% MVC) über die initiale Medianfrequenz des m. erector spinae von einem 95% Konfidenzintervall von ± 10 Hz bei geringen Intraklassen-Korrelationskoeffizienten.

Zusammenfassend ist einzuschätzen, dass die Stabilität der elektro-physiologischen Signale und die Genauigkeit des Verfahrens der Oberflächenelektromyografie generell zu einer ausreichenden Reliabilität der Spektralkenngrößen von Oberflächenelektromyogrammen führen. Diese Erkenntnis berücksichtigt allerdings nicht zufällige Fehler, die durch das Versuchspersonal begangen werden können und dann zu einer verminderten Reproduzierbarkeit der Ergebnisse führen.

1.3.2 Validität (Gültigkeit) von Spektralkenngrößen

Der Begriff bzw. das Kriterium "Gültigkeit" bezieht sich auf den Gegenstand einer Messung oder Untersuchung. Ein Untersuchungsverfahren ist dann gültig, wenn es das Merkmal misst, das es messen soll - und nichts anderes. Eine Frage von elementarer Bedeutung auf dem Gebiet der Spektralanalysen von EMG-Signalen ist die Frage nach der inhaltlichen Bedeutung von Spektralkenngrößen. Hinweise auf die Bedeutung des Frequenzgehaltes im Oberflächen electromyogramm liefern vor allem Solomonow et al. (1990) bzw. Moritani & Muro (1987). Es gilt als erwiesen, dass die Frequenzen im Leistungsdichtespektrum vom EMG-Signalen abhängig sind von der durchschnittlichen Leitgeschwindigkeit aktiver ME im Muskel (Solomonow et al., 1990). Die Medianfrequenz, welche das Leistungsdichtespektrum in zwei Hälften mit gleich großer Leistung einteilt, zeigt insbesondere ein lineares Verhalten gegenüber dieser Leitgeschwindigkeit und gilt als besonders immun gegenüber Signalrauschen (Stulen & De Luca, 1981). Einige Autoren (Eriksson et al., 1987; Gerdle et al., 1987; Hagberg et al., 1987) beobachteten einen Anstieg der durchschnittlichen Leitgeschwindigkeiten bis zu einem bestimmten Kraftlevel, gefolgt von einem Plateau bei weiterer Erhöhung der Kraft. Wurde die maximale Kraft eines Muskels bei vollständiger Aktivierung aller ME über die Erhöhung der Feuerraten erzielt, konnten keine Erhöhungen der Leitgeschwindigkeit bzw. der Spektralfrequenzen festgestellt werden (Basmajian & De Luca, 1985; De Luca et al., 1982; Kukulka & Clamann, 1981). Auch Solomonow et al. (1990) bestätigten die Vermutung, dass eine Veränderung der Feuerraten bereits aktiver ME, wenn überhaupt, nur einen sehr kleinen Effekt auf die Medianfrequenzen haben, solange der Muskel nicht ermüdet ist. Moritani und Muro (1987) indes führten die Erhöhung der mittleren Frequenz des Spektrums bei ansteigender Kraft sowohl auf die Erhöhung der Feuerraten initial aktiver ME als auch auf die neu rekrutierten Einheiten mit höheren Spike-Amplituden zurück, ohne dabei aber zu differenzieren, wie groß jeweils der Anteil der Rekrutierung bzw. der Frequenzierung der ME an der Frequenzerhöhung war.

Ein weiteres Indiz für den hauptsächlichen Einfluss der Rekrutierung von ME auf Spektralkenngrößen ist der potentielle Einfluss der Fasertypverteilung, beschrieben u.a. von Gerdle et al. (1991). Sie untersuchten die mittlere Frequenz der EMG-Signale vom m. vastus lateralis, m. vastus medialis und m. rectus femoris bei statischer Knieextension und zunehmendem Drehmoment und ermittelten die morphologischen Eigenschaften der drei Muskelköpfe. Dabei stellten sie einen negativen Zusammenhang zwischen dem Typ-I-Faseranteil und dem durch lineare Regression bestimmten Achsenabschnitt a ($y = a + bx$) des individuellen Drehmoment-mittlere Frequenz-Verhältnis fest. Je geringer der Typ-I-Anteil war, um so geringer waren die Anstiege der mittleren Frequenzen bei zunehmenden

Drehmomenten. Da große Muskeln im Allgemeinen eher zu Rekrutierungsstrategien neigen (De Luca et al., 1982; Kukulka & Clamann, 1981), könnte dies ein Hinweis darauf sein, dass ein stetiger Anstieg von Spektralkennwerten bis zur maximalen Kraftentwicklung mit einem vergrößerten Typ-II-Faseranteil zumindest an der Muskeloberfläche einhergeht. Ist der Typ-II-Faseranteil im Aktionsmuskel gering, muss die Kraftentwicklung vermehrt über die Erhöhung der Feuerrate erfolgen, was nach den Beobachtungen der genannten Autoren keinen weiteren Anstieg der Spektralkennwerte zur Folge hätte.

1.3.3 Ermüdung

Die Analyse des Frequenzverhaltens von EMG-Signalen zur Abschätzung von Muskelermüdung ist bei verschiedenen Arten von Muskelkontraktionen eine allgemein anerkannte Vorgehensweise (u.a. Komi & Tesch, 1979; Häkkinen & Komi, 1983; Arendt-Nielsen & Sinkjaer, 1991; Ament et al., 1993; Masuda et al., 1999; Linnamo et al., 2000; Lowery et al., 2002). Während die Verschiebung des Leistungsspektrums von EMG-Signalen in niedrigere Frequenzbänder während anhaltender statischer (isometrischer) Kontraktionen als gesichert angenommen werden kann (vgl. Ament et al., 1996), wurden für Untersuchungen mit dynamischen Muskelaktionen unterschiedliche Ergebnisse veröffentlicht (vgl. Ament et al., 1996). So wurde in einigen Fällen ein Abfall der Frequenzen auf dem Radergometer (Bouissou et al., 1989), bei isokinetischen Belastungsformen (Komi & Tesch, 1979; Tesch et al., 1983; Gerdle et al., 1987; Horita & Ishoki, 1987) sowie auf dem Laufbandergometer (Ament et al., 1993) beobachtet. Andere Autoren fanden keine systematischen Frequenzabfälle auf dem Fahrradergometer (Viitasalo et al., 1985; Gamet et al., 1990) bzw. auf dem Laufband (Arendt-Nielsen & Mills, 1985; Ament et al., 1996). Jansen et al. (1997) verzeichneten bei einer Fahrradergometrie mit schrittweisem Anstieg der Intensität bis zu 100% VO_{2max} einen Anstieg der Frequenzen bei 8 von 12 Versuchspersonen.

Die Veränderungen in den Leistungsspektren der EMG-Signale werden von den meisten Autoren auf das Absinken der Muskelfaserleitgeschwindigkeit zurückgeführt. Dabei wird vom proportionalen (Stulen & De Luca, 1981; De Luca, 1984) bzw. überproportionalen Absinken (Broman et al., 1985; Masuda et al., 1999) der Median- bzw. mittleren Frequenzen berichtet. Weitere Faktoren werden für das Absinken der Spektralparameter diskutiert, in erster Linie Rekrutierung, Frequenzierung und Synchronisation von ME sowie Veränderungen in der Form des Muskelfasermembranpotentials (Lloyd, 1971; Bigland-Ritchie, 1981; Naeije & Zorn, 1982; Hermens et al., 1992; Lowery et al., 2000).

Bonato et al. (2001) untersuchten das Frequenzverhalten von EMG-Signalen bei zyklischen dynamischen Kontraktionen des m. interosseus dorsalis

manus und dokumentierten den zeitlichen Verlauf der Momentanmedianfrequenz (MMF) bei Ermüdung. Dabei kamen verschiedene Methoden der Zeit-Frequenz-Analyse instationärer Signale zur Anwendung (quadratische Verteilungen aus Cohen's Klasse: Wigner-Ville, Born-Jordan, Choi-Williams). Bei einer weiteren Untersuchung (Bonato et al., 2002) fand die Arbeitsgruppe um Bonato bei wiederholten Hebeübungen aus dem Rücken bei sechs von neun Versuchspersonen ein signifikantes Absinken der Momentanfrequenz der Rückenstrecker. Interessanterweise zeigten gerade diese Versuchspersonen erhöhte Beschleunigungswerte bei der Bewegungsausführung.

Balestra et al. (2001) verwendeten die gleichen Analyseverfahren zur Untersuchung tonischer und phasischer Muskeln bei einem Sportrollstuhlfahrer. Dabei konnten sowohl stetiges Abfallen als auch vorübergehendes Ansteigen der Momentanfrequenzen bei verschiedenen Muskeln beobachtet werden. Begründet wurden diese Ergebnisse mit der Charakteristik der Bewegung und den unterschiedlichen Aufgaben der Muskeln.

Ament et al. (1996) untersuchten das Medianfrequenzverhalten des m. gastrocnemius caput laterale et mediale (Flexion im Knie sowie Plantarflexion und Supination im Sprunggelenk) sowie des m. soleus (Plantarflexion und Supination im Sprunggelenk) (vgl. Schwegler, 1998) bei erschöpfender Laufbandergometrie ($v = 5 \text{ km/h}$, Anstieg: 20%). Bei sechs von sieben Versuchspersonen zeigte sich kein systematischer Medianfrequenzabfall der untersuchten Muskelgruppen (vgl. Tab. 1).

Tab. 1. Differenzen der durchschnittlichen Medianfrequenzwerte (Ende der Belastung minus Anfang der Belastung in Hz) für jede Versuchsperson (Vpn) und Muskel sowie die individuelle Belastungsdauer (aus Ament et al., 1996).

Vpn	m. soleus [ΔHz]	m. gastrocnemius caput mediale [ΔHz]	m. gastrocnemius caput laterale[ΔHz]	Ausdauerzeit [s]
1	-1,3	26,4	9,3	1323
2	6,6	-2,5	8,3	215
3	-7,7	10,4	4,8	582
4	-5,4	2,8	-4,8	501
5	4,4	-25,6	3,5	430
6	-4,2	-15,2	-2,6	68
7	-19,0	6,4	-11,6	129

Auffällig sind vor allem die z.T. erheblichen Unterschiede zwischen den Differenzen der mittleren Medianfrequenzwerte innerhalb eines Muskels einer Versuchsperson (m. gastrocnemius caput laterale et mediale, vgl. z.B. Versuchsperson 1, 5 und 7) trotz vermeintlich einheitlicher Funktionalität (Flexion im Kniegelenk, Plantarflexion und Supination im Sprunggelenk; vgl. Schwegler, 1998). Hinzu kommt, dass diese Unterschiede auch noch zwischen den Versuchspersonen im Vorzeichen wechseln (Versuchsperson 5

zeigt beim m. gastrocnemius caput mediale einen starken Medianfrequenzabfall und beim m. gastrocnemius caput laterale einen Anstieg der Medianfrequenz, Versuchsperson 7 verhält sich gegensätzlich). Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass ein Abfall der Medianfrequenz nicht nur abhängig vom Erreichen einer bestimmten Belastungsintensität (vgl. Ament et al., 1996) ist, sondern stark von der individuellen Bewegungsausführung bzw. den anthropometrischen Eigenschaften eines Sportlers beeinflusst wird. So ist zu vermuten, dass die Unterschiede im Frequenzverhalten der EMG-Signale des m. gastrocnemius caput laterale et mediale stark vom Laufstil der Versuchspersonen geprägt sind. Möglicherweise könnten Fußfehlstellungen (Überpronation bzw. Übersupination) verantwortlich sein für die von Ament et al. (1996) beobachteten Unterschiede. Eine Verschiebung des Leistungsspektrums von EMG-Signalen in höhere Frequenzbänder dürfte bei zunehmender Belastung zwei mögliche Ursachen haben:

1. Der Muskel wird im Laufe der Belastung durch das ZNS stärker angesteuert, d.h. er erhöht seine mechanische Wirkung und wird entsprechend seiner Funktion stärker in den Bewegungsablauf mit eingebunden. Dies wird bei phasischer Muskulatur in erster Linie über eine zusätzliche Rekrutierung weiterer ME nach dem Größenprinzip erreicht (De Luca et al., 1982; Kukulka & Clamann, 1981). Infolgedessen kommt es zu einem Anstieg der durchschnittlichen Faserleitgeschwindigkeit des Muskels. Dieser ist verbunden mit einem linearen Anstieg der MF (Stulen & De Luca, 1981; Solomonow et al., 1990). Die Ergebnisse von Jansen et al. (1997) stützen diese These, so ist bei stufenweiser Erhöhung der Intensität auf dem Fahrradergometer von einer Steigerung der Muskelaktivität auszugehen.
2. Der Muskel ist lediglich als Synergist tätig und zeigt keine wesentliche Beteiligung bei der Bewegungsausführung, so dass es zu keinen nennenswerten Ermüdungserscheinungen kommt.

Bezogen auf die Unterschiede in der vorangegangenen Studie bleibt kritisch anzumerken, dass es in der sport- und bewegungswissenschaftlichen Literaturlandschaft einige EMG-Untersuchungen gibt, bei denen lediglich der Name eines Muskels angegeben wird, obwohl z.T. mehrere Muskelköpfe existieren (z.B. m. gastrocnemius: caput laterale et mediale). Dies geschieht sogar bei Muskeln, bei denen die Muskelköpfe z.T. verschiedene Funktionen besitzen (z.B. m. triceps brachii: caput laterale (Extension im Ellenbogengelenk) et longum (Extension im Ellenbogengelenk *und* Retroversion der Schulter).

1.3.4 Kraftlevel

Die Literatur bietet unterschiedliche Ergebnisse zum Zusammenhang zwischen der Kraft und dem Frequenzverhalten von EMG-Signalen. Hagberg und Ericson (1982) fanden für die Ellbogenflexoren unterhalb 30% MVC ein proportionales Verhalten zwischen der mittleren Signalfrequenz und der Kraftentwicklung, Gerdle et al. (1990) beim m. biceps brachii bis 60%MVC. Im Gegensatz dazu zeigten Studien von Muro et al. (1983), Broman et al. (1985), Moritani und Muro (1987) eine weitgehend lineare Proportionalität der mittleren Signalfrequenz und der Kontraktionskraft fast bis zur MVC. Auch Seki et al. (1991) für rampenartig erhöhte isometrische Kontraktionen bis 80%MVC (Ellbogenbeuger) sowie Bilodeau et al. (1991) für schrittweise und rampenartig erhöhte isometrische Kontraktionen bis zur MVC (Ellbogenstrecker) fanden mit zunehmendem Kontraktionsniveau erhöhte Spektralgrößen. Linnamo (2002) verweist jedoch auch auf einige Studien ohne systematische Veränderungen und mögliche Ursachen.

1.3.5 Leistungsniveau

In jüngerer Zeit gab es einige Studien, die sich mit verschiedenen Problemstellungen zu Wirkungen des Trainingsprozesses auf das Frequenzverhalten von EMG-Signalen befassten. Ziel dieser Einzelfalluntersuchungen war es, das zeitliche Frequenzverhalten von EMG-Signalen bei großen Leistungsunterschieden (Witte & Blaser, 2000) sowie bei geringen Leistungsunterschieden auf hohem Leistungsniveau (Witte et al., 2001a,b) zu erfassen. Die in diesen Arbeiten erhaltenen Ergebnisse weisen in allen Fällen darauf hin, dass durch Training Veränderungen im Frequenzverhalten der EMG-Signale auftreten. Diese Veränderungen könnten nach Ansicht der Autoren muskelphysiologisch als Änderungen im Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten interpretiert werden.

Auch die Ergebnisse von Portero et al. (2001) weisen auf eine Trainingswirkung hin: nach achtwöchigem Krafttraining der Nackenmuskulatur verringerten sich die Frequenzabfälle bei anhaltender isometrischer Kontraktion mit 50% MVC.

1.4 Methoden zur Schätzung spektraler Kenngrößen - Überblick und Details zum angewendeten Verfahren

1.4.1 Methoden der Spektralanalyse

Mathematisch-statistische Analysen von Zeitreihen (Zeitreihenanalysen) beschäftigen sich mit der Beschreibung und Verarbeitung von zeitlich geordneten Messungen desselben Objekts oder derselben Eigenschaft und erfolgen meist in gleichen Zeitabständen oder in anderer Regelmäßigkeit (www.net-lexikon.de).

Betrachtet man oberflächenelektromyografische Signale aus physikalischer Sicht, so handelt es sich um elektrische Potentialschwankungen auf der Hautoberfläche, die durch De- und Repolarisationsvorgänge an Muskelfasern in unmittelbarer Nähe der Ableitelektroden auftreten. Der zeitliche und räumliche Verlauf des Zustandes dieser kontinuierlichen analogen Spannungsdifferenzen kann als Träger von Informationen interpretiert werden. Die nach einer Messung als Sensorsignal vorliegende Potentialschwankung wird sowohl zeitlich als auch in ihrer Amplitude quantisiert, d.h. der Zustand des Signals wird an diskreten Abtastzeitpunkten auf eine Quantisierungsstufe eines endlichen Wertebereiches abgebildet (vgl. Wendemuth, 2004). Das digitalisierte EMG-Signal liegt nun in Form einer Zeitreihe $y = (y_t)_{t=1, \dots, n} = (y_1, \dots, y_n)$ als endliche Folge von reellen Zahlen y_t mit stochastischer Struktur vor.

Stochastische Zeitreihen werden häufig mit Hilfe klassischer spektralanalytischer Verfahren hinsichtlich verschiedener statistischer Parameter wie Amplitudenwerte (z.B. Spitzenwerte), mittlere Leistungen, Leistungsdichteverteilungen, Kohärenzspektren u.a. analysiert (Schack, 1996). Können die Signale als ergodische stationäre zufällige Zeitreihen modelliert werden, d.h. unabhängig von der Zeit und konsistent über die Zeit, können die statistischen Eigenschaften auf der Basis der Fourier- bzw. Laplace-Transformation gut abgeschätzt werden (Schack, 1996).

Ein anderer Ansatz für die Beschreibung stochastischer Prozesse sind mathematische stochastische Modelle, die im Wesentlichen auf Box & Jenkins (1970) zurückzuführen sind. Dabei handelt es sich um Autoregressive Moving-Average (ARMA)-Prozesse, deren Spezialfälle (reines AR- sowie MA-Modell) sowie verschiedener Verallgemeinerungen des grundlegenden Modells (ARIMA, SARIMA, BARMA, ARMAX, VARMA, STARMA, RARMA, TAR, etc.) (vgl. Bender, 1991).

Ein AR(p)-Modell ist gegeben durch die Gleichung

$$Y_t = a_1 Y_{t-1} + \dots + a_p Y_{t-p} + e_t \quad (1)$$

wobei die e_t unabhängige und identisch verteilte Zufallsvariablen sind, d.h. keinem Abhängigkeitsmuster folgen; p heißt die Ordnung des Modells. Formal sieht (1) aus wie eine lineare Regressionsgleichung, die erklärenden Variablen für Y_t sind jedoch die eigenen p Vergangenheitswerte Y_{t-1}, \dots, Y_{t-p} . Anschaulich bedeutet (1), dass der Wert Y_t zum Zeitpunkt t entsteht durch eine Linearkombination von p Vergangenheitswerten und einer zusätzlichen stochastischen Größe e_t .

Ein MA(q)-Modell genügt der Gleichung

$$Y_t = b_1 e_{t-1} + \dots + b_q e_{t-q} + e_t \quad (2)$$

d.h. hier bilden die Y_t gleitende gewichtete Mittel ("Moving Average") aus gegenwärtigen und vergangenen Zufallseinflüssen. Durch eine Kombination von AR(p)- und MA(q)-Modell entsteht das gemischte ARMA(p,q)-Modell

$$Y_t = a_1 Y_{t-1} + \dots + a_p Y_{t-p} + b_1 e_{t-1} + \dots + b_q e_{t-q} + e_t \quad (3)$$

Klassische ARMA-Modelle sind dementsprechend Simultan-Modelle für deterministische (AR-Anteil, entspricht dem Regressionsanteil) und stochastische Prozesse (MA-Anteil), setzen jedoch die Stationarität des Signals voraus.

Für die dynamische Spektralanalyse instationärer Signale existieren verschiedene Analyseverfahren, bei denen eine Zeit-Frequenz-Analyse des Signals notwendig ist. Dabei wird ein eindimensionales Zeitsignal in eine zweidimensionale Funktion von Zeit und Frequenz mit entsprechend hoher Auflösung abgebildet. Im Folgenden werden einige wesentliche prinzipielle Zugänge kurz erläutert (vgl. Schack, 1996):

1. Lineare Zeit-Frequenz-Darstellungen

Zu den bedeutendsten und in der Sportwissenschaft auch verbreitetsten linearen Zeit-Frequenz-Darstellungen gehören die Fast-Fourier-Transformation (FFT) und die Wavelet-Transformation. Bei Abbildung eines Signals vom Zeit- in den Frequenzbereich mittels FFT wird das innerhalb eines gleitenden Zeitfensters endlicher Länge als stationär betrachtete Signal in Anteile von Sinus- und Cosinus-Schwingungen zerlegt. In der Regel variieren die Fensterlängen zwischen 256, 512, 1024 und 2048 ms bei Abtastfrequenzen zwischen 1 und 4 kHz. Bei isometrischen Kontraktionsformen mit konstantem Kraftniveau bzw. bei langsam ansteigenden Kraftniveau in Verbindung mit einer ausreichenden Signallänge wird im Allgemeinen von einer Quasi-Stationarität des Signals ausgegangen. Bei dynamischen, explosiven bzw. ballistischen Bewegungen ist es jedoch auf Grund der kurzen Zeit der Bewegung und dem hohen Maß an Instationarität

des Signals sehr schwierig, mit Hilfe von gleitenden Zeitfenstern eine Zeit-Frequenz-Analyse, also eine Zuordnung zwischen Veränderungen des Frequenzverhaltens des Signals und dem Zeitpunkt des Auftretens dieser Veränderungen durchzuführen (vgl. Schack, 1996). Allgemein kann davon ausgegangen werden, dass biologische Signale Veränderungen in der Zeit unterliegen, so dass die Voraussetzungen für den Einsatz der wohlbekanntesten effektiven Schätzverfahren stationärer Zeitreihen für spektrale Parameter nicht gegeben sind (Schack, 1996).

Mit Hilfe der Wavelet-Transformation (u.a. Alemu et al., 2001; Nishikawa et al., 1999; und Von Tscharner, 2000) lassen sich aus dem Roh-EMG Intensitätsanalysen in bestimmten Frequenzbereichen durchführen. Mit Hilfe von Histogrammen und „contour plots“ sind ereignisorientiert Aussagen über das Frequenzverhalten des EMG-Signals in ausgewählten Zeitbereichen möglich. Dabei werden sogenannte Basisfunktionen skaliert und auch zeitlich verschoben.

Sowohl das FFT-Verfahren als auch die Wavelet-Analyse setzen zumindest innerhalb eines gleitenden Zeitfensters Stationarität des Zeitsignals voraus und weisen prinzipiell das Dilemma auf, dass nicht gleichzeitig eine beliebig hohe Auflösung in Zeit und Frequenz erreicht werden kann (vgl. Schack, 1996). Dies bedeutet entweder eine genaue Bestimmung des Spektrums bei ungenauer zeitlicher Zuordnung (großes gleitendes Zeitfenster) oder eine genaue Bestimmung der zeitlichen Zuordnung eines fehlerbehafteten Spektrums (kleines gleitendes Zeitfenster).

2. Quadratische Zeit-Frequenz-Analysen

Will man die Zeit-Frequenz-Darstellung als Zeit-Frequenz-Energie-Verteilung interpretieren, erscheint eine quadratische Struktur sinnvoll, da die Leistung eine quadratische Signalgröße ist. Zu den bekanntesten Vertretern der quadratischen Zeit-Frequenz-Darstellungen zählen Vertreter der Cohen-Klasse wie z.B. Spektrogramm und Wigner-Verteilung. Vertreter dieser Klasse zeichnen sich durch den Erhalt von Zeit- und Frequenzverschiebungen des Signals. Während der Nachteil des Spektrogramms in seiner groben Zeit-Frequenz-Auflösung liegt, hat die ursprünglich für die Quantenphysik entwickelte Wigner-Verteilung nicht zu vernachlässigende Interferenzterme, was bei der visuellen Interpretation störend wirkt.

3. Dynamische parametrische Methoden

Zu den bekannten dynamischen parametrischen Methoden gehören ARMA-Prozesse mit Modellanpassungen für ein gleitendes Fenster, zeitveränderliche AR-Modelle auf der Basis der Zerlegung in orthogonale Polynome, Kalman-Filter, rekursive Methode der kleinsten Quadrate sowie

stochastisches Gradientenverfahren. Wesentliche Gütekriterien für die Anwendbarkeit dieser Verfahren sind die Stabilität, die Auflösung, die Zeit- bzw. Frequenzverschiebungen und nicht zuletzt der Rechenaufwand vor allem bei großen Datenmengen.

Die zeitvariante Spektralanalyse auf der Basis adaptiver ARMA-Modellierung stellt ein dynamisches Verfahren dar, das für die Auswertung instationärer biologischer Signale, insbesondere von EEG-Signalen, von Schack et al. (1995a, 1995b) entwickelt und auch auf Oberflächenelektromyogramme bei verschiedenen Bewegungen angewendet wurde (Witte et al., 2001a,b, 2003). Die wesentlichen Schritte dieses Verfahrens werden im Folgenden vorgestellt.

1.4.2 Zeitvariante Spektralanalyse auf der Basis adaptiver ARMA-Modellierung

Das in der Arbeit angewendete Verfahren der zeitvarianten Spektralanalyse basiert auf der parametrischen Berechnung des Leistungsspektrums aus den Parametern eines kontinuierlich angepassten ARMA-Modells (Auto Regressive Moving Average Model).

Unter einem ARMA-Modell $Y = \{Y_n\}_{n=0}^{\infty}$ der Ordnung (p,q) versteht man die Lösung des folgenden Gleichungssystems:

$$Y_n + \sum_{j=1}^p a_j Y_{n-j} = \varepsilon_n - \sum_{k=1}^q b_k \varepsilon_{n-k} \quad (4)$$

Sind die Modellparameter $\{a_1, a_2, \dots, a_p\}$ und $\{b_1, b_2, \dots, b_q\}$ keine Konstanten sondern Funktionen der Zeit, so kann man den Messwerten eines Signals $\{x_0, x_1, \dots\}$ fortlaufend in der Zeit ein Modell der Gleichung (4) wie folgt anpassen:

$$\begin{aligned} \hat{a}_j(n) &= 0 \quad \text{für } n \leq j, \quad j = 1, \dots, p \\ \hat{b}_k(n) &= 0 \quad \text{für } n \leq k, \quad k = 1, \dots, q \\ \hat{a}_j(n) &= \hat{a}_j(n-1) - c_n e_n x_{n-j} \quad \text{für } n > j, \quad j = 1, \dots, p \\ \hat{b}_k(n) &= \hat{b}_k(n-1) - c_n e_n e_{n-k} \quad \text{für } n > k, \quad k = 1, \dots, q \end{aligned} \quad (5)$$

Dabei bezeichnet $\{e_0, e_1, \dots\}$ die Folge des Vorhersagefehlers des Modells und wird rekursiv nach

$$e_0 = 0$$

$$e_n = x_n + \sum_{j=1}^p \hat{a}_j(n-1)x_{n-j} + \sum_{k=1}^q \hat{b}_k(n-1)e_{n-k} \quad (6)$$

berechnet. $\{c_n\}$ ist eine Steuerfolge, die umgekehrt proportional zur aktuellen Varianz der Messreihe gewählt wird. Damit findet keine Konvergenz der Schätzfunktionenfolge mit dem Verschwinden des Korrekturterms nach endlicher Zeit statt. Somit ist die Schätzfunktionenfolge in der Lage, sich Strukturveränderungen des Prozesses anzupassen.

Das momentane Leistungsspektrum ist eine Funktion der zeitvarianten Parameter des ARMA-Modells:

$$S_n(\lambda) = \frac{\sigma_e^2(n)}{2\pi} \cdot \frac{\left| \sum_{k=1}^q \hat{b}_k(n) \cdot e^{-ik\lambda} \right|^2}{\left| 1 + \sum_{j=1}^p \hat{a}_j(n) \cdot e^{-ij\lambda} \right|^2} \quad (7)$$

Dabei sind $\sigma_e^2(n)$ eine zeitvariante Schätzung der Varianz des Vorhersagefehlers, λ die Kreisfrequenz und $i = \sqrt{-1}$ die imaginäre Einheit.

Aus dem momentanen Spektrum (7) lassen sich verschiedene spektrale Parameter wie beispielsweise die momentane Medianfrequenz $\lambda_M(n)$ berechnen. Die momentane Medianfrequenz $\lambda_M(n)$ ist die Frequenz, für die gilt:

$$\sum_{\lambda_u \leq \lambda_M(n)} S_n(\lambda) = \sum_{\lambda_M(n) < \lambda \leq \lambda_o} S_n(\lambda) \quad (8)$$

mit λ_u , λ_o als untere bzw. obere Grenzfrequenz.

Sie gibt global Auskunft über die Leistungsverteilung über die verschiedenen Frequenzen (siehe Abb. 5).

Eine weitere Spektralkenngröße ist die momentane Bandleistung. Sie wird als Leistungsschätzung des Signals in definierten Frequenzbändern interpretiert und basiert auf einem adaptiven rekursiven Schätzalgorithmus nach Griefsbach et al. (1994). Die Schätzung der momentanen Bandleistung erfolgte in allen durchgeführten Spektralanalysen (soweit nicht anders angegeben) über einen Frequenzbereich von 0 bis 250 Hz.

Die zeitliche Auflösung $\Delta t = t_n - t_{n-1}$ von geschätzten Spektralkenngrößen ist durch die Abtastung des Signals gegeben. Die Spektralanalysen wurden mit einem ARMA-Modell der Ordnung (25,2) durchgeführt, das sich in vorherigen

Untersuchungen (Witte et al., 2001a,b, 2003) als geeignet erwies. Die Abb. 6 zeigt exemplarisch die Zeit-Frequenz-Analyse eines EMG-Signals mit FFT bzw. adaptiver dynamischer Spektralanalyse.

Weitere Einzelheiten zum Schätzverfahren sind in Schack et al. (1995a,b) bzw. Gießbach et al. (1994) dargestellt. Das Verfahren wurde in der "Adspec"-Software (1997) realisiert.

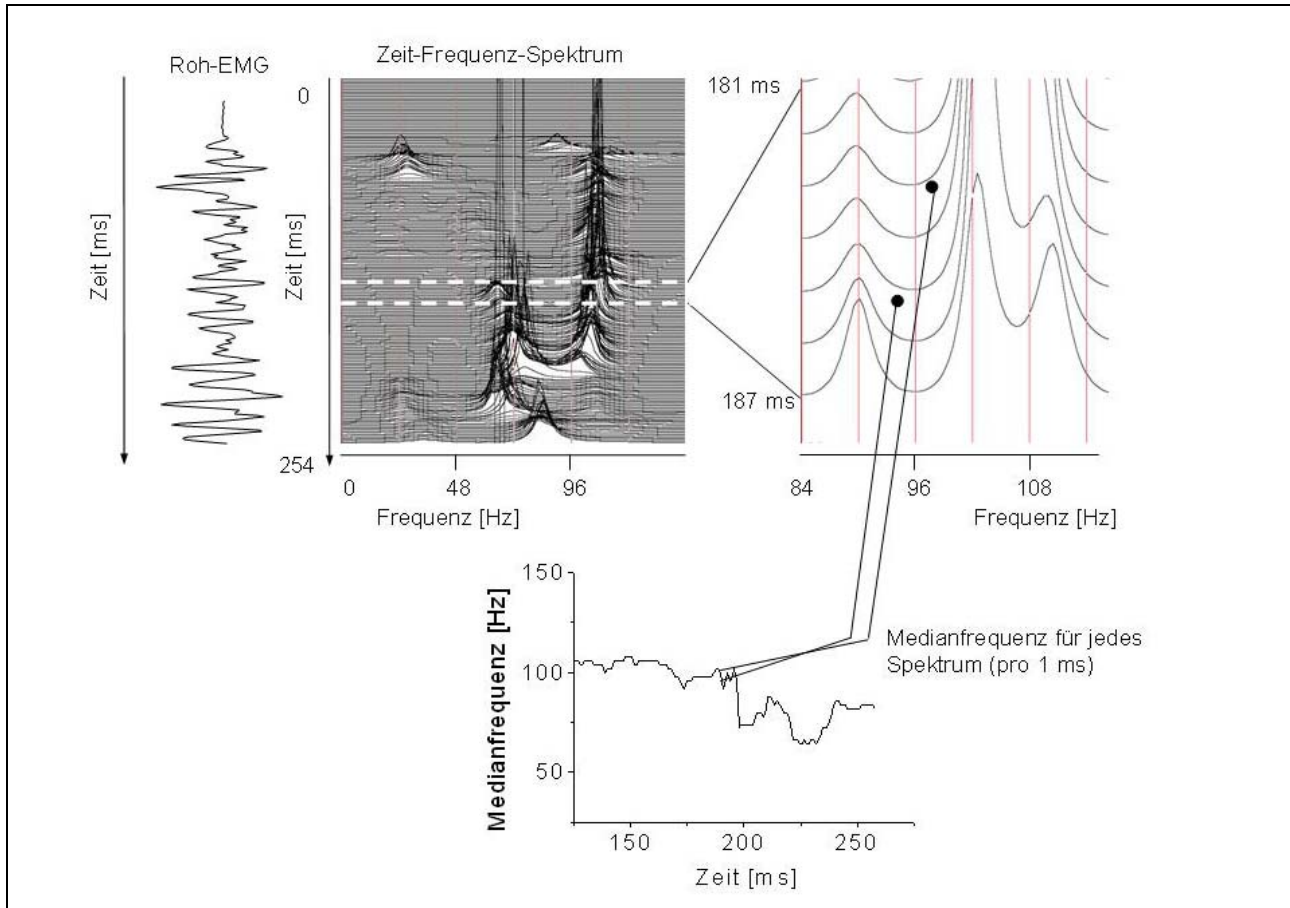


Abb. 5. Schematische Darstellung der Bestimmung der Momentanmedianfrequenz (MMF) aus dem Zeit-Frequenzspektrum

Um das Repräsentationsprinzip der Spektralanalyse zu Beginn des EMG-Signals nicht zu verletzen, wurde eine Vorgehensweise gewählt, mit der es möglich ist, das ARMA-Modell mit dem zu analysierenden Signal anzulernen (siehe auch Abb. 7):

1. Ermittlung des Zeitpunktes $t_{n,0+1}$ als derjenige Abtastpunkt, der vor der Schwellenüberschreitung von 10% der maximalen Amplitude des gleichgerichteten Signals liegt.
2. Ausschneiden des Datensegmentes $t_{n,0+1}, \dots, t_{n,0+k}$,
3. Vertikale Spiegelung von $t_{n,0+1}, \dots, t_{n,0+k}$ um $t_{n,0}$.
4. Horizontale Spiegelung um die Zeitachse.
5. Eine lineare Interpolation zwischen den Punkten $t_{n,0-1}$ und $t_{n,0+1}$ folgt. Durch die zwei Spiegelungen und die lineare Interpolation wird die Amplitude

zum Zeitpunkt $t_{n,0}$ zum angenommenen Nullpunkt (Amplitude bei $t_{n,0}$ ist gleich Null).

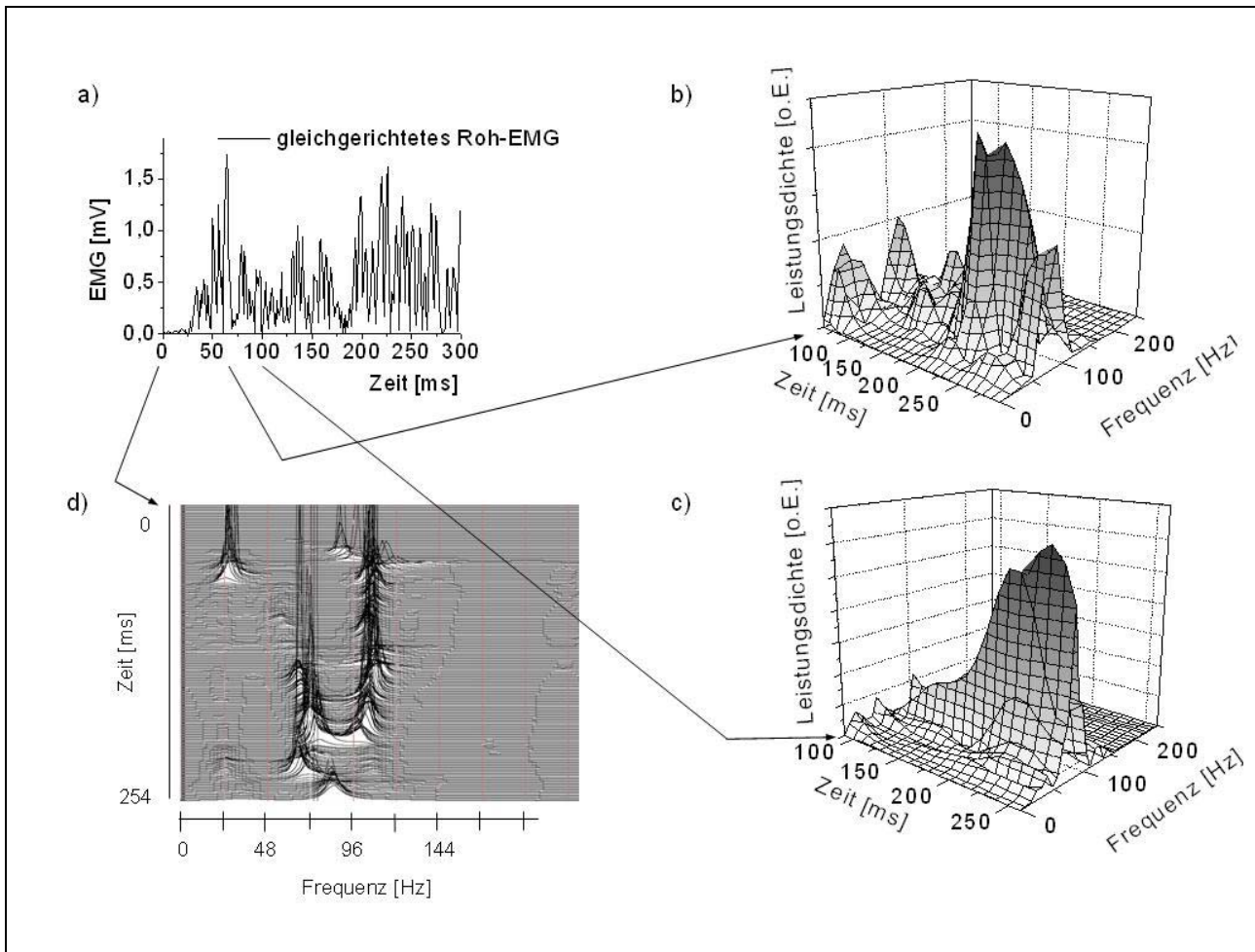


Abb. 6. Zeit-Frequenz-Analyse eines EMG-Signals bei isometrisch explosiver Kontraktion mit a) vereinfachter Darstellung des ungeglätteten gleichgerichteten Roh-EMG's, b) FFT – gleitendem Zeitfenster 64 ms, Verschiebung alle 10 ms, c) FFT – gleitendem Zeitfenster 128 ms, Verschiebung alle 10 ms und d) adaptive dynamische Spektralanalyse – ARMA (25,2).

Die vorangegangenen Ausführungen beschreiben das methodische Vorgehen bei der Datenauswertung von Oberflächen-EMG-Signalen mit Hilfe der adaptiven dynamischen Spektralanalyse auf der Basis adaptiver ARMA-Modellierung. Da es sich bei oberflächenelektromyografischen Signalen um Summenpotentialschwankungen mit stochastischem Charakter handelt und die elektromechanische Verzögerung der menschlichen Skelettmuskulatur vielen Einflussfaktoren unterliegt (vgl. Jöllenbeck, 2002), erscheint eine direkte zeitliche Zuordnung der Spektralkenngrößen zum extern gemessenen Kraft-Zeit-Verhalten nicht zulässig. So wird im weiteren Verlauf der Datenauswertung das zeitveränderliche Verhalten der Spektralkenngrößen im Wesentlichen qualitativ bewertet bzw. zur besseren Quantifizierung und Vergleichbarkeit der Ergebnisse in Mittelwerten zusammengefasst.

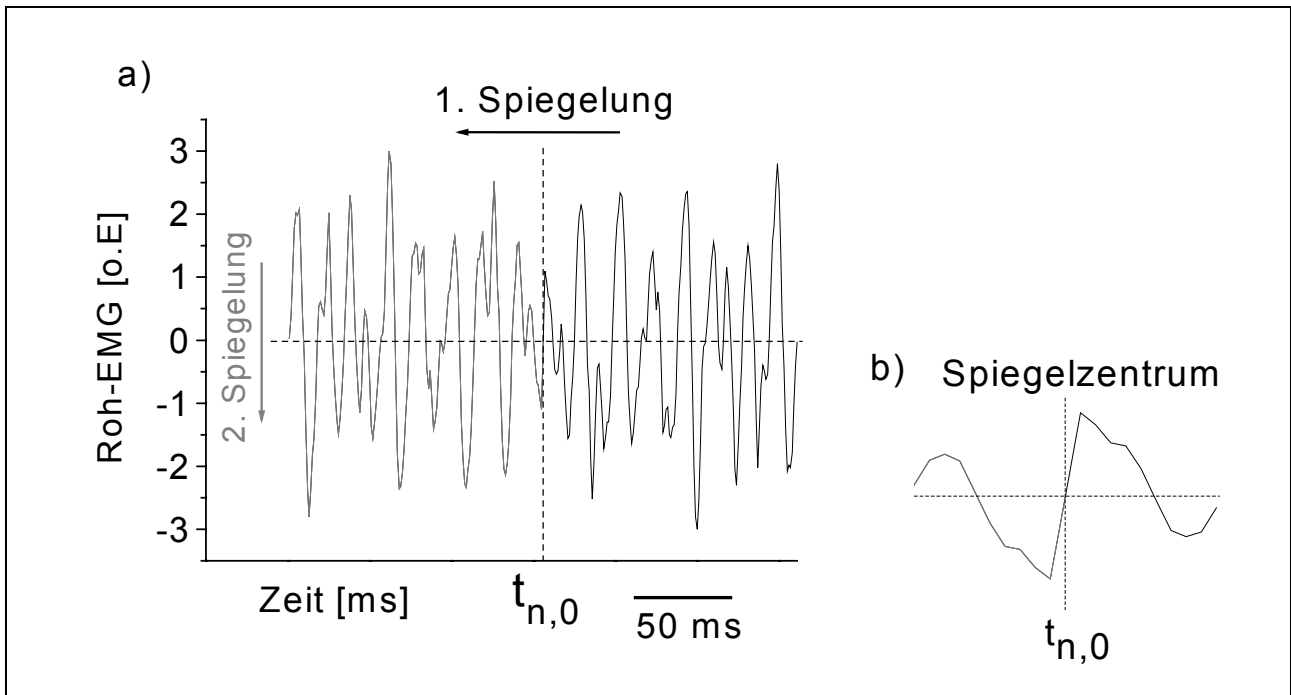


Abb. 7. Vorverarbeitung des Roh-EMG-Signals für die adaptive Spektralanalyse: Das beim Nulldurchgang unmittelbar vor dem Erreichen von 10% der maximalen Amplitude zum Zeitpunkt $t_{n,0}$ ausgeschnittene Roh-EMG-Signal (schwarze Kurve) wird zunächst im Zeitbereich gespiegelt (1. Spiegelung) und dann negiert (2. Spiegelung, graue Kurve). b) vergrößerte Darstellung.

1.5 Fragen und Hypothesen

Der Überblick über den aktuellen Forschungsstand zum Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen in Kapitel 1.3 lässt aus sportwissenschaftlicher Sichtweise im Wesentlichen vier große Defizite erkennen.

1. Sportspezifisch / Sportartspezifisch: Ein Großteil der Forschungsarbeiten beinhaltet ein experimentelles Versuchsdesign (z.B. isometrische Kontraktionen bei x % MVC), um über Trainingswirkungsanalysen mit Prä-Post-Vergleichen bzw. Soll-Ist-Wert-Vergleichen Aussagen zum Frequenzverhalten von EMG-Signalen abzuschätzen. Die daraus resultierenden Ergebnisse lassen sich nur eingeschränkt auf sport-spezifische bzw. sportart-spezifische Fragestellungen übertragen.
2. Stichprobenwahl / Leistungsniveau: Nur sehr wenige Arbeiten befassen sich mit Sportlern auf nationalem bzw. internationalem Leistungsniveau.
3. Längsschnittproblematik: Es besteht ein großer Mangel an Studien mit mehreren Messwiederholungen, um die Stabilität bzw. Variabilität des Frequenzverhaltens bei sport-spezifischen bzw. sportart-spezifischen Bewegungen abzuschätzen.
4. Methodenwahl: Der überwiegende Teil der Arbeiten nutzt die FFT-Analyse. Aufgrund der fehlenden Stationarität der Signale sowie der bei sportlichen Bewegungen z.T. sehr kurzen Bewegungszeiten⁴ ist der Einsatz eines solchen Verfahrens methodisch als kritisch zu bewerten.

Die o.g. Defizite führen zu der zentralen Fragestellung der Arbeit, welche sich aus der allgemeinen Zielstellung ableitet:

Gibt es Zusammenhänge zwischen der sportlichen Leistungsfähigkeit und dem zeitabhängigen Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen?

Auf der Grundlage der Zielstellung der Arbeit, das zeitliche Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen auf Zusammenhänge zur sportlichen Leistungsfähigkeit zu prüfen, wurden verschiedene sportwissenschaftliche Problemstellungen aufgegriffen. Diese beinhalten Fragen zu Wirkungen des Trainingsprozesses im Techniktraining, im Krafttraining sowie zu Ermüdungsprozessen.

⁴ Kurze Bewegungszeiten haben zur Folge, dass nur wenige äquidistante Funktionswerte für die Berechnung von Frequenzspektren existieren, was zu kleinen Fensterlängen führt (typische Fensterlängen sind 256, 512, ..., 2048 Werte). Daraus resultiert eine grobe Frequenzauflösung. Auch eine Erhöhung der Abtastrate lässt den Informationsgehalt der Funktionswerte nicht ansteigen.

Allgemein betrachtet greift die Trainingswissenschaft als anwendungsorientierte Wissenschaft konkrete Probleme aus der sportlichen Praxis auf und sucht nach Lösungen, die für die Praxis von Nutzen sind. Zugleich ist die Trainingswissenschaft gekennzeichnet durch einen empirischen Charakter, d.h. in der Realität stattfindende Prozesse werden beobachtet, beurteilt und für die Erfahrung zugänglich gemacht (Coombs et al., 1975). Demzufolge setzt die Bearbeitung von Problemstellungen zur sportlichen Leistungsfähigkeit unter der besonderen Berücksichtigung von sportspezifischen bzw. sportartspezifischen Gesichtspunkten voraus, dass ausgewählte Sportarten empirisch untersucht werden. Darüber hinaus ist dem Untersuchungsgegenstand ein unmittelbar logisch oder theoretisch einleuchtender Einfluss auf die Wettkampfleistung zu unterstellen (vgl. Hohmann et al., 2002).

Um die eingangs genannten Defizite zu beseitigen, wurden für die Bearbeitung der gewählten Problemstellungen die Sportarten Bogenschießen und Schwimmen explorativ begleitet sowie ein Training zur allgemeinen Verbesserung der Krafftfähigkeiten durchgeführt. Das olympische Bogenschießen eignet sich als Sportart, da es sich um eine sehr präzise, stark technikorientierte sportliche Bewegung handelt, die auf hohem Leistungsniveau sehr oft wiederholbar ist (Witte et al., 2001b). Im Schwimmen ist die Ermüdungswiderstandsfähigkeit und demzufolge das Kraftausdauerverhalten ein wesentlicher Faktor für die Aufrechterhaltung einer möglichst großen mittleren Schwimmgeschwindigkeit bei individueller Technik (Wakayoshi et al., 1992). Isometrische Maximal- bzw. Explosivkrafttests sind anerkannte Tests für die Beurteilung von Krafftfähigkeiten (Bührle & Schmidtbleicher, 1981).

Ausgehend von der allgemeinen Fragestellung lassen sich für die vorliegenden Problemstellungen spezielle Fragen ableiten. Für diese Fragestellungen werden Hypothesen generiert, welche durch empirische Befunde im zweiten Teil der Arbeit überprüft werden sollen. Sowohl die Fragen als auch die Hypothesen sind geprägt von dem empirischen Hintergrund der Trainingswissenschaft, ausgehend von Beobachtungen in der Praxis neue Erkenntnisse in ihr bereits bestehendes Theoriegebäude einzufügen.

Zum Zwecke der Übersichtlichkeit werden im Folgenden die speziellen Fragestellungen und Hypothesen zusammenhängend dargestellt. Die theoretischen Hintergründe zu den Fragestellungen und Hypothesen werden in den drei Komplexen A bis C im zweiten Teil der Arbeit ausführlich erläutert.

1. Welchen Einfluss hat der Trainingsprozess im Techniktraining beim Bogenschießen auf hohem Leistungsniveau auf das zeitliche Frequenzverhalten der EMG-Signale bewegungsrelevanter Muskeln?

Hypothese

Auf der Grundlage der bereits durchgeführten Einzeluntersuchungen (Witte et al., 2001b) wird angenommen, dass sich die Variabilität des zeitlichen Frequenzverhaltens der EMG-Signale mit zunehmendem Leistungsniveau reduziert. Es wird weiterhin vermutet, dass die Momentanmedianfrequenzen (MMF) der EMG-Spektren für leistungsstärkere Sportler kleiner sind als für leistungsschwächere. Dies wird mit verminderten Korrekturbewegungen beim Zielen begründet.

2. Kann eine längsschnittliche Veränderung des zeitlichen EMG-Spektrums relevanter Muskeln durch Maximal- und Explosivkrafttraining (Hypertrophie und intramuskuläre Koordination) festgestellt werden?

Hypothese

Es wird vermutet, dass ein Maximal- und Explosivkrafttraining primär über intramuskuläre Koordination zu deutlichen Veränderungen des Spektrums führt. Es wird angenommen, dass sich dies in einer erheblich deutlicheren Strukturierung des zeitlichen EMG-Spektrums äußert. Ein Hypertrophietraining dürfte dagegen nur einen deutlich geringeren Einfluss auf die Struktur des Spektrums haben.

3. Kann ein Zusammenhang zwischen dem Frequenzverhalten der EMG-Signale und der Ermüdung, quantifiziert über die mechanisch erbrachte Leistung, bei isokinetischen Tests leistungssportlich orientierter Schwimmerinnen beobachtet werden?

Hypothese

Es wird angenommen, dass die Variabilität der EMG-Spektren mit zunehmender Ermüdung ansteigt und die Momentanmedianfrequenz (MMF) absinkt. Veränderungen der Ermüdungswiderstandsfähigkeit (mittlere mechanische Leistung) im Längsschnitt müssten sich über entsprechende Veränderungen der Variabilität der EMG-Spektren und der MMF insofern widerspiegeln, dass eine erhöhte Widerstandsfähigkeit zu einer geringeren Variabilität bei höherer MMF führt bzw. der umgekehrte Fall eintritt.

2 Empirischer Teil - Bearbeitung der Problemstellungen

Der empirische Teil der Arbeit beinhaltet die ausführliche Darstellung der Untersuchungen zu den einzelnen Problemstellungen in den drei Komplexen A bis C. Zuvor werden die methodischen Gemeinsamkeiten kurz aufgeführt, die für alle drei Komplexe charakteristisch sind. Dazu zählen die technischen Spezifikationen des EMG-Systems sowie die statistischen Methoden.

EMG-System

Die oberflächenelektromyografischen Signale der untersuchten Muskeln wurden bipolar mittels einer mobilen EMG-Anlage (Firma Biovision, Wehrheim, Deutschland; Filterung: RC-Glied, Bandpass 10-500 Hz, 3 dB) mit einer Abtastfrequenz von 1 kHz aufgezeichnet. Die Applikation der Einmal-Oberflächenelektroden (ARBO Ag/AgCl-Elektroden, Firma Kendall GmbH) erfolgte entsprechend dem Standardverfahren jeweils über dem Muskelbauch in Faserrichtung (vgl. Gollhofer et al., 1987). Für die Datenübertragung auf den Laborrechner wurde eine A/D-Wandlerkarte NI DAQ Card 700 (Firma National Instruments, Austin, TX, USA; Auflösung: 12 bit, Wertebereich: $\pm 5V$) verwendet. Die Messung, Auswertung und Interpretation der EMG-Signale erfolgte unter Beachtung der vielfältigen Einflussfaktoren (vgl. De Luca, 1997).

Statistik

Nach Prüfung auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov) bzw. Varianzhomogenität (Levene-Test) wurden für die Prüfung auf Stichprobenunterschiede die bekannten Tests für unabhängige bzw. abhängige Stichproben (t-Test, U-Test) mit zweiseitigen Fragestellungen durchgeführt. Als Maß für die zentrale Tendenz von Zusammenhängen diente der Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient (Pearson). Die Signifikanzniveaus entsprechen den üblichen Niveaus mit signifikant $p < 0,05^*$, sehr signifikant $p < 0,01^{**}$ und hochsignifikant $p < 0,001^{***}$. Da speziell bei den Längsschnittuntersuchungen z.T. nur wenige Variablenpaare vorhanden sind, werden auch nichtsignifikante Ergebnisse mit deren Irrtumswahrscheinlichkeiten p angegeben, um mögliche Tendenzen aufzuzeigen.

Die statistische Auswertung erfolgte in den Programmen Microsoft® Excel, Origin® und SPSS.

2.1 Komplex A (Technik - Bogenschießen)

2.1.1 Einführung

Für einen äußeren Betrachter lässt sich der Bewegungsablauf eines Schusses mit einem Recurve-Bogen (siehe Abb. 8) folgendermaßen beschreiben: Der Schütze spannt den Bogen, zieht den Pfeil bis zum Klicker (Abb. 9), fixiert in dieser Position (der Schussauslage) und zielt. Vor dem Abschuss des Pfeils zieht der Schütze den Pfeil über den Klicker, so dass ein metallenes Geräusch zu hören ist. Kurz nach diesem Geräusch schießt der Schütze den Pfeil ab (nach Edelmann-Nusser & Gollhofer, 1999).

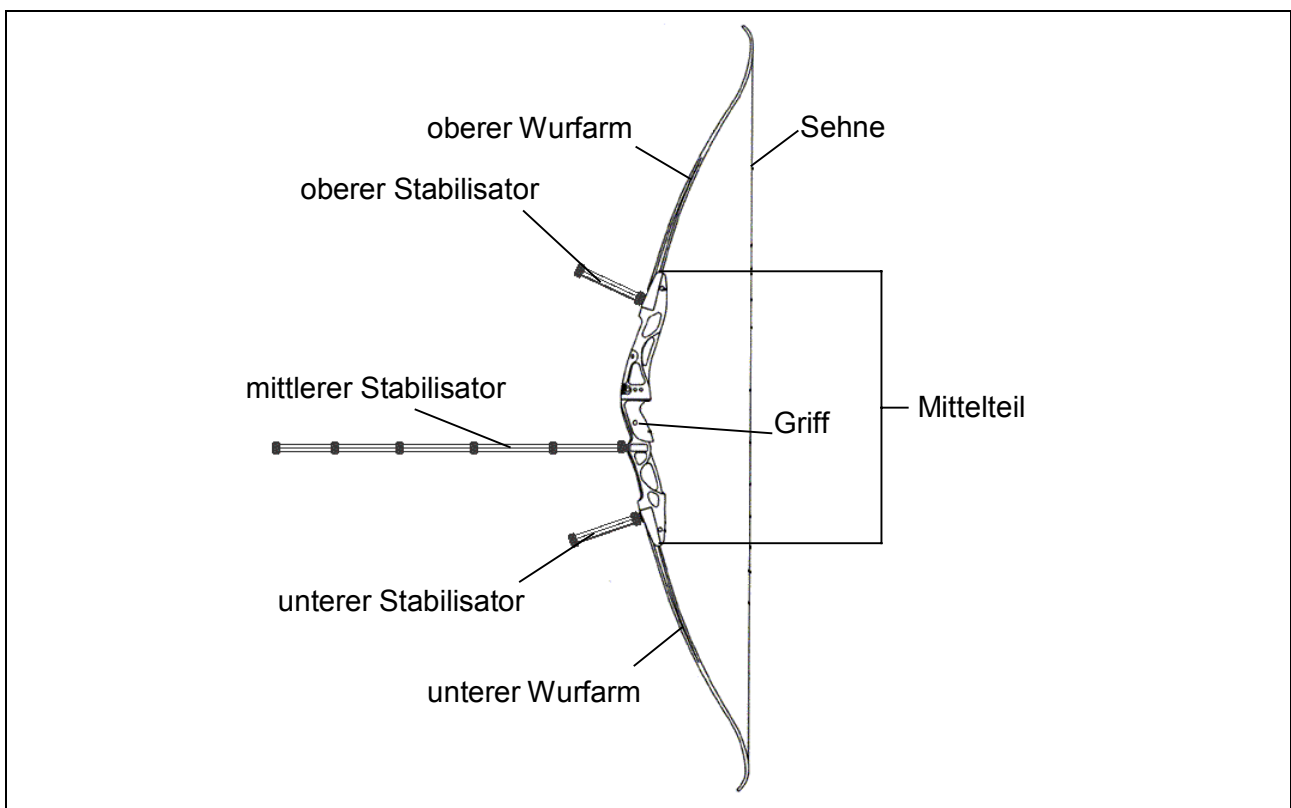


Abb. 8. Recurve-Bogen mit Stabilisatoren

Beim olympischen Bogenschießen handelt es sich um eine sehr präzise, stark technikorientierte sportliche Bewegung, die auf hohem Leistungsniveau sehr oft wiederholbar ist (Witte et al., 2001b). Dennoch zeigen sämtliche zur Thematik durchgeführten Studien, dass die Art und Weise, wie die Schützen die Auflösung des Kräftegleichgewichts unmittelbar vor dem Lösen des Schusses antizipieren, interindividuell kaum vergleichbar ist. Obwohl die untersuchten Schützen alle auf hohem nationalen und zum Teil hohen internationalem Niveau schießen, konnten keine einheitlichen Technikbilder

abgeleitet werden (vgl. Edelmann-Nusser und Gollhofer, 1999; Hennessy et al. 1990; Zipp, 1979; Zipp et al., 1978).

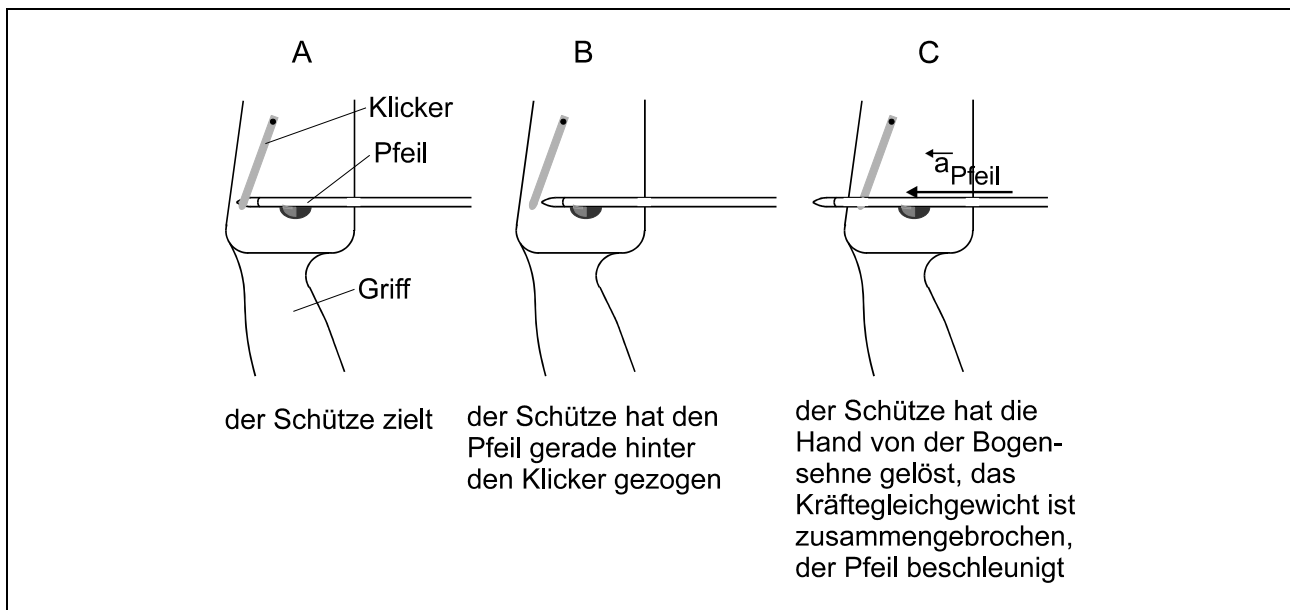


Abb. 9. Ansicht des Bogenmittelteils in verschiedenen Phasen eines Schusses (A-C). Der Klicker ist ein am Mittelteil des Bogens angebrachtes ca. 5 cm langes und 0,5 cm breites Metallplättchen aus Federstahl. Im Verlauf eines Schusses spannt der Schütze zuerst den Bogen wobei der Klicker den Pfeil seitlich an das Bogenmittelteil drückt. Dann hält der Schütze den gespannten Bogen und zielt, der Klicker drückt dabei den Pfeil seitlich an das Mittelteil (A). Hierauf zieht er den Pfeil soweit zurück, dass der Klicker über die Pfeilspitze rutscht und beim Berühren des Bogenmittelteils ein klickerndes Geräusch verursacht (B). Unmittelbar danach schießt er den Pfeil ab, indem er die Hand von der Bogensehne löst (C) (aus Edelmann-Nusser & Gollhofer, 1998).

Lediglich der *m. trapezius pars transversa* zeigte bei fast allen Schützen ein qualitativ vergleichbares Aktivitätsmuster: unmittelbar vor dem Lösen des Schusses kommt es zu einem Aktivitätsabfall, der mit der Antizipation der Auflösung des Kräftegleichgewichtes erklärt werden kann (u.a. Witte et al., 2001b). Als Ursache für die hohen interindividuellen Unterschiede werden anthropometrische Parameter der Schützen, Pfeillängen und damit unterschiedliche Abstände von Bogenhand und Zughand, Ankerpunkt⁵ sowie unterschiedliche Positionen der Gelenkpunkte angenommen (Edelmann-Nusser und Gollhofer, 1999).

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung in Komplex A war es, den Einfluss des Trainingsprozesses im Techniktraining auf das zeitliche Frequenzverhalten des *m. trapezius pars transversa* zu analysieren.

⁵ Da ein Bogenschütze nur ein Visier hat und nicht Kimme und Korn wie bei einem Gewehr, muss er sich einen zweiten Punkt am Körper (z. B. Kinn) suchen, um das Ziel mit dem Visier zu erfassen. Dieser Punkt wird Ankerpunkt genannt (vgl. Edelmann-Nusser und Gollhofer, 1999).

2.1.2 Untersuchungsdesign

In einem zweijährigen Längsschnitt wurden von 12 leistungssportlich orientierten Schützen des OSP Berlin (3 B-Kader, 7 C-Kader und 2 D-Kader, die im Verlaufe des Untersuchungszeitraumes in den C-Kader übergangen) dreimal jeweils 36 Schüsse (6 Serien a 6 Schuss) auf 30 m Distanz und zweimal 30 Schüsse (10 Serien a 3 Schuss) auf 18 m Distanz aufgezeichnet (siehe Tab. 2). Aufgabe war es, wettkampfgleich eine höchstmögliche Trefferquote zu erzielen. Zwischen zwei Serien trat jeweils eine Pause von drei bis vier Minuten auf.

Tab. 2. Statistische Angaben zu den Schützen.

Schütze	Geschlecht	Geburtsmonat	Kader	Anwesenheit				
				Apr 02 (1) 30m	Jul 02 (2) 30m	Dez 02 (3) 18m	Feb 03 (4) 18m	Jun 03 (5) 30m
WN	w	06/80	B	X	X	X	-	X
MH	m	11/84	B	X	X	X	X	X
FD	m	01/84	B	X	X	X	X	X
JB	m	02/84	C	X	X	X	X	X
TL	m	05/86	C	X	X	X	X	X
LW	m	10/85	C	X	X	X	X	X
SP	w	03/87	C	X	X	X	X	X
JM	w	03/84	C	X	X	X	X	X
MB	w	10/87	C	X	X	X	X	X
RM	m	04/84	C	X	X	-	X	-
JI	m	04/86	D/C	X	-	X	X	X
KW	w	01/86	D/C	-	X	X	X	X

Die Datenaufnahme erfolgte mit Hilfe eines mobilen Messplatzes Bogenschießen (Heller et al., 2002). Dieser ist in der Lage, mittels eines modifizierten NOPTTEL®-Systems (Edelmann-Nusser et al., 2002) die Bewegungstrajektorie des Bogens synchron mit Elektromyogrammen zu erfassen. Das System NOPTTEL® besteht aus einer im Infrarotbereich Licht emittierenden und empfangenden Einheit und ist in der Lage, die Bewegung des Zielpunktes des Bogens in zwei Dimensionen zu bestimmen (siehe Abb. 10). Synchron zur Bewegungstrajektorie des Bogens wurde das Oberflächenelektromyogramm des m. trapezius pars transversa aufgenommen (siehe Abb. 11). Untersucht wurde das zeitliche Frequenzverhalten des EMG-Signals im Zeitraum zwischen Klicker und Schuss sowie vor dem Klicker während des Zielvorganges. Dieser Muskel wurde ausgewählt, da bei allen Schützen ein zeitlich qualitativ vergleichbares Aktivitätsmuster zu beobachten war (vgl. Witte et al., 2001b).

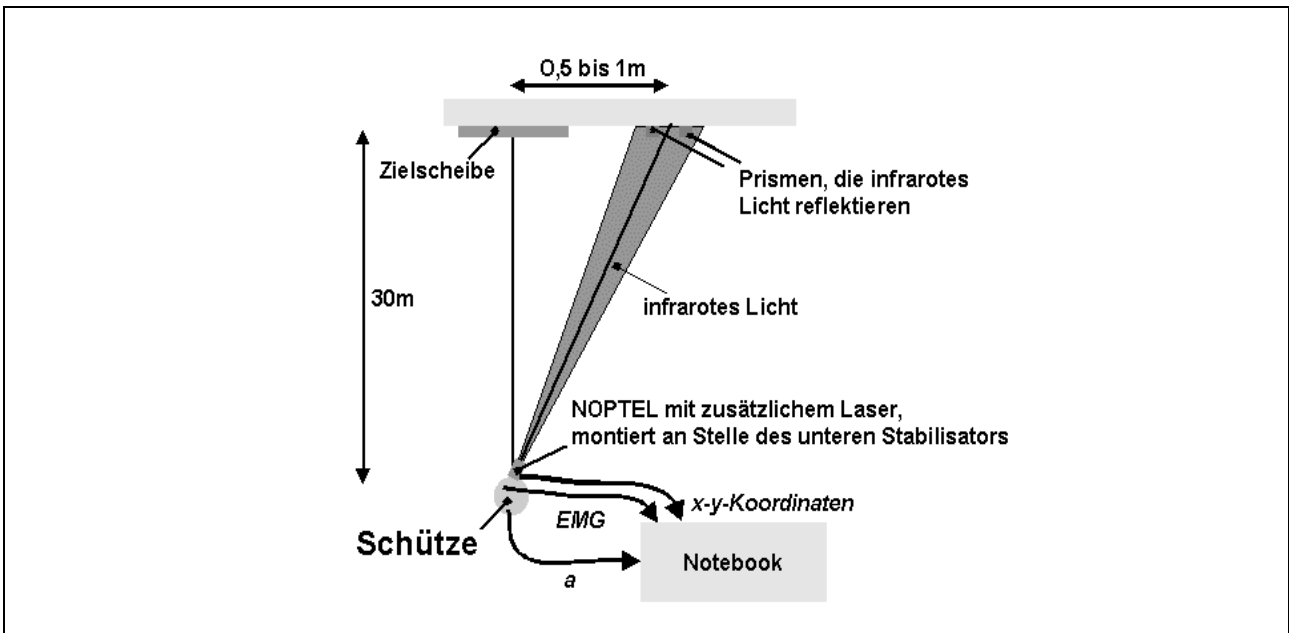


Abb. 10. Schematische Darstellung des NOPTEL®-Systems mit zusätzlichem Laser. Auf der Basis des reflektierten infraroten Lichts kann die Bewegung des Zielpunktes des Bogens in zwei Dimensionen bestimmt werden (vgl. Edelman-Nusser et al., 2002).

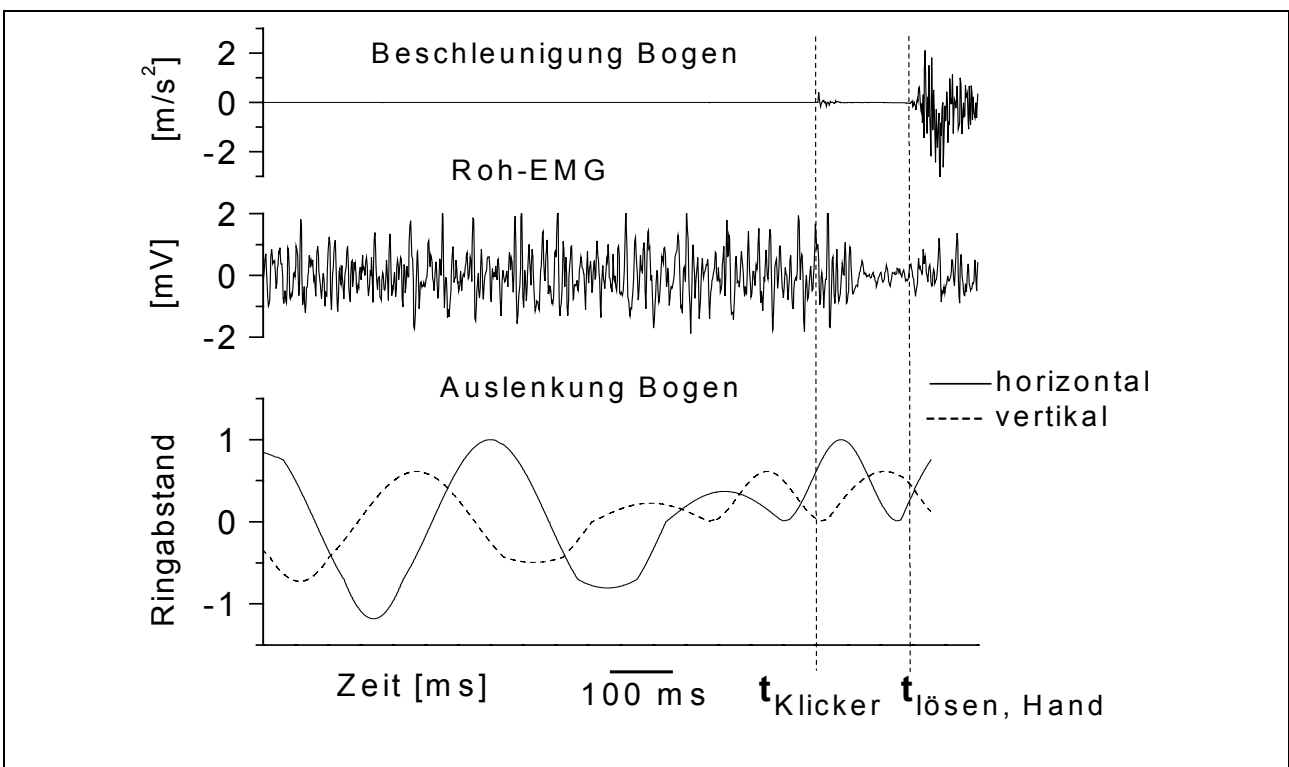


Abb. 11. Eingangsgrößen des Messsystems: Signal des Beschleunigungsaufnehmers am Bogenmittelteil, Roh-EMG und horizontale / vertikale Auslenkung des Bogens. Das Lösen des Pfeils von der Sehne erfolgt ca. 10 ms nach dem Lösen der Sehne von der Hand ($t_{\text{lösen, Hand}}$).

Auf der Grundlage der Bewegungstrajektorie des Bogens wurde das sogenannte Haltefenster innerhalb der letzten Sekunde vor dem Abschuss

bestimmt. Das Haltefenster beschreibt die Schwankungen der Bewegungstrajektorie des Bogens in horizontaler und vertikaler Richtung und wird über die Standardabweichung berechnet. Als Berechnungseinheit dient der Abstand zwischen den Ringen der Zielscheibe.

Für die Beurteilung der myoelektrischen Aktivität wurde aus den 30 bzw. 36 Schuss die mittlere Momentanmedianfrequenz (mittlere MMF, Kurve) in einem Zeitraum von einer Sekunde vor dem Lösen des Pfeils von der Sehne dargestellt und die mittlere Medianfrequenz (mittlere MF, arithmetischer Mittelwert) berechnet (siehe Abb. 12).

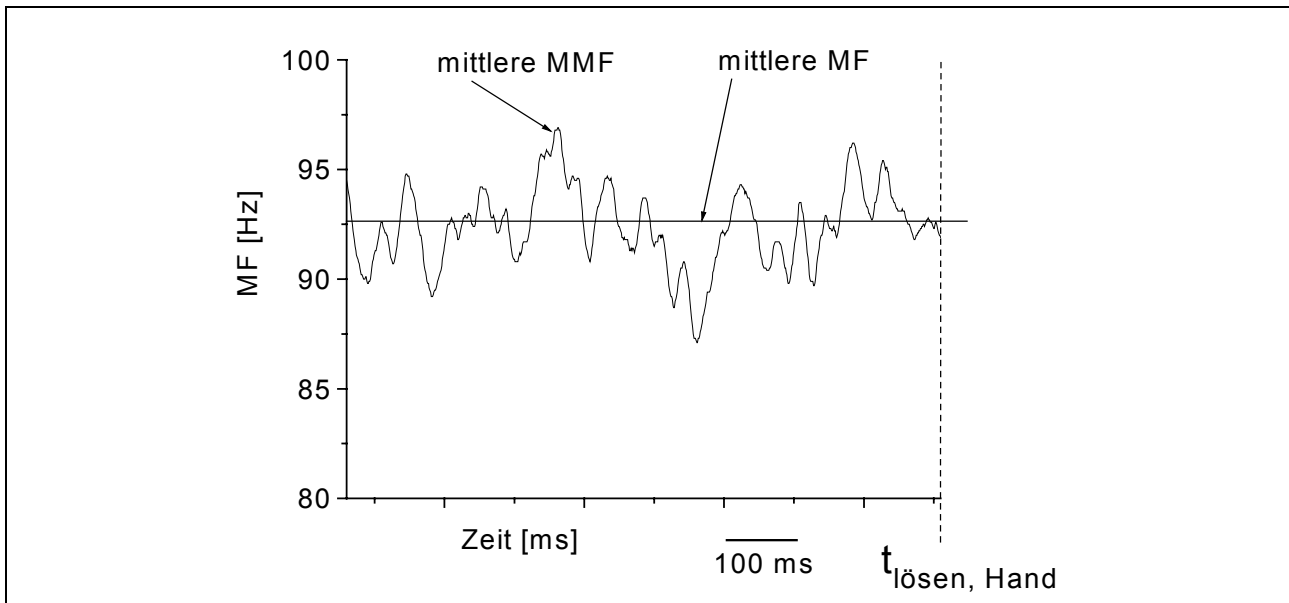


Abb. 12. Ermittlung der mittleren MMF und MF aus den 30/36 Schuss.

Um mögliche Unterschiede zwischen leistungsstärkeren und leistungsschwächeren Schützen bestimmen zu können, wurde einerseits nach Kaderzugehörigkeit und andererseits nach Höhe der Trefferquote differenziert. Die höchsten bzw. niedrigsten Trefferquoten wurden einmal aus den ersten und letzten 10 Plätzen und einmal aus den ersten und letzten 20 Plätzen der Rangreihenfolge der Trefferquoten der Untersuchungstermine gebildet. Die berechneten Haltefenster und mittleren MF wurden dann zwischen B-Kader und C-Kader und zwischen bester Trefferquote (höchsten 10/20 Trefferergebnisse) und schlechtester Trefferquote (geringste 10/20 Trefferergebnisse) verglichen.

Für jeden Schützen und jeden Testtermin wurde die Variabilität des zeitlichen Frequenzverhaltens folgendermaßen bestimmt (vgl. Abb. 13): Für jeden einzelnen Schuss wurde zunächst das arithmetische Mittel und die Standardabweichung der MMF für die 1000 Millisekunden des Zeitfensters dieses Schusses berechnet. Anschließend wurden aus den 30 bzw. 36 Standardabweichungen jedes Schützen sein arithmetisches Mittel und seine Standardabweichung berechnet.

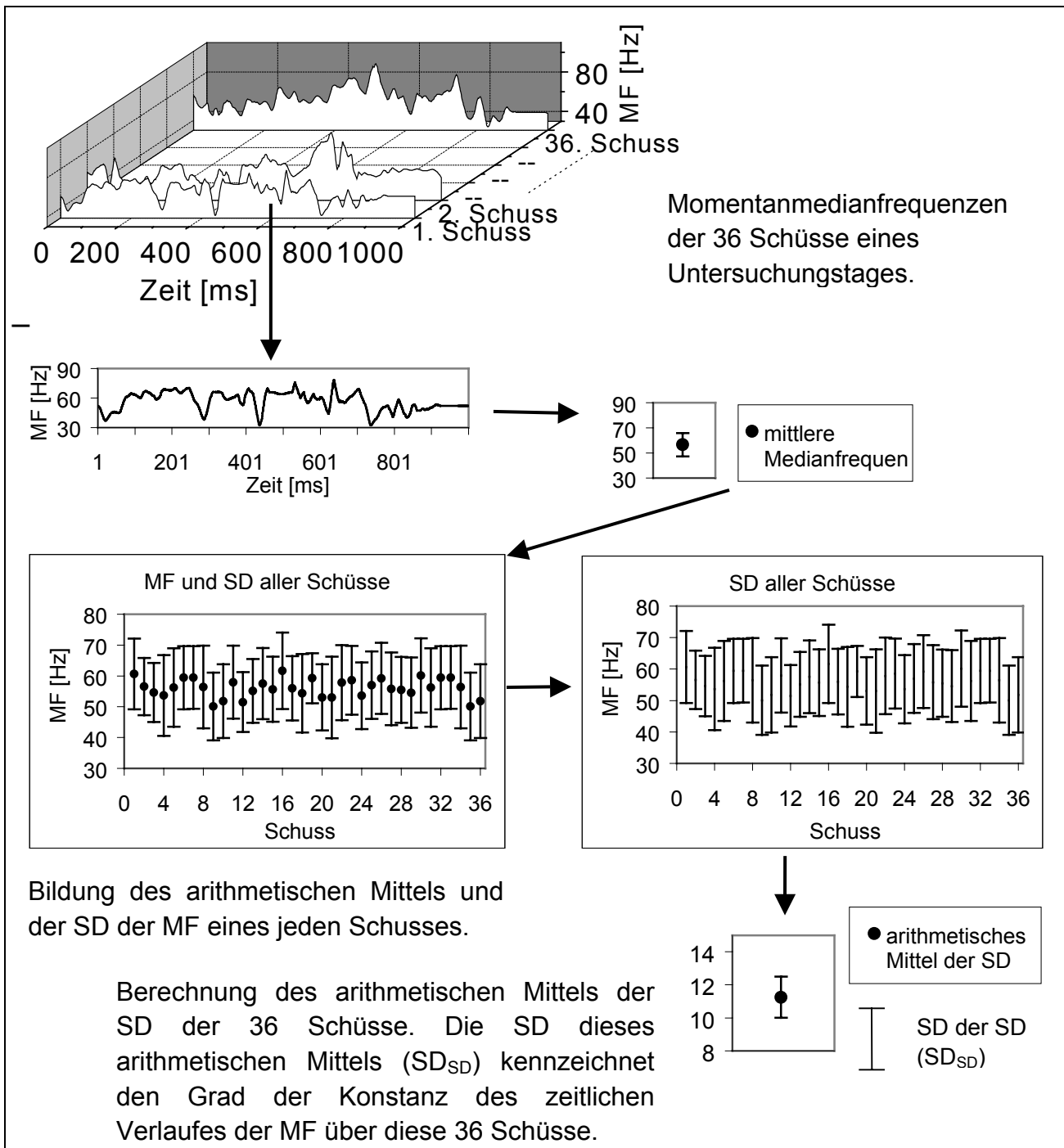


Abb. 13. Schematischer Ablauf der Bestimmung der Variabilität des zeitlichen Frequenzverhaltens. SD ist die Standardabweichung

Die Standardabweichungen aller Schüsse wurden anschließend gemittelt. Die Standardabweichung dieses arithmetischen Mittels wiederum gilt als Bezugswert für die Konstanz der Medianfrequenzen über die 30/36 Schüsse. Diese Werte wurden dann je nach Kaderzugehörigkeit bzw. nach Trefferquote miteinander verglichen.

2.1.3 Ergebnisse

2.1.3.1 Trefferquote

Die Trefferquoten der Schützen für die einzelnen Untersuchungstage, deren Mittelwert und Standardabweichung sind geordnet nach der Rangreihenfolge der Mittelwerte in Tab. 3 abgebildet. Die grau gekennzeichneten Felder markieren den Untersuchungstag mit dem individuell besten Trefferergebnis eines Schützen.

Tab. 3. Trefferquoten (TQ) an den fünf Untersuchungsterminen sowie deren Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD). Das individuell beste Resultat ist grau markiert.

Pl.	Schütze	Kader	TQ1	TQ2	TQ3	TQ4	TQ5	MW	SD
1.	WN	B	9,72	9,44	9,40	-	9,72	9,57	0,17
2.	RM	C	9,69	9,58	-	9,40	-	9,56	0,15
3.	FD	B	9,14	9,69	9,43	9,63	9,64	9,51	0,23
4.	MH	B	9,61	9,25	9,60	9,17	9,64	9,45	0,23
4.	LW	C	9,47	9,47	9,43	9,33	9,53	9,45	0,07
6.	JB	C	9,58	9,58	9,33	9,03	9,19	9,34	0,24
7.	TL	C	9,28	9,42	9,47	9,00	9,28	9,29	0,18
8.	SP	C	9,31	9,39	9,03	9,23	9,33	9,26	0,14
9.	JM	C	9,39	9,22	9,33	9,33	8,94	9,24	0,18
10.	Jl	C	9,39	-	9,17	8,97	9,28	9,20	0,18
11.	MB	C	9,11	8,83	9,13	9,43	9,25	9,15	0,22
12.	KW	C	-	9,00	8,93	8,90	9,50	9,08	0,28

Es war zu beobachten, dass im Vergleich zu den C-Kader-Schützen die B-Kader-Schützen die höheren mittleren Trefferquoten erzielten (siehe Tab. 3). Die Kaderzugehörigkeit ließ aber nicht zwangsläufig Rückschlüsse auf das aktuelle Leistungsniveau zu, da das zweithöchste mittlere Trefferergebnis von einem C-Kader-Schützen erreicht wurde. Die Differenzierung der Trefferquote je nach Kaderzugehörigkeit ist in Tab. 4 dargestellt.

Kritisch anzumerken ist hierbei, dass kaderübergreifend bei einigen Schützen das erzielte Trefferergebnis innerhalb der Untersuchungen nicht immer den aktuellen Leistungsstand (Einschätzung des Trainers und Wettkampfergebnisse) der Schützen widerspiegelte. Dennoch war tendenziell zu beobachten, dass der überwiegende Teil der Test-Bestleistungen in dem Bereich der saisonbedingten Phase der Wettkampfhöhepunkte erzielt wurde (TQ1: Mai 2002, TQ2: Juli 2002 und TQ5: Juni 2003).

Tab. 4. *Mittlere Trefferquoten der B-Kader und C-Kader mit Signifikanzprüfung auf Stichprobenunterschiede (U-Test). Jeder Datensatz umfasst die 30 bzw. 36 Schuss eines Schützen je Untersuchungstermin.*

Kader	Datensätze	Arithmetisches Mittel der Trefferquoten	Signifikanz
B	14	9,51 ± 0,20	p < 0,001***
C	36	9,26 ± 0,21	

2.1.3.2 Haltefenster

Die Auswertung der Haltefenster zeigte, dass die Auslenkung in horizontaler x - Richtung signifikant größer ist als die Auslenkung in vertikaler y – Richtung (Tab. 5). Bei den Einzelprüfungen für die Auslenkung in x - y - Richtung pro Schütze zeigten 11 von 12 Schützen signifikante Unterschiede. Lediglich für Schütze LW konnten keine signifikanten Mittelwertsunterschiede festgestellt werden, was auf einen bekannten individuellen Technikfehler (Abklappen der Hand während des Lösens) zurückzuführen ist.

Tab. 5. *x-y-Auslenkung der Schützen mit Signifikanzprüfung (U-Test)*

Anzahl der Schüsse	x-Auslenkung	y-Auslenkung	Signifikanz
1448	x = 0,73 ± 0,32	y = 0,56 ± 0,26	p < 0,001***

Der Vergleich der B-Kader mit den C-Kadern ergab deutlich kleinere mittlere Haltefenster in der Gruppe der leistungsstärker eingestuften B-Kader (p < 0,001***). Zusätzlich war zu erkennen, dass die Varianz in der Größe der mittleren Haltefenster bei den C Kadern um mehr als das 4fache gegenüber dem wesentlich kleineren Haltefenster der B Kader variiert (Tab. 6).

Tab. 6. *Vergleich der mittleren Haltefenster und Standardabweichung der B-Kader mit denen der C-Kader mit Signifikanzprüfung (t-Test)*

Kader	Datensätze	Arithmetisches Mittel der mittleren Haltefenster	Signifikanz
B	14	0,29 ± 0,10	p < 0,001***
C	36	0,48 ± 0,21	

Der Vergleich zwischen den mittleren Haltefenstern und der Höhe der Trefferquoten ergab für die Differenzierung nach 20 höchsten und 20 geringsten Trefferergebnissen einen signifikanten (p < 0,05*) und für die Differenzierung nach den 10 höchsten und 10 geringsten Ergebnisse einen hochsignifikanten (p < 0,001***) Unterschied (Tab. 7).

Tab. 7. Vergleich der mittleren Haltefenster und Standardabweichung der höchsten 10 bzw. 20 Trefferergebnisse mit denen der niedrigsten 10 bzw. 20 Trefferergebnisse mit Signifikanzprüfung (t-Test)

Datensätze	Rangreihenfolge der Trefferquoten	Arithmetisches Mittel der mittleren Haltefenster	Signifikanz
10	1-10	$0,26 \pm 0,07$	$p < 0,001^{***}$
10	41-50	$0,51 \pm 0,17$	
20	1-20	$0,39 \pm 0,15$	$p < 0,05^*$
20	31-50	$0,49 \pm 0,21$	

Abb. 14 zeigt eine grafische Darstellung der mittleren Haltefenster eines B- und eines C-Kaderschützen an allen Untersuchungsterminen. Deutlich zu erkennen sind die Ausprägung der Auslenkung des Bogens in x - y - Richtung und die Langzeitstabilität des Zielverhaltens. Ferner zeigte sich für alle Schützen, dass jeweils kleinere mittlere Haltefenster mit einer größeren Trefferquote einhergehen (50 Datensätze: $r_{xy} = -0,36^{**}$).

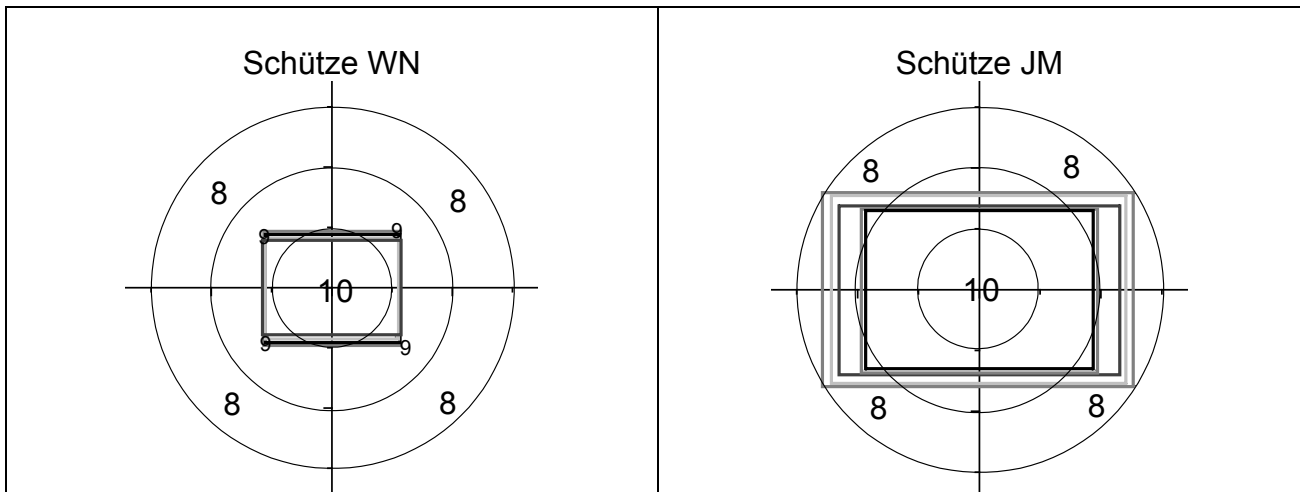


Abb. 14. Mittlere Haltefenster (Standardabweichung in Ringen innerhalb der letzten Sekunde vor dem Lösen des Schusses) für WN und JM für alle Untersuchungstermine. Die Grautöne kodieren keine bestimmten Untersuchungstermine.

2.1.3.3 Mittlere MF

Die mittleren MF aller Schützen an allen Untersuchungstagen sind in Abb. 15 dargestellt.

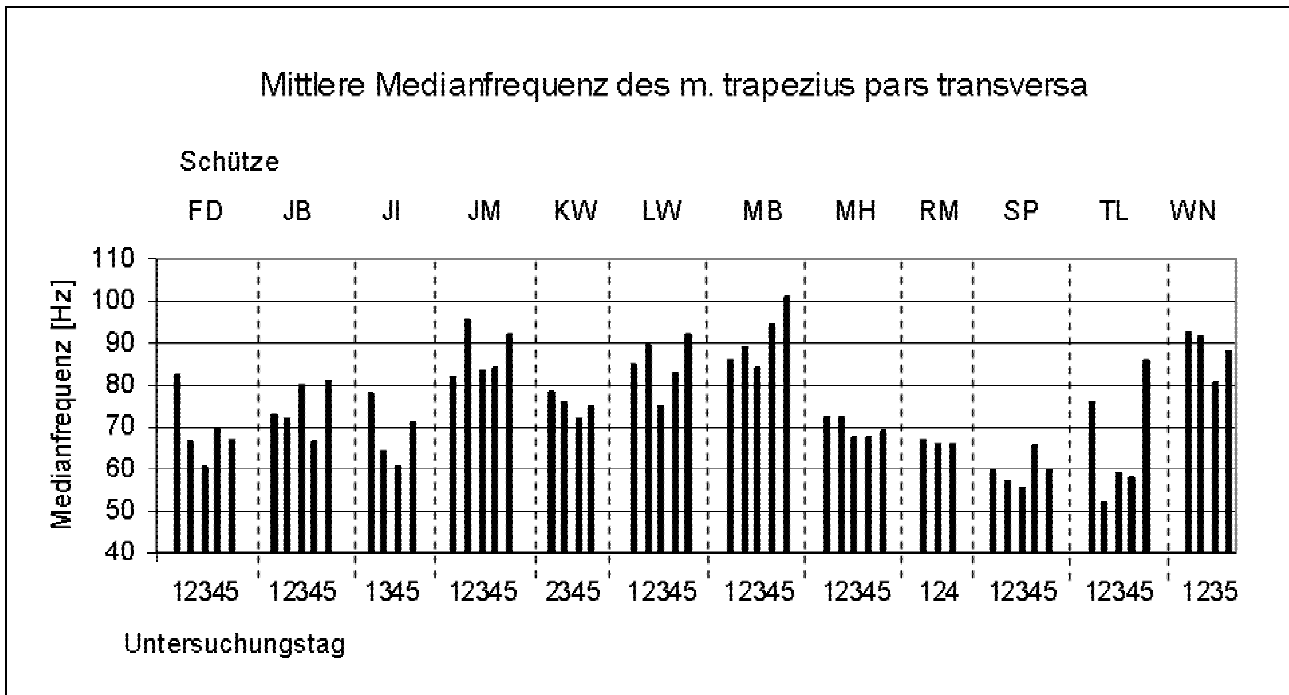


Abb. 15. Mittlere MF des m. trapezius pars transversa aller Schützen an allen Untersuchungstagen.

Ein Teil der untersuchten Schützen lässt eine hohe Variabilität der mittleren MF zwischen den Untersuchungstagen erkennen. Vier Schützen (KW, MH, RM, SP) zeigten ein annähernd konstantes Medianfrequenzverhalten an allen Untersuchungstagen.

Im Vergleich konnten keine Unterschiede der mittleren MF zwischen den B-Kadern und C-Kadern (Tab. 8) und keine Zusammenhänge zwischen der Höhe der Trefferquote aller Schützen und den mittleren MF festgestellt werden.

Tab. 8. Mittlere MF der B-Kader und C-Kader mit Signifikanzprüfung auf Mittelwertsunterschiede (*t*-Test für unabhängige Stichproben); n.s.: $p > 0,05$

Kader	Datensätze	Mittlere MF [Hz]	Signifikanz
B	14	74,83 ± 10,32	n.s.
C	36	75,82 ± 12,83	

Zwischen den mittleren MF der höchsten 20 und niedrigsten 20 Trefferergebnisse, bzw. höchsten 10 und niedrigsten 10 Trefferquoten konnten ebenfalls keine Unterschiede festgestellt werden (Tab. 9).

Tab. 9. Mittlere MF der Datensätze mit den höchsten bzw. niedrigsten 10 und 20 Trefferquoten mit Signifikanzprüfung auf Mittelwertsunterschiede (t-Test für unabhängige Stichproben); n.s.: $p > 0,05$

Datensätze	Ranking der Trefferquoten	Mittlere MF [Hz]	Signifikanz
10	01-10	73,33 ± 9,46	n.s.
10	41-50	73,30 ± 13,13	
20	01-20	74,95 ± 11,02	n.s.
20	31-50	76,10 ± 12,83	

Die Prüfung des Zusammenhanges zwischen mittleren Haltefenstern und mittleren Medianfrequenzen zeigte, dass größere mittlere Haltefenster mit höheren mittleren Medianfrequenzen einhergeht (50 Datensätze: $r_{xy} = 0,54^{***}$, Abb. 16). Betrachtet man nur die C-Kader-Schützen, weist die Berechnung des Korrelationskoeffizienten einen noch höheren Zusammenhang auf (36 Datensätze: $r_{xy} = 0,73^{***}$, Abb. 17).

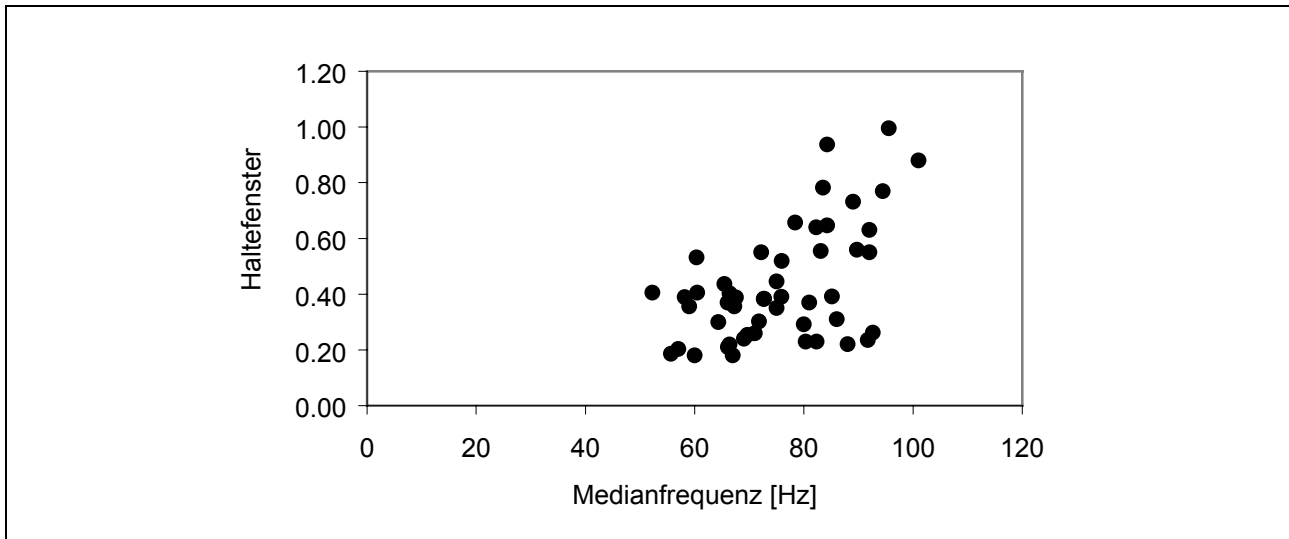


Abb. 16. Korrelationsdiagramm für die mittleren Haltefenster (Standardabweichung in Ringen) und die mittleren MF aller Schützen an allen Untersuchungstagen.

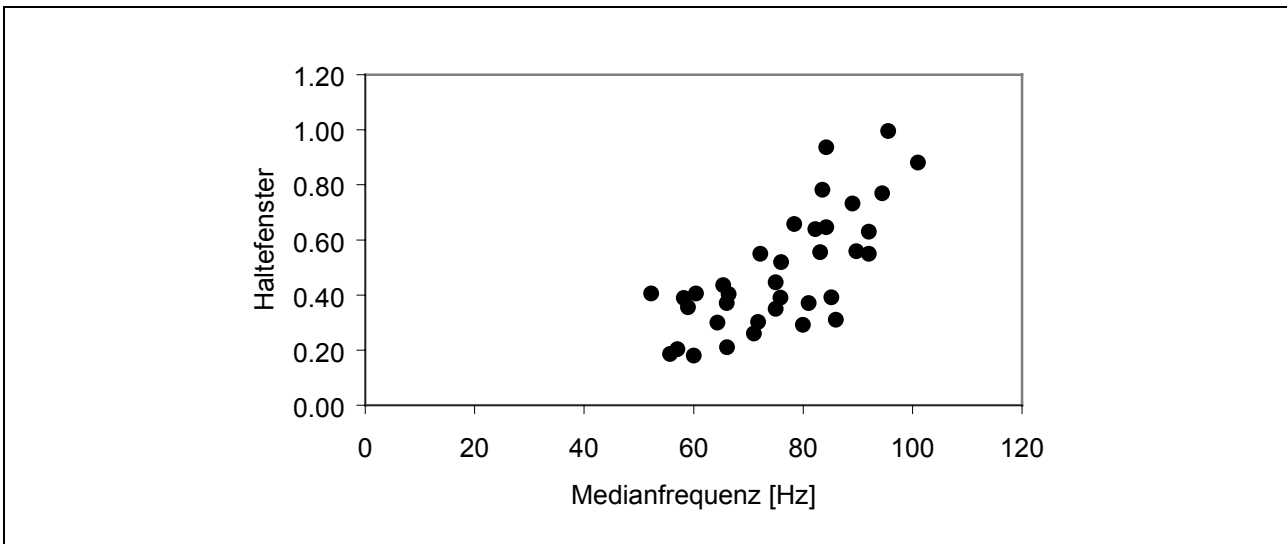


Abb. 17. Korrelationsdiagramm für die Haltefenster (Standardabweichung in Ringen) und die mittleren MF der C-Kader-Schützen an allen Untersuchungstagen

2.1.3.4 Variabilität des zeitlichen Frequenzverhaltens

Entgegen den Erwartungen konnte für die B-Kader-Schützen (Tab. 10) bzw. die Schützen mit den höchsten Trefferquoten (Tab. 11) ein höheres arithmetisches Mittel der Standardabweichung der Medianfrequenzen (signifikant bzw. nahezu signifikant) dokumentiert werden.

Bezüglich der Standardabweichung der mittleren Standardabweichung (SD_{SD} , Variabilität) konnten ebenfalls für die B-Kader-Schützen und die Schützen mit den höchsten 10 Trefferquoten die Tendenz zu höheren Werten registriert werden (allerdings nicht auf signifikantem Niveau).

Tab. 10. Arithmetisches Mittel der Standardabweichungen (SD) der Medianfrequenzen und deren Standardabweichungen (SD_{SD}) für B-Kader und C-Kader mit Signifikanzprüfung

Kader	Datensätze	Arithmetisches Mittel der SD	Signifikanz	SD_{SD}	Signifikanz
B-Kader	14	13,75	p = 0,01**	2,17	n.s.
C-Kader	36	12,62		1,99	p = 0,096

Tab. 11. Arithmetisches Mittel der Standardabweichungen (SD) der Medianfrequenzen und deren Standardabweichungen (SD_{SD}) für die höchsten und niedrigsten 10 bzw. 20 Trefferergebnisse mit Signifikanzprüfung (t-Test)

Ranking der Trefferquoten	Datensätze	Arithmetisches Mittel der SD	Signifikanz	SD_{SD}	Signifikanz
01-10	10	13,92	0,046*	2,23	n.s. p = 0,113
41-50	10	12,40		1,93	
01-20	20	13,38	0,077	2,11	n.s.
31-50	20	12,59		2,03	

2.1.3.5 Mittlere MBL

Zu den wichtigsten bewegungsrelevanten Muskeln beim Endzug und unmittelbar vor dem Lösen des Pfeils von der Sehne gehört der m. trapezius pars transversa. Mit Hilfe der Momentanbandleistung (MBL) konnte sein zeitliches Aktivierungsverhalten eingeschätzt werden. Somit ist es möglich, Aussagen zur Technik und Konstanz des Schützen beim Lösevorgang zu treffen. Bei der Analyse der Ergebnisse fällt auf, dass zwei von zwölf Schützen ein anderes Aktivierungsmuster reproduzieren. Während bei zehn Schützen ein deutliches Absinken der myoelektrischen Aktivität ca. 100 ms vor dem Lösen des Pfeils von der Sehne zu beobachten ist, zeigen die beiden anderen Schützen (B-Kader FD und C-Kader JM) eine Tendenz zu steigender Aktivität, die unmittelbar vor dem Lösen des Pfeils ein Maximum erreicht (Abb. 18). Beide Aktivierungsmuster konnten bei allen Schützen über den gesamten Untersuchungszeitraum beobachtet werden.

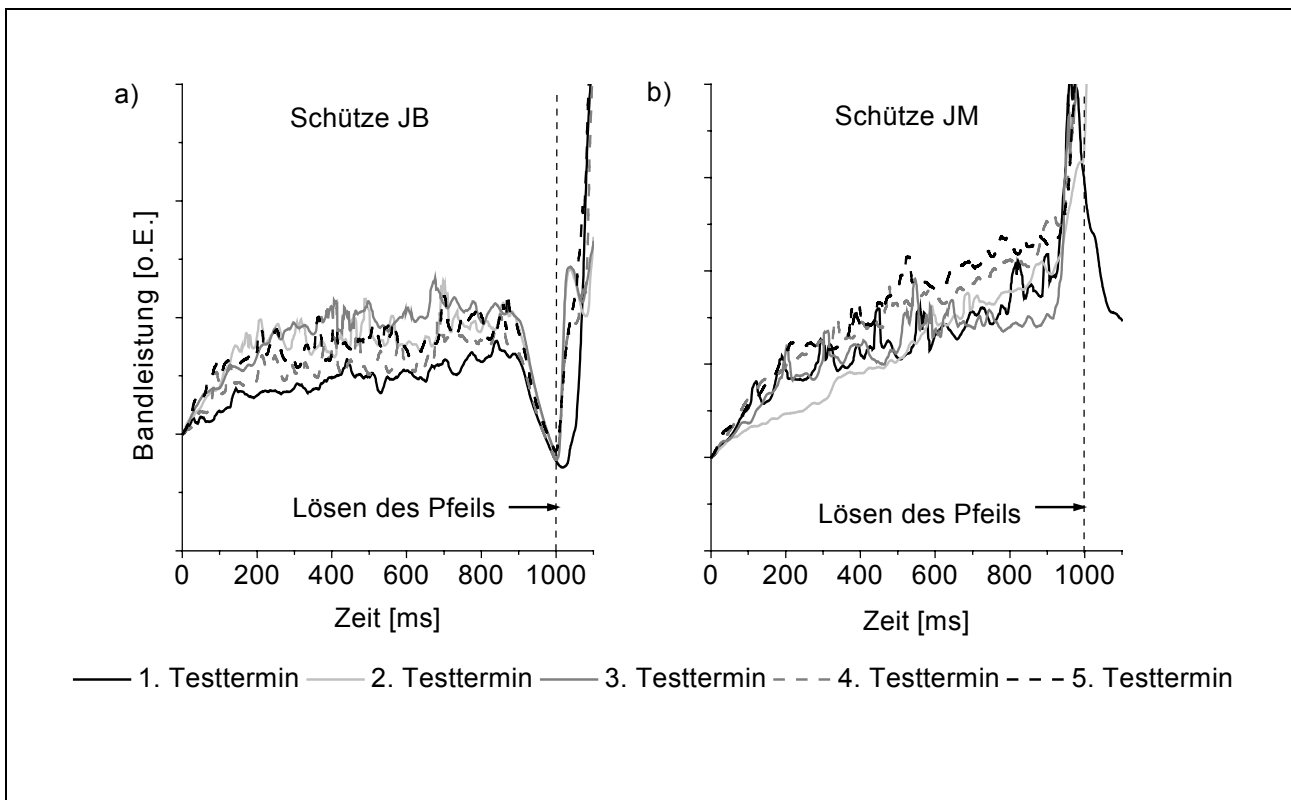


Abb. 18. Über 30 bzw. 36 Schüsse gemittelter zeitlicher Verlauf der MBL für jeden Testtermin anhand von zwei Schützen. Während bei Schütze JB (a) über alle Testtermine ein typisches Muster mit einem deutlichen Absinken der mittleren MBL ca. 100 ms vor dem Lösen des Pfeils zu erkennen ist, zeigt Schütze JM (b) ein eher untypisches Ansteigen der mittleren MBL in den letzten 100 ms vor dem Lösen des Pfeils.

2.1.4 Diskussion

Die Betrachtung der Trefferquoten aller Schützen an den Untersuchungstagen zeigt, dass die B-Kader-Schützen tendenziell die besseren Ergebnisse erzielten als die C-Kader-Schützen. Trotzdem kann man nicht davon sprechen, dass bei einer höheren Kaderzugehörigkeit auch automatisch eine höhere Trefferquote zu erwarten ist, da beispielsweise das zweithöchste Trefferergebnis von einem C-Kader-Schützen erreicht wurde. Allerdings entsprach nach Einschätzung des Trainers das erzielte Trefferergebnis nicht immer dem aktuellen Leistungsstand der Schützen, so dass eine Interpretation des Zusammenhanges zwischen dem erzielten Trefferergebnis und aktuellem Leistungsniveau nur bedingt möglich ist. Diese eher zufällig auftretenden Unterschiede können unter anderem mit Schwankungen in der Tagesform erklärt werden. Als systematische Ursache für Unterschiede zwischen den Trefferquoten und dem aktuellen Leistungsniveau ist das Messgerät zu diskutieren. Einige Schützen empfanden das am Bogenmittelteil befestigte NOPTEL®-System als störend, wodurch präzise, automatisierte Bewegungsabläufe im Verlauf der Untersuchung bewusst oder unbewusst modifiziert werden könnten. Die am Körper befestigten Elektroden zur Ableitung der oberflächenelektromyografischen Signale hingegen wurden von keinem der Schützen beim Schießen als störend empfunden.

Die Auswertung der Haltefenster ergab, dass die in der Literatur (Edelmann-Nusser et al., 2002) beschriebenen Mittelwertunterschiede in der x-y-Auslenkung bestätigt werden konnten. Nahezu alle Schützen wiesen eine größere Auslenkung der Haltefenster in x – Richtung auf.

Der statistisch relativ geringe Zusammenhang zwischen Trefferquote und Haltefenster ($r_{xy} = -0,36^{**}$) ist damit zu begründen, dass ein kleines Haltefenster eine notwendige, aber nicht hinreichende Bedingung für eine große Trefferquote darstellt. Es ist bekannt, dass Schützen beim Zielvorgang zwei unterschiedliche Strategien verfolgen, von denen eine Strategie das Lösen des Pfeils kurz nach Erfassen des Zieles beinhaltet (Edelmann-Nusser et al., 2001). Das bedeutet, dass ein kleines Haltefenster eine Voraussetzung für konstant gute Leistungen zu sein scheint, das allein jedoch noch nicht ausreicht.

Der Einfluss des Trainingsprozesses im Techniktraining von Willkürbewegungen auf das zeitliche Frequenzverhalten von EMG-Signalen wurde am Beispiel des m. trapezius pars transversa untersucht, da bei allen Schützen trotz interindividuell unterschiedlicher Technikbilder (Zipp, 1979; Hennessy et al., 1990) ein qualitativ vergleichbares Aktivitätsmuster zu erwarten war (u.a. Witte et al., 2001b).

Die Auswertung der MMF und MBL führte zu folgenden Ergebnissen: Die MMF unterscheiden sich zwar inter- und teilweise intraindividuell deutlich, ein Zusammenhang zwischen absolutem Frequenzverhalten und Leistungs-

niveau konnte jedoch nicht gefunden werden. Das galt sowohl für den Kader-, als auch für den Trefferquotenvergleich. Weder die B-Kader-Schützen noch die Schützen mit den höchsten Trefferquoten konnten besonders hohe bzw. niedrige Momentanmedianfrequenzen aufweisen. Die Ursache für interindividuelle Unterschiede in den Medianfrequenzen könnte in Verbindung mit den großen interindividuellen Unterschieden der Gelenkpositionen in Schussauslage zu erklären sein (Edelmann-Nusser & Gollhofer, 1999). Edelmann-Nusser & Gollhofer (1999) beschrieben bereits muskelspezifische deutliche Variationen von relativen EMG-Amplituden des m. trapezius pars transversa bezogen auf dessen MVC bei unterschiedlichen Schützen.

Die Ergebnisse zeigen aber, dass höhere mittlere MF mit größeren Haltefenstern einhergehen. Eine plausibel erscheinende Ursache dafür könnte eine erhöhte Muskelaktivität zur Korrektur der Zielbewegung sein.

Es war zu beobachten, dass einige Schützen ein sehr stabiles Medianfrequenzverhalten zwischen den Untersuchungsterminen zeigten, andere wiederum teilweise zu starken Schwankungen neigten. Als Gründe für dieses Verhalten könnten neben terminbezogenen Kraftdefiziten auch unterschiedliche Tagesvorleistungen in Frage kommen. Während einige Schützen lediglich eine Erwärmung absolvierten, bewältigten andere Schützen während des Trainings unmittelbar vor den Tests bereits bis zu 150 Trainingsschüsse. Eine weitere Ursache könnte in der bekannten Problematik von Längsschnittuntersuchungen mit EMG-Messungen liegen. In der vorliegenden Studie ist davon auszugehen, dass die Beachtung von standardisierten Bedingungen diese Probleme weitestgehend eingeschränkt hat (Versuchsleiter, Zubehör, Vorbereitung des Schützen, Messplatz etc.).

Zwischen B-Kader- und C-Kader-Schützen und zwischen den jeweils 10/20 höchsten bzw. niedrigsten Trefferquoten wurden bezüglich der Variabilität der Medianfrequenzen innerhalb der Schüsse (Arithmetisches Mittel der SD) sowie der Variabilität zwischen den 30/36 Schüssen (SD_{SD}) teilweise signifikante Unterschiede nachgewiesen, die nicht den ursprünglichen Erwartungen entsprachen. Zu Beginn der Studie wurde aufgrund von vorhergehenden Untersuchungen (Witte et al., 2001b) angenommen, dass leistungsstärkere Schützen eine jeweils geringere Variabilität in den abgeleiteten EMG-Signalen aufweisen. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung deuten jedoch darauf hin, dass den leistungsschwächeren Schützen die geringere Variabilität zugeschrieben werden kann. Problematisch ist die Interpretation dieser Werte allerdings insofern, da von den drei B-Kader-Schützen für zwei zwar eine generell höhere Variabilität nachgewiesen werden konnte, ein B-Kader-Schütze aber dieses Verhalten nicht zeigte. Gründe für die höhere Variabilität der Medianfrequenzen, die sowohl für die B-Kader-Schützen als auch für die höchsten Trefferquoten beobachtet werden konnten, liegen neben den interindividuell unterschiedlichen Technikbildern möglicherweise in der Fähigkeit der

leistungstärkeren Schützen, die Muskelanspannung auf größerer Bandbreite variabel gestalten und dadurch den Zielvorgang effektiver ausführen zu können. Eine weitere mögliche Ursache für dieses Ergebnis könnte in der relativ hohen muskulären Beanspruchung liegen, da bei zu langer Vorhaltezeit (Zeit zwischen dem Spannen des Bogens und dem Lösen des Schusses) bzw. nach einer hohen Anzahl von Schüssen der Einfluss eines muskulären Tremors zu erwarten ist (vgl. Hennessy & Parker, 1990; Leroyer et al., 1993; Zipp, 1979; Zipp et al., 1978). Für genauere Aussagen bezüglich der möglichen Zusammenhänge zwischen der Vorhaltezeit während des Zielvorganges und der Variabilität der EMG-Signale sind jedoch weitere Untersuchungen notwendig.

Die MBL zeigte bei 10 von 12 Schützen einen typischen Verlauf innerhalb der letzten Sekunde vor dem Schuss, in welchem ca. 100 ms vor dem Lösen des Pfeils die Bandleistungskurve deutlich abfiel. Dieses Verhalten ist zu erklären mit dem Auflösen der für die Bogenspannung notwendigen Anspannung des m. trapezius (pars transversa). Man kann davon ausgehen, dass der Abfall der MBL kurz vor dem Lösen des Pfeils bei all jenen Muskeln zu erwarten ist, die an der Bogenspannung und damit am Aufrechterhalten des isometrischen Kräftegleichgewichts beteiligt sind. Das Fehlen dieses Abfalls der Bandleistung bei zwei Schützen deutet demnach darauf hin, dass der m. trapezius pars transversa in diesen Fällen nur einen geringen Anteil an der Aufrechterhaltung des Kräftegleichgewichts kurz vor dem Lösen bzw. bei der Auflösung des Kräftegleichgewichtes zum Lösen des Pfeils hatte.

Bemerkenswert ist, dass beide Strategien zur Auflösung des Kräftegleichgewichtes im Aktivierungsverhalten trotz der Schwankungen in den mittleren MF mit großer Langzeitstabilität auftraten.

Die Ergebnisse im Komplex A führen zu folgenden trainingspraktischen Konsequenzen:

1. Es kann als gesichert gelten, dass das Auflösen des Kräftegleichgewichtes bei Schützen auf zum Teil hohen internationalen Niveau mehrheitlich auf einem einheitlichen Verhalten des m. trapezius pars transversa beruht.
2. Zusätzlich ist davon auszugehen, dass alle Schützen unabhängig von der Strategie zur Auflösung des Kräftegleichgewichtes am untersuchten Muskel ein hohes Maß an Langzeitstabilität aufweisen.
3. Die Untersuchungsergebnisse zeigen, dass es keinen direkten Zusammenhang zwischen dem zeitlichen Frequenzverhalten der EMG-Signale und dem Leistungs- bzw. Trainingszustand der Schützen zu geben scheint. Folglich erscheint der Einsatz dieser Testmethodik als Leistungsindikator im Trainingsprozess von Techniktraining nicht geeignet.

2.2 Komplex B (Maximal- und Explosivkraft)

2.2.1 Einführung

Der Zusammenhang zwischen Kraftentwicklung und Schnelligkeit als wesentliche konditionelle und somit in vielen Sportarten leistungsbestimmende Faktoren ist in der Sportwissenschaft Gegenstand zahlreicher Untersuchungen (u.a. Bührle & Schmidtbleicher, 1977; Moritani & de Vries, 1979; Schmidtbleicher, 1980, 1987; Schmidtbleicher & Hemmling, 1994; Bös & Mechling, 1980; Bührle, 1985; Müller, 1985; Moritani, 1992; Sale, 1992): So wird allgemein davon ausgegangen, dass willkürliches Aktivierungsverhalten mit explosiven Kontraktionsformen beeinflusst wird durch biomechanische, biochemische, histologische, morphologische, koordinative und psychisch-volitve Faktoren (Badtke, 1995; Hohmann et al., 2002). Hierzu zählen vor allem Muskelquerschnitt, Faserstruktur, inter- und intramuskuläre Koordination, Hebelverhältnisse und Motivation. Durch Krafttraining mit explosivem Kontraktionsverhalten entstehen neuronale Anpassungen in Form einer verbesserten intramuskulären Koordination, d.h. Rekrutierung und Frequenzierung der an der Kontraktion beteiligten ME. Zudem bewirkt ein solches längerfristiges Training eine Hypertrophie der langsamen (Typ I), insbesondere aber der schnellen Muskelfasern (Typ II). Beide Adaptationen verbessern die Fähigkeit, schnelle Bewegungen auszuführen (Schmidtbleicher, 1987).

Hohmann et al. (2002) nennen für die Maximalkontraktion drei Ziele:

1. Maximale Rekrutierung möglichst aller motorischen Einheiten (ME), inklusive der mit der höchsten Reizschwelle,
2. Maximale Frequenzierung vor allem der ME mit höchstmöglicher Entladungsfrequenz von etwa 55 Hz,
3. Maximale Synchronisation der ME bei der Kontraktion

Im Zusammenhang mit Krafttrainingwirkungen führt De Marées (1996) Verbesserungen der Maximalkraft nach drei Wochen effektivem Krafttraining auf "Optimierungen im zeitlichen Zusammenwirken der ME" und "höhere Aktionspotentialfrequenzen der aktiven ME" zurück. Einige Autoren bezeichnen vor allem die synchrone Aktivierung von ME als intramuskuläre Koordination, teilweise "von bis zu 90% der ME eines Muskels" (Ehlenz et al., 1991). Allein der wissenschaftliche Nachweis über das tatsächliche koordinative Verhalten von ME bei bestimmten Bewegungsaufgaben bzw. nach Trainingsinterventionen steht aus, da die derzeitigen Diagnoseverfahren nicht in der Lage sind, eine größere Anzahl von ME rückwirkungsfrei zu analysieren.

Untersuchungen zu Veränderungen des Aktivitätsniveaus im Kraftverhalten (u.a. Moritani & de Vries, 1979; Häkkinen & Komi, 1983; Sale, 1992) zeigten eine Zunahme des IEMG parallel zur Kraftzunahme. Ein Anstieg der Innervation bei Aktivitätsbeginn nach Training mit hohen Intensitäten und explosiven Kraffteinsätzen (u.a. Moritani & de Vries, 1979; Hemmling, 1993) konnte ebenfalls nachgewiesen werden. Als Ursachen gelten im allgemeinen eine größere Anzahl aktivierter ME, Veränderungen im Entladungsmuster, die vermehrte Aktivierung der Typ II - Fasern und eine Erhöhung der Innervationsfrequenz.

Das Ziel der nachfolgend im Komplex B dargestellten Untersuchung war es, den Einfluss eines dynamischen Maximal- und Explosivkrafttrainings auf die neuromuskuläre Aktivierung beim isometrischen Bankdrücken zu bestimmen.

2.2.2 Untersuchungsdesign

An der Untersuchung nahmen 19 Sportstudentinnen und Sportstudenten (6 weibliche und 13 männliche) teil (siehe Tab. 12). Vorausgesetzt wurde, dass keine der Versuchspersonen im vorherigen Halbjahr neben der praktischen Sportausbildung Sportarten mit relevanten Maximal- oder Explosivkraftbelastungen trainierte.

Tab. 12. Angaben zu der untersuchten Gruppe (Mittelwerte und Standardabweichungen)

Stichprobe	Alter [Jahre]	Körpergröße [cm]	Gewicht [kg]
13 männlich	21,7 ± 2,0	181,9 ± 7,8	77,6 ± 10,7
6 weiblich	21,8 ± 2,6	171,0 ± 9,9	64,8 ± 8,6

Das Trainingsprogramm zum dynamischen Bankdrücken war auf einen Gesamtzeitraum von 6 Wochen angelegt und entsprechend den Trainingszielen der unterschiedlichen Krafftähigkeiten in verschiedene Phasen (Hypertrophie, intramuskuläre Koordination und Schnellkraft) unterteilt. Die Veränderung der Belastungsnormativen während des Trainings erfolgte, um Defizite in den Muskelquerschnitten auszugleichen und anschließend die neuronale Aktivierung bzw. die Kraftbildungsgeschwindigkeit zu erhöhen (vgl. Hohmann et al, 2002). Tab. 13 zeigt eine Aufschlüsselung des Trainingsplans. Das Training erfolgte dreimal pro Woche, vorzugsweise montags, mittwochs und freitags. Getestet wurde vor dem Training (Prättest), nach der 3. Trainingswoche (Intertest) und nach dem Training (Posttest 1) sowie zwei Wochen nach Beendigung des Trainings (Posttest 2). Testaufgabe war es, schnellstmöglich eine maximale, explosiv-isometrische Kraft zu entwickeln und ein möglichst hohes Krafftniveau über einen Zeitraum von ca. zwei Sekunden aufrecht zu erhalten.

Tab. 13. Trainingsplan für das dynamische Krafttraining. Die Angaben für die Intensität resultieren aus den Ergebnissen des Eingangstests und wurden kontinuierlich über den Indikator Wiederholungszahl (Wdh.) angepasst, um optimale Trainingsreize zu gewährleisten. v.E.: vollständige Erschöpfung

Woche	Ziel	Intensität	Wdh.	Serien	Pause (interseriell)	Tempo
1. und 2.	Hypertrophie	50%	v.E.	5	3 min	langsam und ohne Unterbrechung
3.	Hypertrophie (abgestumpfte Pyramide)	60% 65% 70% 75% 80%	8 7 6 v.E. v.E.	5	3 min	langsam und ohne Unterbrechung
4.	Intramuskuläre Koordination (normale Pyramide)	80% 85% 90% 95% 100%	5 4 3 2 1	5	5 min	langsam und ohne Unterbrechung
5. und 6.	Schnellkraft	40%	8	5	1-1,5 min	explosives Herausdrücken und ohne Unterbrechung

Die Kraftmessungen erfolgten an einem selbstkonstruierten Bankdrückmessplatz mittels Kraftaufnehmer (Typ U9B, Fa. HBM, Darmstadt) innerhalb einer gespannten Kette. Bei den Tests wurden der Kraft-Zeit-Verlauf und die EMG-Signale des m. triceps brachii caput laterale und des m. pectoralis major der rechten Körperhälfte bei ca. 90° Ellbogenflexion, 90° Abduktion sowie 180° Protraktion synchron mit jeweils drei Messwiederholungen bei einminütiger Pause erfasst. Die Testposition der Versuchspersonen ist in Abb. 19 dargestellt. Für die weitere statistische Auswertung wurde jeweils der Versuch mit der größten Maximalkraft und der Versuch mit der größten Explosivkraft benutzt. Bezogen auf die Auswertung der Spektralkenngrößen wurde jeweils der Versuch mit der größten Explosivkraft benutzt. Mit Hilfe der Software LabVIEW™ (Fa. National Instruments, Austin, USA) erfolgten die Berechnung der isometrischen Maximalkraft (höchster Punkt der Kraft-Zeit-Kurve) und der Explosivkraft (größter Anstieg der mit 5 Hz tiefpassgefilterten Kraft-Zeit-Kurve). MMF, MBL und Zeit-Frequenz-Spektren wurden über einen Zeitraum von 600 ms nach Beginn des Kraftanstieges ausgewertet.

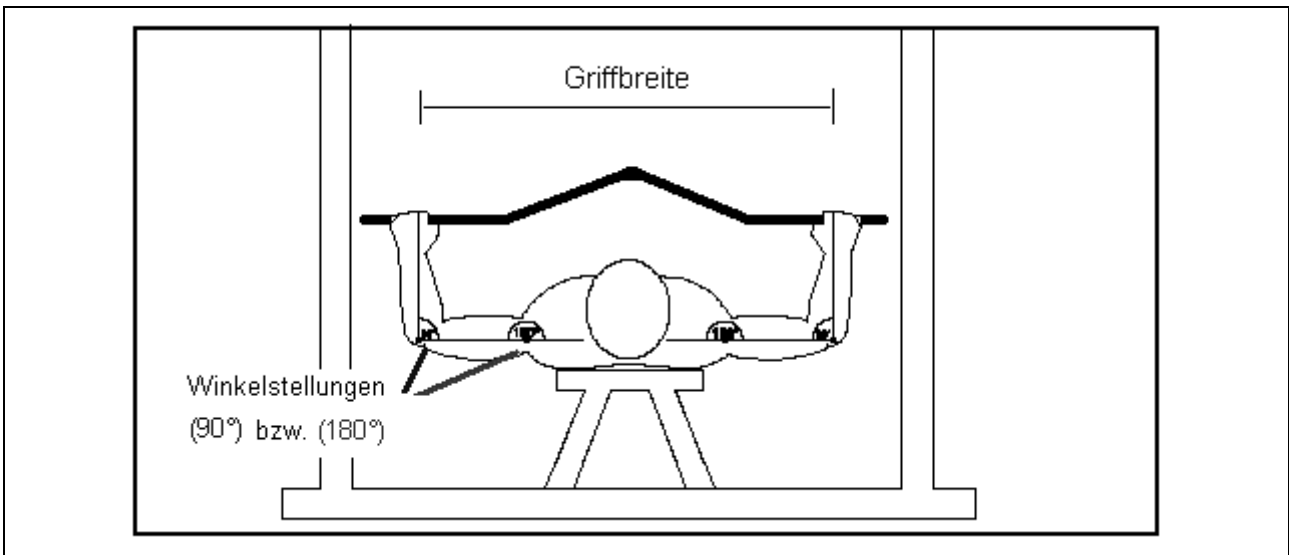


Abb. 19. Testposition der Versuchspersonen

2.2.3 Ergebnisse

2.2.3.1 Maximal- und Explosivkraft

Das dynamische Maximal- und Explosivkrafttraining führte zwei Wochen nach Beendigung des Trainings erwartungsgemäß zu Verbesserungen der isometrischen Maximalkraft (3,9%, $p < 0,005$) und der Explosivkraft (23,9%, $p < 0,001$) (siehe. Tab. 14).

Tab. 14. Ergebnisse der isometrischen Maximal- und Explosivkraft (F_{max} und F_{expl}) an den einzelnen Testterminen (zum Ausgangsniveau normierte Werte). Es wird vermutet, dass die relativ großen Streuungen im Wesentlichen aus den individuell unterschiedlich ausgeprägten konditionellen Voraussetzungen resultieren.

Testtermin	F_{max} in %	F_{expl} in %
Prätest	100	100
Intertest	94,6 ± 9,5	99,4 ± 13,8
Posttest 1	100,2 ± 7,4	121,6 ± 23,3
Posttest 2	103,9 ± 6,7	123,9 ± 22,4

Die zum Ausgangsniveau normierten Maximalkraftwerte sanken unmittelbar nach dem Hypertrophietraining zunächst um 5,4%, um am Ende des Trainings auf den Ausgangswert zurückzukehren (+0,2%) und zwei Wochen nach Beendigung des Trainings den Höchstwert (+3,9%) zu erreichen. Die statistisch signifikante Steigerung der Maximalkraftwerte erfolgte erst zwei Wochen nach Ende des Krafttrainings.

Bei den ebenfalls zum Ausgangsniveau normierten Explosivkraftwerten zeigte sich zum Intertest keine Veränderung (-0,6%), unmittelbar nach der

Schnellkraftphase hingegen ein deutlicher Anstieg (+21,6%), der sich zwei Wochen nach Ende des Trainings auf hohem Niveau (+23,9%) einpegelte.

2.2.3.2 Zeit-Frequenz-Analyse

Die Ergebnisse der Zeit-Frequenz-Analysen offenbaren bei einem Großteil der Versuchspersonen zwei unterschiedliche Strukturveränderungen der Zeit-Frequenz-Spektren im Vergleich zum Prätest. Der Vergleich der Versuche vor, während, unmittelbar und zwei Wochen nach dem Training ergibt zum einen eine Rechtsverschiebung der Anteile der hohen Frequenzbänder in der Phase der explosiven Kraftentwicklung (siehe Abb. 20).

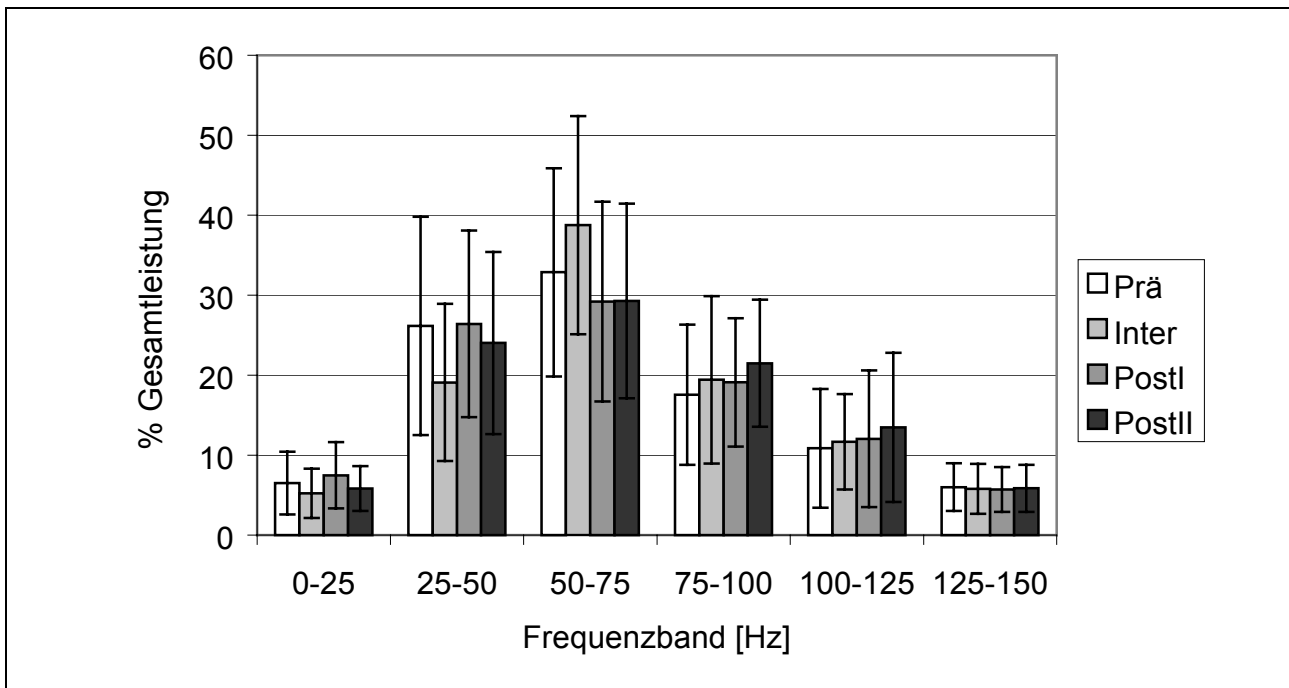


Abb. 20. Mittlere Leistungsverteilung in den Frequenzbändern der EMG-Signale des m. triceps brachii (600 ms Zeitfenster nach Beginn des Kraftanstieges) aller Versuchspersonen an den vier Untersuchungsterminen.

Eine deutliche Verschiebung des prozentualen Anteils von Frequenzen oberhalb 75 Hz bezogen auf die geschätzte Gesamtleistung des Signals innerhalb von 600 ms nach Beginn des Kraftanstieges konnte bei ca. der Hälfte der Versuchspersonen beobachtet werden (m. triceps brachii: n = 9: + 23%; m. pectoralis major, n = 8: + 19%). Abb. 21 zeigt exemplarisch die Zeit-Frequenz-Spektren des m. pectoralis major einer Versuchsperson im Verlauf der vier Messtermine. Das Frequenzband (50-70) Hz mit relativ hoher Signalleistung verschiebt sich nach dem Training um 50 Hz auf (100-120) Hz.

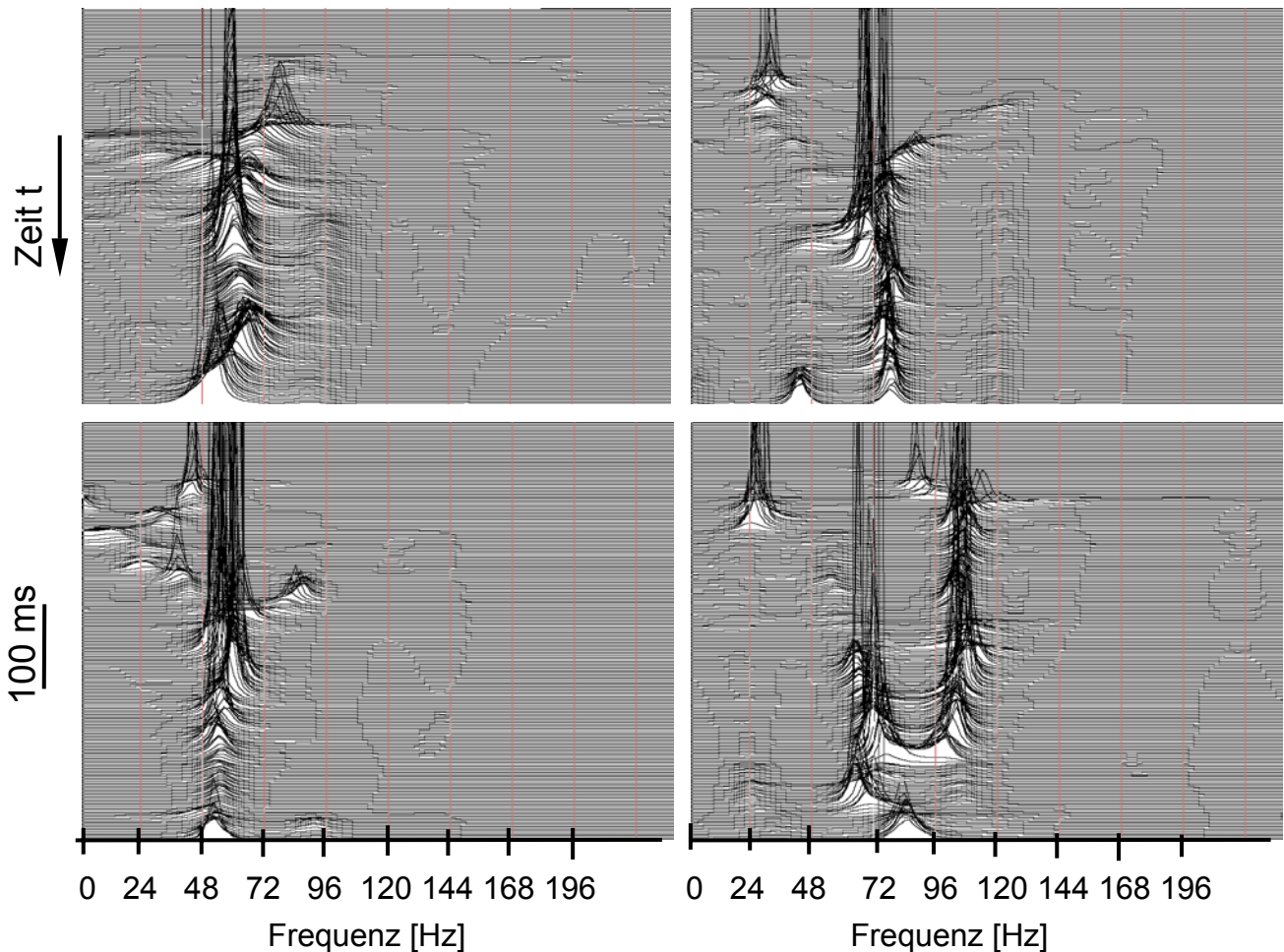


Abb. 21. Darstellung der Zeit-Frequenz-Spektren des EMG-Signals vom m. pect. major einer Versuchsperson während der maximal explosiven Phase der Kraftentwicklung. Oben links: Prätest, oben rechts: Intertest, unten links: Posttest I, unten rechts: Posttest II. Diskrete Zeitabstände: 1ms. Das Frequenzband mit der größten Leistungsdichte (in diesem Fall das (50-70)-Hz-Band) verschiebt sich um ca. 50 Hz in den höheren Frequenzbereich ((100-120) Hz).

Ferner entstand bei der visuellen Auswertung der Zeit-Frequenz-Spektren bei ca. einem weiteren Drittel der Versuchspersonen der subjektive Eindruck einer größeren Strukturiertheit der Signale (siehe Abb. 22). Diese Beobachtungen konnten mit den bisherigen Verfahren jedoch nicht weiter quantifiziert werden.

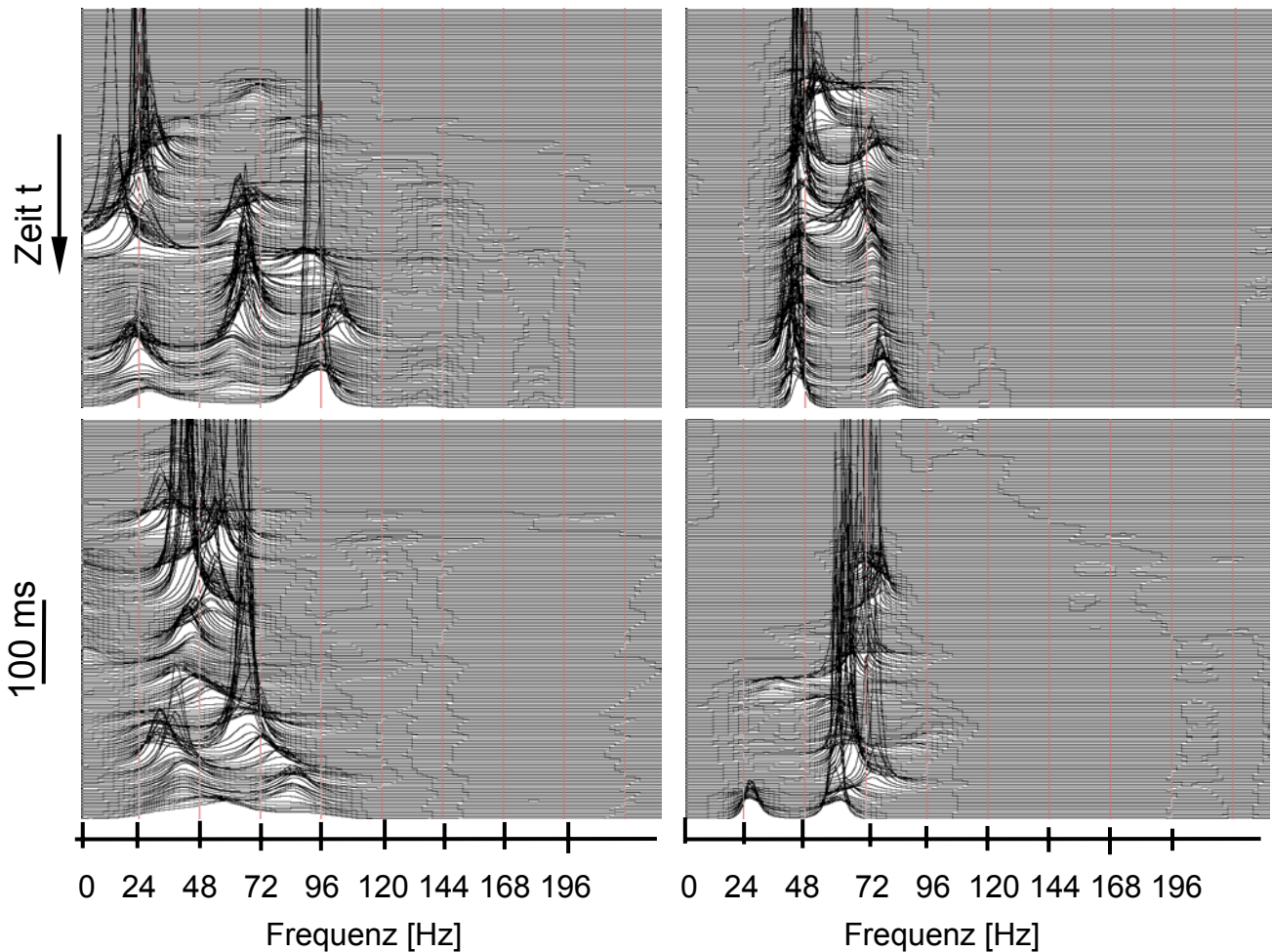


Abb. 22. Darstellung der Zeit-Frequenz-Spektren des EMG-Signals vom m. pect. major einer Versuchsperson während der maximal explosiven Phase der Kraftentwicklung. Oben links: Prätest, oben rechts: Intertest, unten links: Posttest I, unten rechts: Posttest II. Diskrete Zeitabstände: 1ms. Während sich im Prätest die Signalleistung auf ein breites Frequenzband (0-100) Hz verteilt, konzentriert sich die Signalleistung im Posttest II nur noch auf einen Frequenzbereich von (55-80) Hz.

2.2.3.3 *MMF und MBL*

Die MMF und MBL zeigten im unmittelbaren zeitlichen Bereich der Explosivkraftentwicklung bei den Versuchspersonen ähnliche Verlaufsformen. Bei den Versuchen mit hohen Explosivkraftwerten ließen die Kurven beider Spektralparameter unmittelbar vor dem Kraftanstieg einen steilen Anstieg erkennen und erreichten maximale Werte kurz vor dem höchsten Anstieg der Kraftkurve (siehe Abb. 23). Versuche mit geringeren Explosivkraftwerten ließen diese Tendenz nicht erkennen.

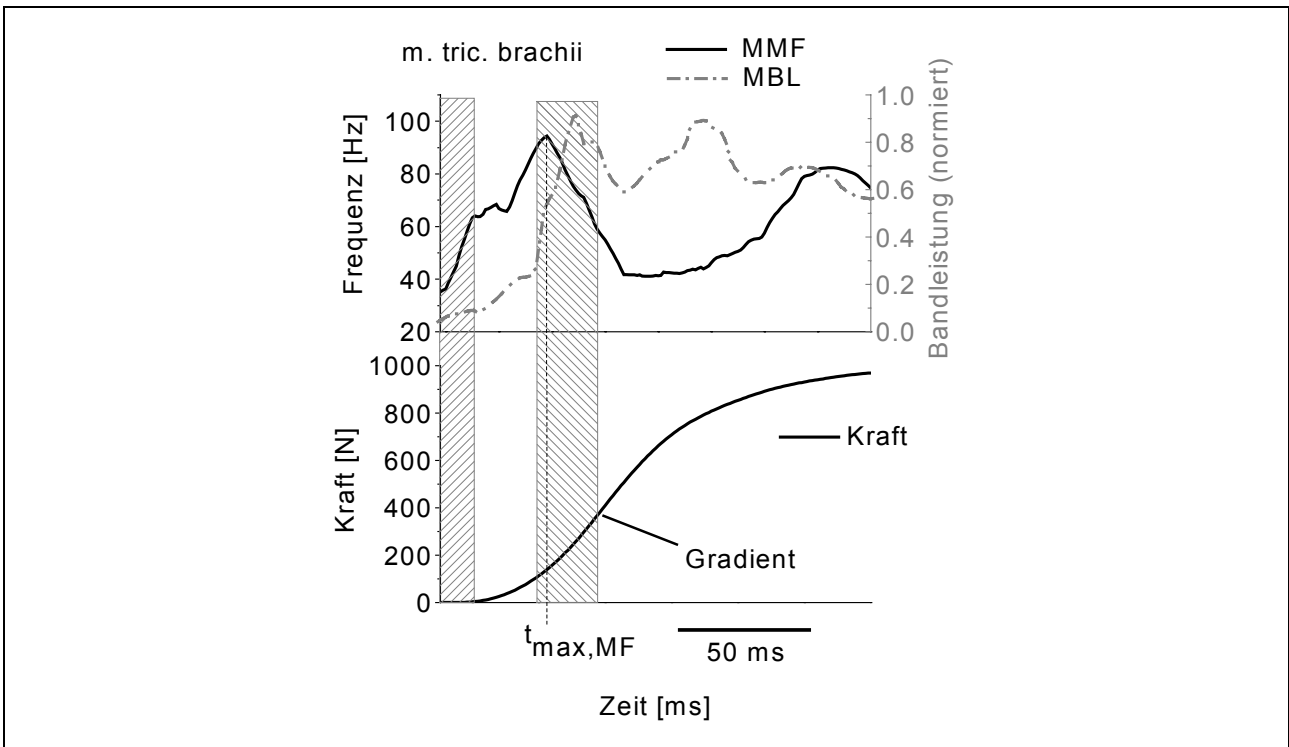


Abb. 23. Verlauf der MMF, MBL (normiert, 1 entspricht 100%) und Kraftkurve einer Versuchsperson. Der mit /// gekennzeichnete Bereich zeigt den Zeitraum unmittelbar vor dem Beginn des Kraftanstieges, der mit \\\ Bereich markiert die letzten 25 ms vor dem Erreichen des maximalen Anstieges (Gradient).

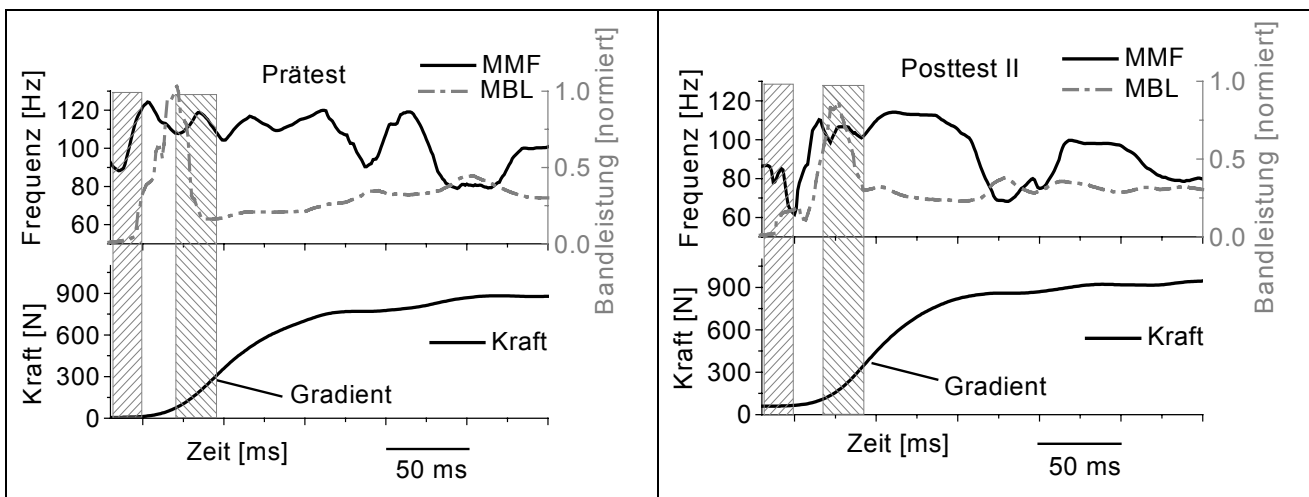


Abb. 24. Verlaufsänderung von MMF und MBL (normiert, 1 entspricht 100%) des m. triceps brachii einer Versuchsperson nach sechswöchigem Training (links: Versuch mit bestem Explosivkraftwert Prätest, rechts: Versuch mit bestem Explosivkraftwert zwei Wochen nach Trainingsende). Der mit /// gekennzeichnete Bereich zeigt den Zeitraum unmittelbar vor dem Beginn des Kraftanstieges, der mit \\\ gekennzeichnete Bereich markiert die letzten 25 ms vor dem Erreichen des maximalen Anstieges (Gradient). Beide Spektralparameter zeigen vor allem im 2. Posttest einen steilen Anstieg und maximale Werte kurz vor dem höchsten Anstieg der Kraft-Zeit-Kurve (Gradient).

Im Verlaufe des Trainings konnte dieses Aktivierungsmuster verstärkt im Bereich des maximalen Kraftanstieges (Gradient) beobachtet werden (siehe Abb. 24 und Erläuterungen). Unabhängig vom Training war bei allen Versuchspersonen eine große Variabilität der Verlaufsformen von MMF und MBL während der Aufrechterhaltung des Kraftniveaus zu beobachten.

Um die Ergebnisse weiter zu quantifizieren, wurde die mittlere MF als arithmetischer Mittelwert der MMF im einem Zeitbereich von 100ms nach Beginn der Kraftentwicklung ermittelt. Die mittleren MF der EMG-Signale des *m. triceps brachii caput laterale* an allen Testterminen waren höher als die Medianfrequenzen des *m. pectoralis major* an allen Testterminen ($p < 0,01$, U-Test) (siehe Tab. 15). Eine deutliche Erhöhung der mittleren MF in der Phase der explosiven Kraftentwicklung ist nicht zu erkennen, auch wenn ein Trend zu höheren Frequenzen zu beobachten ist.

Tab. 15. Mittlere MF des *m. triceps brachii caput laterale* und des *m. pectoralis major* innerhalb von 100 ms nach Beginn des Kraftanstieges sowie Irrtumswahrscheinlichkeit der Mittelwertsunterschiede bezogen auf den Prätest des jeweiligen Muskels.

Testtermin	MF <i>m. triceps brachii</i> [Hz]	MF <i>m. pectoralis major</i> [Hz]
Prätest	68,7 ± 16,0	54,4 ± 12,9
Intertest	74,5 ± 16,9 (n.s., $p < 0,06$)	51,8 ± 13,1 (n.s.)
Posttest 1	71,8 ± 17,7 (n.s.)	54,8 ± 13,5 (n.s.)
Posttest 2	74,2 ± 15,2 ($p < 0,03$)	59,5 ± 18,1 (n.s., $p < 0,10$)

2.2.4 Diskussion

Die Ergebnisse für die Entwicklung der Maximal- und Explosivkraftwerte können folgendermaßen interpretiert werden: Die mittlere Erhöhung der Maximalkraft um 3,8% fällt nicht in der erwarteten Höhe aus. Dies könnte daraus resultieren, dass bei den 5 von 19 Versuchspersonen, die am letzten Testtermin noch keine Erhöhung der Maximalkraft gegenüber dem ersten Testtermin erkennen lassen, der Trainingseffekt noch längerfristiger verzögert ist. Auch diese Versuchspersonen zeigen den typischen Superkompensationsverlauf mit Ausgangsniveau (Prätest), geringstem Niveau (Intertest) und langsam ansteigenden Leistungsniveau vom Intertest auf Posttest I und dann auf Posttest II. Bei einem Maximalkraft- und Explosivkrafttraining werden in Bezug auf die Verbesserung der intramuskulären Koordination im Allgemeinen drei Ziele verfolgt: maximale Rekrutierung, Frequenzierung und Synchronisation der ME (u.a. Hohmann et al., 2002; Schmidtbleicher & Hemmling, 1994). Veränderungen eines oder mehrerer dieser Parameter müssen sich in irgend einer Form in einem veränderten Zeit-Frequenz-Verhalten des EMG-Signals wiederfinden. So könnte vermutet werden, dass eine verbesserte Synchronisation zu einer Reduktion der Frequenzen

(Smirnov, 1974) oder einem strukturierteren Spektrum, eine erhöhte Frequenzierung zu einer Erhöhung der Frequenzen führt. Eine Veränderung der Rekrutierung könnte sich in der Momentanbandleistung ausdrücken. Die Veränderungen der Spektralkenngrößen MMF und MBL zeigen Hinweise auf eine zeitliche Konzentration der für die explosive Kraftentwicklung verantwortlichen Mechanismen auf einen schmalen Zeitbereich unmittelbar vor dem maximalen Kraftanstieg. Der Vergleich der Veränderungen der mittleren MF beider Muskeln lässt vermuten, dass dynamisches Krafttraining sowohl intramuskuläre als auch intermuskuläre Anpassungsmechanismen dahingehend auslöst, das neben einer erhöhten neuronalen Aktivierung (höhere Absolutwerte der Frequenzen) muskuläre Defizite ausgeglichen bzw. funktionelle Eigenschaften der Muskulatur angepasst werden (unterschiedlicher Verlauf der Frequenzveränderungen).

Als gesichert kann angenommen werden, dass die möglichst sofortige willkürliche Stimulation von ME mit höchstmöglicher Entladungsfrequenz eine wesentliche Rolle für eine hohe Geschwindigkeit bei der Kraftentfaltung (schnelle Kontraktionsfähigkeit) spielt. So gehen Grimby et al. (1981) und Sale (1992) davon aus, dass eine Erhöhung der Innervationsfrequenz von ME oberhalb von 50 Hz zu einer Verbesserung der Explosivkraft führt.

Abschließend lässt sich bezüglich der oben genannten Zielstellung zusammenfassen: Das durchgeführte Maximal- und Explosivkrafttraining führt zu Veränderungen der intramuskulären Koordination. Dies konnte quantifiziert werden mit Hilfe der zeitvarianten Spektralanalyse, die auf Oberflächenelektromyogramme angewendet wurde. Es zeigten sich sowohl Strukturveränderungen in den Spektren als auch Verschiebungen im Anstiegsverhalten in den Medianfrequenz- und Bandleistungs-Zeitverläufen.

2.3 Komplex C (Kraftausdauer - Schwimmbank)

2.3.1 Einführung

In der Sportwissenschaft zählt die Analyse der Komponenten der sportlichen Leistungsfähigkeit und deren Veränderungen durch sportliches Training zu den wesentlichen Aufgaben. Bei Analysen zu Beanspruchungsreaktionen des menschlichen Organismus auf ausdauerorientierte Belastungsreize gehören kardiopulmonale Größen (Herzfrequenz, Blutdruck, maximale Sauerstoffaufnahme), Stoffwechselendprodukte (Laktat, Harnstoff, Harnsäure) und Enzyme (z.B. Kreatinkinase) zu den bekanntesten Indikatoren (z.B. Badtke, 1995; Hollmann & Hettinger, 2000; Hohmann et al., 2002). Diese Kenngrößen sind zwar im Allgemeinen recht gut geeignet, um Aussagen über die aktuelle Leistungsfähigkeit des Sportlers zu treffen, liefern jedoch nur eingeschränkte Informationen über lokale Beanspruchungsreaktionen bewegungsrelevanter Muskeln. Eine Möglichkeit, das Aktivitätsverhalten bewegungsrelevanter Muskeln abzuschätzen, bietet die Oberflächenelektromyografie. Einige Autoren befassten sich mit myoelektrischer Aktivität im Schwimmen unter den verschiedensten Gesichtspunkten. In der ersten Studie über elektromyografische Untersuchungen im Schwimmsport leiteten Ikai et al. (1964) die Aktivität von 15 Muskeln ab. In weiteren Forschungsarbeiten wurden die Schwimmbewegungen im Wasser und im Trockenen miteinander verglichen (Kipke, 1966), das muskuläre Zusammenspiel in den verschiedenen Schwimmstilarten untersucht (Lewillie, 1973) und die Muskelaktivität in den verschiedenen Bewegungsmustern bestimmt (Clarys, 1983, 1988). Jüngere Studien (z.B. Wadsworth & Bullock-Saxton, 1997) befassten sich mit der sogenannten Schwimmschulter.

Eine Möglichkeit, Aussagen über die neuromuskuläre Ansteuerung der betrachteten Muskulatur zu erhalten, bieten Frequenzanalysen von EMG-Signalen. Eines der typischen Anwendungsfelder ist dabei die Untersuchung der muskulären Ermüdung (De Luca, 1997). Wakayoshi et al. (1994) ermittelten den Grad der Muskelermüdung verschiedener Muskelgruppen bei unterschiedlichen Schwimgeschwindigkeiten (Freistil) im Strömungskanal. Die Analyse verschiedener Frequenzbänder (0-50, ..., 200-250 Hz) mittels Fast-Fourier-Transformation (FFT) lieferte für eine geringere Schwimgeschwindigkeit (1,3 m/s) einen tendenziellen Anstieg der EMG-Spektralleistung in allen Frequenzbändern und für eine höhere Schwimgeschwindigkeit (1,5 m/s) einen tendenziellen Abfall der EMG-Spektralleistung in den Frequenzbändern oberhalb von 100 Hz bei unverändertem Verhalten unterhalb von 100 Hz.

Ein umfassendes Forschungsdefizit besteht bislang in Bezug auf zeitabhängige Frequenzanalysen von Oberflächenelektromyogrammen bei

wettkampfadäquaten Belastungen im Schwimmsport: zum Einen unter dem Aspekt der Ermüdung und zum Anderen unter dem Aspekt der Beurteilung des Einflusses unterschiedlicher Belastungsgestaltungen im Verlauf der Trainingsperiodisierung. Eine unter methodischem Aspekt wesentliche Ursache dürfte in dem Widerspruch zwischen der Instationarität der EMG-Signale und der notwendigen Voraussetzung der Stationarität von Signalen bei der Anwendung gängiger Analyseverfahren (FFT, Wavelet) liegen. Eine weitere Problematik liegt in der Nachbildung des Wasserwiderstandes bei Untersuchungen im Trockenen unter Verwendung von Schwimmbänken (vgl. Edelman-Nusser et al., 2003). So fanden Olbrecht & Clarys (1983) und Hermsdorf (2001) auf der Schwimmbank im Vergleich zum realen Schwimmen z.T. deutlich veränderte EMG-Muster. Im Allgemeinen kann jedoch davon ausgegangen werden, dass auf der Schwimmbank dieselbe Muskulatur des Oberkörpers aktiv ist, die auch beim Schwimmen einen erheblichen Anteil des Vortriebes erzeugt (Olbrecht & Clarys, 1983; Hermsdorf, 2001). Der Einsatz von Schwimmbänken als Messplatz in der Leistungsdiagnostik wurde von Edelman-Nusser et al. (2003) bei vier Kaderschwimmerinnen untersucht und für den Vergleich der mittleren mechanisch erbrachten Testleistung mit Wettkampfzeiten im intraindividuellen Längsschnitt als sinnvoll bezeichnet.

Das Ziel der im folgenden Komplex C vorgestellten Längsschnittstudie ist es, bei leistungssportlich orientierten Schwimmerinnen mittels Oberflächen-elektromyografie das neuromuskuläre Verhalten bewegungsrelevanter Muskeln bei einem Kraftausdauer-Test auf einer Schwimmbank in Bezug zur erbrachten mechanischen Leistung zu untersuchen. Dabei werden besonders zwei Aspekte betrachtet:

1. das Frequenzverhalten von EMG-Signalen als Indikator für Ermüdung im Verlauf der Belastung,
2. die Zusammenhänge zwischen dem Frequenzverhalten von EMG-Signalen und der Trainingsperiodisierung.

2.3.2 Untersuchungsdesign

An den Untersuchungen nahmen neun leistungssportlich orientierte Schwimmerinnen des SC Magdeburg (Alter bei Untersuchungsbeginn: $17,8 \pm 2,9$ Jahre; Körpergröße: $1,76 \pm 0,07$ m; Körpergewicht: $66,0 \pm 5,9$ kg) mit langjähriger Erfahrung in Bezug auf Training und leistungsdiagnostische Maßnahmen mit Schwimmbänken teil. Die Untersuchung des Kraftausdauer- verhaltens der Schwimmerinnen wurde im Zeitraum von November 2002 bis Juli 2003 (siehe Tab. 16) auf einer isokinetischen Schwimmbank (Modell BIOMETER, Fa. Fahnemann, Bockenem, Deutschland, siehe Abb. 25) durchgeführt.

Tab. 16. Anwesenheit (X) der Schwimmerinnen an den Untersuchungsterminen, in Klammern Untersuchungstag

Schwimmerin	Nov 02 (1)	Dez 02 (2)	Jan 03 (3)	Feb 03 (4)	Mar 03 (5)	Apr 03 (6)	Mai 03 (7)	Juli 03 (8)
I	X	X	X	X	-	X	-	-
II	-	-	X	X	-	X	-	-
III	-	-	-	-	X	X	X	X
IV	-	-	X	X	-	X	X	-
V	X	X	X	X	-	X	X	-
VI	X	X	X	X	-	X	X	-
VII	X	X	X	-	-	X	X	-
VIII	-	X	X	X	-	X	X	-
IX	X	X	X	X	-	X	-	-



Abb. 25. Schwimmbank (Modell BIOMETER, Firma Fahnenmann, Bockenem, Deutschland).

Nach einer fünfminütigen individuellen Aufwärmphase absolvierten die Sportlerinnen jeweils drei schwimmspezifische Ausdauer tests (30, 60 und 120 Sekunden) auf der isokinetischen Schwimmbank. Der Bewegungswiderstand wurde dabei so gewählt, dass eine Beanspruchung näherungsweise der Armbewegung im Wasser entsprach (Stufe 5 der Schwimmbank, vgl. Edelmann-Nusser et al., 2003). Die Testaufgabe bestand darin, jeweils eine größtmögliche mechanische Gesamtarbeit bei frei gewählter Zugfrequenz zu erbringen. Die Bewegung entsprach einem doppelseitigen schwimmähnlichen Armzug, ähnlich wie bei der Stilart Delphin. Die Pausen zwischen den Belastungen lagen bei ca. 10 -15 Minuten und dienten der vollständigen Erholung. Die EMG-Signale wurden nur beim 120s-Test aufgezeichnet. Erfasst bzw. ausgewertet wurden die erbrachte mechanische Leistung am isokinetischen Armzugerät und das Aktivierungsverhalten des m. triceps brachii (caput laterale et longum) und des m. latissimus dorsi der

linken Körperhälfte als Vertreter vortriebsrelevanter Muskeln (Clarys, 1983). Die Erfassung des Kraft-/Geschwindigkeits-Zeit-Verlaufs und der daraus resultierenden mittleren mechanischen Leistung erfolgte mittels der Software AnalogIn (Firma Metior, auf LabVIEW™ basierend) auf einem an die Schwimmbank angeschlossenen PC.

Weiterhin erfolgte die Auswertung der mechanischen Leistung und der EMG-Signale in vier Zeitintervallen (vier mal 30 Sekunden). Die EMG-Signale der ersten fünf Armzüge wurden als Eingewöhnungsphase betrachtet und keiner weiteren Auswertung unterzogen. Die zeitliche Zuordnung der EMG-Signale der einzelnen Armzüge zueinander erfolgte über die Kraft-Zeit-Verläufe. Aus den Roh-EMG-Signalen wurden für jeden Armzug die Zeit-Frequenz-Spektren, die MMF und die MBL berechnet. Zur weiteren Quantifizierung der Ergebnisse wurden zunächst Mittelwertkurven für alle Armzüge innerhalb der 30s-Intervalle gebildet (mittlere MMF) und dann in einen Mittelwert (mittlere MF) überführt, der aus einem 400 ms Zeitfenster in der Phase der Hauptaktivität des jeweiligen Muskels bestimmt wurde (vgl. Abb. 26).

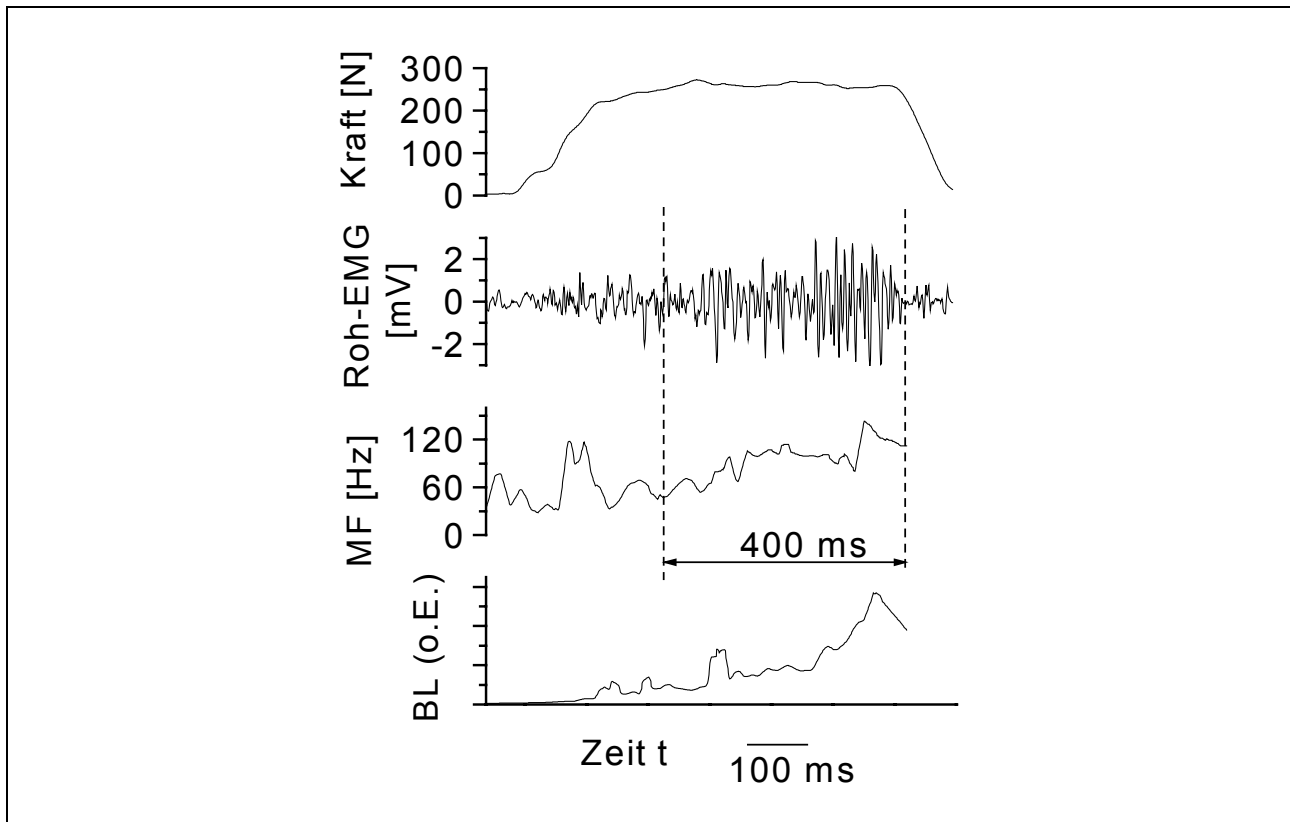


Abb. 26. Kraft-Zeit-Verlauf eines Armzuges, Roh-EMG-Signal, MMF und MBL (0-250 Hz) des m. triceps brachii caput laterale. Die 400 ms stellen das Zeitfenster innerhalb eines Armzuges dar, das zur Berechnung der mittleren Momentanmedianfrequenz (mittleren MMF) sowie der mittleren Medianfrequenz (mittlere MF) verwendet wurde. Innerhalb dieses Zeitfensters waren bei allen Schwimmerinnen immer alle untersuchten Muskeln aktiv, bestimmt wurde das Zeitfenster relativ zum beginnenden Abfall der Kraftkurve.

Der prozentuale Medianfrequenzabfall (MF-Abfall) vom ersten zum letzten 30s-Intervall wurde für jeden einzelnen Muskel sowie über alle Muskeln (mittlerer prozentualer MF-Abfall) bestimmt und in Beziehung zur mittleren mechanischen Leistung gesetzt. Die Schätzung der MBL erfolgte im Frequenzband 0 bis 250 Hz. Auch hier wurden zunächst Mittelwertkurven (mittlere MBL) für alle Armzüge innerhalb der 30s-Intervalle bestimmt. Um die Veränderungen im Verlauf der Belastung zu quantifizieren, wurde dann ein Bandleistungs-Quotient (BLQ) definiert (siehe Abb. 27). Er berechnet sich als Quotient aus der mittleren MBL des letzten Zeitintervalls und der mittleren MBL des ersten Zeitintervalls.

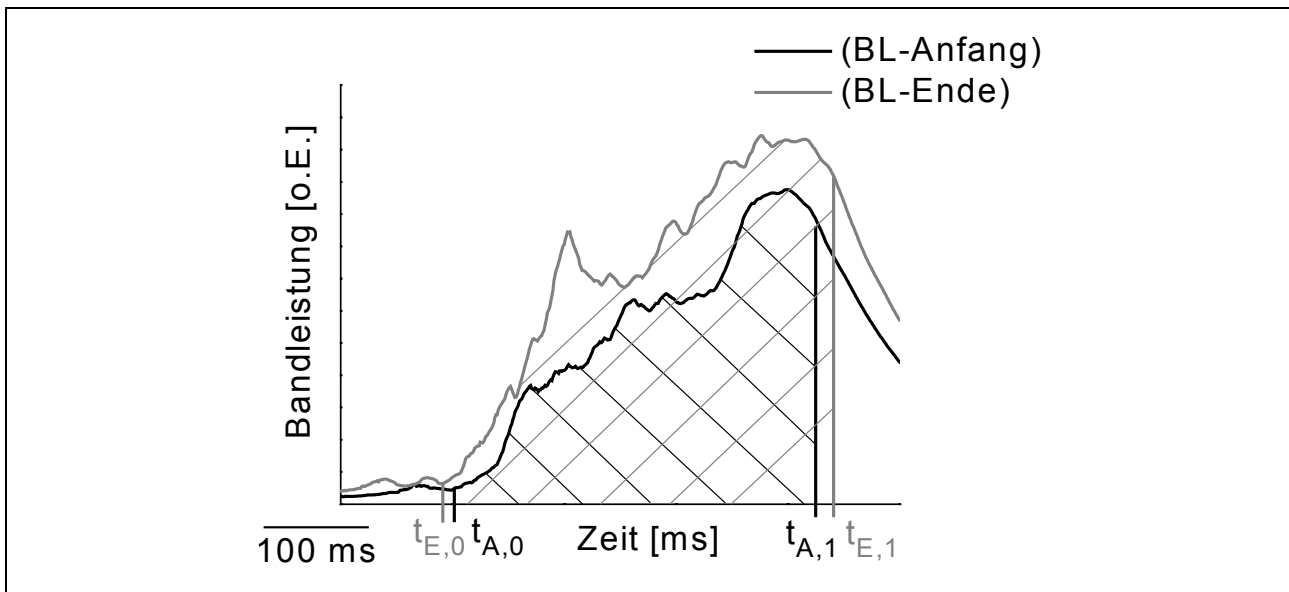


Abb. 27. Berechnung des Bandleistungs-Quotienten (BLQ). Das Ausschwingen der MBL nach $t_{A,1}$ bzw. $t_{E,1}$ wird bei der Auswertung nicht berücksichtigt. Weitere Erklärungen zu (9) im Text.

$$BLQ = \frac{\frac{1}{t_{E,1} - t_{E,0}} \int_{t_{E,0}}^{t_{E,1}} BL_{Ende}(dt)}{\frac{1}{t_{A,1} - t_{A,0}} \int_{t_{A,0}}^{t_{A,1}} BL_{Anfang}(dt)} \quad (9)$$

mit

- BLQ: Bandleistungs-Quotient
- BL_{Ende} : aus den letzten zwanzig Armzügen gemittelte zeitliche Verlauf der Momentanbandleistung des EMG-Signals eines Muskels
- BL_{Anfang} : aus den ersten zwanzig Armzügen gemittelte zeitliche Verlauf der Momentanbandleistung des EMG-Signals eines Muskels
- $t_{E,1} - t_{E,0}$: mittlere Aktivitätsdauer eines Muskels für die letzten zwanzig Armzüge
- $t_{A,1} - t_{A,0}$: mittlere Aktivitätsdauer eines Muskels für die ersten zwanzig Armzüge

Abb. 28 zeigt eine schematische Übersicht über alle ermittelten Kenngrößen. Zusätzlich wurden am Beispiel einer Einzelfallanalyse (Schwimmerin III, A-Kader) die mittleren MBL in Frequenzbändern von 50 Hz ermittelt.

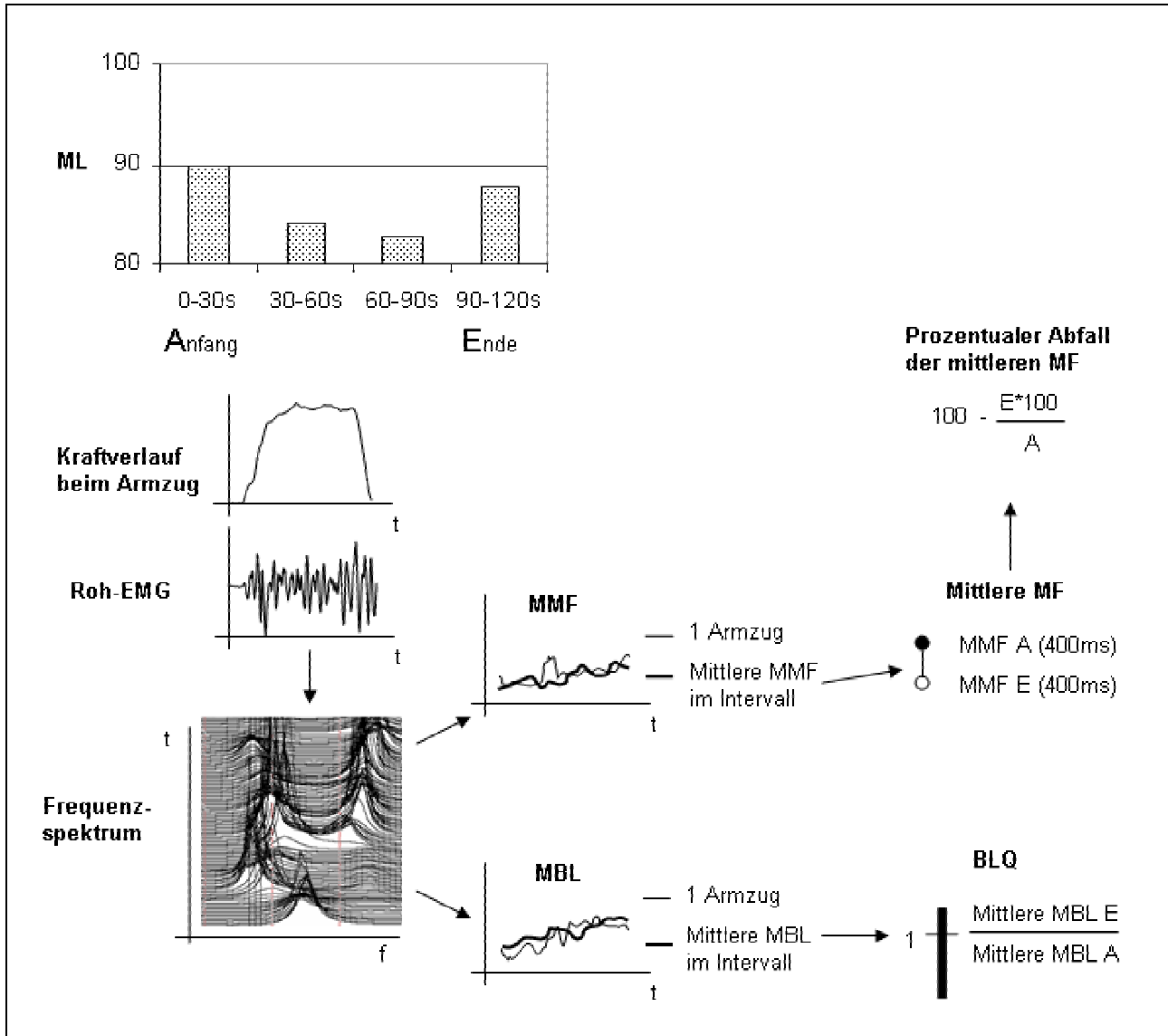


Abb. 28. Schematische Darstellung der Datenauswertung: ML: mechanische Leistung, A(400ms): gemittelt über alle 400ms Ausschnitte (Armzüge) innerhalb des ersten 30s-Intervalls, E(400ms): analog für das letzte 30s-Intervall.

Für die Bestimmung der Veränderungen der Variabilität des zeitlichen Frequenzverhaltens bei zunehmender Ermüdung wurden die Standardabweichungen der MMF zu jedem Zeitpunkt für die ersten und letzten 20 Zyklen berechnet (vgl. Abb. 29). Dadurch entsteht ein zeitlicher Verlauf dieser Standardabweichungen (ein Verlauf für die ersten 20 Zyklen und ein Verlauf für die letzten 20 Zyklen). Um diese zeitlichen Verläufe der Standardabweichungen der ersten und letzten 20 Zyklen zu vergleichen, wurden die prozentualen Häufigkeiten ermittelt, mit denen die Standardabweichungen der letzten 20 Bewegungszyklen oberhalb der ersten 20 Zyklen liegen. Eine

Häufigkeit über 50% bedeutet demzufolge eine größere Standardabweichung der MMF am Ende der Belastung, eine Häufigkeit unter 50% eine größere Standardabweichung der MMF am Anfang der Belastung.

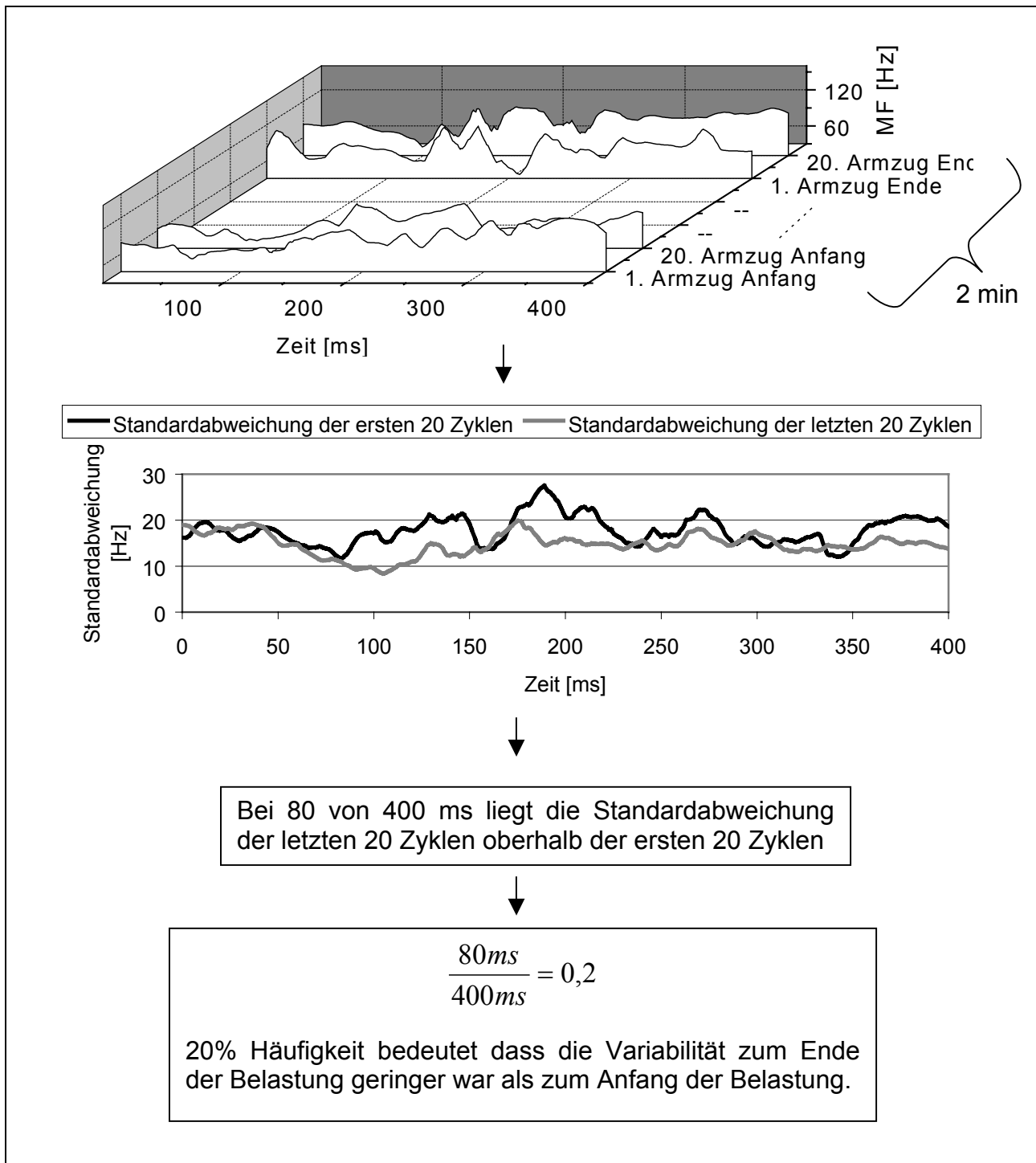


Abb. 29. Schematischer Ablauf der Berechnung der Veränderungen der Variabilität des zeitlichen Frequenzverhaltens über die zweiminütige Belastung.

Ein weiteres Ziel der Studie war es, die Variabilität des zeitlichen Frequenzverhaltens in Bezug zur Ermüdungswiderstandsfähigkeit zu setzen. Die

mittlere mechanische Leistung liefert zwar Aussagen zum Kraftverhalten der Arm- und Rumpfmuskulatur für die Dauer von zwei Minuten, der Wert enthält jedoch keine Information über die Schwankungen der mechanischen Leistung im Verlauf dieser Belastung. Auf Grund des kubischen Zusammenhanges zwischen Leistung und Geschwindigkeit⁶ müsste für die doppelte Geschwindigkeit theoretisch eine achtfache Leistung aufgebracht werden. Demzufolge ist eine möglichst konstante mechanische Leistung anzustreben, um eine möglichst große mittlere Schwimmgeschwindigkeit⁷ zu erzielen (Tab. 17). Der Einfluss der Streuung der mechanischen Leistung über die Zeit wird wie folgt berücksichtigt (10):

$$S = \sum_{i=1}^4 \sqrt[3]{\frac{P_i}{a}} \quad (10)$$

mit

- S: Streckenindikator für Zwei-Minuten-Test,
- P_i: mechanische Leistung in einem der vier Teilintervalle von 0-30, 30-60, 60-90 und 90-120s
- a: 1 Watt (dimensionsloser Streckenindikator)

Tab. 17. Berechnung des Streckenindikators (S) anhand von drei Beispielen unterschiedlicher Teilleistungen aber gleicher mittlerer mechanischer Leistung (ML). S ist bei gleichem Wert für die ML dann am größten, wenn die Teilleistungen in den vier Intervallen gleich sind. Der Unterschied zwischen Beispiel 1 und 3 liegt in einer Größenordnung von fast einem Prozent, das entspräche ca. einer Sekunde!

	ML 1. Intervall	ML 2. Intervall	ML 3. Intervall	ML 4. Intervall	Mittlere ML	S
Beispiel 1	90	90	90	90	90	17,926
Beispiel 2	110	100	80	70	90	17,863
Beispiel 3	120	110	70	60	90	17,760

Dieser Streckenindikator wurde für alle Testleistungen ermittelt und für die Quantifizierung der Ermüdungswiderstandsfähigkeit verwendet. Die Prüfung möglicher Zusammenhänge zwischen den o.g. prozentualen Häufigkeiten für die Streuung und der Ermüdungswiderstandsfähigkeit erfolgte über die Berechnung des Korrelationskoeffizienten.

⁶ Sowohl bei einer Erzeugung des Vortriebs durch Wasserwiderstand als auch durch das Bernoulli-Prinzip oder Tragflügelprinzip ist die Vortriebskraft proportional zum Quadrat der Geschwindigkeit (vgl. Gerthsen et al., 1982; Reischle, 1988). Die Leistung wiederum ist das Produkt aus der Vortriebskraft und der Geschwindigkeit.

⁷ Schwimmgeschwindigkeit, die ohne größere Leistungseinbußen über eine bestimmte Distanz aufrecht erhalten werden kann (Wakayoshi et al., 1992)

2.3.3 Ergebnisse

2.3.3.1 Mittlere mechanische Leistung

Einen Überblick über die mittlere mechanische Leistung aller Schwimmerinnen bezogen auf die zweiminütige Kraftausdauerbelastung im Verlauf des Untersuchungszeitraumes zeigt Abb. 30.

Es ist zu beobachten, dass die mechanische Leistung bei den meisten Schwimmerinnen zwischen den Untersuchungsterminen kaum variiert. Lediglich bei zwei Schwimmerinnen (Schwimmerin V: 1. und 7. Untersuchungstag und Schwimmerin VI: 6. Untersuchungstag) konnten jeweils bei einer Untersuchung ein Unterschied von mehr als 10 Prozent zu den übrigen Untersuchungsterminen festgestellt werden. Betrachtet man den Einfluss der Trainingsperiodisierung und der Tagesform, deuten die Ergebnisse auf ein hohes Maß an Reproduzierbarkeit hin.

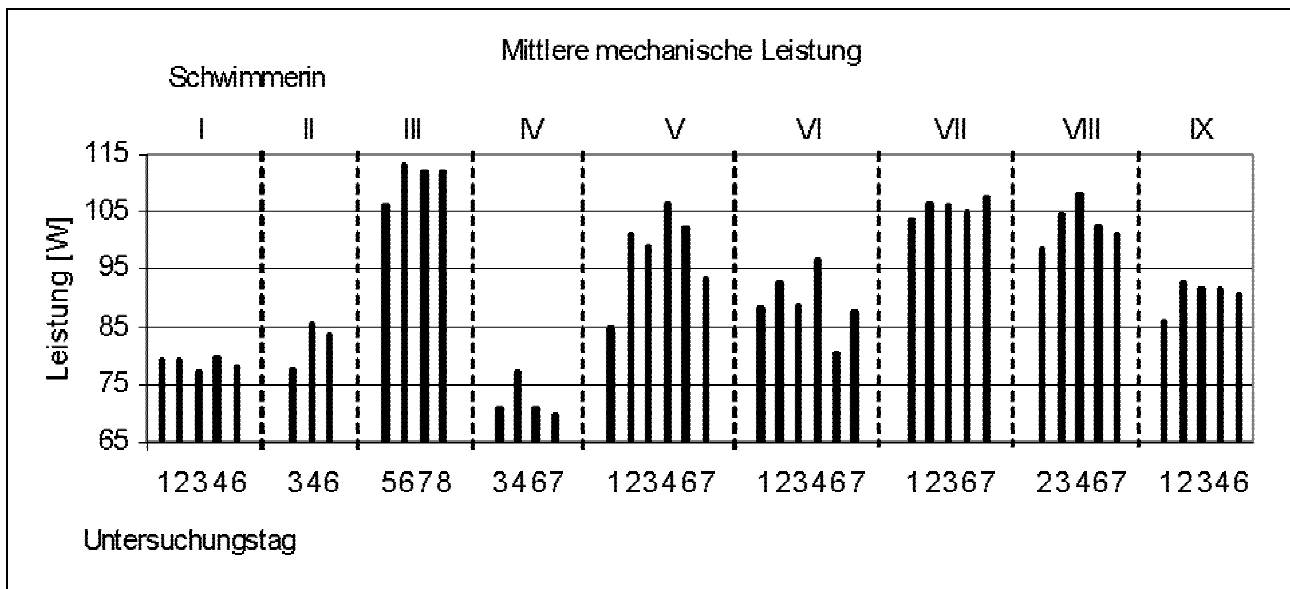


Abb. 30. Mittlere mechanische Leistung im 120-Sekunden-Test der Schwimmerinnen über den Untersuchungszeitraum

Sechs von sieben Schwimmerinnen zeigen am Untersuchungstag 4 ihr individuell bestes Resultat. Die Untersuchung fand kurz nach dem Deutschen Mannschaftswettbewerb Schwimmen Endkampf 1. Bundesliga statt, der einen entscheidenden Saisonhöhepunkt des zurückliegenden Wettkampfjahres für die untersuchten Schwimmerinnen darstellte.

Die Analyse der individuellen mechanischen Leistung in den vier 30s-Intervallen zeigt, dass unabhängig vom Leistungsniveau der Schwimmerinnen eine individuelle längsschnittliche Konstanz bei den Teilintervallleistungen bestand (siehe Abb. 31): zwei Drittel zeigten einen exponentiellen Abfall, bei zwei Schwimmerinnen ist ein talförmiges Verhalten zu erkennen und bei einer Schwimmerin sinkt die Leistung nach dem ersten Intervall auf

ein nahezu konstantes Niveau (Schwimmerin IX). Die individuell besten Testergebnisse werden sowohl durch einzelne starke Intervalleleistungen (z.B. Schwimmerin III) als auch mit durchgängig besseren Intervalleleistungen (z.B. Schwimmerin V) erzielt. Die A-Kader-Schwimmerin III zeichnete sich im Vergleich zu den anderen Schwimmerinnen neben der höchsten mechanischen Leistung durch die geringste Variation des Leistungsabfalls innerhalb der zweiminütigen Belastung über den gesamten Testzeitraum aus.

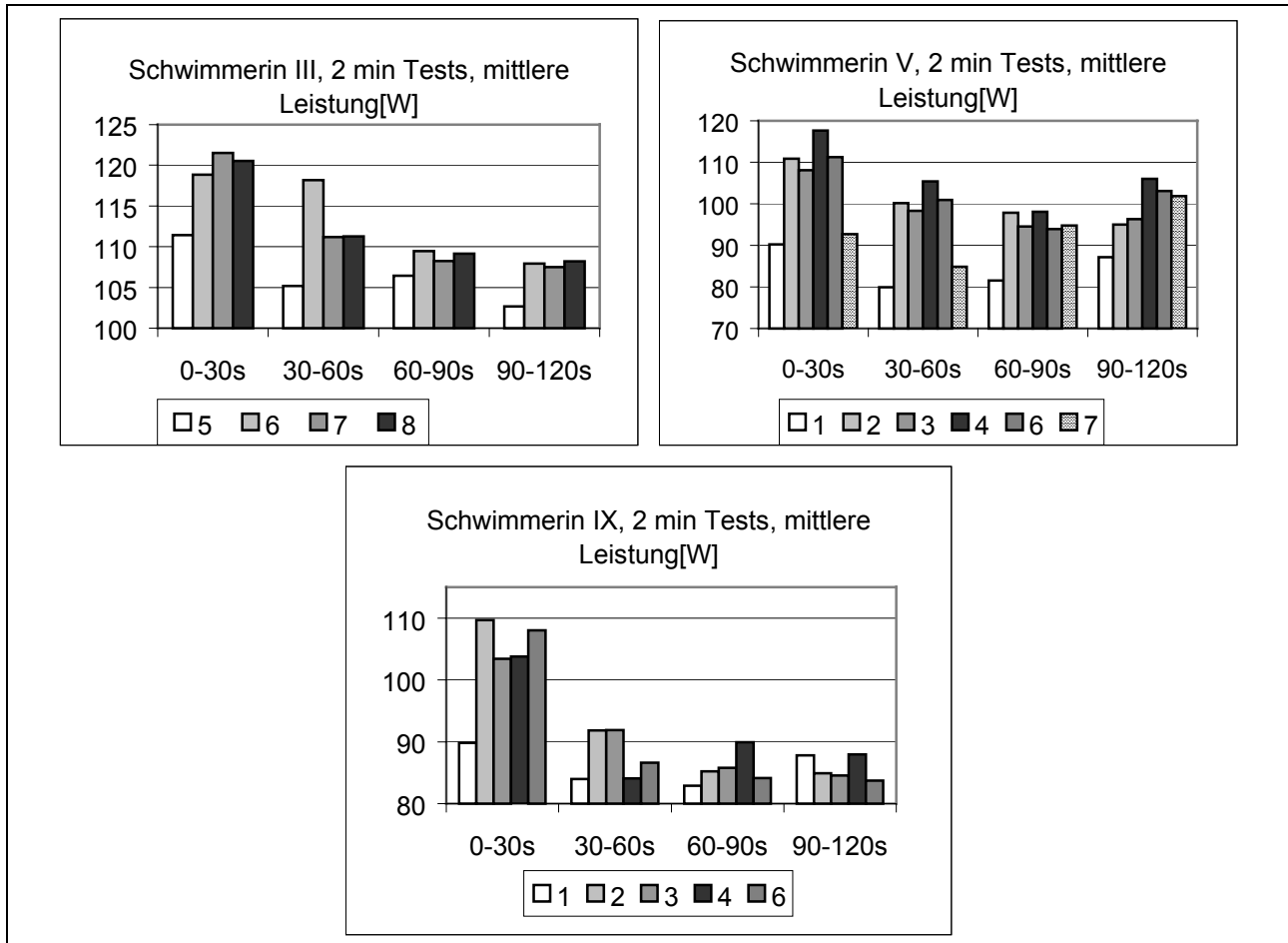


Abb. 31. Typische Muster der Teilintervalleleistungen der mittleren mechanische Leistung am Beispiel von drei Schwimmerinnen an den einzelnen Untersuchungsterminen (die Nummern in den Abb. entsprechen den Nummern der Untersuchungstermine, vgl. Tab. 16).

2.3.3.2 Zeit-Frequenz-Spektren

Zur Veranschaulichung des zeitlichen Frequenzverhaltens der EMG-Signale wurden die Zeit-Frequenz-Spektren erstellt. Dabei konnte für alle Schwimmerinnen und für nahezu alle Untersuchungstermine mit zunehmender Belastung eine Verringerung der Signalanteile in den oberen Frequenzbändern beobachtet werden. So zeigt die Abb. 32 beispielhaft die Zeit-Frequenz-Spektren von vier Armzügen der Schwimmerin VII am zweiten

Untersuchungstag. Es ist eine deutliche Reduktion der Signalleistung in den oberen Frequenzbändern vom Beginn (Abb. 32, links) im Vergleich zum Ende der Belastung (siehe Abb. 32, rechts) zu erkennen.

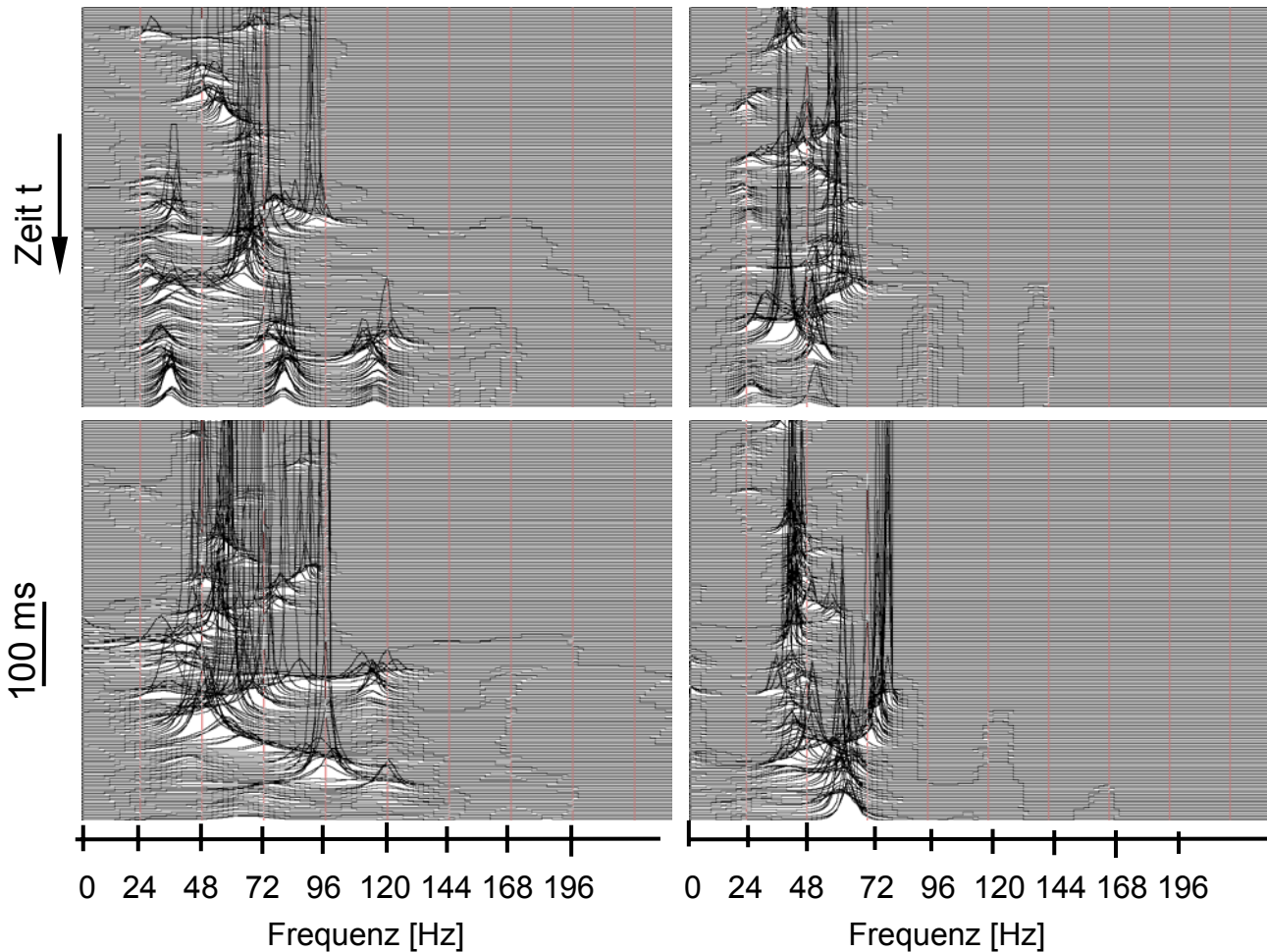


Abb. 32. Zeitvariante Spektren des m. triceps brachii caput laterale der Schwimmerin VII am 2. Untersuchungstag von jeweils zwei Armzügen in diskreten Zeitabständen von 2 ms. Links: zu Beginn der Belastung. Rechts: am Ende der Belastung. Der mittlere Medianfrequenzabfall vom ersten 30s-Intervall zum letzten 30s-Intervall betrug in diesem Test 22%.

2.3.3.3 *Mittlere MF*

Während der zweiminütigen schwimmspezifischen Belastung war bis auf eine Ausnahme an allen Untersuchungstagen bei allen Schwimmerinnen eine Reduktion der mittleren MF in allen untersuchten Muskeln zu verzeichnen, die Abb. 33 bis 35 zeigen die mittleren MF der untersuchten Muskel im ersten und letzten Zeitintervall aller Schwimmerinnen an allen Untersuchungstagen.

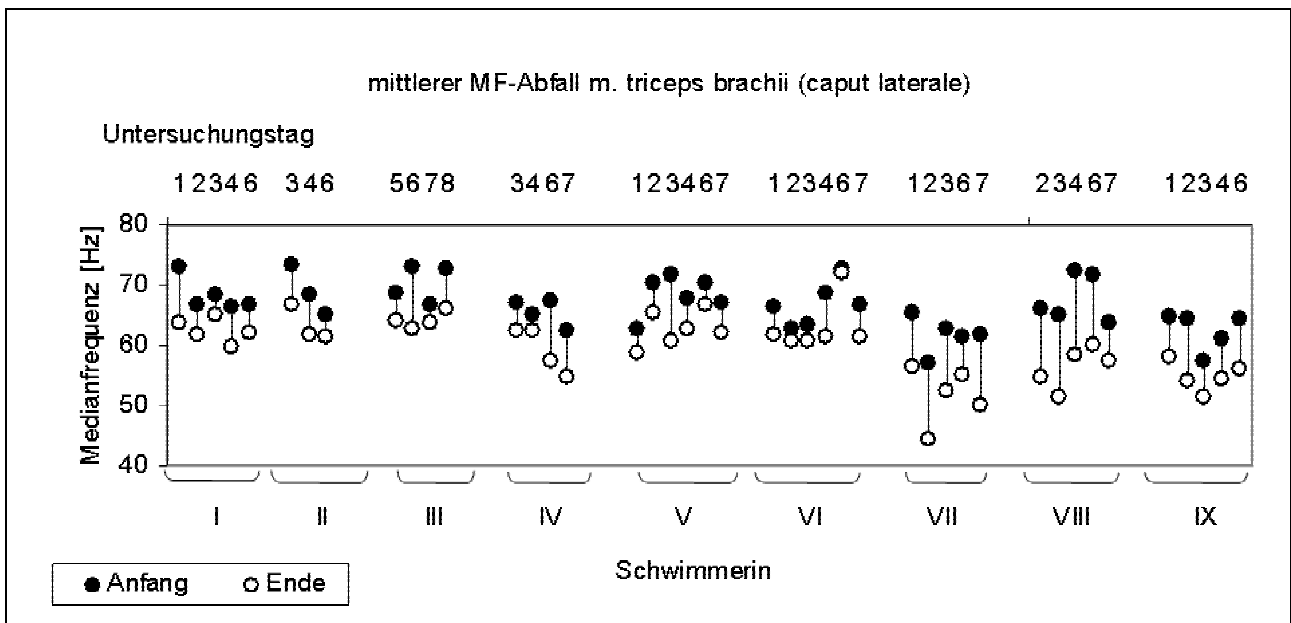


Abb. 33. Mittlere MF im ersten (Anfang) und letzten Zeitintervall (Ende) für jede Schwimmerin an jedem Untersuchungstag für den m. triceps brachii caput laterale.

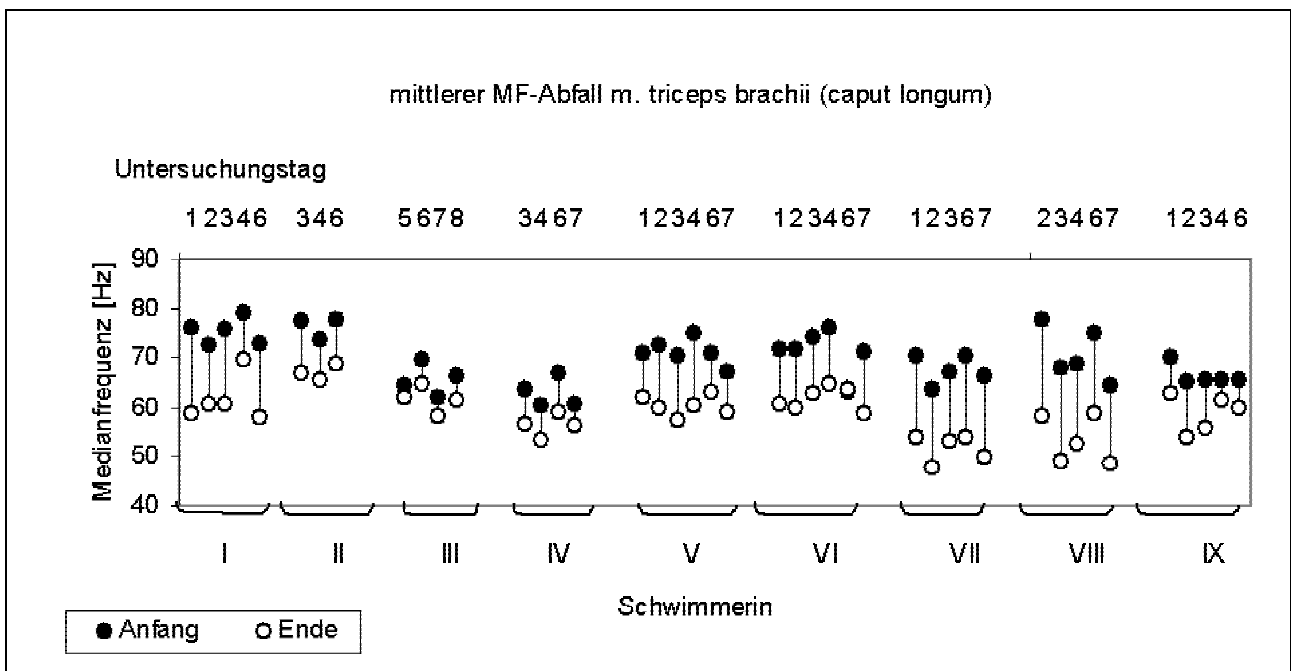


Abb. 34. Mittlere MF im ersten (Anfang) und letzten Zeitintervall (Ende) für jede Schwimmerin an jedem Untersuchungstag für den m. triceps brachii caput longum.

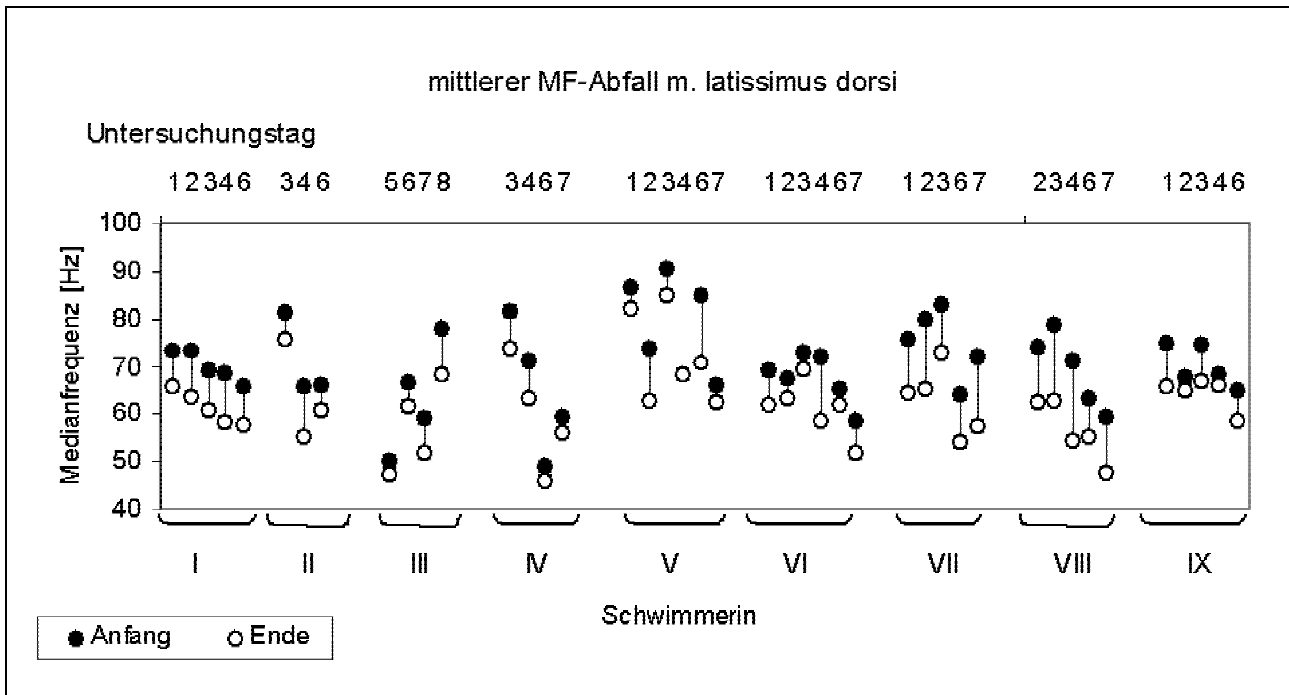


Abb. 35. Mittlere MF im ersten (Anfang) und letzten Zeitintervall (Ende) für jede Schwimmerin an jedem Untersuchungstag für den m. latissimus dorsi.

Lediglich bei Schwimmerin VI konnte am 6. Testtermin im Verlauf der zweiminütigen schwimmspezifischen Belastung kein Abfall der mittleren MF des m. triceps caput laterale et longum registriert werden. Da für diesen Testtermin bei der Schwimmerin im Vergleich zu den anderen Untersuchungstagen eine verhältnismäßig geringe mechanische Leistung aufgezeichnet wurde, kann hier jedoch nur bedingt von ermüdungs-induzierender Ausbelastung gesprochen werden. Das Ausbleiben des Frequenzabfalls des m. latissimus dorsi bei Schwimmerin V am 4. Testtermin lässt aufgrund eines veränderten zeitlichen Verlaufs der Medianfrequenz während des Armzuges eine Technikänderung im Verlaufe der zweiminütigen Belastung vermuten.

Bei einigen Schwimmerinnen (u.a. VII und VIII) wurde generell ein intensiveres Absinken der mittleren MF, teilweise bis zu 28% (VIII, Tag 2) festgestellt.

Obwohl sich das Medianfrequenzverhalten der einzelnen Armzüge innerhalb der ersten und letzten 20 Züge aufgrund eines Wechsels von starken und weniger starken Armzügen variabel gestaltete, konnte im Anfang-Ende-Vergleich für nahezu jeden dieser 20 Zyklen ein Absinken der mittleren Medianfrequenz der Einzelzyklen verzeichnet werden (siehe Abb. 36).

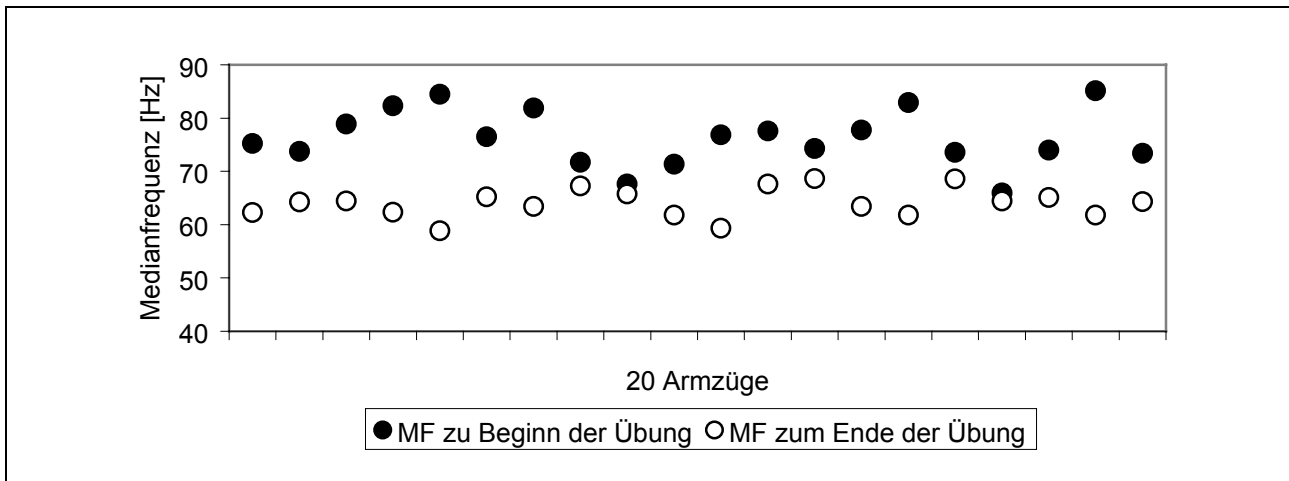


Abb. 36. Mittlere Medianfrequenz der Einzelzyklen des m. latissimus dorsi für die jeweils ersten 20 (schwarz) und letzten 20 (weiß) Bewegungszyklen einer Schwimmerin während der zweiminütigen Belastung eines Untersuchungstermins.

Die untersuchten Muskeln zeigten unter isolierter Betrachtung keinen direkten Zusammenhang zwischen dem prozentualen MF-Abfall und der mittleren mechanischen Leistung. Die Prüfung des mittleren MF-Abfalls aller Muskeln ergab jedoch, dass in 63% aller Fälle ein individueller Rangplatz (x) der mittleren mechanischen Leistung über zwei Minuten (ML) mit dem Rangplatz ($x \pm 1$) des mittleren MF-Abfalls übereinstimmt (siehe Abb. 37). Rangplatz 1 bedeutet entsprechend größter mittlerer MF-Abfall. Bei vier von neun Schwimmerinnen stimmte der Termin mit der größten mechanischen Leistung mit dem größten mittleren MF-Abfall überein.

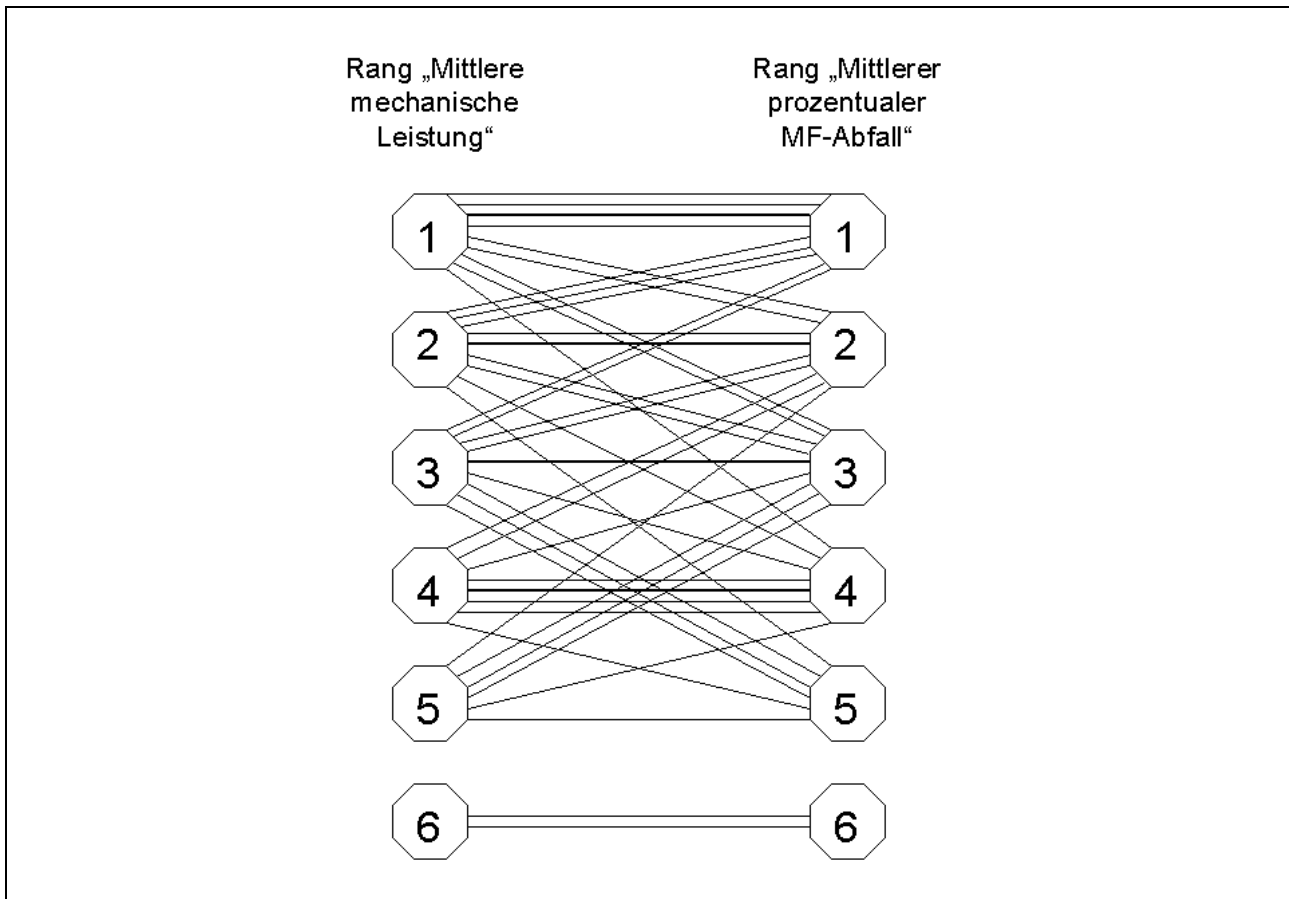


Abb. 37. Rangreihenfolgendendiagramm für die Merkmale mittlere mechanische Leistung und mittlerer prozentualer MF-Abfall für alle Schwimmerinnen. Rang 1 bedeutet jeweils die individuell größte mechanische Leistung bzw. der individuell größte mittlere prozentuale MF-Abfall. Die größte mittlere mechanische Leistung (Rang 1) erzielten vier von neun Schwimmerinnen bei jeweils größtem mittlerem MF-Abfall (Rang 1) (deshalb vier Linien von Rang 1 zu Rang 1). Für die beiden Schwimmerinnen V und VI mit jeweils sechs Untersuchungstagen stimmte der Termin mit der geringsten mechanischen Leistung (Rang 6) mit dem geringsten mittleren MF-Abfall (Rang 6) überein (deshalb zwei Linien von Rang 6 zu Rang 6). Die Ränge der A-Kader-Schwimmerin sind fett markiert.

2.3.3.4 Zeitliche Veränderungen der MMF

Die zeitabhängige Darstellung der MMF macht es möglich, Veränderungen der Medianfrequenz innerhalb des Bewegungszyklus zu analysieren und weiterhin Veränderungen im Verlauf der Belastung zu dokumentieren. Abb. 38 zeigt eine typische Veränderung der Medianfrequenz des m. triceps brachii caput laterale während der Bewegungsausführung (400 ms Zeitfenster) zu Beginn und am Ende der Messung, gemittelt über 20 Züge. Deutlich erkennbar ist die Verringerung der Medianfrequenz zu jedem Zeitpunkt der Bewegung, insbesondere jedoch zum Ende der Bewegung in der Phase der aktiven Armstreckung. Der Vergleich der Medianfrequenzwerte verschiedener Zeitpunkte innerhalb des Kurvenverlaufes ergab teilweise

hochsignifikante Unterschiede zwischen den Anfangswerten und den Endwerten (siehe Tab. 18).

Tab. 18. Exemplarische Prüfung der Signifikanz des Abfalls der MMF des in Abb. 38 dargestellten Kurvenverlaufs zu verschiedenen Zeitpunkten des 400 ms Zeitfensters (jeweils 20 Einzelzüge, U-Test).

Zeit	20 ms	70 ms	200 ms	300 ms	350 ms
Signifikanz(p)	0,05	0,01	0,00	0,00	0,01
N	20	20	20	20	20

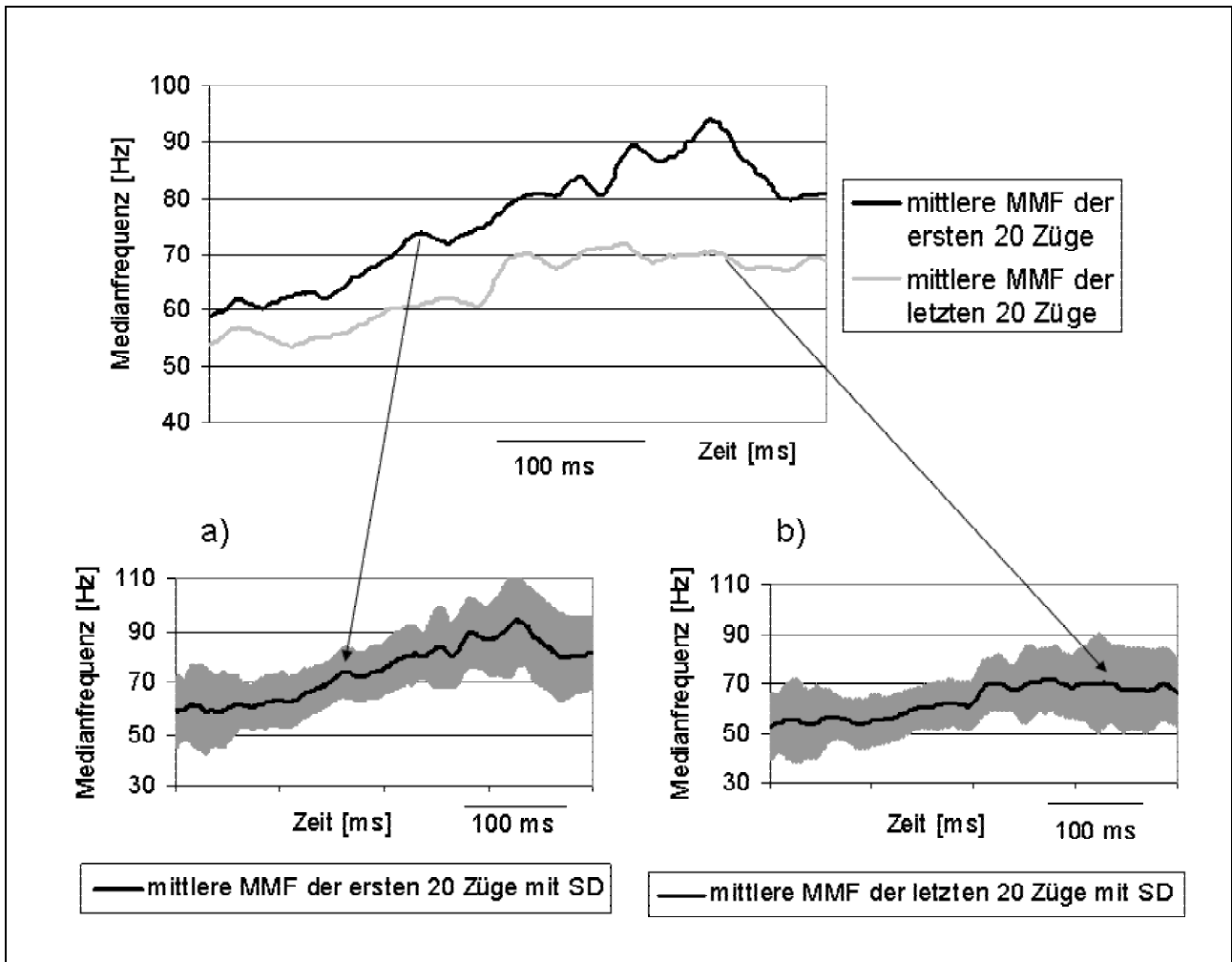


Abb. 38. Typisches Verhalten der mittleren MMF von EMG-Signalen im zeitlichen Verlauf der Bewegungsausführung, gemittelt über 20 Armzüge zu Beginn (a) und 20 Armzüge zum Ende (b) der Messung am Beispiel von Schwimmerin VI, 3. Untersuchungstag (m. triceps brachii caput laterale).

Die zeitlichen Veränderungen der mittleren MMF innerhalb der 120 Sekunden eines Tests unterschieden sich inter- und intraindividuell, so dass es nicht möglich war, hier generelle Aussagen zu treffen. Bei der isolierten Betrachtung der vier 30s-Intervalle konnte der Zeitpunkt der Reduktion der MMF innerhalb der zweiminütigen Belastung grob abgeschätzt werden. Abb.

39 (m. triceps brachii caput longum, Schwimmerin III, Untersuchungstag 7) zeigt den Verlauf der mittleren MMF während der zweiminütigen Belastung. Deutlich zu erkennen ist hier, dass sich die Intervalle 30-60s und 60-90s kaum voneinander unterscheiden und dass der Abfall der mittleren MMF in erster Linie im Übergang vom ersten zum zweiten und vom dritten zum vierten Intervall auftrat.

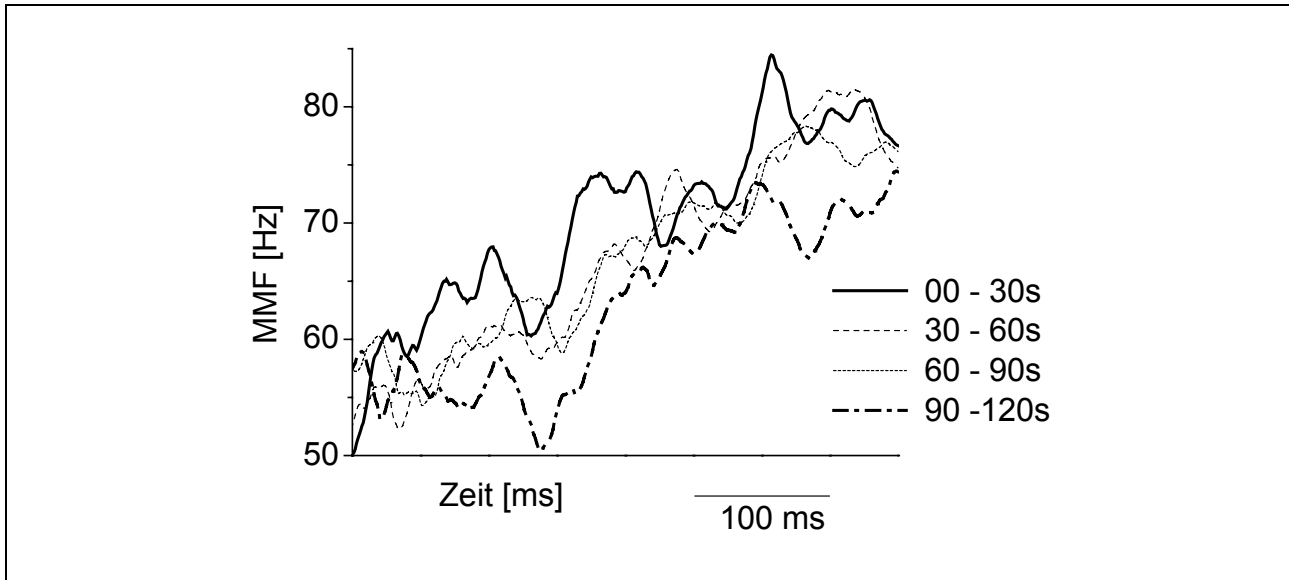


Abb. 39. Zeitliche Veränderungen der mittleren MMF des m. triceps brachii caput longum in den vier 30s-Intervallen der zweiminütigen Belastung.

2.3.3.5 Mittlere MBL

Aus den Ergebnissen der MBL lassen sich für die einzelnen Schwimmerinnen grundlegende Tendenzen zum Einsatz der untersuchten Muskeln über die zweiminütige Belastung ableiten. Die Abb. 40 bis 42 zeigen die BLQ für alle untersuchten Muskeln. Im Gegensatz zu den Ergebnissen zum Medianfrequenzverhalten (vgl. Abb. 33 bis 35) war hier erwartungsgemäß kein einheitliches Muster zu erkennen. Es wurden interindividuell und z.T. auch intraindividuell unterschiedliche Aktivitäts- und Aktivierungsmuster registriert. Als mögliche Ursachen können hierfür Technikänderungen in der Bewegungsausführung und Ermüdungserscheinungen infolge zunehmender Beanspruchung während der Belastung angenommen werden.

So sind z.B. in Abb. 40 für Schwimmerin I, II und IX generelle Aktivierungsdefizite am Ende der zweiminütigen Belastung für den m. triceps brachii caput laterale zu erkennen (BLQ kleiner 1), die auf Grund seiner Funktion einen Rückschluss auf eine fehlende Armstreckung zulassen. Schwimmerin III hingegen ist in der Lage, auch im letzten 30s-Intervall eine aktive Streckung des Armes zu vollziehen.

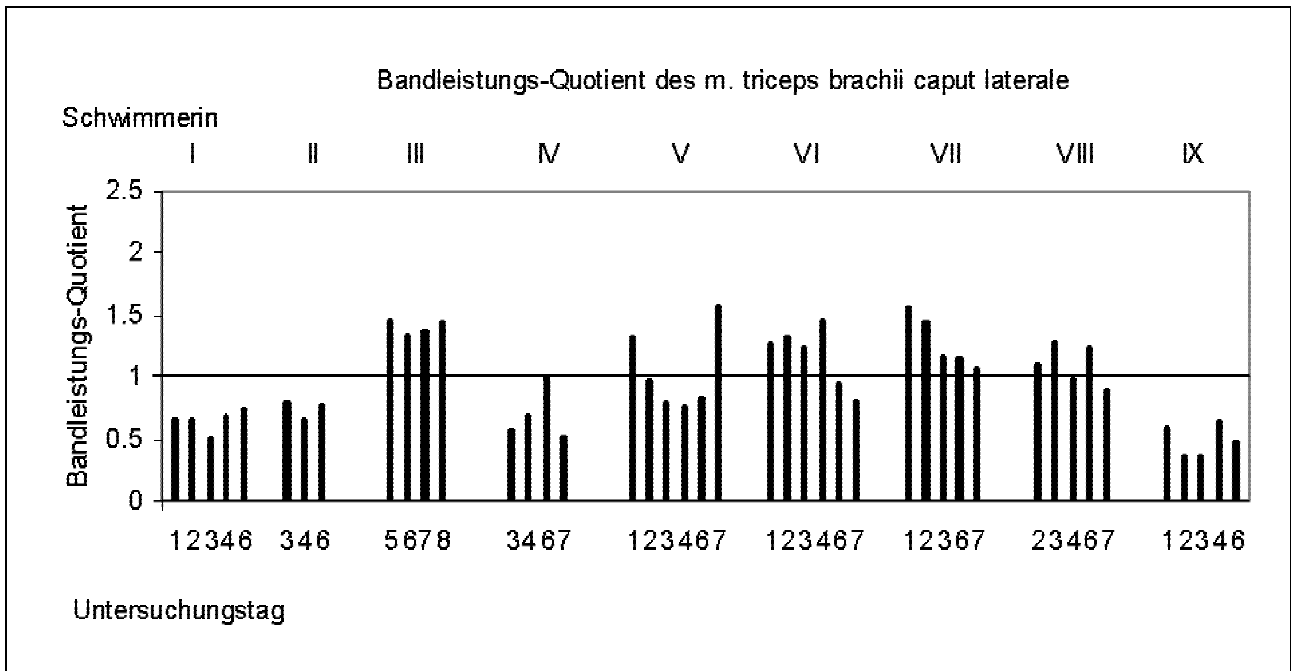


Abb. 40. BLQ des m. triceps brachii caput laterale für alle Schwimmerinnen an allen Untersuchungstagen. Werte größer 1 sprechen für eine ähnlichen Einsatz des Muskels zu Beginn und zum Ende der Belastung. Werte kleiner 1 stehen für ein verminderten Einsatz des Muskels zum Ende der Belastung (vgl. Abb. 27).

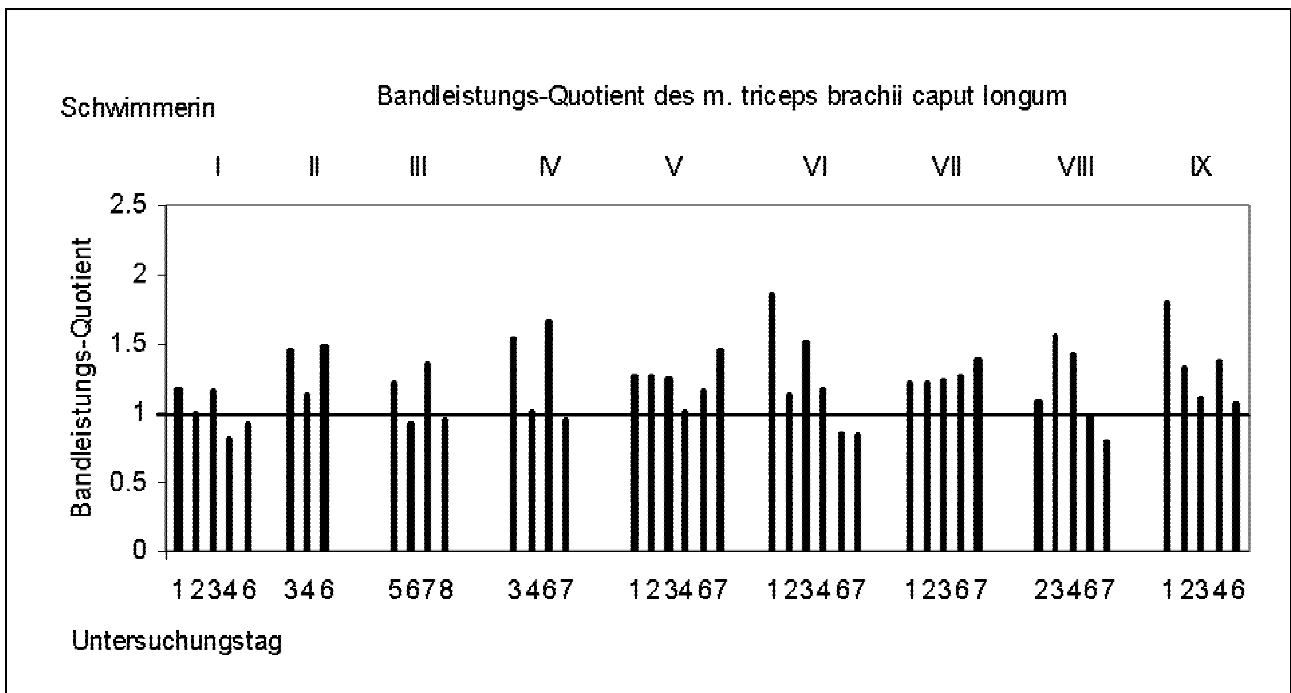


Abb. 41. BLQ des m. triceps brachii caput longum für alle Schwimmerinnen an allen Untersuchungstagen. Weitere Erläuterungen im Text (siehe Abb. 27).

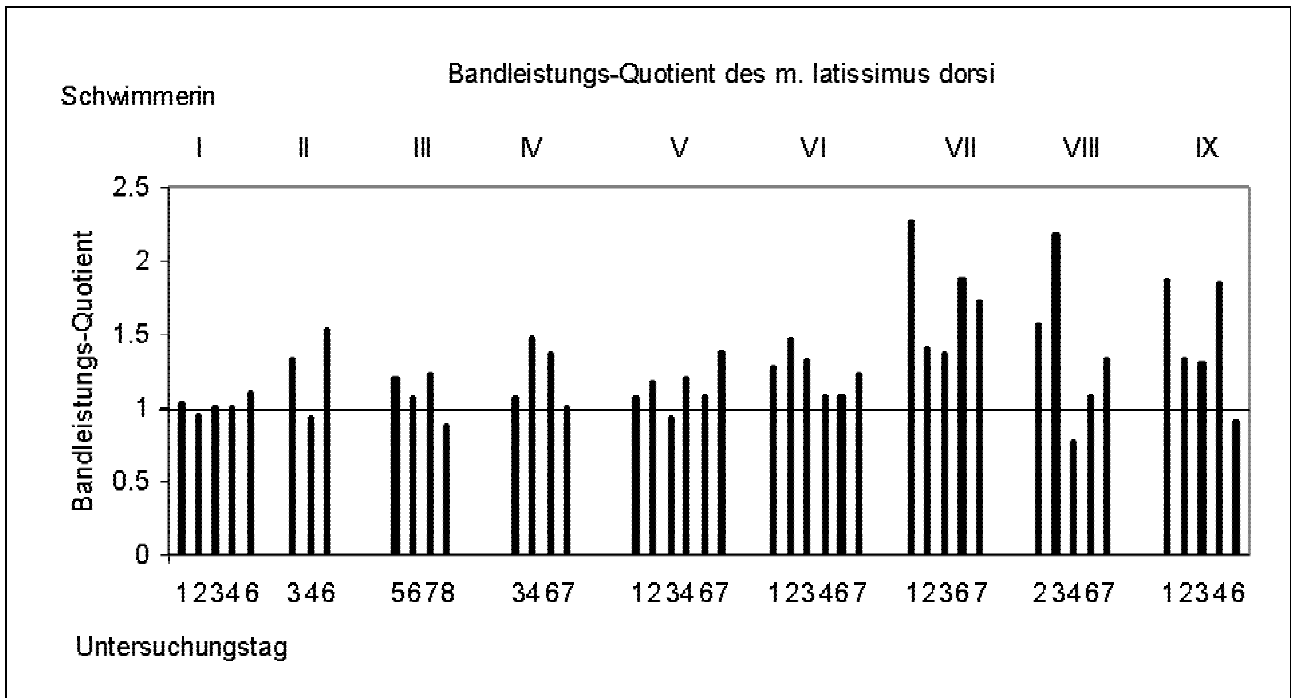


Abb. 42. BLQ des m. latissimus dorsi für alle Schwimmerinnen an allen Untersuchungstagen. Weitere Erläuterungen im Text (siehe Abb. 27).

Auch die zeitlichen Veränderungen der mittleren MBL innerhalb der 120 Sekunden eines Tests unterschieden sich inter- und intraindividuell. Aus diesen Ergebnissen der MBL ließen sich für einzelne Schwimmerinnen grundlegende Tendenzen zum Einsatz der untersuchten Muskeln innerhalb der Bewegungsausführung während der Belastung ableiten (siehe Abb. 43).

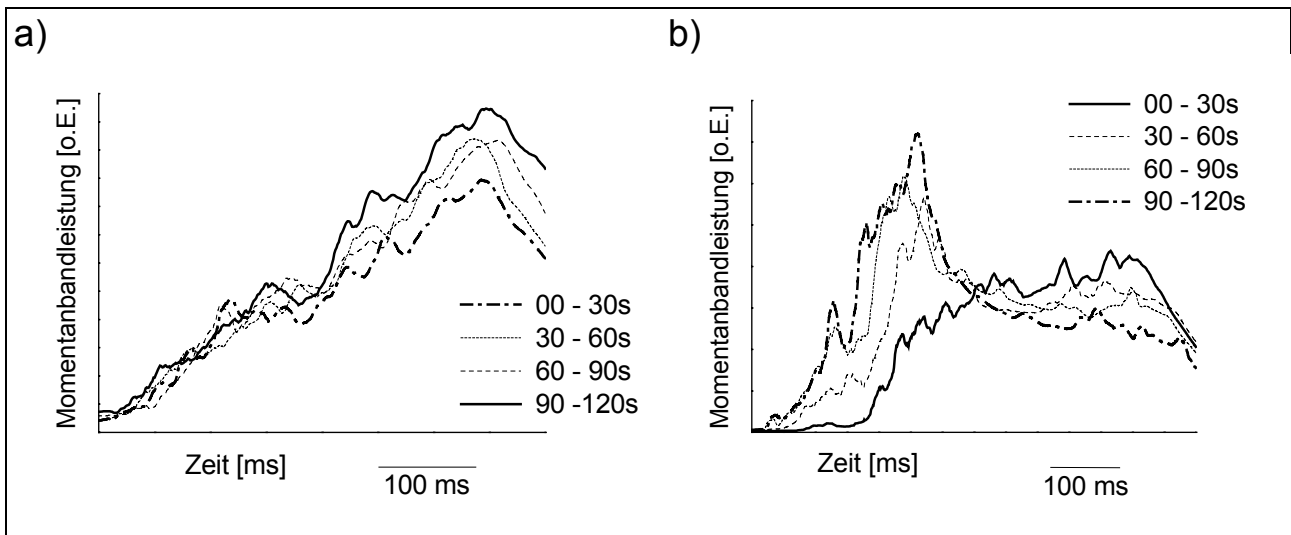


Abb. 43. Zeitliche Veränderungen der mittleren MBL innerhalb des Bewegungsablaufes während der Belastung. Zu erkennen sind a) Erhöhung der MBL des m. triceps brachii caput laterale bei Schwimmerin III am 7. Testtag und b) Veränderungen des Aktivitätsmusters des m. triceps brachii caput longum von Schwimmerin III am 8. Testtermin.

Die Abb. 43 zeigt sowohl den typischerweise zu erwartenden Anstieg der Leistung im Frequenzband 0-250 Hz (Abb. 43a) als auch Veränderungen in der Bewegungsausführung (Abb. 43b).

2.3.3.6 Variabilitätsverhalten der MMF

Die Variabilität der MMF aller drei Muskeln war bei nahezu allen Schwimmerinnen über die letzten 20 Armzüge der zweiminütigen Schwimmbelastung deutlich geringer als über die ersten 20 Armzüge. Die signifikanten Veränderungen der Variabilität vom Beginn zum Ende der isokinetischen Schwimmbelastung sind als arithmetisches Mittel für jede Schwimmerin in Abb. 44 dargestellt. Lediglich drei Schwimmerinnen zeigten im m. latissimus dorsi kein typisches Absinken der Variabilität zum Ende der Belastung.

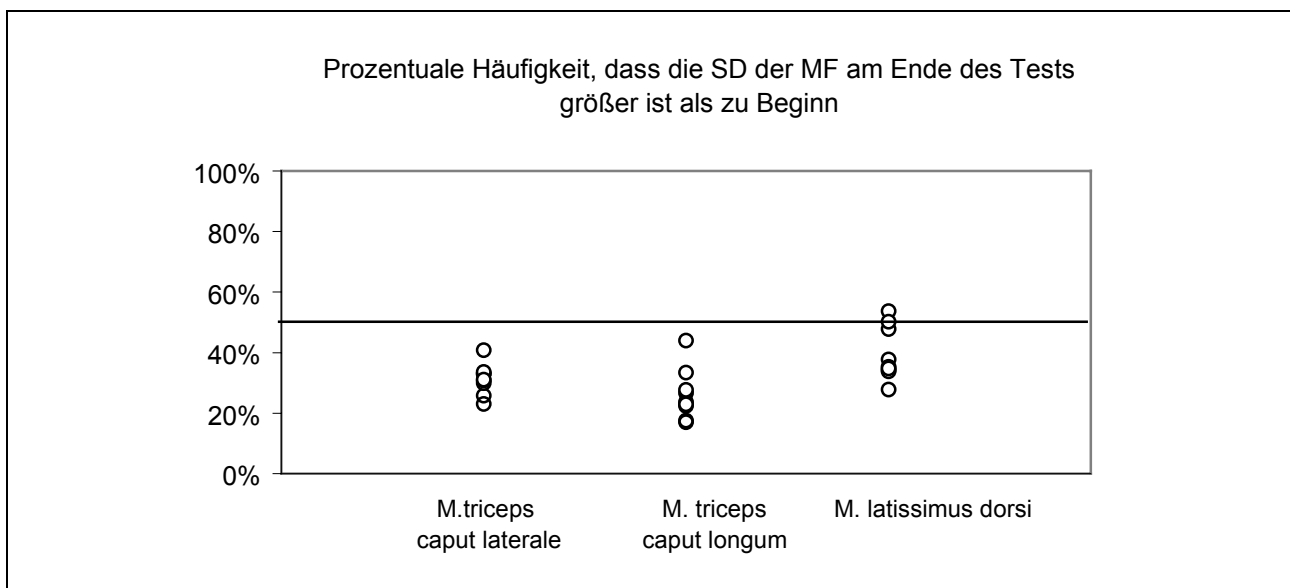


Abb. 44. Darstellung der prozentualen Häufigkeit des Anstiegs der Variabilität der Medianfrequenzen (MF, Mittelwert für jede Schwimmerin) vom Anfang zum Ende der zweiminütigen isokinetischen Schwimmbelastung. Werte größer 50% sprechen für ein Ansteigen der Variabilität der MF und Werte kleiner 50% für ein Absinken der Variabilität der MF.

2.3.3.7 Ermüdungswiderstandsfähigkeit und Variabilitätsverhalten der EMG-Spektren im Längsschnitt

In Abb. 45 ist der Korrelationskoeffizient dargestellt, der aus dem Streckenindikator S (als Maß für die Ermüdungswiderstandsfähigkeit) und dem Absinken der Variabilität der MMF (prozentual) im Längsschnitt berechnet wurde. Für die drei untersuchten Muskeln konnten keine grundsätzlichen Zusammenhänge zwischen dem Variabilitätsverhalten und der Ermüdungsresistenz gefunden werden. Einzelne Schwimmerinnen zeigten jedoch teilweise hohe Korrelationen zwischen dem Variabilitätsverhalten einzelner Muskeln und der Ermüdungswiderstandsfähigkeit. So konnte beispielsweise bei Schwimmerin IV ein relativ deutlicher Zusammenhang zwischen einem geringen Absinken der Variabilität des m. triceps caput laterale und einem großen Wert für den Streckenindikator S ($r = 0,96$) gefunden werden. Andere Schwimmerinnen zeigten, dass ein eher hohes Absinken der Variabilität einzelner Muskeln mit einem großen Wert für den Streckenindikator S einhergeht.

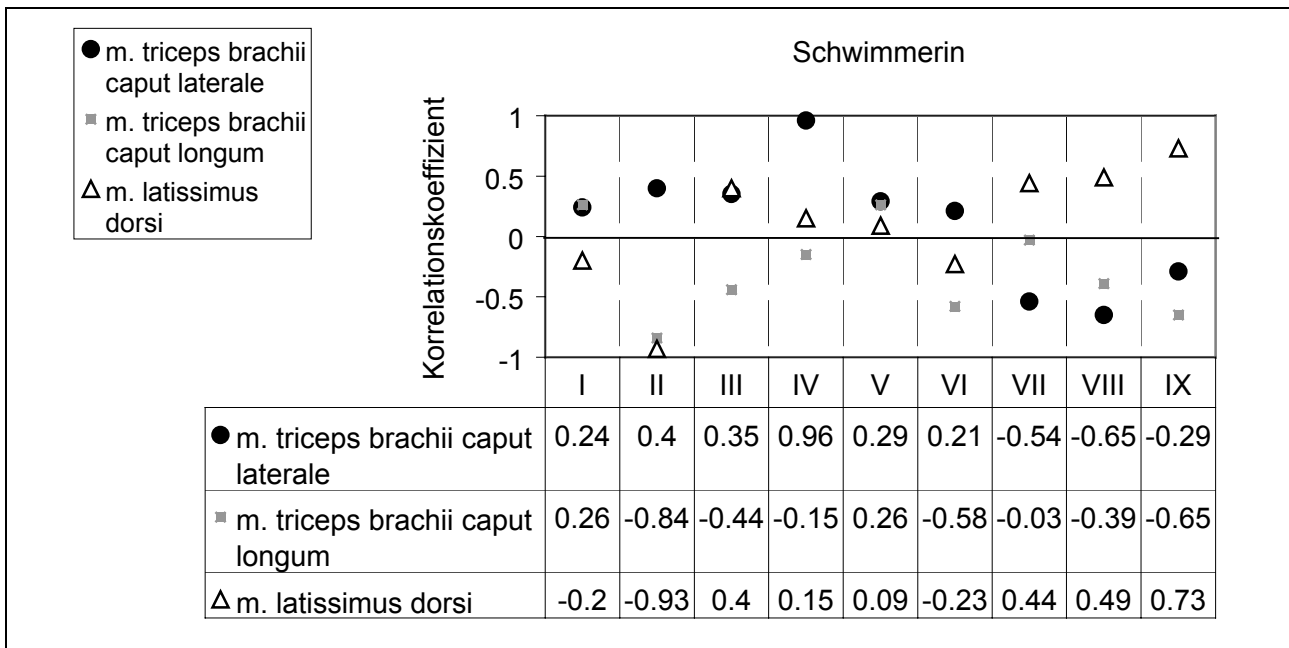


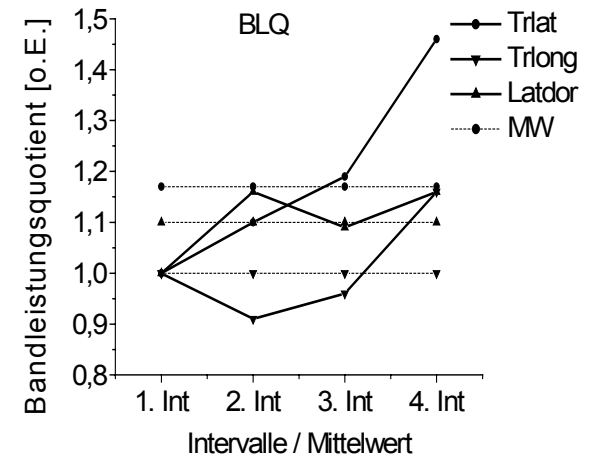
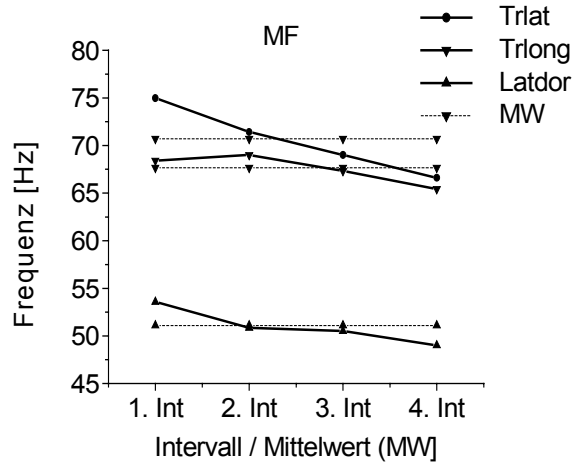
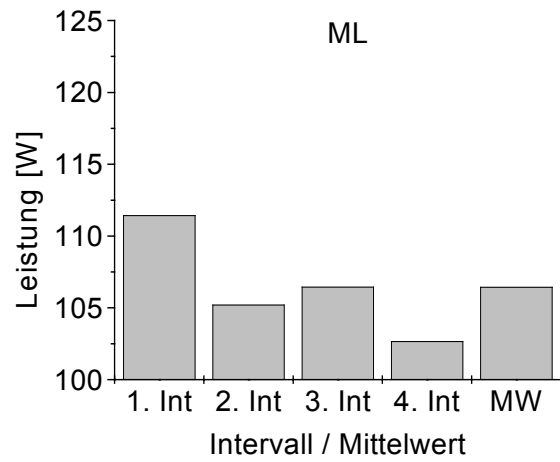
Abb. 45. Darstellung des aus dem Streckenindikator S und der prozentualen Häufigkeit des Absinkens der Variabilität aller Testtage berechneten Korrelationskoeffizienten der Schwimmerinnen für den m. triceps brachii caput laterale et longum und den m. latissimus dorsi. Die Abb. verdeutlicht die verschiedenen interindividuellen und muskelspezifischen Ausprägungen des Zusammenhanges beider Faktoren.

2.3.3.8 *EMG-Verhalten und mechanische Leistung im Verlauf der Trainingsperiodisierung*

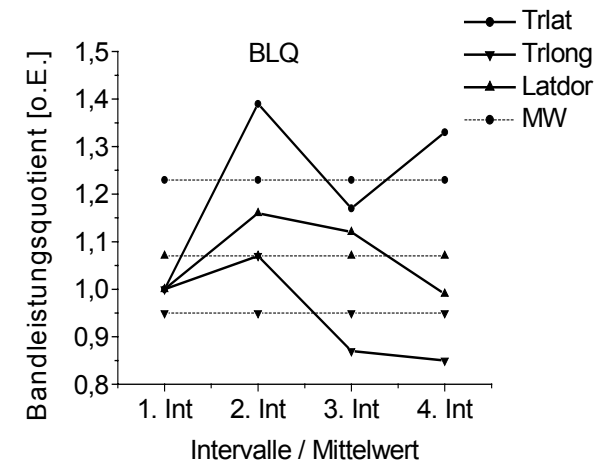
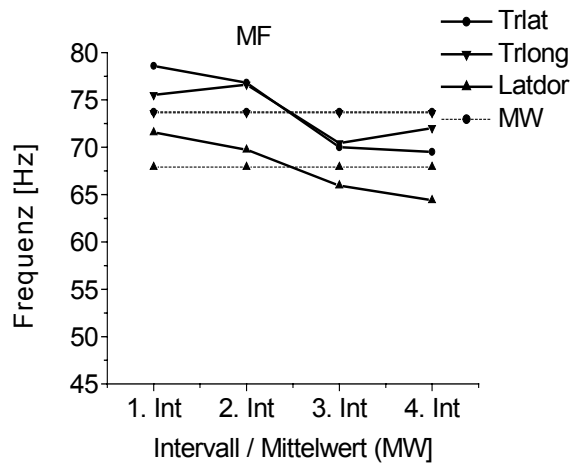
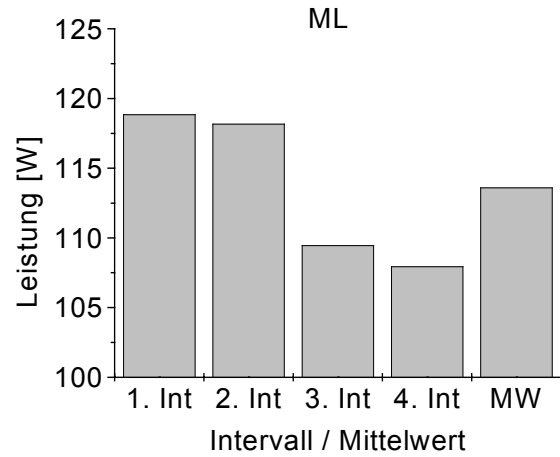
Am Beispiel einer A-Kader Schwimmerin wird in der Abb. 46 das Verhalten der mittleren mechanischen Leistung, der mittleren MF und des BLQ über die 30-Sekunden-Teilintervalle der zweiminütigen schwimmspezifischen Belastung für jeden Testtermin dargestellt. Alle drei Parameter zeigten typische Veränderungen im Verlauf der Trainingsperiodisierung.

Die mittlere mechanische Leistung war zum Zeitpunkt des Vereinswechsels nach Magdeburg am Geringsten, steigerte sich nach dem ersten Trainingslager im April deutlich und blieb im weiteren Trainingsverlauf auf diesem Niveau. Trotz der relativ geringen mittleren mechanischen Leistung im März zeigte sich hier wie in den anderen Untersuchungen bei dieser Schwimmerin ein exponentieller Abfall über die vier Teilintervalle. Für den zweiten Testtermin konnte ein differenziertes Bild beobachtet werden. Die hohe mittlere mechanische Leistung des ersten Intervalls wurde im zweiten Intervall aufrecht erhalten, reduzierte sich in den beiden späteren Intervallen jedoch deutlich.

5. Untersuchungstag März 03



6. Untersuchungstag April 03



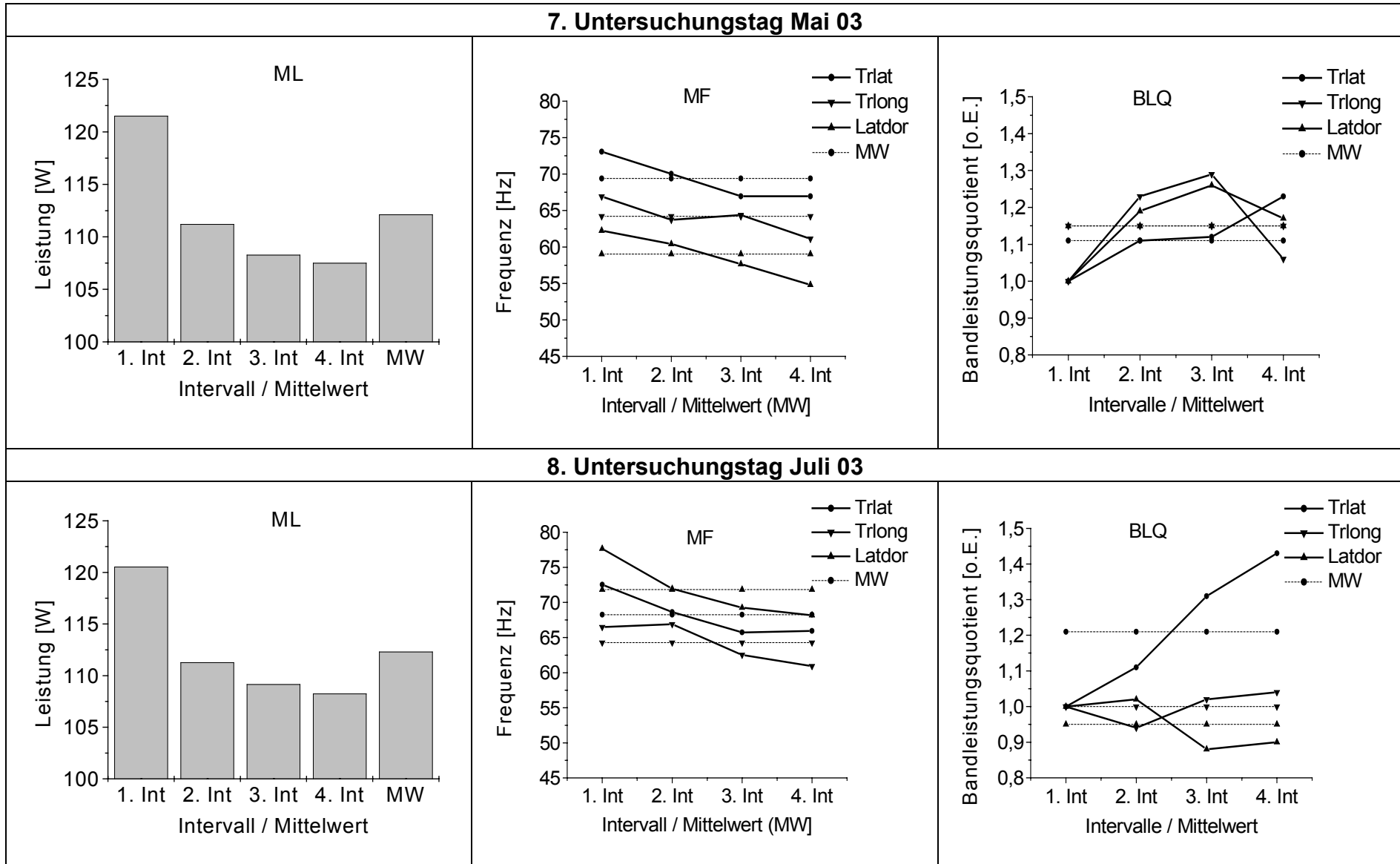


Abb. 46. Analyse des EMG-Verhaltens und der mittleren mechanische Leistung im Verlauf der Trainingsperiodisierung

Die mittleren MF der drei untersuchten Muskeln zeigten an den vier Untersuchungstagen folgendes Verhalten: In der Taperphase nach einem Trainingslager (April und Juli) traten höhere Absolutwerte auf als bei Untersuchungstagen in der allgemeinen Trainingsvorbereitung bzw. kurz vor den Trainingslagern (März und Mai) (siehe Abb. 47). Besonders beim m. latissimus dorsi konnte eine Erhöhung der mittleren MF vom März bis zum Saisonhöhepunkt im Juli zu den Weltmeisterschaften beobachtet werden. Ursache dafür ist eine Verschiebung der geschätzten Leistungsverteilung der MBL von den Frequenzbändern unterhalb von 100 Hz in die Frequenzbänder oberhalb von 100 Hz (vgl. Abb. 48). Das Frequenzverhalten vom ersten zum letzten Zeitintervall ist dadurch gekennzeichnet, dass im Frequenzband 0-50 Hz ein Anstieg der prozentualen Bandleistung, im Frequenzband 50-100 Hz ein nicht eindeutiges Verhalten und in den Frequenzbändern oberhalb von 100 Hz ein Abfall zu beobachten ist.

Die MBL zeigten an allen Terminen für den m. triceps brachii caput laterale einen ausgeprägten Anstieg, während für die anderen beiden Muskeln kein generelles Muster im Anstiegsverhalten zu erkennen war. Lediglich am 2. Untersuchungstag war zwischen dem 2. und 3. Intervall ein Abfall der Bandleistung des m. triceps brachii caput laterale zu verzeichnen.

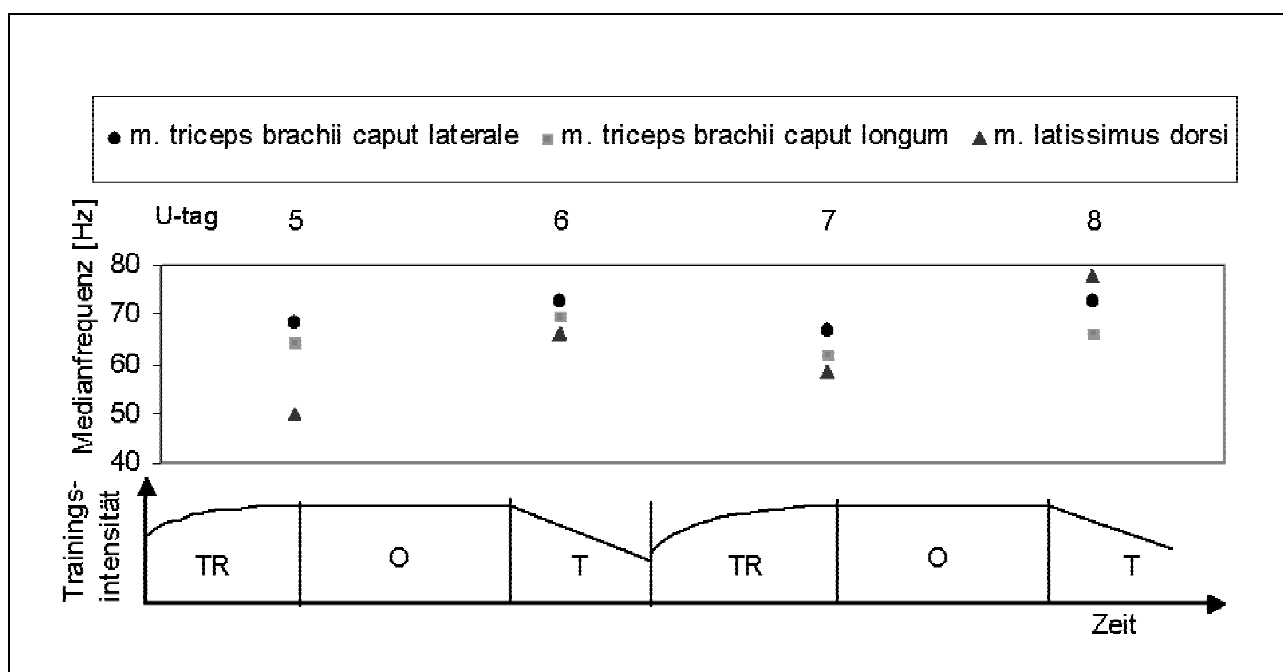


Abb. 47. Mittlere MF der EMG-Signale der drei Muskeln im ersten 30s-Intervall an den Untersuchungstagen (U-tag) 5 bis 8 in unterschiedlichen Phasen des Trainings. (TR = normales Training, O = Overreaching, T = Taper).

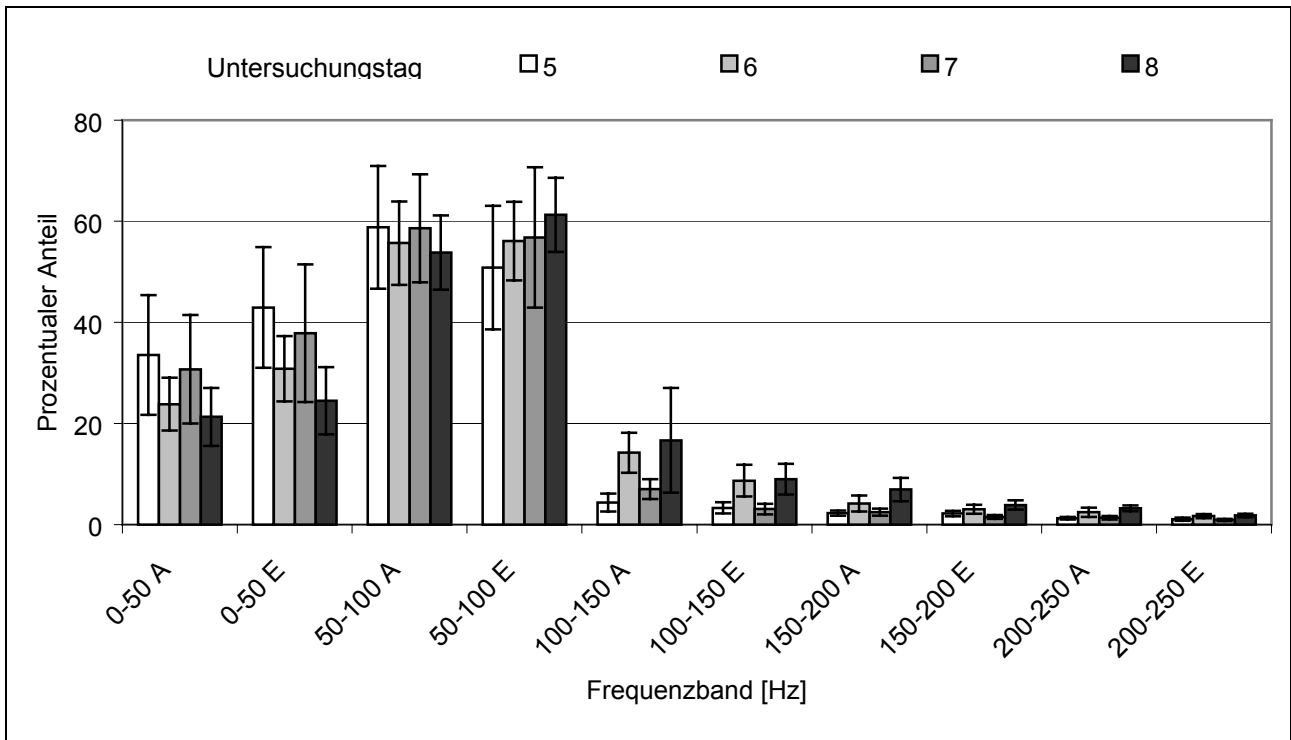
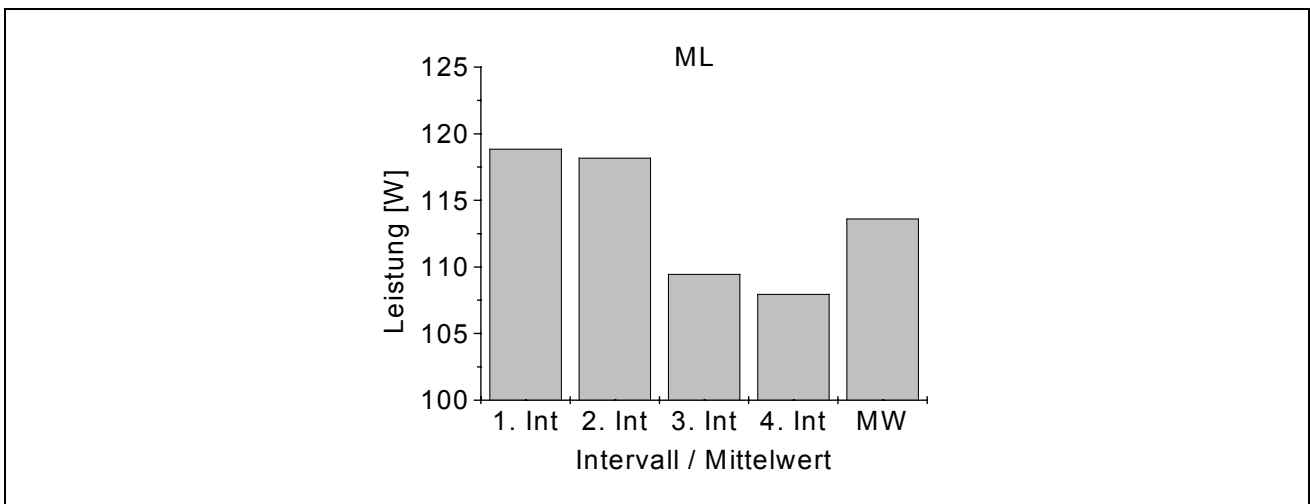
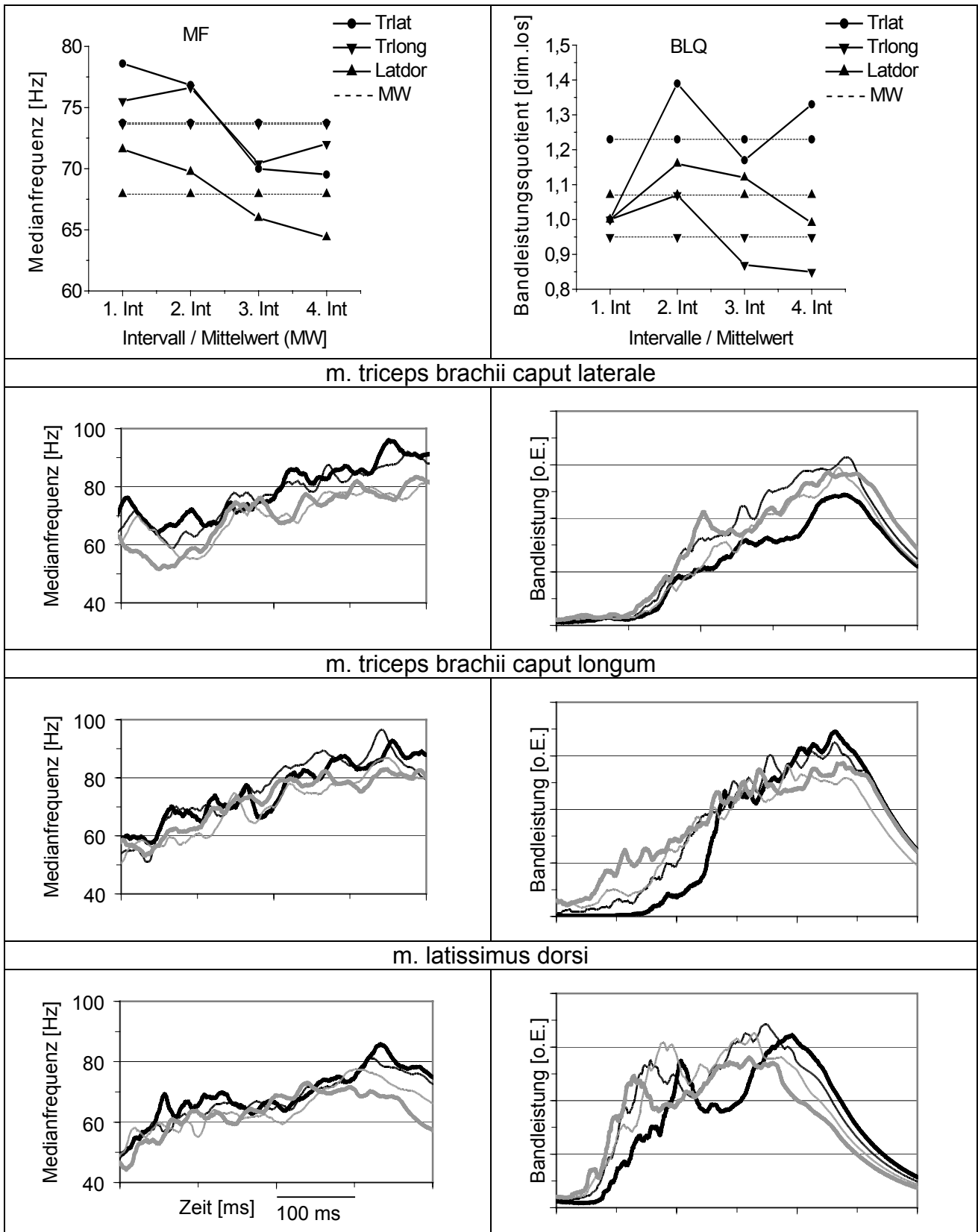


Abb. 48. Prozentualer Anteil der mittleren MBL in den 50 Hz Frequenzbändern bezogen auf die mittlere MBL 0-250 Hz von Schwimmerin III, dargestellt am Beispiel des m. latissimus dorsi. A: Anfang der Belastung (erstes 30s-Intervall), E: Ende der Belastung (letztes 30s-Intervall).

2.3.3.9 *Detaillierte Auswertung eines Belastungstests am Beispiel eines Untersuchungstermins einer Schwimmerin*

Die Abb. 49 zeigt eine detaillierte Auswertung eines Belastungstests am Beispiel der A-Kader-Schwimmerin III am 6. Untersuchungstag.





— 1. Int. - - - 2. Int. - - - 3. Int. — 4. Int.

Abb. 49. Detaillierte Darstellung der Ergebnisse am Beispiel von Schwimmerin III am 6. Untersuchungstag: Von oben nach unten: Mechanische Leistung (ML), mittlere MF, BLQ, mittlere MMF und mittlere MBL des triceps brachii caput laterale et longum und des m. latissimus dorsi (400 ms Zeitfenster).

Die mittlere mechanische Leistung an diesem Untersuchungstermin erreicht den höchsten Wert der Schwimmerin im Untersuchungszeitraum und wird beim Vergleich mit anderen Ergebnissen dieser Schwimmerin durch eine besonders große mechanische Leistung im zweiten Teilintervall erzielt. Betrachtet man die Spektralparameter der untersuchten Muskeln, so ist festzustellen, dass im zweiten Teilintervall bei allen drei Muskeln die MMF annähernd stabil bleiben, während die MBL des *m. triceps brachii caput laterale* vor allem in der Druckphase am Ende der Bewegung sehr stark ansteigt ($BLQ = 1,4$). Aufgrund der Funktion des Muskels (Extension des Arms) ist die Aufrechterhaltung der mechanischen Leistung im zweiten Teilintervall auf die aktive Armstreckung in der Druckphase zurückzuführen. Dieser Steigerung der Muskelaktivität wird im dritten und vierten Teilintervall Rechnung getragen: die MMF zeigen vor allem im *m. triceps brachii caput laterale et longum* im dritten Teilintervall einen starken Abfall, der an allen anderen Testterminen nicht in dieser Art vorhanden ist. Auch die MBL stagniert (*m. latissimus dorsi*) bzw. sinkt vor allem beim *m. triceps brachii caput laterale*. Während im vierten Teilintervall die Arm-Extensoren wieder leichte Erholungsreaktionen mit zum Teil steigenden MF und MBL zeigen, sinken MF und MBL des für die Retroversion des Armes zuständigen *m. latissimus dorsi* mit zunehmender Belastungsdauer.

Die Auswertung der Spektralparameter im Bezug auf die erbrachte mittlere mechanische Leistung in den einzelnen Teilintervallen bietet die Möglichkeit, Defizite im lokalen Krafterhaltungsverhalten einzelner Muskeln aufzuzeigen. Dies gelingt sowohl über die Gestaltung der Bewegungsausführung (Veränderung der Aktivierungsmuster in Zug- bzw. Druckphase) als auch über die Dauer der Belastung.

2.3.4 Diskussion

Innerhalb eines Wettkampfjahres wurden wiederholt Tests mit neun leistungssportlich orientierten Schwimmerinnen des SC Magdeburg auf der isokinetischen Schwimmbank in verschiedenen Phasen der Trainingsperiodisierung durchgeführt. Es wurde untersucht, wie sich bei einer zweiminütigen maximalen Belastung auf der Schwimmbank das zeitabhängige Frequenzverhalten des *m. triceps brachii caput laterale et longum* und des *m. latissimus dorsi* sowie die mittlere mechanische Leistung verändert.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass anhand des Frequenzverhaltens der EMG-Signale Rückschlüsse auf den Grad der muskulären Ermüdung während der isokinetischen Belastung gezogen werden kann. Das Zeit-Frequenz-Verhalten ist gekennzeichnet durch eine Verringerung der geschätzten Leistung in den oberen Frequenzbändern und führt somit zu einem Absinken der MMF der Signale zu jedem Zeitpunkt des Armzuges. Die

Verringerung der MMF im Verlauf der zweiminütigen schwimmspezifischen Belastung lässt sich mit zentralen und peripheren Ermüdungserscheinungen erklären (u.a. Bigland-Richtie, 1981). Mögliche Ursachen sind die Verlangsamung der Muskelfaserleitgeschwindigkeit sowie die Frequenzierung, Rekrutierung, Selektion bzw. Synchronisation von ME.

Es konnte gezeigt werden, dass unterschiedliche Strategien benutzt werden, um die vorgegebene Aufgabe (maximale mittlere mechanische Leistung über zwei Minuten) zu bewältigen. Der Vorteil des wettkampfnahen Charakters bei individueller submaximaler Impulsgestaltung bei den Armzügen auf der Schwimmbank hat zur Folge, dass die Parameter zur Quantifizierung des Aktivierungs- und Ermüdungsverhaltens inter- sowie intraindividuell nur eingeschränkt miteinander vergleichbar sind. Sie sind nur im Zusammenhang mit dem Verlauf der mittleren mechanischen Leistung und der intermuskulären Koordination während einer Messung sowie dem Zeitpunkt innerhalb der Trainingsperiodisierung zu beurteilen. Ungeachtet dieser Einschränkungen konnten Hinweise auf Zusammenhänge zwischen dem Frequenzverhalten der EMG-Signale und der Ermüdung, quantifiziert über die mittlere mechanische Leistung, gefunden werden. Ein deutlicheres Absinken der Frequenzen im EMG-Signal scheint einherzugehen mit größerer Ermüdung infolge größerer erbrachter mechanischer Leistung. Dennoch zeigen die Ergebnisse keine eindeutigen Hinweise, welches Frequenzverhalten ein optimales Verhalten zur Diagnose einer erhöhten Ermüdungswiderstandsfähigkeit darstellen könnte. Offen bleibt die Frage, ob intraindividuell geringere Reduktionen der MF Ausdruck einer trainingsinduzierten Verbesserung der Ermüdungswiderstandsfähigkeit (u.a. Portero et al., 2001) oder vielmehr Folge geringerer Ausschöpfung vorhandener Reserven und somit eher negativ zu beurteilen sind. Es gilt zumindest als gesichert, dass bei submaximalen Belastungen deutlich geringere Frequenzabfälle zu verzeichnen sind als bei maximalen Belastungen (u.a. Moritani et al., 1986), eine Reihe von Untersuchungen mit dynamischen Kontraktionen dokumentiert sogar Frequenzanstiege (siehe Kapitel 2.3). Ein interindividueller Vergleich der Reduktionen von MF ist nach vorliegenden Erkenntnissen nicht zulässig, da z.T. erhebliche Unterschiede im Ermüdungsverhalten zu erkennen sind: manche Schwimmerinnen tendieren generell zu sehr starkem Absinken der MF (Schwimmerin VII, VIII). Mögliche Ursachen könnten die Fasertypverteilung als Einflussfaktor für die Verlangsamung der Faserleitgeschwindigkeit bei Ermüdung (Andreassen & Arendt-Nielsen, 1987; Kereshi et al., 1983), aber auch die Fähigkeit zur willkürlichen Ausschöpfung der vorhandenen Kapazitäten der zentralnervösen Ansteuerung sein.

Ein weiterer Aspekt im Hinblick auf mögliche Ursachen der Veränderungen in den EMG-Signalen sind Veränderungen der Bewegungsausführung. Treten Veränderungen im Bewegungsverhalten überhaupt auf und wenn ja, als Ergebnis von Kompensationsprozessen und Synergistentätigkeit infolge von

Ermüdungserscheinungen oder sind es aktive Mechanismen zur Steigerung der Leistung? Offen bleibt die Frage, ob es physiologisch sinnvoll, eine zwangsläufig zu Ermüdung führende Bewegung möglichst lange aufrecht zu erhalten oder durch geeignete Variationen ökonomisch sinnvoll abzuwandeln? Saziorski et al. (1987), Stichert et al. (1986) sowie Hahn (1992) bezeichnen diesen Prozess als Optimierungsprozess mit der Suche nach der optimalen Variante zur Ausschöpfung des sich ändernden motorischen Potentials.

Die Ergebnisse zeigen weiterhin, dass die Variabilität der MMF in der Anfangsphase der Schwimmbelastung (erste 20 Bewegungszyklen) deutlich größer ist als zum Ende der Belastung (letzte 20 Bewegungszyklen). Als Ursache für das Absinken der Variabilität der EMG-Spektren innerhalb der zweiminütigen Belastung sind Ermüdungserscheinungen infolge maximaler Ausbelastung wahrscheinlich. Bei der Überprüfung des Zusammenhanges zwischen der prozentualen Häufigkeit des Absinkens der Variabilität und der Ermüdungswiderstandsfähigkeit (berechnete Schwimmstrecke) zeigte sich ein differenziertes Bild. Es konnte nicht gezeigt werden, dass sich eine erhöhte Ermüdungswiderstandsfähigkeit in einem geringeren bzw. höheren Absinken der Variabilität widerspiegelt. Einige Schwimmerinnen zeigten ein eher hohes Absinken und andere Schwimmerinnen ein eher geringes Absinken der Variabilität bei dem ermittelten Streckenindikator (theoretischer Wert für die erzielte Schwimmstrecke bzw. Schwimmgeschwindigkeit, vgl. Kap. 2.3.2). Die Resultate basieren auf einer geringen Anzahl von Variablenpaaren, so dass individuelle Rückschlüsse von dem prozentualen Absinken der Variabilität einzelner Muskeln auf die Ermüdungsresistenz nicht möglich sind.

Die Einzelfallanalyse von Schwimmerin III (A-Kader) zeigt, dass für alle untersuchten Muskeln Anpassungsvorgänge innerhalb der Trainingsperiodisierung dokumentiert werden konnten. Während der Taperphase nach einem Trainingslager (Untersuchungstag 6 und 8) konnten höhere Absolutwerte der Medianfrequenzen als bei Untersuchungstagen in der allgemeinen Trainingsvorbereitung (Untersuchungstag 5 und 7) registriert werden. Diese Frequenzveränderungen im Verlauf der Trainingsperiodisierung waren ebenfalls bei den anderen Schwimmerinnen, vor allem im m. latissimus dorsi, zu verzeichnen.

Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass es Zusammenhänge zwischen den Frequenzen oberflächenelektromyografischer Signale und dem momentanen Leistungszustand eines Sportlers bei stark konditionell determinierten Sportarten gibt. Für genauere Aussagen sind diesbezüglich jedoch weitere Längsschnitt-Untersuchungen mit höherer zeitlicher Untersuchungsichte nötig, die das Frequenzverhalten oberflächenelektromyografischer Signale leistungsrelevanter Muskeln unmittelbar während der Hochbelastungsphase und der Taperphase in der unmittelbaren Wettkampfvorbereitung prüfen.

In den MBL bzw. BLQ wurde interindividuell und z.T. auch intraindividuell unterschiedliche Aktivitäts- und Aktivierungsmuster registriert, da die Bandleistung sowohl durch Technikänderungen in der Bewegungsausführung als auch durch die zunehmende Beanspruchung während der Belastung zu beeinflussen war. Um das Verhältnis der MBL vom Anfang und vom Ende der zweiminütigen Schwimmbelastung quantifizieren zu können, wurde der Bandleistungsquotient (BLQ) bestimmt. Während die Änderung der MF als Maß für die Ermüdung interpretiert werden kann, ist der BLQ mit größerer Differenziertheit zu betrachten. Moritani et al. (1986) fanden beim Vergleich der Amplitudenänderung durch Ermüdung während 60 Sekunden andauernder isometrischer Kontraktionen bei 50% MVC einen Anstieg, bei 100% MVC nach kurzzeitigem Anstieg jedoch einen Abfall der Amplituden. Ein BLQ unter 1 könnte demzufolge sowohl Ergebnis einer wiederkehrenden willkürlichen Maximalkontraktion während des Armzuges als auch eines geänderten, abgeschwächten Aktivierungsmusters sein. Ein BLQ deutlich größer 1 hingegen dürfte als Indiz für einen submaximalen Beginn und ein Ende mit willkürlicher Maximalkontraktion im Sinne eines Endspurtes gelten. Beide Extrema bergen Risiken und könnten ein Indiz für taktische Schwächen sein: sowohl das "Absterben" auf den letzten Metern als auch der "Schongang" mit Aussicht auf den Endspurt weichen von der optimalen Strategie ab und können den Unterschied zwischen individueller Leistungsfähigkeit und tatsächlicher sportlicher Leistung entscheidend beeinflussen.

Bei der Analyse der MMF konnte beobachtet werden, dass Verschiebungen von Signalanteilen aus höheren Frequenzbereichen in niedrigere Frequenzbereiche zu bestimmten Zeitpunkten erfolgen. Da ein Frequenzabfall in elektromyografischen Signalen als Ausdruck neuromuskulärer Ermüdung interpretiert wird, lässt sich das Ergebnis der Spektralanalyse möglicherweise zur Bestimmung der Ausdauerleistungsfähigkeit von lokalen Muskeln bzw. Muskelgruppen verwenden. Im Vergleich zu herkömmlichen Tests (z.B. Spiroergometrie, Laktat, Herzfrequenz) könnte dieses nichtinvasive Verfahren demnach zur Bestimmung von "kritischen Leistungsgrenzen" leistungsrelevanter Muskeln im Schwimmen herangezogen werden. Es ist ebenfalls zu prüfen, inwiefern die zeitvariante Spektralanalyse auch in anderen ausdauerorientierten zyklischen Sportarten als Alternativmethode in der Leistungsdiagnostik eingesetzt werden kann.

2.4 Einzelfallstudien zum Kraftausdauerverhalten der Armbeuger bei erschöpfender dynamischer Belastung

Das Frequenzverhalten von EMG-Signalen bei dynamischen Kontraktionsformen ist von einer Reihe von Autoren mit z.T. unterschiedlichen Ergebnissen untersucht worden (siehe Kap. 1.3). Die Ergebnisse von verschiedenen Autoren (u.a. Arendt-Nielsen & Sinkjaer (1991), Ament et al. (1996), Jansen et al. (1997)) haben Hinweise darauf ergeben, dass es verschiedene Arten der Ermüdung bei dynamischen Belastungen gibt, Ermüdung ohne Absinken der MMF und Ermüdung mit Absinken der MMF. Letzteres scheint tendenziell bei Belastungen mit höheren Belastungsintensitäten aufzutreten. Um weitere Erkenntnisse zu diesen Beobachtungen zu erlangen, wurden in Einzelfalluntersuchungen Serien von dynamischen Armbeugungen bis zur Erschöpfung mit verschiedenen Kraftniveaus durchgeführt. Tab. 19 zeigt die Übersicht über die Testszenarien. Testaufgabe war bei allen Untersuchungen, auf einer Trainingsbank für das Training der Armbeugemuskulatur (vgl. Abb. 50) mit einer Freihantel eine möglichst hohe Anzahl Wiederholungen bei a) vorgegebener bzw. b) frei wählbarer Bewegungsfrequenz zu erzielen. Der Winkel-Zeit-Verlauf wurde mit Hilfe eines Goniometers (Fa. Biovision, Wehrheim, Deutschland) erfasst und die Muskelaktivität des m. biceps brachii mittels Oberflächenelektromyografie abgeleitet. Zur besseren Quantifizierung wurden die MMF der EMG-Signale jeweils für jeden einzelnen Zyklus über die entsprechende Bewegungszeit gemittelt (MF). Alle Untersuchungen wurden mit dem dominanten, rechten Arm durchgeführt. Abb. 51 zeigt die Ergebnisse der sechs Untersuchungen.

Tab. 19. Einzelfalluntersuchungen "Armbeuger" von vier männlichen Sportstudenten. a bedeutet eine vorgegebene Bewegungsfrequenz von 30 Armbeugungen pro min, d.h. die Zeitdauer für die konzentrische bzw. exzentrische Phase betrug jeweils 1 sek., b bedeutet frei wählbare Bewegungsfrequenz. Die Pause zwischen den zwei Testterminen von MD und MH betrug ca. 6 Wochen.

Person	Hantelgewicht [kg]	%MVC	Anzahl Wdh.	Sportarten
MB	10 ^b	-	60 ^b	Rudern, Triathlon
MD	8 ^a , 8 ^b	-	32 ^a , 46 ^b	Rad
MH	5 ^a , 8 ^b	25% ^a , 40% ^b	84 ^a , 46 ^b	Fußball, Ausdauer
NG	8 ^b	40% ^b	83 ^b	Triathlon (ambitioniert)

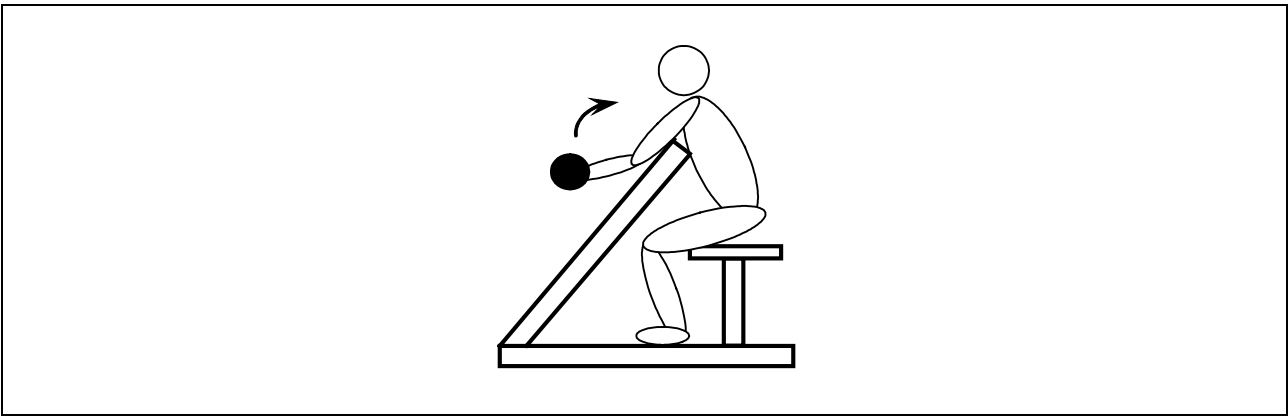


Abb. 50. Testposition der Versuchspersonen bei der dynamischen Armbeugung

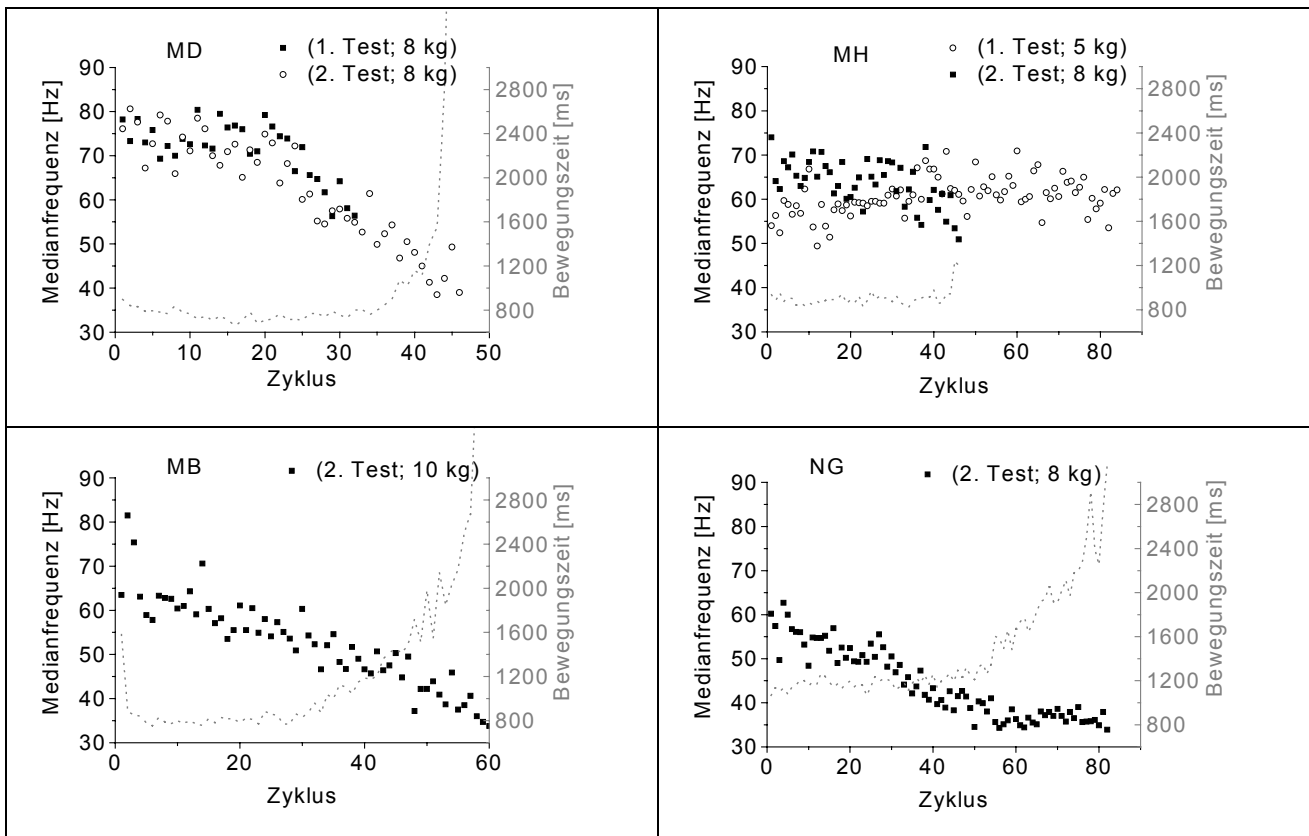


Abb. 51. Ergebnisse der MF für separate Armbeugungen mit unterschiedlichen Belastungsintensitäten. Die Bewegungszeit ergibt sich jeweils aus der Zeit zwischen kleinstem Winkel (gestreckter Arm) und größtem Winkel (gebeugter Arm).

Die Ergebnisse können wie folgt interpretiert werden: *MD* absolvierte beide Tests mit der gleichen Last (8 kg). Das MF-Verhalten deutet darauf hin, dass ein hohes Maß an Reproduzierbarkeit vorhanden ist. Bei beiden Untersuchungen ist nach ca. 20 Zyklen auf konstantem Niveau ein Absinken der MF zu erkennen, die bei Vorgabe einer Bewegungsfrequenz (a) zu einem früheren Abbruch führt als der Möglichkeit, die Bewegungszeit zu vergrößern (b). Dies führte zu wesentlich größeren Frequenzabfällen.

MH führte den ersten Test mit 5 kg (ca. 25% MVC) und den zweiten Test mit 8 kg (ca. 40% MVC) durch. Beim zweiten Test mit der größeren Belastungsintensität traten bei den ersten 30 Zyklen um 14% höhere MF-Werte auf als beim ersten Test ($p < 0,01$, t-Test bei unabhängigen Stichproben). Während beim zweiten Test (b) die MMF lange Zeit konstant blieben und erst kurz vor der Erschöpfung absanken, traten beim ersten Test (a) mit geringerer Belastungsintensität nach einem kurzen Abfall in der initialen Phase erhöhte Frequenzwerte auf, die auch bis zur Erschöpfung nicht mehr auf das Ausgangsniveau zurücksanken.

MB und *NG* absolvierten jeweils nur den zweiten Test mit frei wählbarer Bewegungsfrequenz. Während bei *MB* von Beginn an ein stetiges Absinken der MF zu beobachten ist, pegelt sich bei *NG* (ambitionierter Triathlet) die MF nach dem Absinken für längere Zeit auf niedrigem Niveau ein. Die Versuchsperson benötigt zwar mehr Zeit für die Aufgabe, ist aber dennoch in der Lage, noch über einen größeren Zeitraum die Belastung zu bewältigen. Dieses Frequenzverhalten konnte bei keiner weiteren Versuchsperson beobachtet werden. Da speziell im Triathlon die Armbeugung keine große vortriebswirksame Leistung erzeugt, könnten die lediglich bei *NG* beobachteten langandauernden niedrigen MF Hinweise auf zentralnervöse Prozesse liefern. Die Literatur liefert Hinweise, dass das Leistungsspektrum von EMG-Signalen vermehrt durch Rekrutierung als durch Frequenzierung beeinflusst wird (Solomonow et al., 1990). So könnte ein Abfall der Frequenzen durch die Ermüdung der schnellen Typ II-Fasern und dem daraus resultierenden Abfall der Muskelfaserleitgeschwindigkeit verursacht werden. Die daraufhin auftretenden muskulären Leistungsverluste könnten durch eine erhöhte Frequenzierung der langsamen Typ I-Fasern kompensiert werden, die jedoch zu keinem weiteren Anstieg der Leistung des EMG-Signals in höheren Frequenzbändern führt. Um diese Hypothesen zu überprüfen, wären Untersuchungen mit extremen Ausdauersportlern (z.B. Triathleten) sowie Sportlern aus Sportarten mit keiner oder nur geringer Kurzzeitausdauer notwendig.

Die Ergebnisse der Einzelfalluntersuchungen führen zu folgenden Konsequenzen bei Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten:

1. Um das grundlegende Frequenzverhalten von EMG-Signalen bei zu Ermüdung führenden Kontraktionen abschätzen zu können, sind Querschnittsanalysen selbst bei einfachen standardisierten Tests methodisch nur eingeschränkt anzuwenden. Eine notwendige Voraussetzung ist eine möglichst große Homogenität der Stichprobe hinsichtlich der konditionellen und konstitutionellen Eigenschaften. Die vorliegenden Ergebnisse sowie die in der Literatur gefundenen Studien mit z.T. unterschiedlichen Ergebnissen, bei denen sehr häufig Sportstudenten oder sonstige Freiwillige zum Einsatz kommen, stützen diese Aussage. So ist es möglicherweise sinnvoller, vermehrt

Längsschnittstudien mit kleineren Stichproben durchzuführen. Variationen im Untersuchungsdesign könnten begründete Aussagen zum Verhältnis zwischen der ermüdenden Belastung und dem Frequenzverhalten der EMG-Signale liefern.

2. In den Sportarten, bei denen das Ermüdungsverhalten von Muskulatur als leistungsrelevant einzustufen ist (in erster Linie zyklische Sportarten), erscheint es notwendig, dynamische Kontraktionen in den sportart- bzw. disziplinspezifischen Belastungsnormativen durchzuführen. Diese Forderung erscheint im ersten Augenblick trivial, gewinnt jedoch bei der Aufarbeitung der Literatur an Bedeutung. Weiterhin ist es notwendig, bei dem Untersuchungsgegenstand *Ermüdung* auch eine vollständige Ermüdung herbeizuführen. Dies wird gewährleistet, in dem eine völlige Erschöpfung bis zu einem definierten Abbruchkriterium herbeigeführt wird (z.B. höchstmögliche Intensität innerhalb einer vorgegebenen Zeit oder Wiederholbarkeit der Bewegungsaufgabe).

2.5 Diskussion der Methoden (Gütekriterien)

Im folgenden Kapitel wird auf einige wesentliche Punkte eingegangen, welche das Material, die Methoden und die Vorgehensweise charakterisieren und mögliche systematische bzw. zufällige Fehlerquellen diskutieren.

2.5.1 Versuchsdesign (Stichprobe, Aufbau, Durchführung etc.)

Alle Untersuchungen in den drei Komplexen A bis C wurden von einem Versuchsleiter geleitet und in wesentlichen Teilen auch durchgeführt.

2.5.1.1 Komplex A (Technik - Bogenschießen)

Die Besonderheit im Untersuchungskomplex A besteht darin, dass die Datenerhebung an 12 Kaderschützen der deutschen Nationalmannschaft mit nationalem bzw. internationalem Niveau in Form einer Längsschnittuntersuchung durchgeführt werden konnte. Es ist somit von einer großen Homogenität der Stichprobe auszugehen, der Einfluss weiterer Merkmale oder fehlender Voraussetzungen ist als sehr gering einzustufen. Sowohl der Aufbau des Messplatzes als auch die Durchführung der Messung sind weitestgehend als komplikationslos einzuordnen. Lediglich der Einsatz des modifizierten NOPTEL®-Systems (Edelmann-Nusser et al., 2002) wurde von einigen Schützen durch das zusätzliche Gewicht von ca. 200 g als etwas störend empfunden. Der Test selber entspricht genau dem sportlichen Wettkampfergebnis, aus einer bestimmten Entfernung den Pfeil in das anvisierte Ziel zu schießen.

2.5.1.2 Komplex B (Maximal- und Explosivkraft)

Das Training und die Erhebung der Maximal- und Explosivkraft erfolgte mit 13 männlichen und 6 weiblichen Sportstudenten. Die Stichprobe wurde so gewählt, weil das spezifische Ausgangsniveau der Versuchspersonen als untrainiert angenommen wurde, und ein Training der Maximal- bzw. Explosivkraft eher zu den gewünschten Effekten (Verbesserung der intramuskulären Koordination) führen sollte als bei Versuchspersonen, die bereits ein hohes Niveau erreicht haben. Dennoch ist davon auszugehen, dass auch bei spezifisch untrainierten Sportstudenten die Homogenität der Stichprobe im Vergleich zu den beiden anderen Komplexen als wesentlich geringer einzustufen ist. Das Training kann somit zu unterschiedlichen Anpassungserscheinungen aufgrund unterschiedlicher Eingangsvoraussetzungen führen. Weiterhin sind psychisch-volitve Faktoren aufzuführen, die bei einigen Versuchspersonen zu verminderter Leistungsfähigkeit geführt haben könnten. Dies ist bei den leistungsorientierten Stichproben aus den Komplexen A und C wesentlich unwahrscheinlicher.

Das isometrische Bankdrücken ist ein weit verbreitetes und anerkanntes Instrumentarium zur Bestimmung der Maximal- bzw. Explosivkraft der oberen Extremitäten (Bührle & Schmidtbleicher, 1981).

2.5.1.3 Komplex C (Kraftausdauer - Schwimmbank)

Ebenso wie in Komplex A ist auch in Komplex C bei den neun Schwimmerinnen des SC Magdeburg von einer weitestgehend homogenen Stichprobe auszugehen. Schwimmbänke zählen seit vielen Jahren zu den bekanntesten Trainings- und Testgeräten im Trockenen. Sie geben ein Maß für die Kraftausdauer der vortriebswirksamen Leistung der oberen Extremitäten und sind ein sinnvolles Instrument zur Leistungsdiagnose (vgl. Edelmann-Nusser et al., 2002). Alle Schwimmerinnen besitzen langjährige Erfahrung im Bezug auf Training und leistungsdiagnostische Maßnahmen mit Schwimmbänken. Die Belastungsdauer von zwei Minuten entspricht der oberen Grenze der Kurzzeitausdauer (vgl. Hohmann et al., 2002) und liegt in etwa im Bereich von Schwimmzeiten über Distanzen von 200 m.

2.5.2 Versuchsauswertung (Auswerteverfahren, Objektivität, Reliabilität)

Die Datenaufbereitung und Datenauswertung von biologischen und biomechanischen Signalen gestaltet sich vor allem bei großen Datenmengen als sehr zeitaufwendig. Zum einen ist ein hohes Maß an Automatisierung erstrebenswert, um Zeit einzusparen sowie Objektivität und Reliabilität zu gewährleisten, zum anderen ist eine sorgfältige Prüfung einzelner Datensätze auf mögliche Artefakte bzw. Fehlerquellen erforderlich.

In den einzelnen Komplexen erfolgte die Datenaufbereitung mit Hilfe verschiedener kleiner Programmroutinen, die in der grafischen Programmierumgebung LabVIEW® bzw. deren externen Bibliotheken (SOLEASY) erzeugt wurden. Ein Schwerpunkt war die automatisierte Zuordnung der oberflächen-elektromyografischen Signale zu den physikalischen Größen (Kraft, Beschleunigung). Die Datenaufbereitung wurde so gestaltet, dass jeder Datensatz einer visuellen Kontrolle durch den Auswertenden unterlag. Es wurden Schwellenwerte für verschiedene Merkmale (z.B. Kurvenanstieg, Kurvenmaximum) verwendet und dokumentiert, die nach Ansicht der auswertenden Person als sinnvoll eingeschätzt wurden. Bei der weiteren Datenaufbereitung und Datenauswertung wurden bekannte Statistikprogramme verwendet (Microsoft® Excel, Origin®, SPSS).

2.5.3 Prä-Post-Test-Kritik, Lernproblematik in Komplex B

Die Datenerhebung in den Komplexen A (Technik - Bogenschießen) und C (Kraftausdauer - Schwimmbank) fand in Zusammenhang mit sportart-spezifischer Leistungsdiagnostik statt. In beiden Komplexen sind die Versuchspersonen als äußerst erfahren einzuordnen und keinerlei Einflüsse vom Untersuchungsdesign selbst auf die zu untersuchenden Merkmale zu erwarten. Bei der allgemeinen Literaturrecherche bzw. während der Datenauswertung der Studie zum Maximal- und Explosivkrafttraining sind zwei Aspekte aufgefallen, die im Folgenden diskutiert werden sollen:

2.5.3.1 *Prä-Post-Design bei Untersuchungen mit biologischer Adaptation - Superkompensationseffekte*

Bei der (im engeren Sinne) bewegungsbedingten Adaptation handelt es sich um eine Sollwertverstellung organismischer Strukturen und Funktionen zur sportbedingten Steigerung der Funktionstüchtigkeit, Leistungsfähigkeit und der Belastungstoleranz (nach Israel et al., 1995; zitiert von Hohmann et al., 2002). Die Superkompensation wurde von Jakowlew (1977) als zeitlich begrenzte überschießende Adaptationsreaktion beschrieben (nach Hohmann et al., 2002, 152). Da in der Trainingspraxis vielfältige und zum Teil unkontrollierbare Belastungen auf Sportler unterschiedlichen Ausgangsniveaus wirken, ist die Praxisrelevanz von Laborbefunden einzelner Beanspruchungsreaktionen sehr eingeschränkt (vgl. Hohmann et al., 2002). Die durchschnittliche Dauer für die Zeit bis zum Erreichen des Leistungsmaximums wird in der Literatur zwar konkret mit Zahlen angegeben (so nennen Mujika und Padilla (2003) 4 bis 14 Tage bei Radfahrern und Triathleten, 6 bis 7 Tage bei Mittel- und Langstreckenläufern, 10 Tage bei Krafttraining sowie 10 bis 35 Tage bei Schwimmern; ausführliche Literatur bei den Autoren), aber es scheint eine der schwierigsten Aufgaben für die Sportwissenschaft darzustellen, einen individuellen Zeitpunkt für das Erreichen des Leistungsoptimums zu bestimmen. Zeitlich verzögerte Effekte nach dynamischem Maximalkrafttraining wurden von Schlumberger und Schmidtbleicher (1998) an fünf verschiedenen Tagen untersucht (jeweils 3, 7, 10, 14 und 21 Tage nach Ende des Trainings). Die Unterschiede zwischen den 1-Wiederholungs-Maxima betragen bis zu 5%, die Autoren nennen einen Zeitraum von 7 bis 10 Tagen als Zeitraum der optimalen Ausnutzung der Effekte. Demgegenüber sind in sportwissenschaftlichen Veröffentlichungen zeitliche Abstände von zwei bis drei Tagen zwischen dem Ende der jeweils durchgeführten Trainingsintervention und der Datenerhebung im Post-Test (Primärliteratur bei Schlumberger & Schmidtbleicher, 1998; Schlumberger & Schmidtbleicher, 2001) die Regel.

Die Ergebnisse der einzelnen Versuchspersonen im Komplex B, die Problematik der zeitlichen Orientierung der Superkompensation sowie die in

der Fachliteratur häufig gefundenen Angaben zum zeitlichen Abstand der Datenerhebung im Post-Test vom Ende der jeweils durchgeführten Trainingsintervention lassen folgenden Schluss zu: ein experimentelles Design mit dem Ziel, durch Intervention biologische Adaptation hervorzurufen, sollte mindestens zwei Posttests enthalten, die sich in einem sinnvollen zeitlichen Abstand von 5 bis 15 Tagen bewegen. Sollte es aus organisatorischen Gründen nicht möglich sein, zwei Post-Tests durchzuführen, so ist der Zeitpunkt der Untersuchung so zu wählen, dass er in etwa dem arithmetischen Mittel der in der Literatur (siehe Mujika & Padilla, 2003) angegebenen Zeitspanne für das sportartspezifische Leistungsoptimum entspricht.

2.5.3.2 Lernproblematik

Die im Komplex B dargestellte Studie zum möglichen Einfluss von Maximal- bzw. Explosivkrafttraining auf das zeitliche Frequenzverhalten von EMG-Signalen fand zunächst ohne Kontrollgruppe statt. Um den Einfluss der Bewegungsaufgabe (isometrisches Bankdrücken) auf die Ergebnisse der Untersuchung zu überprüfen, wurden ca. 12 Monate später im Rahmen der studentischen Ausbildung mit einer Kontrollgruppe vier Untersuchungstermine im gleichen zeitlichen Abstand durchgeführt. Zwischen den Untersuchungen fand kein Training statt. Das Ergebnis dieser methodisch nur eingeschränkt bewertbaren Untersuchung stimmt jedoch nachdenklich: ein Großteil der untersuchten Sportstudentinnen und Sportstudenten, von denen ein Teil bereits am vorjährigen Training teilgenommen hatte, verbesserte sich vom ersten zum zweiten Untersuchungstermin sowohl bei der Maximalkraft als auch bei der Explosivkraft z.T. erheblich, im weiteren Verlauf gab es kaum Verbesserungen. Da in den Spektralkenngrößen keine Veränderungen beobachtbar waren, liegt die Vermutung nahe, dass es in dieser Kontrollgruppe zu einem Lerneffekt durch Gewöhnung an die Testprozedur gekommen sein könnte, die primär über das intermuskuläre Zusammenspiel der bewegungsrelevanten Muskulatur realisiert wurde. Demnach könnte die motorische Fertigkeit zur Lösung der Bewegungsaufgabe *isometrisches Bankdrücken*, nicht jedoch die eigentliche Kraftfähigkeit für die Verbesserungen verantwortlich sein.

3 Modellierung und Simulation von motorischen Einheiten (ME)

In den vorangegangenen beiden Teilen dieser Arbeit wurde ein ausführlicher Überblick über die Anwendung von Spektralanalysen auf Oberflächen-elektromyogramme gegeben und eigene Studien zu verschiedenen Problemstellungen im Sport vorgestellt. Ein wesentliches Ziel bestand dabei darin, Auswirkungen geänderter neuronaler Ansteuerung auf die sportliche Leistungsfähigkeit zu diskutieren (vgl. Gollhofer et al., 1996; De Luca, 1997). Änderungen in den Spektralkenngrößen von EMG-Signalen werden mit Veränderungen in der neuromuskulären Ansteuerung interpretiert. Dazu zählt man durch Training oder Erlernen hervorgerufene Veränderungen in der Rekrutierung und Frequenzierung von motorischen Einheiten (ME) bzw. deren intramuskulärem Zusammenspiel. Der wissenschaftliche Nachweis von einem verbesserten Zusammenspiel von ME, welches sich in Veränderungen von Spektralparametern von Oberflächenelektromyogrammen widerspiegeln könnte, ist jedoch offen. Bisherige Verfahren zur Analyse vom Entladungsverhalten von ME sind lediglich in der Lage, einzelne Einheiten darzustellen. Da es sich bei oberflächlich abgeleiteten Signalen um extrazellulär abgeleitete Summenpotentiale von Aktionspotentialen aktiver ME handelt, deren Anzahl, Abstand und Verteilung nicht bekannt sind, ist der Rückschluss vom Oberflächenelektromyogramm auf das Entladungsverhalten einzelner ME trotz einiger Ansätze (z.B. Fuglevand et al., 1992; Yue et al., 1995) als äußerst fraglich einzustufen. Vielmehr ist der Muskel in seinem äußerlich abgeleiteten elektromyografischen Verhalten als Black-Box einzuordnen, bei der ein unbekannter neuronaler Eingang des Motoneuronen-Komplexes zu einer entsprechenden Ausbreitung der Potentialschwankungen entlang der zugehörigen Muskelfasern und einem daraus resultierenden mechanischen Kraft-Zeit-Verhalten führt.

In diesem dritten Kapitel wird ein Modellansatz vorgestellt, in dem ein vorgegebenes Kraft-Zeit-Verhalten durch das Entladungsverhalten eines ME-Pools generiert wird. Dieser Ansatz bietet die Möglichkeit, Fragestellungen zum intramuskulären Nerv-Muskel-Zusammenspiel bearbeiten zu können.

Nach einer kurzen Einführung in die Motorik und den aktuellen Forschungsstand auf dem Gebiet der Modellierung und Simulation von ME werden die Modellentwicklungen aufgezeigt. Aus der Sicht der Regelungstechnik entspricht das Modell einem geschlossenen Regelkreis. Darunter versteht man einen Vorgang, bei dem die Regelgröße (von den ME produziertes Impulsantwort-Verhalten) fortlaufend gemessen wird und mit einer anderen Größe, der Führungsgröße (Vorgabe eines Sollwertes für das Kraft-Zeit-Verhalten) verglichen wird. Mit dem Vergleichsergebnis wird die Regelgröße so beeinflusst, dass sich die Regelgröße der Führungsgröße angleicht (vgl. Lutz & Wendt, 1998).

Das Kraft-Zeit-Verhalten eines ME-Pools ist in der realen Umgebung eines Muskels abhängig von der zu bewältigenden Bewegungsaufgabe. Solche Aufgaben können sowohl zeitkonstant als auch zeitveränderlich sein und von der Vergangenheit des Systemzustandes abhängen. Reale Bewegungsaufgaben sind z.B.:

- eine Kraft möglichst schnell bzw. explosiv zu entwickeln (Sprung, Stoß, Schlag, Wurf),
- eine maximal mögliche Kraft zu generieren,
- ein konstantes Kraftniveau stabil aufrecht zu erhalten (Haltearbeit verrichten),
- optimales variables Kraftverhalten in Abhängigkeit von Raum und Zeit zu erzeugen (z.B. sportliche Technik, Tanzen, usw.),
- Kraft dauerhaft bei möglichst großer Ermüdungsresistenz zu produzieren.

Da all jene Komponenten der Kraftentwicklung Bestandteile der Leistungsfaktoren Kondition / Koordination sind, dürften positive Veränderungen im Kraft-Zeit-Verhalten von ME-Pools bei unterschiedlichen Bewegungsaufgaben einen unmittelbar logisch oder theoretisch einleuchtenden positiven Einfluss auf die Wettkampfleistung haben (vgl. Hohmann et al., 2002). Dem zugrunde liegt folgende allgemeine Fragestellung:

Könnten positive Veränderungen im Kraft-Zeit-Verhalten von ME-Pools bezogen auf α -motoneuronale Mechanismen durch ein verbessertes zeitliches Zusammenspiel der ME (intramuskuläre Koordination) erzielt werden oder sind solche positiven Veränderungen allein auf die bekannten Mechanismen Rekrutierung und Frequenzierung zurückzuführen?

Am Beispiel der Maximalkraftentwicklung soll überprüft werden, ob es durch Veränderungen im zeitlichen Zusammenspiel der ME eines ME-Pools zu Veränderungen im Maximalkraftverhalten des gesamten ME-Pools kommt.

3.1 Einführung in die motorischen Systeme

Jede Art von sportlichem Verhalten basiert auf Bewegung, welche durch die Kontraktion und Entspannung von Muskeln zustande kommt. Bewegungen werden durch Sinnessysteme und motorische Systeme in Gehirn und Rückenmark gesteuert und kontrolliert. Im Folgenden wird eine kurze Einführung in die drei verschiedenen Bewegungstypen - Reflexe, rhythmische Bewegungsmuster sowie Willkürbewegungen - gegeben, die sich im

Wesentlichen an den Ausführungen von Ghez und Gordon (1996, S. 495ff) orientiert.

Die motorischen Systeme sind hierarchisch (auf drei Ebenen) und parallel organisiert. Die motorischen Felder der Großhirnrinde können das Rückenmark sowohl direkt beeinflussen als auch indirekt über absteigende Systeme im Hirnstamm. Alle drei Instanzen der motorischen Systeme (Großhirnrinde, Hirnstamm und Rückenmark) erhalten sensorische Eingänge und stehen zudem unter dem Einfluss zweier unabhängiger subcorticaler Systeme: der Basalganglien und des Cerebellums. Sowohl die Basalganglien als auch das Cerebellum wirken über Relaiskerne im Thalamus auf die Großhirnrinde ein (siehe Abb. 52).

Die Zellkörper der Motoneurone liegen in der grauen Substanz des Rückenmarks und sind je nach innerviertem Muskel in motorischen Kernen (den sogenannten Motoneuronenpools) zusammengefasst und systematisch angeordnet. Das Rückenmark selber repräsentiert die unterste Stufe der Hierarchie und ist über Interneuronennetze für zahlreiche automatische und stereotype Bewegungsmuster sowie Reflexe verantwortlich. Der Hirnstamm moduliert über medial (Haltungskontrolle) absteigende und lateral (Zielmotorik) absteigende Bahnen die Aktivität von den Motoneuronen und Interneuronen im Rückenmark. Komplizierte motorische Handlungen haben ihren Ursprung in den motorischen Gebieten der Großhirnrinde (motorischer Cortex). Über die corticospinalen Fasern als Teil der Pyramidenbahn wirkt der motorische Cortex direkt auf die Motoneuronen und lokalen Interneuronen, indirekt aber auch über den Hirnstamm.

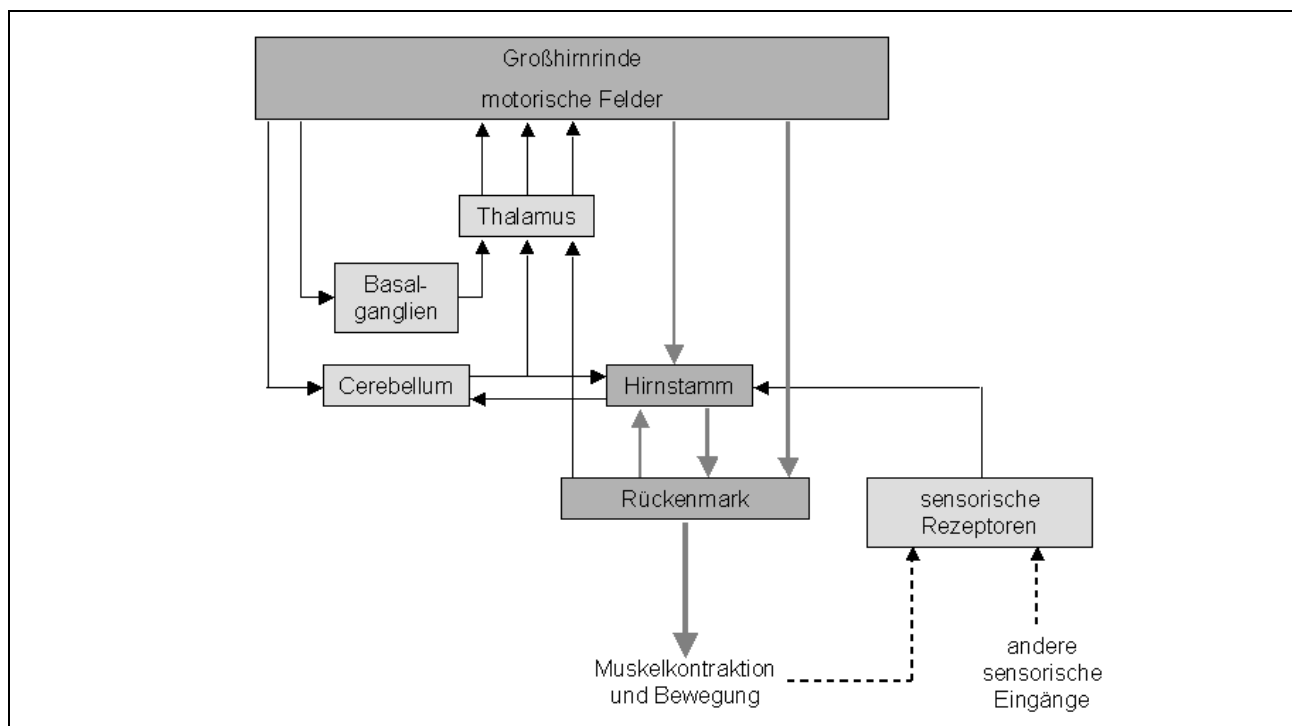


Abb. 52. Die Instanzen der motorischen Systeme (nach Ghez & Gordon, 1996).

Grundsätzlich ist davon auszugehen, dass das Zusammenspiel von Motoneuronen von verschiedenen Faktoren beeinflusst wird. Schmied et al. (1996) geben einen ausführlichen Literaturüberblick zu Veränderungen in der Konnektivität von Motoneuronen gemessen an neuronalen Synchronisationseffekten. Demnach sind Änderungen bei der synchronen Aktivierung von Motoneuronen in Beziehung zum Muskeleinsatz zu beobachten. Schmied et al. (1994) fanden sowohl bei Rechts- als auch bei Linkshändern eine jeweils höhere synchrone Aktivität der Motoneuronen im bevorzugten Arm. Milner-Brown et al. (1975) führten die erhöhte synchrone Aktivität von Motoneuronen bei trainierten Gewichthebern sowohl im Vergleich zu Untrainierten als auch nach sechs Wochen Training darauf zurück, dass durch Training "ein positiver Einfluss auf supraspinale Verbindungen vom motorischen Cortex direkt zu den Motoneuronen" möglich sei. Des Weiteren wurden sowohl sensorische als auch supraspinale synaptische Eingänge als Faktoren für Synchronisationseffekte bei Motoneuronen identifiziert.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass die Aktivität von Alpha-Motoneuronen zur Ansteuerung von Skelettmuskeln das komplexe Resultat von erregenden bzw. hemmenden Prozessen sowohl zentraler als auch peripherer Komponenten zu sein scheint. An dieser Stelle sei ausdrücklich erwähnt, dass die vorliegende Arbeit keinen Bezug zu den präsynaptischen Eingangssignalen von α -Motoneuronen herstellt, die zur Erzeugung der Aktionspotentiale führen.

3.2 Aktueller Forschungsstand auf dem Gebiet der Modellierung und Simulation neuromuskulärer Prozesse

Der Einsatz von Modellentwicklungen und Simulationen zu Fragen der neuromuskulären Aktivierung ist in der Forschung gegenwärtig. Große Verdienste auf dem Gebiet der Modellierung und Simulation von Motorischeinheiten-Pools (ME-Pools) gebühren Andrew J. Fuglevand (1989), der ein Modell für einen ME-Pool entwickelte und Beziehungen zwischen neuronalem Input, Muskelkraft und Oberflächen-EMG (u.a. Fuglevand et al., 1993; Yao et al., 2000) untersuchte. Das Modell von Fuglevand besteht aus drei Elementen: einem Motoneuronen-Modell, einem ME-Kraft-Modell und einem Modell für das Oberflächen-EMG. Die isometrische Muskelkraft und das Oberflächen-EMG werden durch verschiedene Kombinationen von Rekrutierungs- und Frequenzierungs-Szenarien simuliert. Die simulierten Kraft-EMG-Beziehungen werden mit verschiedenen experimentell beobachteten Ergebnissen anderer Autoren (Literatur bei Fuglevand et al., 1993) verglichen, um plausible Repräsentationen der aktuellen Organisation in ME-Pools zu bestimmen.

Die Simulation der Rekrutierung über die α -Motoneurone erfolgt über zwei Parameter:

1. Der Erregungsantrieb repräsentiert den Input aller synaptischen Quellen der α -Motoneurone.
2. Die Reizschwellen der einzelnen α -Motoneurone kennzeichnen das minimale Level von Erregung, bei dem in den α -Motoneuronen eine Entladung hervorgerufen wird.

Das Entladungsverhalten von α -Motoneuronen wird durch vier Parameter charakterisiert:

1. die minimale Feuerrate,
2. die Beziehung zwischen Erregungsantrieb und Feuerrate,
3. die maximale Feuerrate,
4. und die Variabilität der zeitlichen Abstände zwischen zwei benachbarten Entladungen (Inter-Stimulus-Intervallen, ISI).

Das ME-Kraft-Modell berücksichtigt drei wesentliche Faktoren bei der Simulation der Muskelzuckung einer ME:

1. Variationsbreite der Amplituden, prozentuales Verhältnis der Faserzusammensetzung und Reizschwelle einer ME
2. Variationsbreite der Kontraktionszeiten, Verhältnis zwischen Frequenz und Kontraktionszeit, Einfluss des Fasertyps auf diese Faktoren
3. Nichtlinearitäten im Kraftverhalten (sigmoide Beziehung zwischen isometrischer Kraft und Stimulationsrate, Summationsverhalten der Kraft verschiedener Fasertypen bei niedriger Feuerrate - Normalisierung der Feuerrate über die Kontraktionszeit)

Das mittels Oberflächen-EMG-Elektroden während der Muskelkontraktion erfasste Signal beinhaltet die zeitliche Summation von Aktionspotentialen vieler ME. Verschiedene Faktoren beeinflussen die Amplituden und Formen dieser Signale (Elektrodengröße und -abstand, Größe und Verteilung der ME und Muskelfaserleitgeschwindigkeit). Das Computermodell basiert auf dem Konzept von Isopotentialflächen⁸, welche über den gesamten Muskelquerschnitt gebildet und mit Dipol-Repräsentationen⁹ von Muskelfaseraktionspotentialen belegt werden.

Die folgenden Nichtlinearitäten bei der Kraftentwicklung von ME infolge dynamischer Prozesse werden in dem Modell nicht beachtet:

⁸ Flächen gleichen elektrischen Potentials

⁹ zwei räumlich getrennt auftretende elektrische Ladungen mit jeweils unterschiedlichen Vorzeichen (+, -)

- Serielle Abhängigkeit (Stein & Parmiggiani, 1981),
- Ermüdung (Bigland-Ritchie & Woods, 1984),
- Posttetanische Potenzierung (Burke, 1981),
- Erhöhung der Muskelzuckung durch Kurzzeit-Inter-Amplituden-Intervall (Burke et al., 1970).

Auch die von Clamann und Schelhorn (1988) diskutierte mechanische Koppelung zwischen ME könnte zu Nichtlinearitäten führen, dieser Faktor wird ebenso nicht berücksichtigt.

Die einzige dem Autor bekannte Arbeit, welche sich mit dem Problemfeld des zeitlichen Zusammenspiels von ME in ME-Pools auseinandersetzt, ist von Yao et al. (2000) und basiert auf Fuglevand (1989). Die gezielt gesteuerte Synchronisation von ME bei simulierten Kontraktionen führte zu einem Anstieg der EMG-Amplituden, zu einer Linksverschiebung im Leistungsspektrum des Frequenzverhaltens der EMG-Signale und zu einer größeren Instabilität des Kraftverhaltens bei konstantem Betrag der durchschnittlichen Kraft.

Mit verschiedenen Aspekten der Modellierung von Motoneuron-Pool-Muskel-Komplexen (MPMK) beschäftigten sich weitere Autoren, deren Arbeiten jedoch keinen Bezug zu den bereits aufgeführten Forschungsdefiziten besitzen. Dazu zählen u.a. die Modellierung synthetischer intramuskulärer EMG-Signale zum Testen für Dekompositionsalgorithmen (Farina et al., 2001) und die Simulation der Physiologie von ME (afferente und efferente synaptische Eingangssignale bzw. Motoneurone) (Nussbaumer et al., 2001). Heckman und Binder (1993) zeigten anhand des von ihnen entwickelten Modells, dass die frühe Sättigung von Typ-I-Fasern bei relativ niedrigen Entladungsfrequenzen der α -Motoneurone auf die Organisation charakteristischer synaptischer Eingangsgrößen zurückzuführen ist. Slot und Sinkjaer (1994) sowie Wilmlink et al. (1996) simulierten mit Hilfe eines α -Motoneuron-Pool-Modells die H-Reflex EMG-Aktivität des m. soleus bei unterschiedlicher Voraktivierung. Das Ziel der Arbeit von Studer et al. (1999) war im Gegensatz zu bisherigen Modellen die Gewichtung der synaptischen Eingangsgrößen des MPMK bei einer vorgegebenen Beziehung zwischen MPMK-Eingang und der isometrischen Kraft.

Zusammenfassend lässt sich der Stand der Forschung auf dem Gebiet der Modellierung und Simulation neuromuskulärer Prozesse wie folgt darstellen: Es existieren einige Arbeiten, die sich mit konkreten Fragestellungen des MPMK auseinandersetzen (synaptische Eingangsgrößen des α -Motoneurons, H-Reflex-Aktivität, Sättigung von Typ-I-Fasern bei relativ niedrigen Frequenzen, Synchronisation von ME). Sämtliche Arbeiten besitzen einen mathematisch-deterministischen Ansatz und zeichnen sich demnach durch einen deduktiven Ansatz aus, bei dem durch Vorgabe von Parametern und

Simulationsprozeduren mittels verschiedener Berechnungsvorschriften auf ein Resultat geschlossen wird.

Alternativ zu solch einer traditionellen Verfahrensweise impliziert die intrinsische Dynamik und Komplexität biologischer Systeme alternative Berechnungs- und Modellierungsmethoden (Scharl, 1999).

Der vorliegende heuristische Ansatz verfolgt das Ziel, das Verhalten des biologischen Systems Nerv-Muskelfaser zur Krafterzeugung als ein von der Natur bereits optimal ausgestattetes kybernetisches System in vereinfachter Art und Weise abzubilden. Mit Hilfe wissensbasierter Systeme und einer induktiven Vorgehensweise im kalkulierbar unsicheren und unscharfen Übergang von einem Resultat und einem vorausliegenden Systemzustand soll auf das Systemverhalten geschlossen werden.

3.3 Modellentwicklungen und Simulationen von ME als dynamisches System

Die Untersuchung dynamischer Systeme zur Gewinnung von Einsichten in das Systemverhalten oder zur Bestimmung von Leistungsdaten kann sowohl analytisch als auch simulativ erfolgen. Vor einer Analyse oder Simulation muss durch geeignete Abstraktion des realen Systems ein Modell gebildet werden, das anschließend mit den Mitteln von Analyse bzw. Simulation untersucht wird.

Die Simulation dynamischer Systeme besteht aus der modellbasierten Nachbildung der realen Vorgänge in einem System, z.B. durch Datenverarbeitungsanlagen. Dabei werden die Zustände eines realen Systems auf Datenstrukturen eines Simulationsprogramms abgebildet und diese Datenstrukturen in einer dem realen System nachempfundenen Weise bearbeitet. Der Vorteil gegenüber analytischen Ansätzen besteht darin, dass auch sehr große und komplexe Systeme durch Simulationen untersucht werden können, Fehlfunktionen zu keinen Schäden führen und die Kosten für den Aufbau einer realen Testumgebung eingespart werden können.

Der Modellansatz für ein vereinfachtes abstraktes Muskelmodell (vgl. Abb. 53) besteht aus zwei wesentlichen Komponenten: einem Modell für die isometrische Kraftentwicklung einer ME und der Regelung dieser Kraftentwicklung in verschiedenen Populationen von ME mit Hilfe von Fuzzy-Regelsystemen. Beide Komponenten werden im Folgenden vorgestellt. Alle Modellierungsentwicklungen und Simulationen wurden in MATLAB[®] und Simulink[®] durchgeführt, derzeit marktfähigen Systemen für technische Berechnungen, modellbasierte Entwicklungen und Simulationen.

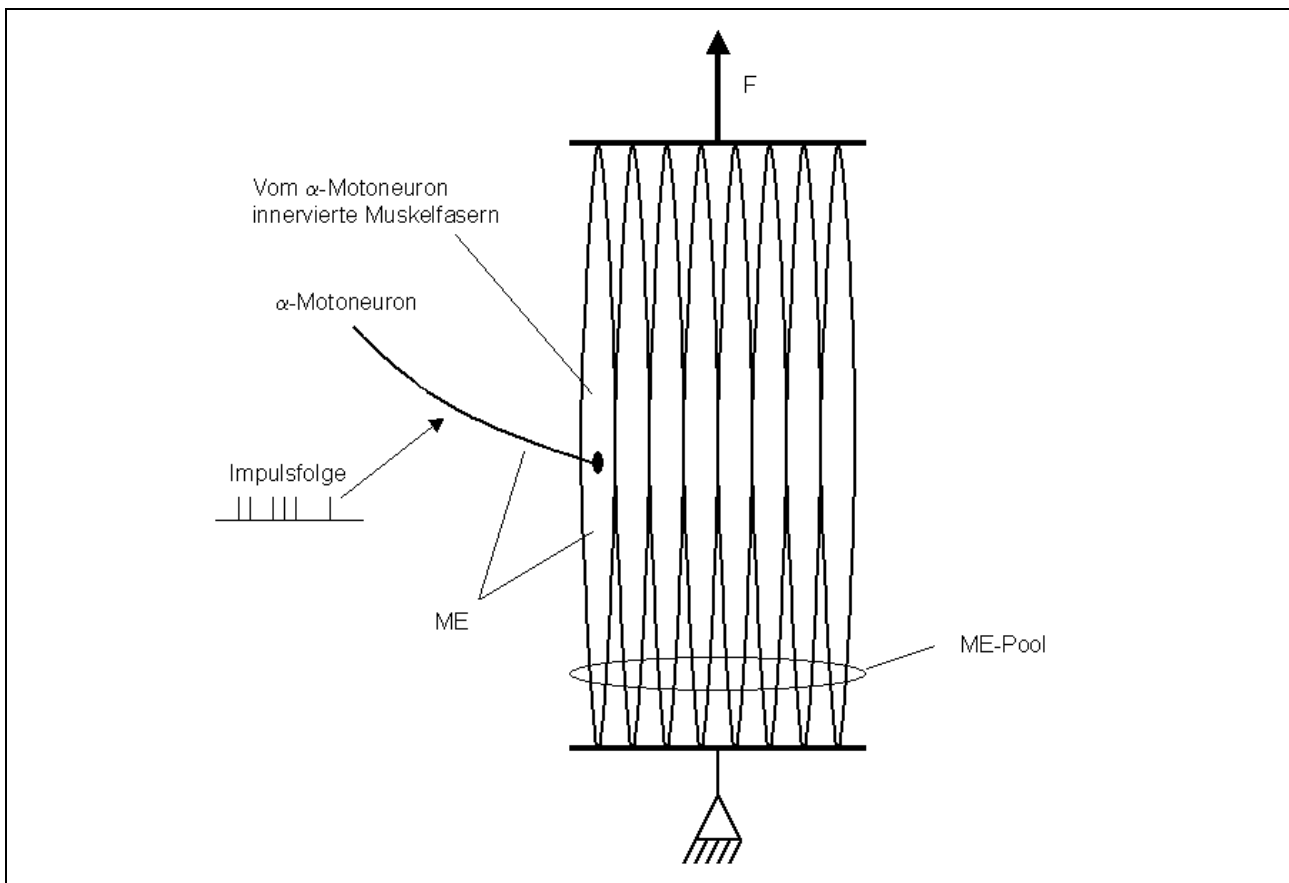


Abb. 53. Vereinfachtes abstraktes Muskelmodell

3.3.1 Modell für die isometrische Kraftentwicklung einer ME

Die mechanische Reaktion einer ME nach der Entladung eines α -Motoneurons ist eine Muskelzuckung (Twitch). Betrachtet man diese Kraftentwicklung vereinfacht als einen linearen¹⁰ dynamischen Prozess, kann sie als kritisch gedämpftes System zweiter Ordnung (Differentialgleichung zweiter Ordnung) abgebildet werden (Stein et al., 1972)¹¹. Die Impulsantwort¹² eines kritisch gedämpften Kraft-Systems zweiter Ordnung kann ausgedrückt werden als Zeitfunktion (Milner-Brown et al., 1973b; Winter, 1979; Fuglevand et al., 1993) (siehe Abb. 54)

¹⁰ Aus der Annahme der Linearität eines Systems folgt, dass das Superpositionsprinzip gilt: die Antwort des Systems auf die Summe zweier Signale ist die Summe der beiden einzelnen Antworten (Küpfmüller & Kohn, 2000).

¹¹ Bei einer kritisch gedämpften Schwingung erreicht das System den Ausgangszustand gerade noch ohne Überschwingen (siehe Küpfmüller & Kohn, 2000).

¹² Als Impulsantwort eines Systems bezeichnet man die Antwort, die das System auf einen Impuls als Eingangssignal liefert (siehe Küpfmüller & Kohn, 2000).

$$f_i(t) = \frac{P_i * t}{T_i} * e^{1-(t/T_i)} \quad (11)$$

mit $f_i(t)$: Kraft-Zeit-Verlauf der Impulsantwort des i-ten α -Motoneurons
 P_i : Amplitude der Impulsantwort des i-ten α -Motoneurons
 T_i : Kontraktionszeit des i-ten α -Motoneurons
 e : Naturkonstante

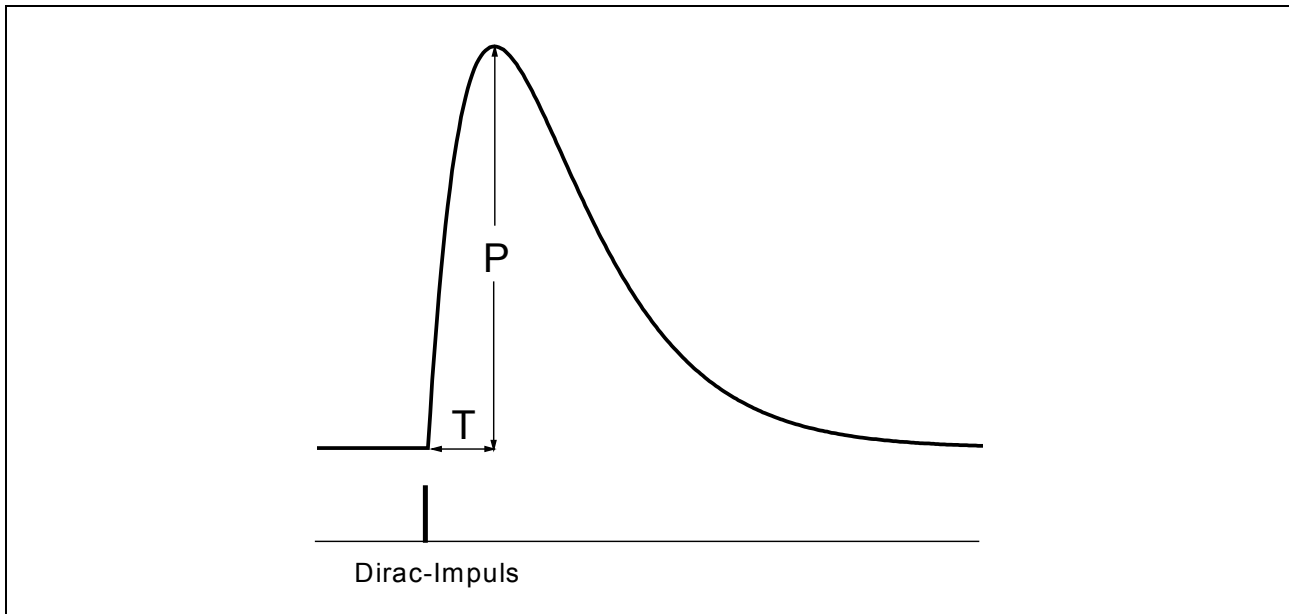


Abb. 54. Simulierter isometrischer Kraft-Zeit-Verlauf eines kritisch gedämpften Systems zweiter Ordnung nach einem Dirac-Impuls (siehe (11) und Erläuterung, nach Fuglevand et al., 1993). Der Dirac-Impuls ist mathematisch betrachtet eine Verteilung, deren Integral immer 1 ist, wobei dx gegen 0 und dy gegen unendlich streben.

Der im Folgenden vorgestellte Modellansatz orientiert sich an den Prinzipien der Steuerungs- und Regelungstechnik, wonach technische Systeme häufig dadurch gekennzeichnet sind, dass bestimmte zeitveränderliche Systemgrößen ein vorgeschriebenes Verhalten aufweisen (Lutz & Wendt, 1998). Mit Hilfe von mathematischen Modellen werden dabei Übertragungssysteme beschrieben, welche die Eingangsgrößen in Ausgangsgrößen umwandeln. ME zeigen solch ein zeitveränderliches Verhalten, indem durch instationäre Aktionspotentialfolgen ein zugeordnetes Kraft-Zeit-Verhalten erzeugt wird. Für die Simulation eines linearen dynamischen Systems zur Erzeugung einer kumulativen Impulsantwort bei instationärer Impulsfolge eignet sich als Übertragungssystem aus der Regelungstechnik ein PT_2 -Element (Proportional-Element mit Verzögerung II. Ordnung). Proportional-Elemente mit Verzögerung treten häufig in Regelstrecken auf und zeigen typischerweise ein verzögerndes Verhalten, wie es bei ME zu beobachten ist. Das Übertragungselement eines PT_2 -Elementes wird durch folgende Differentialgleichung beschrieben:

$$\ddot{y} + 2D\omega_0\dot{y} + \omega_0^2 y = K\omega_0^2 u \quad (12)$$

mit y: Ausgangsgröße
 D: Dämpfung
 ω_0 (Eigen)frequenz des ungedämpften Systems
 K: Verstärkung (Skalierungsfaktor)
 u: Eingangsgröße

Für die Lösung linearer Differentialgleichungen eignet sich die sogenannte Laplace-Transformation (Küpfmüller & Kohn, 2000). Mit Hilfe der Laplace-Transformation werden die linearen Differentialgleichungen aufgrund der einfacheren mathematischen Berechnung vom Zeit- in den Frequenzbereich transformiert. Die dabei erhaltenen algebraischen Gleichungen werden gelöst und in den Zeitbereich zurücktransformiert. Das Verhalten im Frequenzbereich wird durch eine Übertragungsfunktion beschrieben, die dem Eingangssignal ein zugehöriges Ausgangssignal zuordnet.

Die Laplace-Übertragungsfunktion $G(s)$ ergibt sich zu:

$$G(s) = \frac{Y(s)}{U(s)} = \frac{K\omega_0^2}{s^2 + 2D\omega_0 s + \omega_0^2} \quad (13)$$

mit s: Laplace-Variable; $s = \sigma + j\omega$, wobei $j = \sqrt{-1}$,
 $G(s)$: Laplace-Übertragungsfunktion,
 $Y(s)$: gesuchte Laplace-Transformierte,
 $U(s)$: gegebene Laplace-Transformierte.

$$\text{Mit } \omega_0 = \frac{1}{T}$$

(wobei T die Kontraktionszeit bis zum Erreichen der Twitch-Amplitude ist) und Division des gesamten rechten Terms durch ω_0^2 erhält man für die Übertragungsfunktion:

$$G(s) = \frac{K}{T^2 s^2 + 2DTs + 1} \quad (14)$$

Die Abb. 55 zeigt das Simulink-Modell für eine instationäre Impulsfolge von Entladungen eines α -Motoneurons als Eingangsgröße $u(t)$, der Übertragungsfunktion für eine ME mit einer Kontraktionszeit $T = 50$ ms bei einer Dämpfung

$D = 1$ (aperiodischer Grenzfall¹³) und der Impulsantwort $y(t)$ als Resultat der angegebenen Übertragungsfunktion. Abb. 56 liefert das zugehörige Kraft-Zeit-Verhalten der ME.

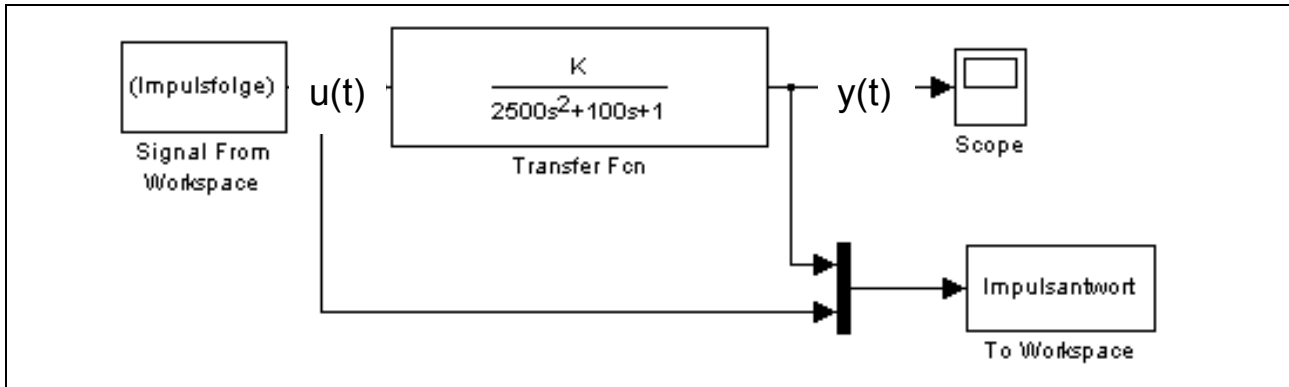


Abb. 55. Simulink-Modell für ein lineares dynamisches System zweiter Ordnung.

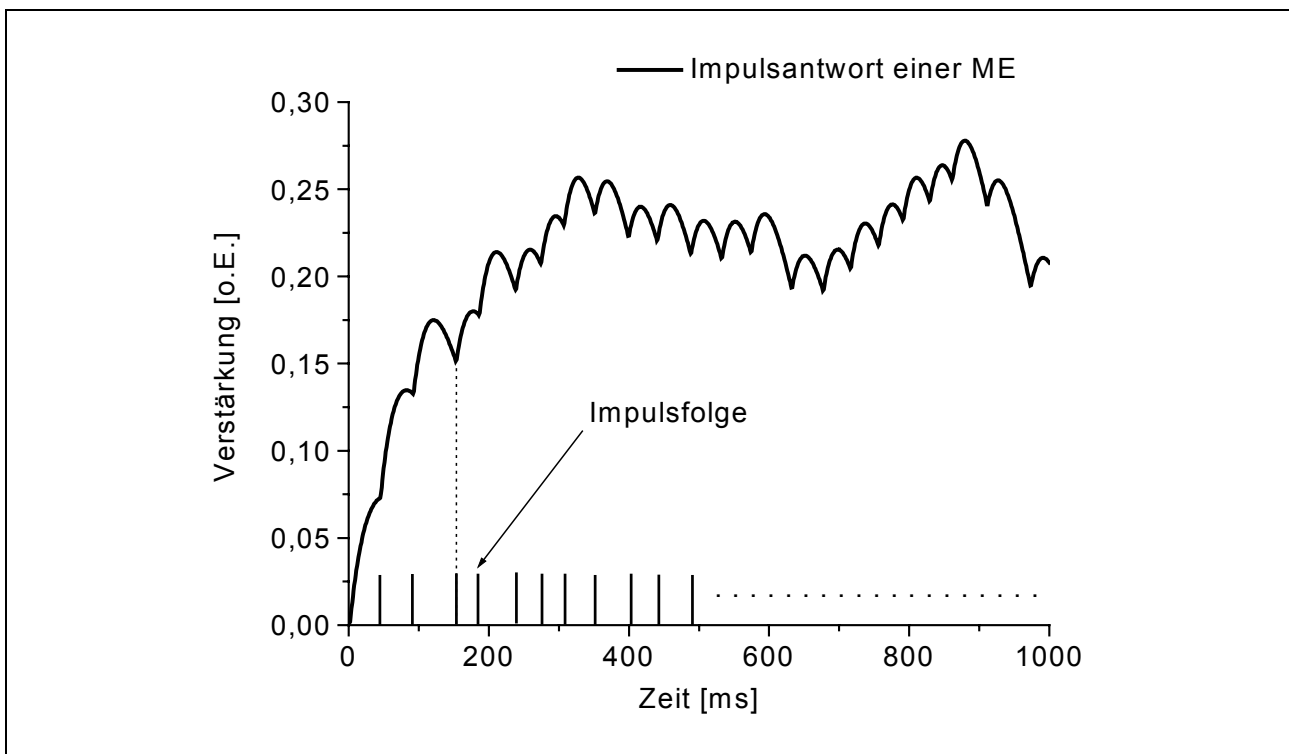


Abb. 56. Simulation des Kraft-Zeit-Verhaltens einer ME bei Stimulation mit einer instationären Impulsfolge (Verstärkung $K = 1$). Weitere Erläuterungen im Text.

Während die Merkmale Kontraktionszeit T und Verstärkung K unabhängig vom Systemverhalten im Sinne von Systemeingangsgrößen frei gewählt werden können, ist die Dämpfungskonstante D abhängig von der gewählten Kontraktionszeit T . D beeinflusst das Impulsantwortverhalten eines Systems

¹³ Übergangspunkt zwischen gedämpfter Schwingung ($D > 1$, leichtes Ausschwingen) und stark gedämpfter Bewegung ($D < 1$, Kriechbewegung ohne Ausschwingen).

II. Ordnung sowohl im Überschwingverhalten als auch in der Zeit t bis zum Erreichen der Amplitude. Tab. 20 zeigt den Zusammenhang zwischen der Dämpfungskonstanten D_i und der Kontraktionszeit T_i , für die eine Impulsantwort mit der vorgegebenen Kontraktionszeit T_i die Amplitude auch zum angegebenen Zeitpunkt aufweist. Die gewählte Verstärkung K hat keinen Einfluss auf das Überschwingverhalten bzw. die Zeit bis zum Erreichen der Amplitude.

Tab. 20. Dämpfungskonstanten D_i für eine ME i mit einer Kontraktionszeit T_i (nähere Erläuterungen siehe Text). Definitionsgemäß ist die kritisch gedämpfte Schwingung genau bei $D = 1$, bei dem das System gerade noch ohne Überschwingen in seinen Ausgangszustand zurückkehrt. Werte etwas größer als 1 führen zu einer geringfügig größeren Dämpfung des Systems, was jedoch nach qualitativer Beurteilung von ME-Impulsantworten bzw. theoretisch einleuchtend keine Beeinträchtigung der Modellgüte darstellen sollte. Muskelzuckungen werden eher zu einer etwas stärkeren Dämpfung als zu einem Überschwingen tendieren.

i	1	2	3	4	5	6	7	8	9
T_i [ms]	30	40	50	60	70	80	90	100	110
D_i	2	1,7	1,5	1,4	1,35	1,30	1,25	1,225	1,220

Die Aktivierung einer Übertragungsfunktion erfolgt über instationäre Impulsfolgen. Ein Impuls ist dabei definiert als Einheitsimpulsfunktion und besteht aus einem Nadelimpuls (Dirac-Impuls) mit der Fläche 1 (da es sich bei den Simulationen um zeitdiskrete Systeme handelt, bei denen die Signalwerte nur zu bestimmten diskreten Zeitpunkten bekannt sind, werden die Amplitude des Impulses gleich 1 [o.E.] und die Dauer des Impulses gleich 1ms gewählt).

3.3.2 Fuzzy-Systeme

Fuzzy-Systeme basieren auf dem erstmals von Zadeh (1965) vorgeschlagenen Konzept der Fuzzy-Menge und beinhalten unscharfe Werte zur Repräsentation linguistischer Terme und Regeln. Sie sind in der Lage, Expertenwissen in einer Regelbasis zu integrieren und kommen somit dem Ziel wissensbasierter Modellierung nahe, das Verhalten von Experten bei der Lösung komplexer Probleme nachzubilden. In der Theorie der Fuzzy-Mengen werden den Elementen einer Grundmenge Zugehörigkeitsgrade μ zwischen 0 und 1 zugewiesen (siehe Abb. 57). So kann ein Element einer scharfen Grundmenge auch ein wenig enthalten sein. Des Weiteren können vagen Prädikaten wie groß, warm oder schnell für alle Elemente aus den jeweiligen Grundmengen der scharfen Elemente Zugehörigkeitsgrade zugeordnet werden.

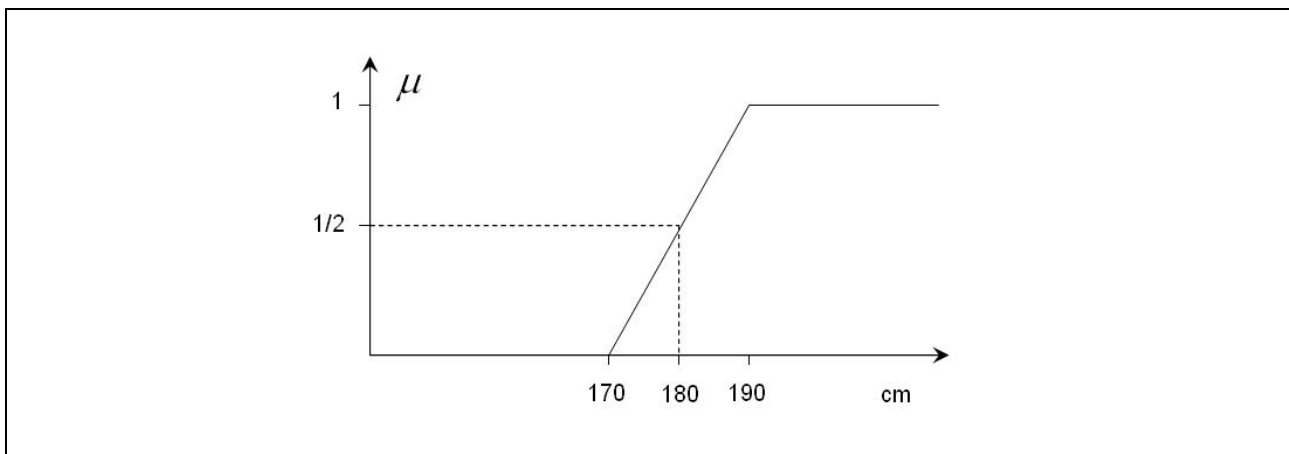


Abb. 57. Eine Fuzzy-Menge für den linguistischen Term groß im Kontext erwachsener deutscher Männer (aus Borgelt et al., 2003). $\mu = 1/2$ bedeutet, dass die Größe 180 cm auf einer Skala von 0 bis 1 mit dem Zugehörigkeitswert 0,5 das Prädikat groß erfüllt. Je näher der Zugehörigkeitsgrad $\mu_{\text{groß}}(x)$ bei 1 liegt, desto mehr genügt x dem Prädikat groß.

Zu den grundlegenden Operationen auf Fuzzy-Mengen gehört die Bildung von Regeln der Form “wenn x gleich a dann y gleich b ” sowie Operationen zur Verknüpfung von Fuzzy-Mengen wie Durchschnitt, Vereinigung, Komplement sowie Fuzzy-Relation (Kartesisches Produkt).

Fuzzy-Systeme finden Einsatz in der Regelungstechnik (z.B. Kennfeldregler mit Mess- und Stellgrößen), bei Klassifikationsproblemen (diskrete kategorielle Variablen) oder bei Clusteranalysen (Datenreduktion durch Gruppenbildung). Die Abb. 58 zeigt exemplarisch die Architektur eines Fuzzy-Reglers, bei dem eine Ausgangsgröße (Messgröße) durch eine oder mehrere Stellgrößen beeinflusst wird. Während die “scharfen” Eingangsgrößen des Fuzzy-Reglers über Zugehörigkeitsfunktionen “fuzzifiziert” und als linguistische Terme für die Erstellung von Regelbasen verwendet werden, bedient man sich unterschiedlicher Defuzzifizierungs-Verfahren zur Ermittlung des scharfen Stellwertes. Dazu zählen u.a. die Schwerpunkt-methode oder die Mean-of-Maxima-Methode. Wird die regelungstechnische Aufgabe abstrakt in der Angabe einer geeigneten Kontrollfunktion oder eines Kennfeldes formuliert, die zu jedem Paar von Eingangsgrößen einen adäquaten Stellwert festlegt, spricht man von einem Mamdani-Regler (Borgelt et al., 2003, 162). Die Theorie der Fuzzy-Mengen wird ausführlich bei Kruse et al. (1995) dargestellt.

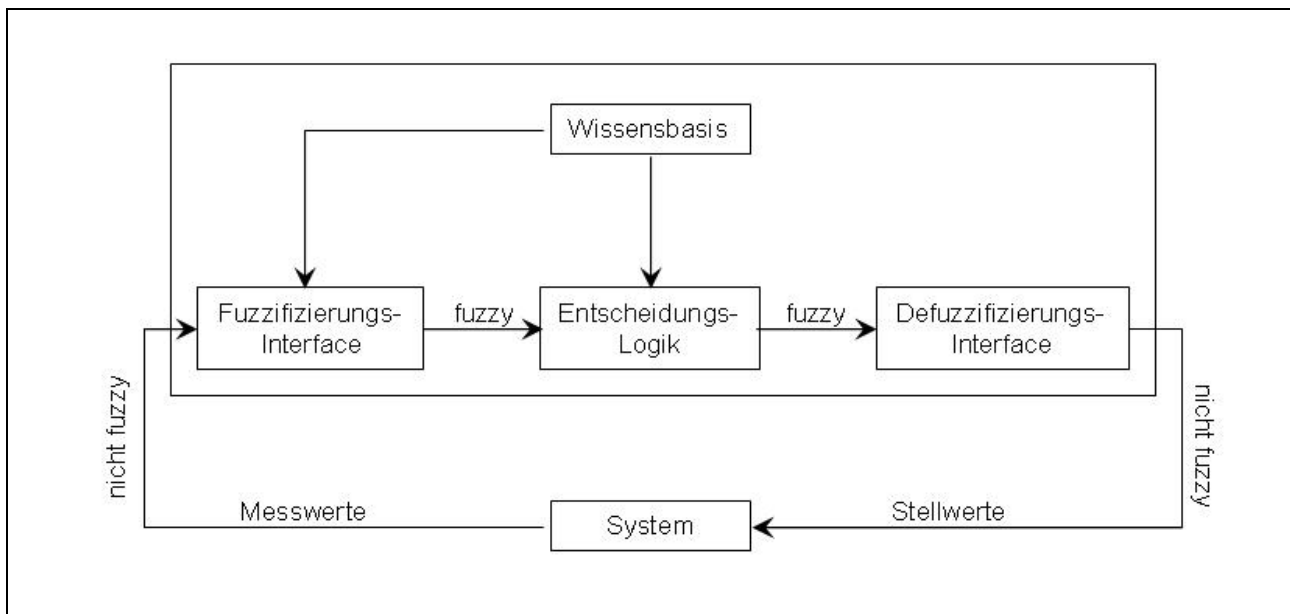


Abb. 58. Architektur eines Fuzzy-Reglers (aus Kruse et al., 1995)

3.3.3 Modell für die Fuzzy-Regelung des Kraft-Zeit-Verhaltens einer ME

Im vorliegenden Fall besteht die regelungstechnische Problematik in der Variation der von den ME erzeugten Kraft. Charakteristisch für ein (vorliegendes) dynamisches System ist, dass eine Größe, die sich im Verlaufe der Zeit verändert, auf einen vorgegebenen Sollwert einzustellen ist. Diese Größe bezeichnet man als Ausgangsgröße oder Regelgröße y . Im Fall des ME-Pools ergibt sich die Regelgröße $F_{ist}(t)$ (Istwert) aus der Summe der momentanen Absolutwerte der Kraftkurven $F_{u1}..F_{un}(t)$. Diese Regelgröße $F_{ist}(t)$ wird mit der Führungsgröße $F_{soll}(t)$ (Sollwert) durch Differenzbildung verglichen, wobei dieser Sollwert sowohl konstant als auch zeitveränderlich sein kann. Die Regeldifferenz zwischen F_{soll} und F_{ist} dient als Eingangsgröße für das Fuzzy-System. Eine zusätzliche Eingangsgröße für das Fuzzy-System im Sinne einer Zustandsvariablen stellt der zeitliche Abstand zum letzten vorherigen Impuls dar (ΔS). Diese Information ist notwendig, um reale Feuerraten von ME zu reproduzieren.

Beide Eingangsgrößen sind verantwortlich für die Variation der Regelgröße F_{ist} . Sie beeinflussen den Erregungsantrieb E , der im realen System dem synaptischen Erregungsantrieb entspricht. Erreicht dieser Antrieb einen bestimmten Schwellwert (die Rekrutierungsschwelle oder auch Reizschwelle einer ME), so wird von dieser ME ein Impuls ausgelöst. Eine schematische Darstellung des Regelkreismodells zeigt Abb. 59.

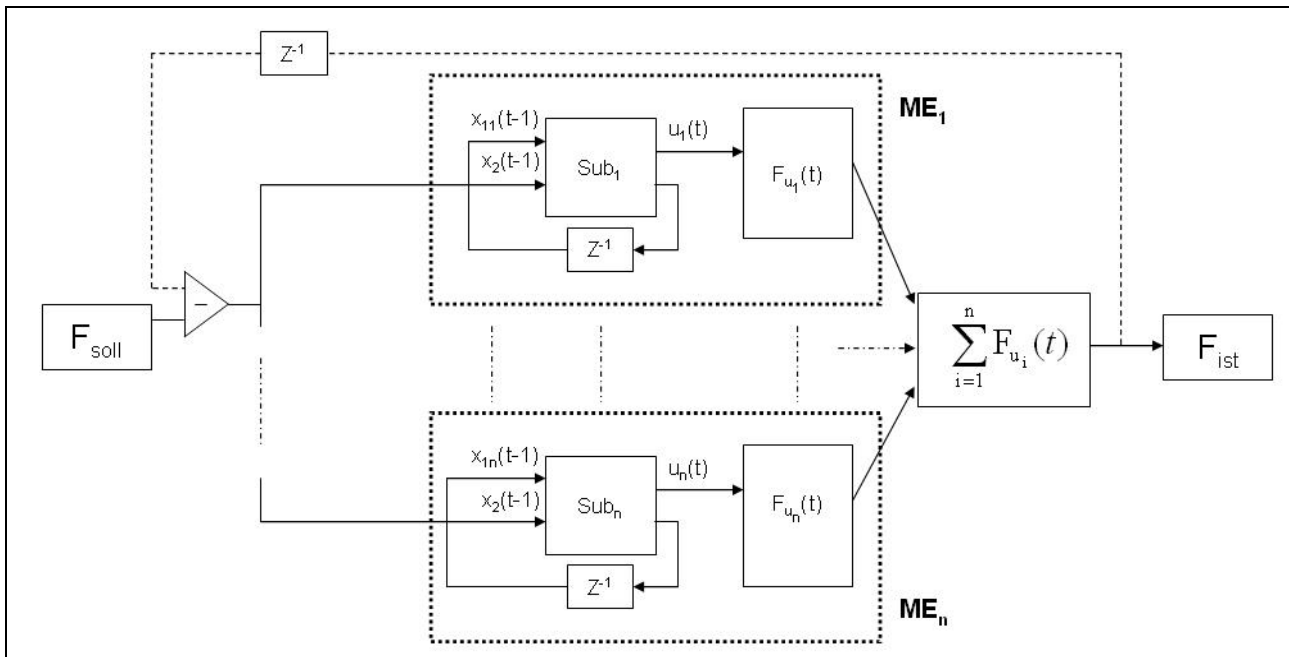


Abb. 59. Schematische Darstellung für die Regelstrecke des Kraft-Zeit-Verhaltens von n ME ($ME_1 \dots ME_n$) und deren individuelles Kraft-Zeit-Verhalten $F_{u_1} \dots F_{u_n}$. $x_{11} \dots x_{1n}$ sind die individuellen instationären *Delta S* - Zeitabstände, x_2 die Differenz zwischen dem Sollwert F_{soll} und dem Istwert F_{ist} , $u_1 \dots u_n$ die instationären Impulsfolgen. Z^{-1} bedeutet Rückkopplung und $Sub_1 \dots Sub_n$ stellt ein Subsystem inklusive Fuzzy-Regler (vgl. dazu Abb. 64) dar.

Betrachtet man die Regelung eines dynamischen Systems mit den beiden Eingangsgrößen *Delta S* $\in X_1$, $F_{soll} - F_{ist} \in X_2$ und einer Stellgröße $E \in Y$, so versteht man die Lösung einer regelungstechnischen Aufgabe in der Angabe einer geeigneten Kontrollfunktion $\Psi : X_1 \times X_2 \rightarrow Y$, die zu jedem Paar von Eingangswerten $(x_1, x_2) \in X_1 \times X_2$ einen adäquaten Ausgangswert $y = \psi(x_1, x_2)$ festlegt. Diese Kontrollfunktion wird in sprachlicher Form mit Hilfe von Expertenwissen gewonnen (z.B. Befragungen, Erfahrungen, Veröffentlichungen) und in einer Regelbasis, bestehend aus k linguistischen Kontrollregeln R_r (mit $r = 1 \dots k$) in folgender Form abgelegt:

R_r : Wenn *Delta S* = $\mu_r^{(1)}$ und $F_{soll} - F_{ist}$ = $\mu_r^{(2)}$ Dann $E = v_r$ ($r = 1, \dots, k$)

Dabei sind $\mu_r^{(1)}$ und $\mu_r^{(2)}$ bzw. v_r linguistische Terme der Eingangsgrößen *Delta S* und $F_{soll} - F_{ist}$ bzw. der Stellgröße E . Die Wertebereiche von X_1 , X_2 bzw. Y werden durch die Fuzzy-Mengen $\mu_1^{(1)}, \dots, \mu_3^{(1)}$, $\mu_1^{(2)}, \dots, \mu_4^{(2)}$ bzw. v_1, \dots, v_3 partitioniert, die zur Repräsentation der linguistischen Terme dienen (siehe Abb. 60). Die Einheit von *Delta S* ist Millisekunden. Die Einheit der Regeldifferenz $F_{soll} - F_{ist}$ entspricht der eingestellten Verstärkung und ist für die Modellierung willkürlich gewählt, sie entspricht in der Realität der physikalischen Größe *Kraft* und demzufolge einem Vielfachen von Millinewton. Der Erregungsantrieb E liegt in einem Intervall von 0 (keine Erregung) bis 1 (maximale Erregung) und löst beim Erreichen eines

bestimmten Schwellwertes (der Reizschwelle) einen kurzen Impuls aus. Dieser Impuls entspricht in der Simulation der Entladung eines α -Motoneurons und führt über die Übertragungsfunktion zu einer Impulsantwort. Die unterschiedlichen Eigenschaften von ME werden dahingehend berücksichtigt, dass zwei verschiedene Fuzzy-Regler verwendet werden, die den Fasertypen I und IIb (vgl. Kap. 1.1) entsprechen und sich in der Partitionierung der Fuzzy-Mengen für *Delta S* dadurch unterscheiden, dass ME vom Typ IIb größere Feuerraten bei den Impulsfolgen generieren können. Eine erweiterte Klassifizierung von ME ist problemlos integrierbar. Die Abb. 60 zeigt die Partitionierungen der Zugehörigkeitsfunktionen für die Regel- und Stellgrößen des Regelsystems. Eine konkrete Interpretation für einzelne Zugehörigkeitsgrade (außer 0 bzw. 1) erfolgt nicht, Form und Gestalt der Zugehörigkeitsfunktionen werden im Allgemeinen auf einer rein intuitiven Basis gewählt (Borgelt et al., 2003).

Die Regelbasis beschreibt die Beziehung zwischen den Eingangs- und Ausgangsgrößen des Fuzzy-Reglers (siehe Tab. 21). Die Auswahl der Regeln entspricht bei wissensbasierten Modellierungen im Allgemeinen der Nachbildung des Verhaltens eines Experten (Borgelt et al., 2003). Im vorliegenden Fall ist der Experte mit der evolutionären Entwicklung des willkürmotorischen Systems auszumachen. Daraus ergibt sich die *Beobachtung* als geeignetes Instrument für die Wissensakquisition. Als Beobachtungsobjekt dienen experimentelle Untersuchungen zum grundlegenden Entladungsverhalten von ME (zusammenfassend bei Basmajian & De Luca, 1985). Aus den experimentellen Beobachtungen werden unmittelbar logische bzw. theoretisch einleuchtende verallgemeinerte Regeln abgeleitet (siehe Tab. 21). Die Zusammenstellung der vorliegenden Regelbasis erfolgte unter Beachtung der experimentellen Beobachtungen durch den Autor. Die Vollständigkeit einer Regelbasis ist davon abhängig, ob für den Beobachter sämtliche das Verhalten des Experten beeinflussende Parameter beobachtbar sind und das Expertenverhalten für den Beobachter konsistent ist (Borgelt et al., 2003). Da es sich bei biologischen Systemen im Allgemeinen um sehr komplexe Erscheinungen mit z.T. variablem Systemverhalten handelt, ist davon auszugehen, dass die verwendeten Regeln (Tab. 21) ein notwendiges, aber nicht hinreichendes Maß an Vollständigkeit darstellen und eine Verfeinerung der Regelbasis ein weiteres Ziel künftiger Arbeiten darstellen könnte.

Tab. 21. Fuzzy-Regelbasis für eine ME mit verbal formulierter Expertenregel.

Verbal formulierte Expertenregel	Fuzzy-Regel
Wenn die letzte Entladung der ME vor wenigen ms stattfand, dann wird diese ME noch nicht wieder entladen können	Wenn ΔS ist kurz dann E ist wenig
Wenn die letzte Entladung der ME schon etwas länger oder lange zurückliegt und noch viel Kraftentwicklung notwendig ist, dann kann diese ME entladen	Wenn ΔS ist nicht kurz und $F_{soll}-F_{ist}$ ist groß oder sehr groß dann E ist viel
Wenn die letzte Entladung der ME schon lange zurückliegt und etwas Kraftentwicklung notwendig ist, dann könnte diese ME entladen	Wenn ΔS ist lang und $F_{soll}-F_{ist}$ ist gering oder mittel dann E ist mittel
Wenn die letzte Entladung der ME noch nicht lange zurückliegt und kaum Kraft produziert werden brauch, dann wird diese Einheit auch nicht entladen	Wenn ΔS ist nicht lang und $F_{soll}-F_{ist}$ ist gering dann E ist wenig

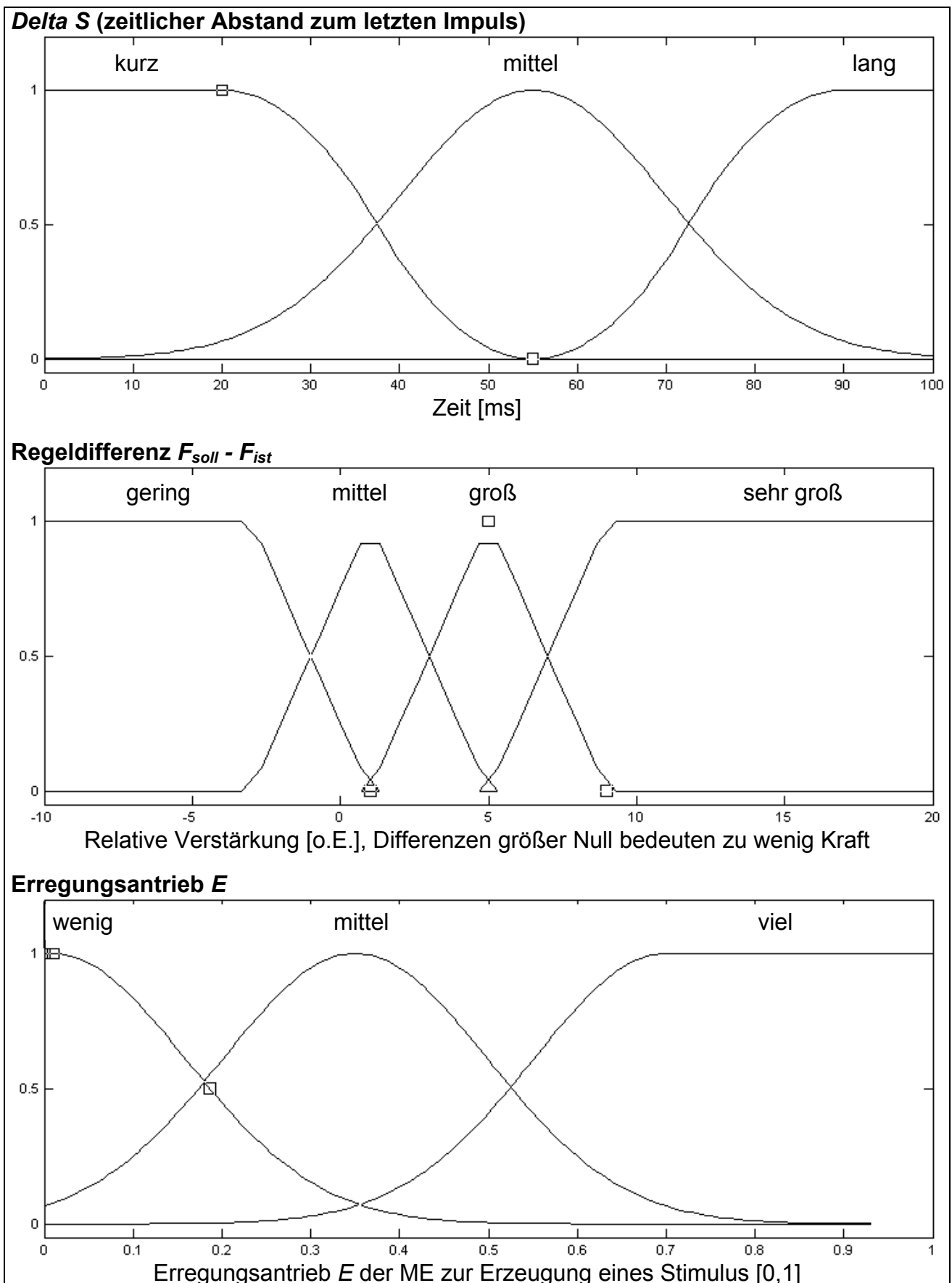


Abb. 60. Partitionierungen der Regel- und Stellgrößen für eine ME vom Fasertyp I.

Das gewählte Konzept für die Fuzzy-Regelung entspricht dem verbreiteten Ansatz eines Mamdani-Reglers (vgl. Borgelt et al., 2003) (siehe Abb. 61). Beim Mamdani-Regler werden die Eingangsgrößen mit den Prämissen der einzelnen Regeln verknüpft, indem für jeden scharfen Eingangswert zur korrespondierenden Fuzzy-Menge ermittelt und konjunktiv verknüpft wird (Minimum der Zugehörigkeitsgrade der Eingangsgrößen innerhalb der Regel). Die Ausgangsgröße des Reglers wird durch das Maximum der Zugehörigkeitsfunktionen für jeden möglichen scharfen Ausgangswert gebildet. Als Ergebnis erhält man eine induzierte Ausgabe-Fuzzy-Menge. Diese Fuzzy-Menge muss in einen scharfen umgewandelt werden. Als Defuzzifizierungs-Verfahren wurde im vorliegenden Modellansatz die Halbierungsmethode gewählt, bei der die Fläche unter der Zugehörigkeitsfunktion für die Ausgangsgröße halbiert wird. Die x-Koordinate dieser Fuzzy-Menge entspricht dem scharfen Stellwert (siehe Abb. 61). Erreicht der Stellwert y (im vorliegenden Fall der Erregungsantrieb E) letztlich den Schwellwert (die Reizschwelle der ME), wird ein Impuls ausgelöst ($u_i(t)$ in Abb. 59 nimmt für 1 ms den Wert Eins an). Es findet eine Entladung der ME statt.

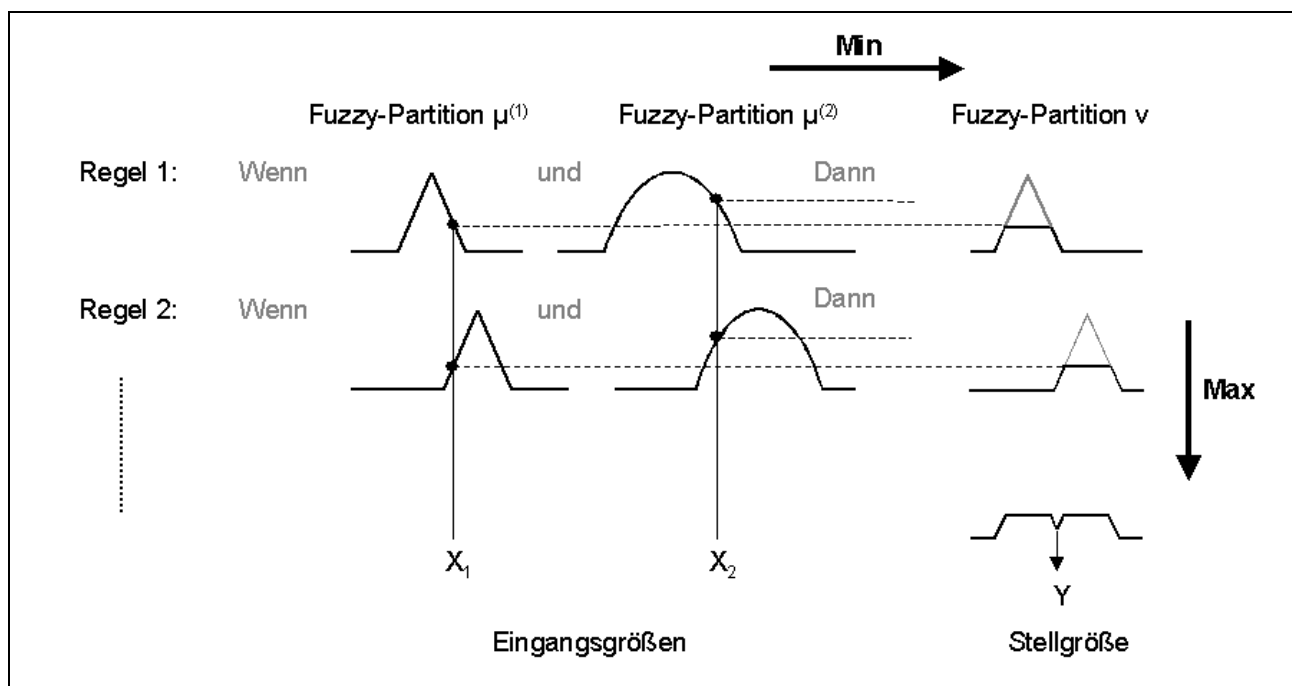


Abb. 61. Auswertung zweier Fuzzy-Regeln bei einem Mamdani-Regler mit den Eingangsgrößen x_1 und x_2 und der Stellgröße y .

Die in Kapitel 3.2 beschriebenen Nichtlinearitäten bei der Kraftentwicklung von ME infolge dynamischer Prozesse werden zunächst nicht berücksichtigt. Generell scheint der gewählte Modellansatz jedoch geeignet zu sein, solche Faktoren mit in die Modellierung einzubeziehen, was zumindest die Komplexität der Modellentwicklung sprunghaft ansteigen lassen wird.

3.3.4 Simulationsprozeduren

Die im Folgenden beschriebenen Simulationsprozeduren stellen Beispiele für Simulationen mit konstanten bzw. zeitveränderlichen Sollwerten und werden zunächst mit einer zufällig ausgewählten ME-Population von fünf ME mit unterschiedlichen Eigenschaften (siehe Abb. 62 und Tab. 22) durchgeführt. Die Variationsbreiten für die Merkmale sind entsprechend der geringen Anzahl von ME klein gewählt. Art und Anzahl von ME sind in dem abstrakten ME-Pool grundsätzlich flexibel und können frei gewählt werden.

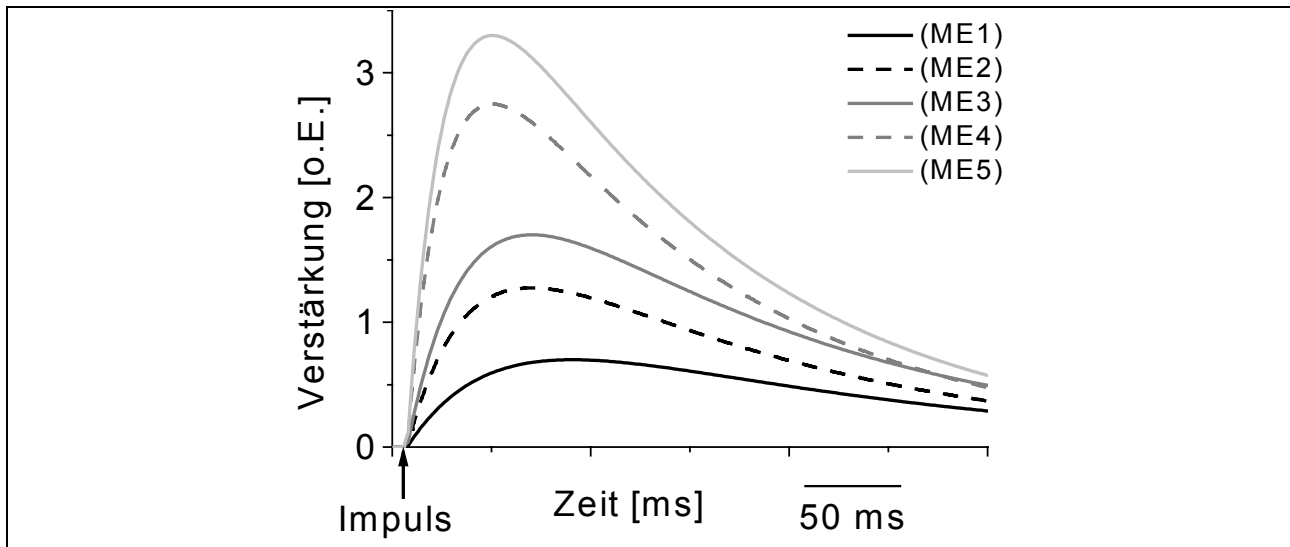


Abb. 62. Simuliertes Kraft-Zeit-Verläufe von Einzelimpulsen der fünf ME (siehe Text). Die Verstärkung entspricht real einem Vielfachen der Kraft.

Tab. 22. Charakteristische Merkmale der für die Simulationsprozeduren verwendeten ME. VB entspricht der relativen Variationsbreite des jeweiligen Merkmals.

ME	Kontraktionszeit T [ms]	Fuzzy-Regler	Dämpfung D	Verstärkung K	Reizschwelle (Antrieb)
1	90	Typ I	1,25	200	0,35
2	70	Typ I	1,35	300	0,40
3	70	Typ I	1,35	400	0,45
4	50	Typ IIb	1,50	500	0,65
5	50	Typ IIb	1,50	600	0,70
VB	1,8-fach			3-fach	2-fach

3.3.4.1 Rampenartiger Kraftanstieg

Die Abb. 63 und 64 zeigen die Modellentwicklungen für eine Simulation mit rampenartigem Anstieg der Kraftkurve unter Verwendung von fünf ME mit zufällig gewählten Eigenschaften (vgl. Tab 22).

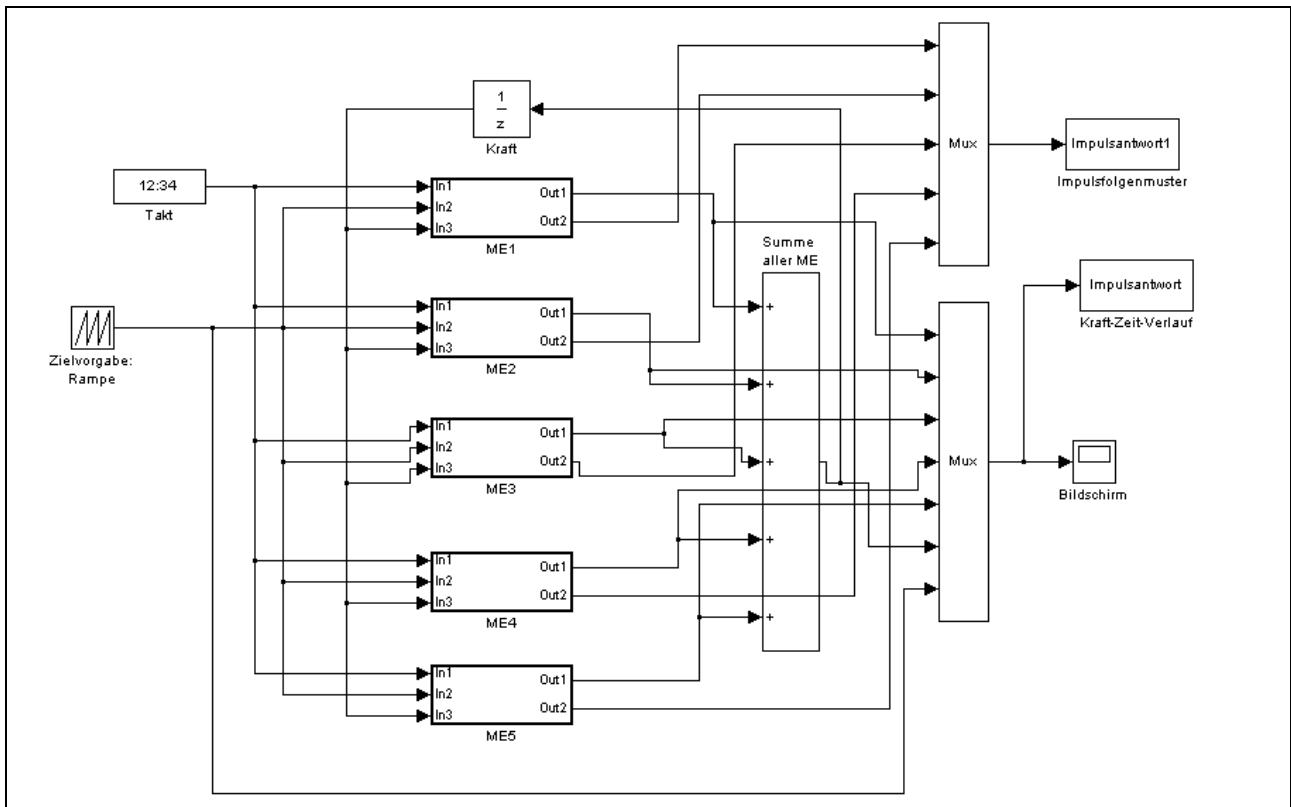


Abb. 63. Regelkreis für ein dynamisches System mit fünf ME und veränderlichem Sollwert (Zielvorgabe in dieser Abb.: rampenartig ansteigender Kraft-Zeit-Verlauf). ME₁ bis ME₅ entsprechen im Wesentlichen den Objekten in Abb. 59, lediglich die Differenzbildung zwischen F_{soll} und F_{ist} sowie die individuelle Rückkopplung der ME finden hier innerhalb der ME statt (siehe Abb. 64). 1/Z (Kraft) bedeutet die Rückkopplung in zeitdiskreten Systemen, im vorliegenden Fall genau 1 ms. Die Funktionen in der rechten Hälfte der Abb. dienen der Visualisierung und Speicherung der Ergebnisse.

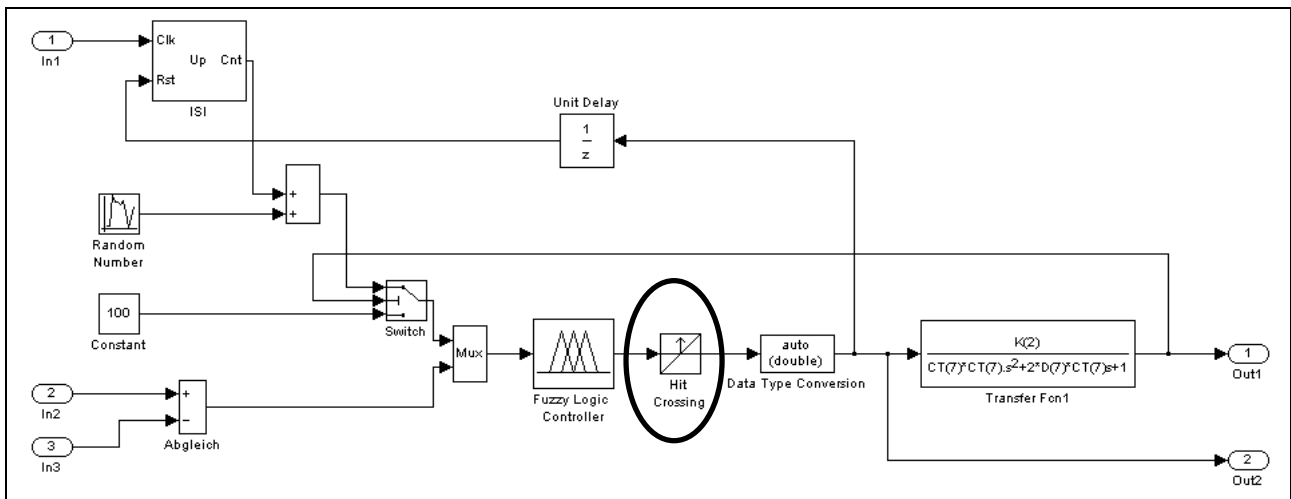


Abb. 64. Darstellung von einer der fünf ME aus Abb. 63. Erreicht die Stellgröße y die Reizschwelle aus dem Intervall $[0,1]$, wird von der Funktion *Hit Crossing* ein Impuls erzeugt und der Zähler (Delta S) auf Null gesetzt. Die in der Literatur beschriebene ISI-Normalverteilung (vgl. Fuglevand, 1993) wird durch zusätzliche Summation einer normalverteilten Zufallszahl *Random Number* (Mittelwert = 0, Varianz = 10 ms) zur Zählervariablen erzeugt.

Die Abb. 65 zeigt vier verschiedene Szenarien für eine rampenartig ansteigende Kraftentwicklung mit den fünf ME aus Tab. 22. Entsprechend dem Hennemann'schen Größenprinzip werden mit zunehmendem Kraftniveau die ME mit größerer Reizschwelle und höheren Amplituden rekrutiert.

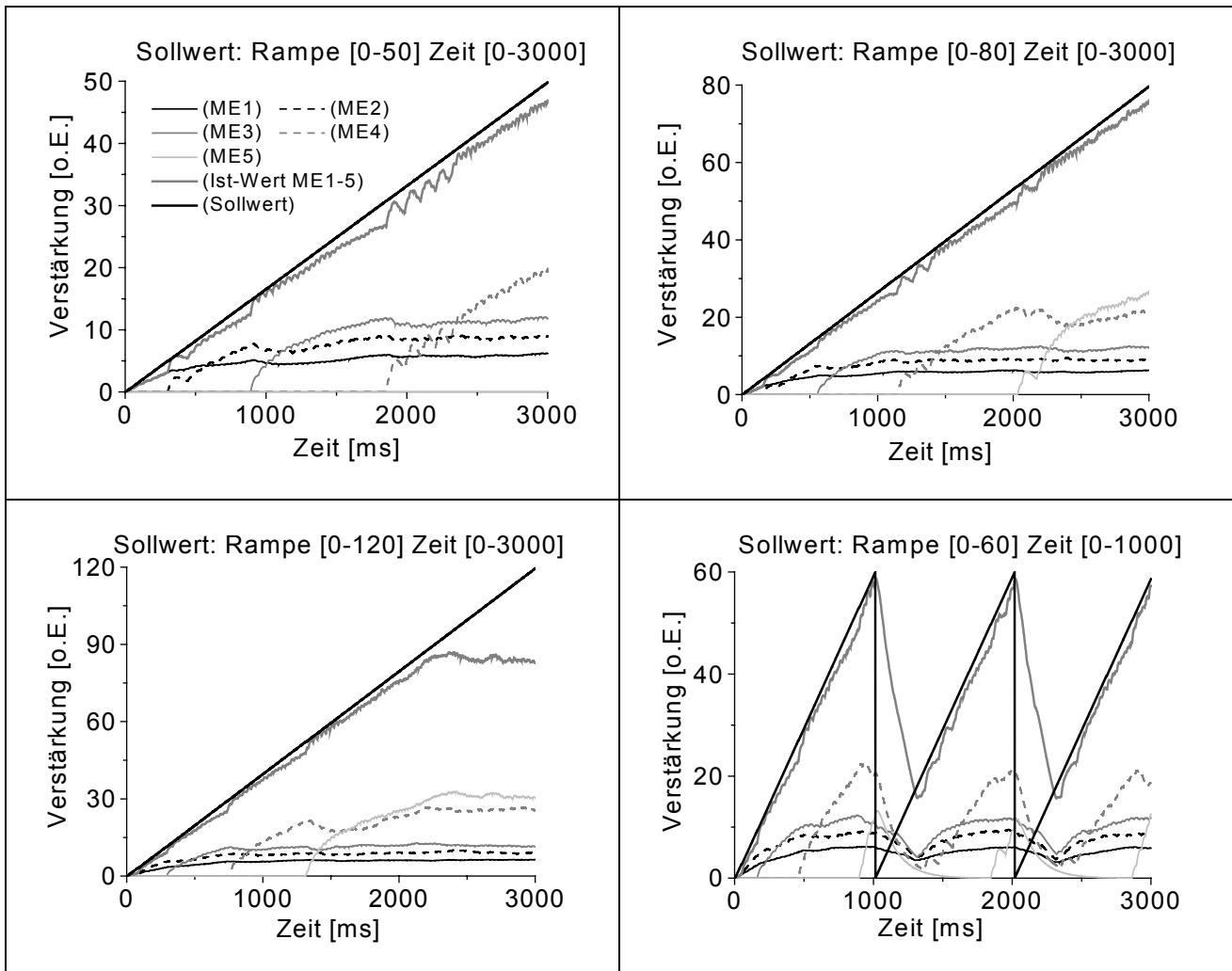


Abb. 65. Darstellung von vier verschiedenen Simulationsszenarien mit rampenartig ansteigender Kraftentwicklung. Oben links: Rampe von 0 bis 50 in 3s, oben rechts: Rampe von 0 bis 80 in 3s, unten links: Rampe von 0 bis 120 in 3s und unten rechts: Rampe von 0 bis 60 in 1s.

3.3.4.2 Kraftplateau

Eine weitere Simulationsprozedur ist die Entwicklung von Kraft bei konstantem Sollwert. Die Abb. 66 zeigt das Verhalten der fünf ME bei der Simulation von vier Plateaus. Mit zunehmendem Kraftniveau erhöht sich die Anzahl der aktiven ME, die sich zunächst noch abwechseln, dann aber alle aktiv sind.

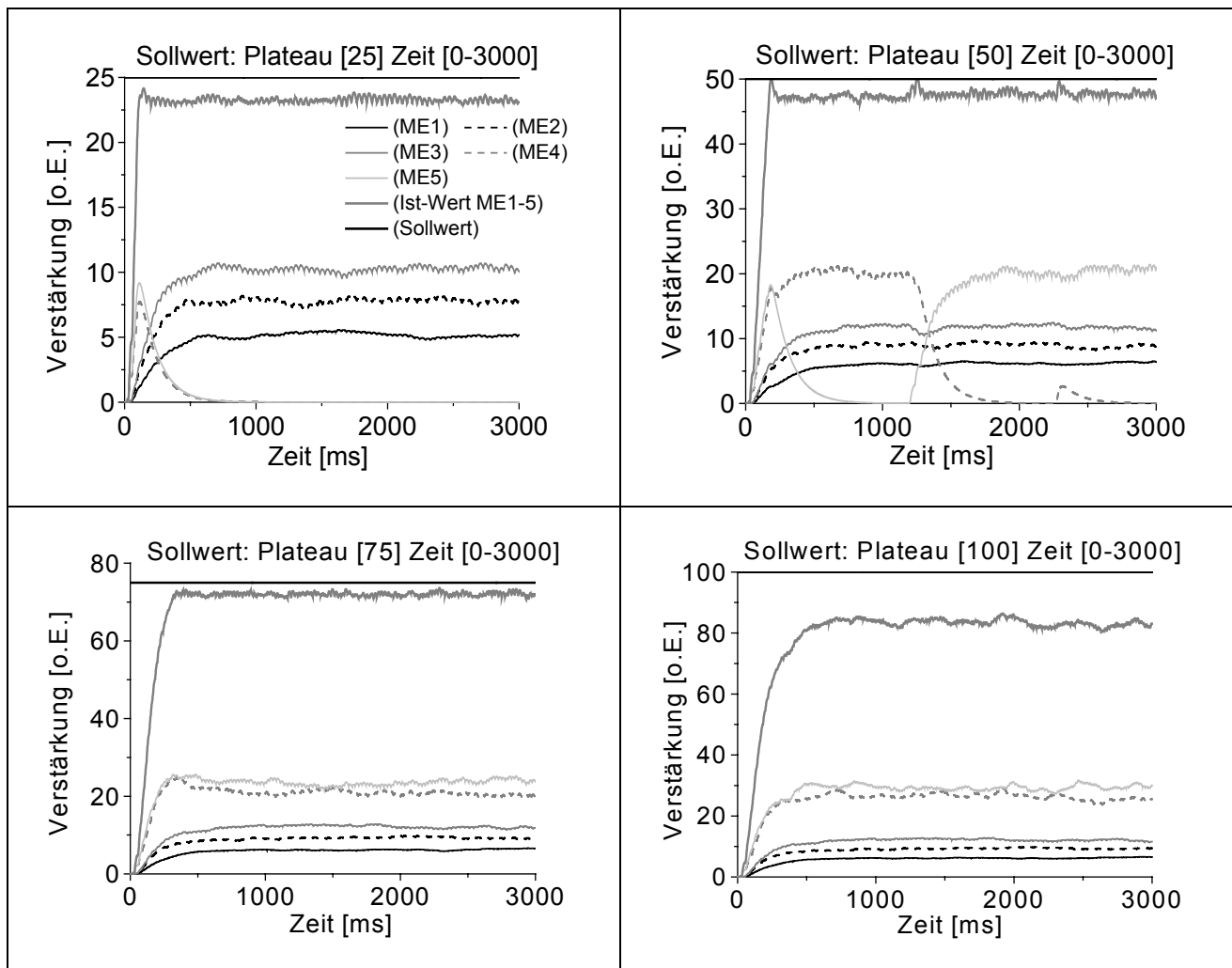


Abb. 66. Darstellung von vier verschiedenen Simulationsszenarien mit Kraftplateau. Oben links: Plateau bei 25 für 3s, oben rechts: Plateau bei 50 für 3s, unten links: Plateau bei 75 für 3s und unten rechts: Plateau bei 100 für 3s (welches von den fünf ME aufgrund ihrer Kraftfähigkeiten nicht mehr erreicht werden kann).

Mit den vorangegangenen Simulationsprozeduren wurde gezeigt, dass es mit Hilfe von Fuzzy-Reglern und der Modellierung der isometrischen Kraftentwicklung von ME mittels PT_2 -Element möglich ist, mit verschiedenen Populationen von ME ein vorgegebenes Kraft-Zeit-Verhalten im Rahmen der möglichen Ressourcen des ME-Pools zu erzeugen.

Ein wesentlicher Antrieb für die vorliegende Arbeit war es, ein Werkzeug zu schaffen, mit dessen Hilfe es möglich sein kann, Problemstellungen zum koordinativen Verhalten von ME in einem ME-Pool zu bearbeiten. Die folgende Simulationsprozedur soll verdeutlichen, wie groß der Einfluss des zeitlichen Zusammenspiels von ME sein könnte:

3.3.4.3 Einfluss des zeitlichen Zusammenspiels von ME auf die Maximalkraftentwicklung

In Abb. 66 unten rechts ist das Kraftplateau der fünf ME bei dem Versuch dargestellt, eine Verstärkung von 100 zu erreichen. Der angestrebte Soll-Wert kann nicht erreicht werden, der Ist-Wert pegelt sich bei einer Verstärkung von ca. 83 ein. Dieses Szenario entspricht somit der maximalen Kraftentwicklung der fünf ME, die aufgrund ihrer Ressourcen möglich ist. Als Ressource ist dabei das Kraft-Zeit-Verhalten einer ME bei einer maximalen Frequenzierung definiert.

Um den Einfluss des zeitlichen Zusammenspiels der ME bei maximaler Kraftentwicklung näher zu quantifizieren, wurden mit zwei unterschiedlichen Populationen von ME (A und B) jeweils 10 Simulationen (S1 bis S10) wiederholt. Die charakteristischen Merkmale der Population A sind bereits in Tab. 22 aufgeführt, für Population B gilt Tab. 23. Die Abb. 67 zeigt exemplarisch das Ergebnis von S1 (B).

Tab. 23. Charakteristische Merkmale der für die Simulationsprozeduren verwendeten ME der Population B. VB entspricht der relativen Variationsbreite des jeweiligen Merkmals.

ME	Kontraktionszeit T [ms]	Fuzzy-Regler	Dämpfung D	Verstärkung K	Reizschwelle (Antrieb)
1	90	Typ I	1,250	100	0,350
2	85	Typ I	1,275	200	0,375
3	80	Typ I	1,300	300	0,400
4	75	Typ I	1,325	400	0,425
5	70	Typ I	1,350	500	0,450
6	65	Typ IIb	1,375	600	0,500
7	60	Typ IIb	1,400	700	0,550
8	55	Typ IIb	1,450	800	0,600
9	50	Typ IIb	1,500	900	0,650
10	45	Typ IIb	1,600	1000	0,700
VB	2-fach	-	-	10-fach	2-fach

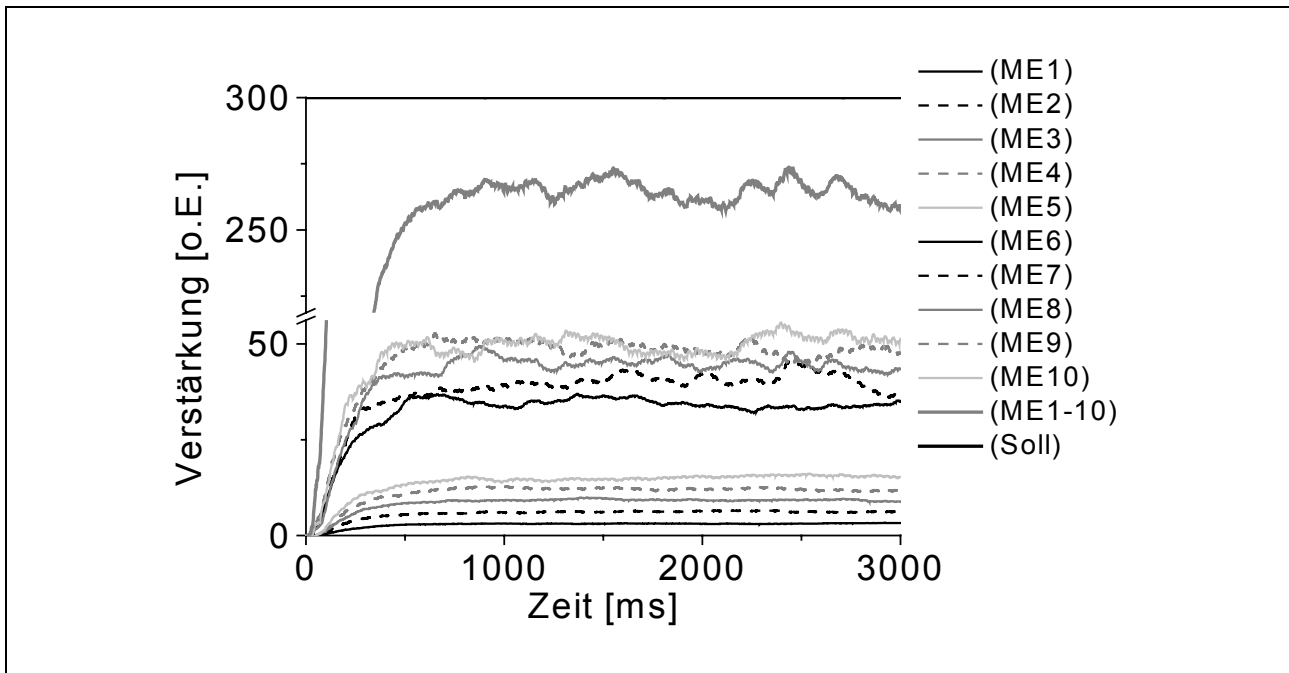


Abb. 67. Kraft-Zeit-Verhalten von Population B, dargestellt am Beispiel von S1. Zu beachten ist die Achsenunterbrechung bei der Verstärkung.

Alle charakteristischen Einstellungen innerhalb einer Population wurden während der zehn Simulationen konstant gehalten, der einzige Unterschied zwischen den zehn Simulationen bestand darin, dass die in Abb. 64 erläuterten normalverteilten Zufallszahlen für die ISI-Normalverteilung (vgl. Fuglevand, 1993) neu bestimmt wurden. Dies entspricht bei gleicher Varianz einer leichten Variation der Zeiten für die Inter-Stimulus-Intervalle. Damit kann eine Veränderung der zeitlichen Zuordnung der einzelnen ME erzielt werden. Die Abb. 68 zeigt das Ergebnis für die ersten fünf Simulationen beider Populationen, in Tab. 24 sind statistische Kennwerte für das Zeitintervall [1000, 3000] für alle Simulationen dargestellt.

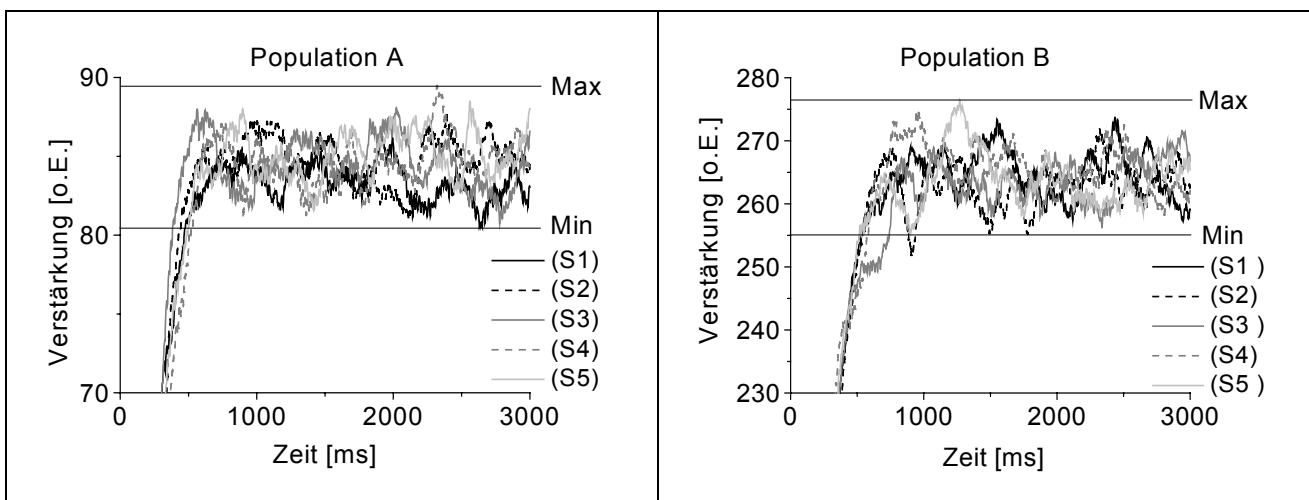


Abb. 68. Darstellung des Kraft-Zeit-Verhaltens der ersten fünf Simulationen S1 bis S5 beider Populationen.

Tab. 24. Statistische Kennwerte für die Verstärkung [o.E.] bei den im Text näher erläuterten 10 Simulationen mit jeweils fünf bzw. zehn ME. Die kleinsten und größten auftretenden Werte innerhalb einer Population sind grau markiert.

Simulation	Population A (5 ME)			Population B (10 ME)		
	MW ± SD	Min	Max	MW ± SD	Min	Max
S1	83,34 ± 1,14	80,44	86,35	265,03 ± 3,84	257,25	273,68
S2	84,79 ± 1,50	80,99	87,63	263,22 ± 3,05	255,15	271,92
S3	84,63 ± 1,49	80,73	88,10	264,01 ± 3,28	256,13	271,64
S4	84,68 ± 1,46	81,25	89,48	265,52 ± 3,18	258,24	274,81
S5	85,09 ± 1,41	81,62	88,49	264,68 ± 4,13	257,92	276,51
S6	84,85 ± 1,58	80,49	88,46	260,74 ± 1,95	256,09	267,19
S7	85,23 ± 1,43	81,65	88,47	262,27 ± 3,69	254,07	269,71
S8	85,46 ± 1,45	82,48	90,37	264,71 ± 4,67	255,92	276,36
S9	85,75 ± 2,41	81,05	91,30	267,47 ± 3,20	260,58	274,24
S10	84,26 ± 1,75	80,37	88,27	265,85 ± 2,75	258,89	271,97

Die Schwankungen zwischen dem globalen Minimum und dem globalen Maximum der Verstärkungen über die gesamten 10 Simulationen einer Population (siehe Tab. 24) liegen in einer Größenordnung von 10%. Der Unterschied zwischen dem kleinsten und größten lokalen Maximum zwischen den 10 Simulationen einer Population beträgt für Population A 5,7% und für Population B 3,5%.

3.3.5 Zusammenfassung und Diskussion

Die vorgestellten Modellentwicklungen liefern einen Ansatz, mit Hilfe von PT₂-Elementen aus der Regelungstechnik und deren Ansteuerung über Fuzzy-Systeme das isometrische Kraft-Zeit-Verhalten von ME-Populationen bezogen auf konstante und variable Sollwerte zu simulieren. Außerdem konnte gezeigt werden, dass Veränderungen im zeitlichen Zusammenspiel der ME zu Unterschieden im Maximalkraftverhalten des gesamten ME-Pools führen. Das deutet darauf hin, dass es für ein gezieltes Kraft-Zeit-Verhalten optimale Impulsfolgenmuster im Sinne eines koordinierten Zusammenspiels der ME geben könnte. Die Variation des zeitlichen Zusammenspiels der ME in den dargestellten Simulationen erfolgte durch eine Zufallsverteilung des zeitlichen Abstandes zwischen zwei Impulsen (ISI). Ein nächster Schritt zum besseren Verständnis bzw. zum Nachweis von intramuskulärem Zusammenspiel ist der Einsatz von lernfähigen Systemen. So scheinen die bei Borgelt et al. (2003, S. 196) beschriebenen Ansätze von kooperativen Neuro-Fuzzy-Modellen geeignet, um mit Hilfe von Neuronalen Netzen Eingaben in ein Fuzzy-System vorzuverarbeiten oder dessen Ausgaben nachzubearbeiten (vgl. Abb. 69). Derartige Kombinationen streben eine

Verbesserung des Regelverhaltens des Gesamtsystems an und könnten im vorliegenden Fall ein der Lernaufgabe entsprechendes verbessertes Impulsfolgenmuster liefern.

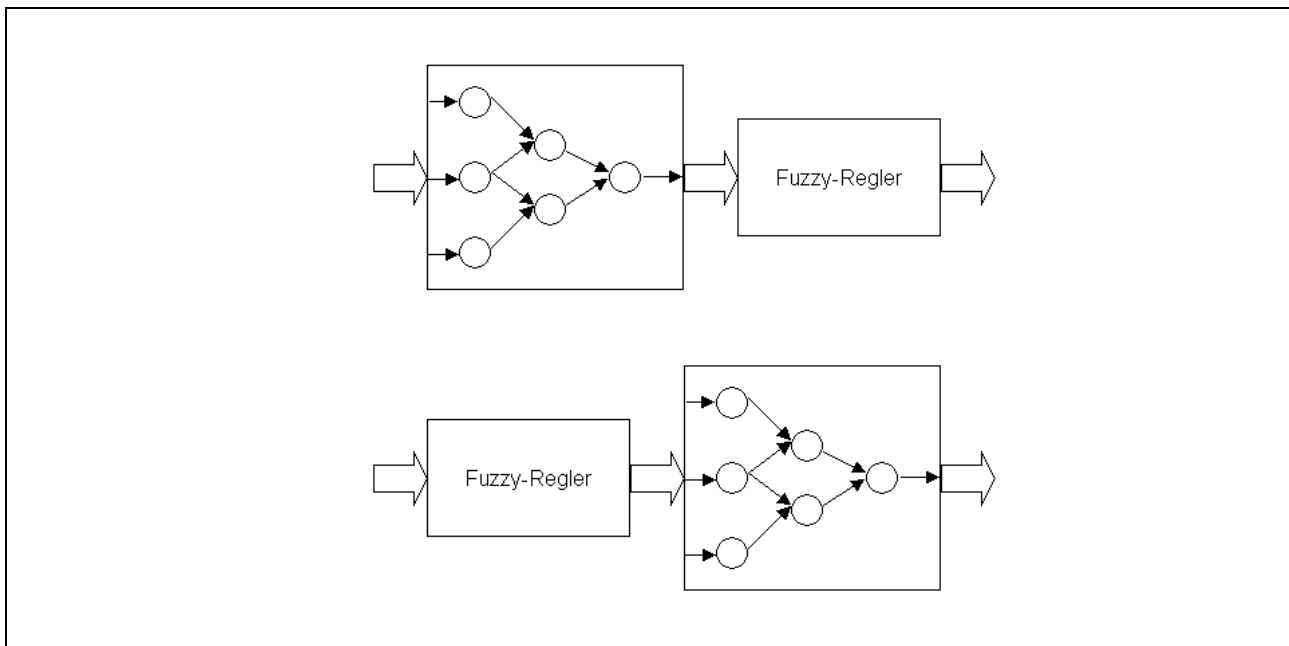


Abb. 69. Neuronale Netze zur Aufbereitung von Ein- und Ausgaben eines Fuzzy-Systems (nach Borgelt et al., 2003).

Mit den vorgestellten Modellentwicklungen ist der Grundstein für eine Bearbeitung folgender möglicher Fragestellungen gelegt:

In welchen Größenordnungen liegen positive Veränderungen im Kraft-Zeit-Verhalten von ME-Pools bezogen auf α -motoneuronale Mechanismen, die durch ein verbessertes zeitliches Zusammenspiel der ME erzielt werden?

Wie groß ist der Einfluss der Zusammensetzung der ME-Pool-Population auf die Art und Größenordnung solcher Veränderungen?

Wie sehen solche Veränderungen bei konkreten Problemstellungen zu Themen wie Ermüdungsresistenz, Schnell- bzw. Explosivkraft, Maximalkraft oder Stabilität / Variabilität von Kraftverhalten aus?

Auf der Grundlage von Simulationsergebnissen könnten dann Phänomene wie Selbstorganisation, Synchronisation oder Musterbildung diskutiert werden. Diese wiederum könnten als Grundlage für Interpretationen dienen, die bei empirisch beobachteten Veränderungen des zeitlichen Frequenzverhaltens von Oberflächenelektromyogrammen zum Einsatz kommen.

4 Abschlussdiskussion - Einsatz und Nutzbarkeit spezieller Spektralkenngrößen im Sport

In der folgenden Abschlussdiskussion werden die Fragestellungen und Hypothesen aus Kapitel 3 diskutiert, eine abschließende Zusammenfassung inklusive der entstehenden Konsequenzen für die Trainingspraxis dargelegt sowie ein Ausblick für zukünftige Aufgaben erörtert.

4.1 Diskussion zu den Fragestellungen und Hypothesen

Zur Fragestellung 1: Welchen Einfluss hat der Trainingsprozess im Techniktraining beim Bogenschießen auf hohem Leistungsniveau auf das zeitliche Frequenzverhalten der EMG-Signale bewegungsrelevanter Muskeln?

Die Untersuchung des zeitlichen Frequenzverhaltens des m. trapezius pars transversa als bewegungsrelevanter Muskel einer sehr technikorientierten Sportart führt zu der Erkenntnis, dass es speziell im Bogenschießen keinen direkten Zusammenhang zwischen der sportlichen Leistung und dem Medianfrequenzverhalten zu geben scheint. Es gab sowohl Schützen mit sehr konstantem Frequenzverhalten als auch Schützen mit variablem Frequenzverhalten zwischen den Untersuchungsterminen, ohne dass ein direkter Zusammenhang zur Trefferquote erkennbar war. Alle untersuchten Schützen zeigten über den gesamten Untersuchungszeitraum ein konstantes Momentanbandleistungsverhalten während der Auflösung des Kräftegleichgewichtes. Diese Ergebnisse stützen die Aussagen von Witte (2002), die Stabilitäts- und Variabilitätserscheinungen der Motorik des Sportlers unter nichtlinearem Aspekt untersuchte und u.a. zu dem Ergebnis kam, dass "obwohl eine hohe Variabilität des Subsystems Muskulatur vorliegt, eine relativ hohe Stabilität in der Bewegungskoordination erzeugt wird". Einschränkend muss darauf hingewiesen werden, dass im vorliegenden Fall lediglich ein (wenn auch wichtiges) Subsystem untersucht wurde.

Die Ursachen für die Beobachtung, dass es beim längsschnittlich betrachteten Frequenzverhalten Unterschiede zwischen den Schützen gab, sind nicht geklärt. Ein möglicher Grund könnten vorübergehende muskuläre Defizite der Schützen beim Auszug sein. Schwankungen in der Maximalkraft der Rückenmuskulatur (speziell im m. trapezius) könnten dazu führen, dass an unterschiedlichen Untersuchungstagen bei gleicher Auszugslänge und benötigter Auszugskraft ein unterschiedliches Kraftlevel (prozentualer Anteil der MVC) vonnöten ist, um beim Zielvorgang den Bogen im gespannten Zustand zu halten. Weiterführende Studien sollten begleitend Maximalkraftmessungen durchführen (vgl. Edelman-Nusser & Gollhofer, 1999).

Offen bleibt die Frage, ob die vorliegenden Ergebnisse zum Bogenschießen ausreichen, um generalisierende Schlüsse für die Untersuchung des Frequenzverhaltens von EMG-Signalen bei technikorientierten Sportarten zu ziehen.

Zur Fragestellung 2: Kann eine längsschnittliche Veränderung des zeitlichen EMG-Spektrums relevanter Muskeln durch Maximal- und Explosivkrafttraining (Hypertrophie und intramuskuläre Koordination) festgestellt werden?

Die vorliegenden Ergebnisse deuten darauf hin, dass es infolge von Maximal- und Explosivkrafttraining zu Veränderungen des zeitlichen EMG-Spektrums relevanter Muskeln kommt. Neben der erwarteten größeren Strukturiertheit der Signalleistung in einzelnen Frequenzbändern konnte vor allem eine Verschiebung von Signalanteilen in höhere Frequenzbänder beobachtet werden. Beide Merkmale traten überwiegend am letzten Untersuchungstermin zwei Wochen nach Beendigung des Trainings auf.

Die möglichen Ursachen für diese Veränderungen werden ausführlich in Kapitel 2.2.4 diskutiert. Letztendlich sind für valide Aussagen speziell zu Fragen der intramuskulären Koordination, wortgetreu dem zeitlichen Zusammenspiel der ME innerhalb eines Muskels, und deren Messbarkeit an der Muskeloberfläche experimentelle Untersuchungen in Verbindung mit Computersimulationen erforderlich.

Zur Fragestellung 3: Kann ein Zusammenhang zwischen dem Frequenzverhalten der EMG-Signale und der Ermüdung, quantifiziert über die mechanisch erbrachte Leistung, bei isokinetischen Tests leistungssportlich orientierter Schwimmerinnen beobachtet werden.

In Anbetracht der Untersuchungsergebnisse ist davon auszugehen, dass intraindividuell ein größerer Frequenzabfall in den EMG-Signalen infolge einer größeren Ausschöpfung neuromuskulärer Ressourcen zu einer größeren mechanischen Leistung führt. Entgegen den Erwartungen sinkt in nahezu allen Fällen die Variabilität der EMG-Spektren bei zunehmender Ermüdung. Es ist jedoch nicht festzustellen, ob es einen generellen Zusammenhang zwischen der Variabilität der EMG-Spektren und der mechanisch erbrachten Leistung gibt, es konnten inter- und intraindividuell sowohl positive als auch negative Korrelate festgestellt werden. Hier scheint die individuelle Technik bei der Bewegungsausführung eine entscheidende Rolle zu spielen.

Als weitere Erkenntnis ist aus den Untersuchungsergebnissen von Komplex C zu schlussfolgern, dass bei sportsspezifischen zyklischen Kurzzeitausdauerbelastungen von zwei Minuten bei Leistungssportlern generell von einem

Frequenzabfall in den EMG-Signalen leistungsrelevanter Muskeln auszugehen ist. Demnach sind fehlende Frequenzabfälle (siehe Kapitel 2.3.1) ein Hinweis darauf, dass keine neuromuskulären Ermüdungsprozesse eingesetzt haben bzw. dass andere leistungslimitierende Faktoren verantwortlich sind.

4.2 Konsequenzen für die Trainingspraxis

Die zeitabhängige Frequenzanalyse von Oberflächenelektromyogrammen dürfte trotz des relativ hohen technischen, zeitlichen und personellen Aufwandes bei der Erfassung und Auswertung von EMG-Signalen für die Trainingspraxis interessant sein, da sie diagnostische Möglichkeiten bietet, die mit anderen Verfahren nicht erzielt werden können. Als Konsequenzen für die Trainingspraxis können folgende Aussagen gemacht werden:

1. Die Oberflächenelektromyografie ist ein geeignetes Verfahren zur Trainingssteuerung in zyklischen Sportarten, um bei Kraftausdauerbelastungen Aussagen über die intraindividuelle Beanspruchung leistungsrelevanter Muskeln zu treffen.
2. Der mittlere Medianfrequenzabfall (MF-Abfall) der EMG-Signale ist nach vorliegenden Untersuchungsergebnissen ein sinnvoller Indikator für individuelle lokale Beanspruchungsreaktionen. Die Untersuchungsergebnisse in Komplex C deuten darauf hin, dass es infolge einer größeren Ausschöpfung der Leistungsreserven zu größeren Frequenzabfällen in EMG-Signalen leistungsrelevanter Muskeln kommt, die sich vor allem dann in einer größeren mittleren mechanischen Leistung widerspiegeln, wenn der Bandleistungsquotient (BLQ) stark ansteigt. Aufgrund der vielfältigen Einflussfaktoren auf die Struktur des EMG-Signals (De Luca, 1997) ist bei Längsschnittanalysen auf eine sorgfältige Untersuchungsdurchführung zu achten.
3. Die Ermittlung der Momentanbandleistung (MBL) und des daraus resultierenden Bandleistungsquotienten (BLQ) gibt Auskunft über das zeitabhängige Aktivierungsverhalten der Muskulatur. Sie ist geeignet, um qualitative bzw. quantitative Veränderungen in der Bewegungsausführung im Verlaufe der Belastung zu dokumentieren und Defizite aufzudecken.
4. Weiterhin scheint der Einsatz des Verfahrens und die Ermittlung der Momentanmedianfrequenz (MMF) in zyklischen Sportarten ein geeignetes Mittel zur individuellen Bestimmung von "kritischen Leistungsgrenzen" zu sein. Denkbar ist der Einsatz des Frequenzabfalls als Indikator für neuromuskuläre Ermüdung, um die höchstmögliche Leistung in einem definierten Zeitraum aufrecht zu erhalten. Dies ist jedoch in weiterführenden Studien zu prüfen.

5. Die Zeit-Frequenz-Analyse von EMG-Signalen eignet sich vor allem in azyklischen Sportarten mit hohem Schnellkraftanteil zur Identifikation hoher Frequenzanteile und deren Verhalten im Verlauf der Trainingsperiodisierung.
6. In unterschiedlichen sportmotorischen Tests kann die Variation der Testaufgabe bezüglich Dauer, Umfang, Intensität und Tempo Aufschluss über das individuelle Aktivierungs- und Ermüdungsverhalten sowie mögliche Defizite in konditionell determinierten Anforderungsprofilen geben. Als Resultat sind Hinweise für die Trainingsgestaltung aufzeigen.
7. Taktische Mängel bei der zeitlichen Einteilung von Ressourcen in den verschiedenen Ausdauerarten¹⁴ können aufgedeckt und quantifiziert werden.
8. Längsschnittliche Untersuchungen dokumentieren den Prozess der Trainingsperiodisierung und liefern möglicherweise Aussagen über den konditionellen Trainingszustand, was u.a. Gegenstand weiterer Untersuchungen sein sollte.

4.3 Zusammenfassung

Der Ursprung jeder sportlichen Bewegung liegt in der Aktivierung der Skelettmuskulatur. Je nach intendierter Handlung gibt es verschiedene Arbeitsweisen der Muskulatur, die einen effektiven bzw. effizienten Einsatz gewährleisten. Die Leistungsfähigkeit der Muskulatur bzw. der neuronalen Ansteuerung von Muskeln sind in vielen Sportarten wichtige und zum Teil leistungslimitierende Faktoren. Eine Möglichkeit, Aussagen über die myoelektrische Aktivierung von Skelettmuskeln zu treffen, bietet die Oberflächenelektromyografie (OEMG).

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, mögliche Zusammenhänge zwischen Aspekten der sportlichen Leistungsfähigkeit und dem zeitabhängigen Frequenzverhalten von EMG-Signalen zu erkennen. Dazu wurden verschiedene Problemstellungen zu Wirkungen des Trainingsprozesses im Techniktraining und im Krafttraining sowie zu Fragen der Ermüdung bearbeitet. Zur Auswertung der EMG-Signale wurde die zeitvariante Spektralanalyse auf der Basis adaptiver ARMA-Modellierung verwendet. Dies stellt ein dynamisches Verfahren dar, das für die Auswertung instationärer biologischer Signale entwickelt und auch für Oberflächenelektromyogramme validiert wurde (vgl. Schack, 1996).

Insgesamt lässt sich feststellen, dass sich bei verschiedenen Fragestellungen die sportliche Leistungsfähigkeit bzw. die sportliche Leistung im zeit-

¹⁴ Je nach Belastungsdauer werden unterschiedliche Ausdauerarten unterschieden (Kurz-, Mittel- und 3 Arten Langzeit-Ausdauer; vgl. Hohmann et al., 2002, S. 63).

abhängigen Frequenzverhalten von EMG-Signalen widerspiegelt. So konnten neben Veränderungen in der Signalstruktur auch Unterschiede in den absoluten Frequenzwerten dokumentiert werden. Im Techniktraining von Willkürbewegungen zeigte das untersuchte Subsystem Muskel bei stabiler Bewegungskoordination eine hohe Variabilität (exemplarisch untersucht an der Auflösung des Kräftegleichgewichtes beim Lösen des Pfeils im olympischen Bogenschießen). Durch Maximalkraft- bzw. Explosivkrafttraining konnten u.a. Signalleistungen in höheren Frequenzbändern sowie eine größere Strukturiertheit in den Zeit-Frequenz-Spektren identifiziert werden. Bei Kraftausdauerbelastungen deutet vieles darauf hin, dass ein individuell deutlicheres Absinken der Frequenzen im EMG-Signal einherzugehen scheint mit größerer Ermüdung infolge größerer erbrachter mechanischer Leistung.

Die in Kapitel 3 vorgestellten Modellentwicklungen liefern einen dynamischen Ansatz, um verschiedene Fragen zur intramuskulären Koordination bearbeiten zu können. Mit exemplarisch ausgewählten ME-Populationen konnten Sollwertvorgaben für verschiedenes Kraft-Zeit-Verhalten simuliert werden. Zufällige Veränderungen im zeitlichen Zusammenspiel der ME führten bereits bei 10 durchgeführten Simulationen je Population zu Schwankungen im Maximalkraftverhalten des ME-Pools von über 10%.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit liefern einen wichtigen Beitrag zum Einsatz der Oberflächenelektromyografie und der zeitvarianten Spektralanalyse der EMG-Signale in der trainingswissenschaftlichen und trainingspraktischen Leistungsdiagnostik. Sie erweitern das Spektrum herkömmlicher Verfahren zur Beurteilung des Verhaltens leistungsrelevanter Muskulatur.

4.4 Ausblick

Im Rahmen weiterer trainingswissenschaftlicher Erkenntnisse sind vor allem Untersuchungen zu verschiedenen Anpassungsreaktionen als Verlauf der Leistungsentwicklung notwendig, insbesondere zu Fragen der Superkompensation und des Übertrainings. So basieren aktuell vom Bundesinstitut für Sportwissenschaft in Bonn unter der Projektnummer VF 07/05/72/2004 geförderte Forschungsarbeiten zum Thema "Frequenzverhalten von Oberflächen-EMG-Signalen im Verlauf von Adaptation" auf den Ergebnissen aus dem Komplex C (Kapitel 2.3).

Weiterhin ist eine Anwendung des Verfahrens zur Quantifizierung der Ermüdungswiderstandsfähigkeit in weiteren Sportarten denkbar. Sinnvoll erscheinen u.a. Testbatterien, bei denen die Versuchspersonen sportart-spezifische bzw. disziplinspezifische Kraftausdauer-tests mit unterschiedlich abgestuften Limits (Umfang - Zeit bzw. Wiederholungszahl; Intensität - Kraft bzw. Geschwindigkeit) bis zur vollständigen Erschöpfung wiederholen, um

weitere Erkenntnisse zu erhalten und Licht in das Dunkel der z.T. gegensätzlichen Ergebnisse in der Literatur zu bringen.

Die in Kapitel 3 vorgestellten Modellentwicklungen liefern einen dynamischen Ansatz, um verschiedene Fragen zur intramuskulären Koordination bearbeiten zu können. Um den direkten Bezug vom Nerv-Muskel-Zusammenspiel zum Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen zu erlangen, wäre es notwendig, das vorliegende Modell mit einem Modell für die Entstehung von Oberflächenelektromyogrammen zu koppeln. Ansätze dafür existieren bereits in der Literatur. Der laborexperimentelle Nachweis für die Auswirkungen eines durch Training oder Lernen verbesserten Zusammenspiels von ME auf das Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen ist momentan nicht zu realisieren. Dazu müsste eine größere Anzahl von α -Motoneuronen isoliert und an deren Axon mit verschiedenen Impulsmustern stimuliert werden. Dies wäre technisch sehr aufwendig und ethisch sehr umstritten.

Anhang

I Literatur

- Adspec-Software (1997). Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation, Universität Jena.
- Alemu, M.; Pah, N.D. & Kumar, D. (2001). Statistical Analysis of Wavelet Transform of Surface Electromyogram. In B. Lithgow & I. Cosic (Eds.), *Proceedings of the 2nd Conference of the Victorian Chapter of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Biomedical Research*. Monash University, Melbourne, Victoria, Australia.
- 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, 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.
- Andreassen, S. & Arendt-Nielsen, L. (1987). Muscle Fibre Conduction Velocity in Motor Units of the Human Anterior Tibial Muscle: a New Size Principle Parameter. *Journal of Physiology*, 391, 561-571.
- 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. & Sinkjaer, T. (1991). Quantification of Human Dynamic Muscle Fatigue by Electromyography and Kinematic Profiles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1, 1-8.
- Badtke, G. (Hrsg.) (1995). *Lehrbuch der Sportmedizin* (3. Aufl.). Heidelberg [u.a.]: Barth.
- Balestra, G.; Frassinelli, S.; Knaflitz, M. & Molinari, F. (2001). Time-Frequency Analysis of Surface Myoelectric Signals during Athletic Movement. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 20, 106-115.
- Basmajian, J.V & De Luca, C.J. (1985). *Muscles Alive*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bauersfeld, K.-H. & Schröter, G. (1979). *Grundlagen der Leichtathletik*. Berlin: Sportverlag.
- Bender, R. (1991, 01. Februar). *Grundlagen der ARMA-Modelle unter besonderer Berücksichtigung der Anwendung in der EEG-Analyse*. Zugriff am 12. Juni 2004 unter <http://www.uni-mainz.de/~benderr/manusc.html>.
- Bigland-Ritchie, B. (1981). EMG and Fatigue of Human Voluntary and Stimulated Contractions. *Ciba Foundation Symposium*, 82, 130-156.

- Bigland-Ritchie, B. & Woods, J.J. (1984). Changes in Muscle Contractile Properties and Neural Control during Human Muscular Fatigue. *Muscle & Nerve*, 7, 691-699.
- Bilodeau, M.; Arsenault, A.B.; Gravel, D. & Bourbonnais, D. (1991). EMG Power Spectra of Elbow Extensors during Ramp and Step Isometric Contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 63, 24-28.
- Bilodeau, M.; Arsenault, A.B.; Gravel, D. & Bourbonnais, D. (1994). EMG Power Spectrum of Elbow Extensors: a Reliability Study. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 34, 149-158.
- Binder, M.D. & Mendell, L.M. (Eds.) (1990). *The Segmental Motor System*. Oxford: Univ. Press.
- Bonato, P.; Boissy, P.; Croce, U.D. & Roy, S.H. (2002). Changes in the Surface EMG Signal and the Biomechanics of Motion during a Repetitive Lifting Task. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10, 38-47.
- Bonato, P.; Roy, S.H.; Knaflitz, M. & De Luca, C.J. (2001). Time-Frequency Parameters of the Surface Myoelectric Signal for Assessing Muscle Fatigue during Cyclic Dynamic Contractions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48, 745-753.
- Borgelt, C.; Klawonn, F.; Kruse, R. & Nauck, D. (2003). *Neuro-Fuzzy-Systeme* (3. Aufl.). Wiesbaden: Vieweg.
- Bös, K. & Mechling, H. (1983). *Dimensionen sportmotorischer Leistungen*. Schorndorf: Hofmann.
- Bouissou, P.; Estrade, P.Y.; Goubel, F.; Guezennec, C.Y. & Serrurier, B. (1989). Surface EMG Power Spectrum and Intramuscular pH in Human Vastus Lateralis Muscle during Dynamic Exercise. *Journal of Applied Physiology*, 67, 1245-1249.
- Box, G.E.P. & Jenkins, G.M. (1970). *Time Series Analysis. Forecasting and Control*. San Francisco: Holden-Day.
- Broman, H.; Bilotto, G. & De Luca, C.J. (1985). Myoelectric Signal Conduction Velocity and Spectral Parameters: Influence of Force and Time. *Journal of Applied Physiology*, 58, 1428-1437.
- Bührle, M. (1985). Dimensionen des Kraftverhaltens und ihre spezifischen Trainingsmethoden. In M. Bührle (Hrsg.), *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings* (S. 82-111). Schorndorf: Hofmann.
- Bührle, M. & Schmidtbleicher, D. (1977). Der Einfluss von Maximalkrafttraining auf die Bewegungsschnelligkeit. *Leistungssport*, 7, 3-10.
- Bührle, M. & Schmidtbleicher, D. (1981). Komponenten der Maximal- und Schnellkraft. *Sportwissenschaft*, 11, 11-27.
- Burke, R.E. (1981). Motor Units: Anatomy, Physiology and Functional Organization. In V. B. Brooks (Ed.), *Handbook of Physiology. The Nervous System. Motor Control* (pp. 345-422). Bethesda: American Physiological Society.

- Burke, R.E.; Levine, D.N.; Salzman, M. & Tsairis, P. (1974). Motor Units in Cat Soleus Muscle: Physiological, Histochemical and Morphological Characteristics. *Journal of Physiology*, 238, 503-514.
- Burke, R.E.; Rudomin, P. & Zajac, F.E. (1970). Catch Property in Single Mammalian Motor Units. *Science*, 168, 122-124.
- Clamann, H.P. & Schelhorn, T.B. (1988). Nonlinear Force Addition of Newly Recruited Motor Units in the Cat Hindlimb. *Muscle & Nerve*, 11, 1079-1089.
- Clarys, J.P. (1983). A Review of EMG in Swimming: Explanation of Facts and/or Feedback Information. In A.P. Hollander, P. Huijig & G. De Groot (Eds.), *Biomechanics and medicine in swimming* (pp. 123-135). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Clarys, J.P. (1988). The Brussels Swimming EMG Project. In B.E. Ungerechts, K. Wilke & K. Reischle (Eds.), *Swimming Science* (pp. 157-172). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Coombs, C.H.; Dawes, R.M. & Tversky, A. (1975). *Mathematische Psychologie*. Weinheim: Beltz.
- Daanen, H.A.M.; Mazure, M.; Holewijn, M. & Van der Velde, E.A. (1990). Reproducibility of the Mean Power Frequency of the Surface Electromyogram. *European Journal of Applied Physiology*, 61, 274-277.
- De Luca, C.J. (1984). Myoelectric Manifestations of Localized Muscle 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.; LeFever, R.S.; McCue, M.P. & Xenakis, A.P. (1982). Behavior of Human Motor Units in Different Muscles during Linearly Varying Contractions. *Journal of Physiology*, 329, 113-28.
- De Marées, H. (1996). *Sportphysiologie* (8., korrigierte Aufl.). Köln: Sport & Buch Strauß.
- Desmedt, J.E. & Godaux, E. (1977). Ballistic Contractions in Man: Characteristic Recruitment Patterns of Single Motor Units of the Tibialis Anterior Muscle. *Journal of Physiology*, 264, 673-693.
- Edelmann-Nusser, J. & Gollhofer, A. (1998). Bewegungsregulation beim Bogenschießen und Taskzustandsdiagramme. *Spectrum der Sportwissenschaften*, 10 (1), 74-91.
- Edelmann-Nusser, J. & Gollhofer, A. (1999). Prozessbegleitende Trainingsforschung im Bogenschießen. In A. Hohmann, E. Wichmann & K. Carl (Hrsg.), *Feldforschung in der Trainingswissenschaft* (S. 148-166). Köln: Sport & Buch Strauß.
- Edelmann-Nusser, J.; Gruber, M. & Gollhofer, A. (2001). Motion of the Bow during Aiming and Releasing the Shot. In J.R. Blackwell (Ed.), *Proceedings of XIX International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 162-165). San Francisco, CA: Univ. Press.

- Edelmann-Nusser, J.; Gruber, M. & Gollhofer A. (2002). Measurement of On-Target-Trajectories in Olympic Archery. In S. Ujihashi & S.J. Haake (Eds.), *The Engineering of Sport 4* (pp. 487-493). Oxford: Blackwell Science.
- Edelmann-Nusser, J.; Hohmann, A.; Hofmann, M.; Krüger, A.; Sikorski, K & Witte, K. (2003). Evaluation eines schwimmspezifischen Messplatzes. In K. Roemer, J. Edelmann-Nusser, K. Witte und E.F. Moritz (Hrsg.), *Sporttechnologie zwischen Theorie und Praxis* (S. 116-121). Aachen: Shaker.
- Ehlenz, H.; Grosser, M. & Zimmermann, E. (1991). *Krafttraining. Grundlagen, Methoden, Übungen, Trainingsprogramme* (4. Aufl.). München [u.a.]: BLV.
- Elfvig, B.; Nemeth, G.; Arvidsson, I. & Lamontagne, M. (1999). Reliability of EMG Spectral Parameters in Repeated Measurements of Back Muscle Fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 235-243.
- Eriksson, N.-E.; Gerdle, B.; Hagberg, M. & Friden, H. (1987). Changes in EMG Power Spectrum during Dynamic Contraction. *Abstractbook XI International Congress of Biomechanics* (p. 79). Amsterdam: Univ. Press.
- Farina, D.; Crosetti, A. & Merletti, R. (2001). A Model for the Generation of Synthetic Intramuscular EMG Signals to Test Decomposition Algorithms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48, 66-77.
- Fuglevand, A.J. (1989). *A Motor Unit Pool Model: Relationship of Neural Control Properties to Isometric Muscle Tension and the Electromyogram*. PhD thesis, University of Waterloo.
- Fuglevand, A.J.; Winter, D.A. & Patla, A.E. (1993). Models of Recruitment and Rate Coding Organization. *Journal of Neurophysiology*, 70, 2470-2488.
- Fuglevand, A.J.; Winter, D.A.; Patla, A.E. & Stashuk, D. (1992). Detection of Motor Unit Action Potentials with Surface Electrodes: Influence of Electrode Size and Spacing. *Biological Cybernetics*, 67, 143-153.
- Gamet, D.; Duchêne, J.; Garapon-Bar, C & Goubel, F. (1990). Electromyogram Power Spectrum during Dynamic Contractions at Different Intensities of Exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 61, 331-337.
- Gerdle, B.; Eriksson, N.-E. & Brundin, L. (1990). The Behaviour of the Mean Power Frequency of the Surface Electromyogram in Biceps Brachii with Increasing Force and during Fatigue. With Special Regard to the Electrode Distance. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 30, 483-489.
- Gerdle, B.; Eriksson, N.-E.; Hagberg, M. & Friden, H. (1987). Changes in Mean Power Frequency during Dynamic Shoulder Flexion.

- Abstractbook XI International Congress of Biomechanics* (p. 99). Amsterdam: Univ. Press.
- Gerdle, B.; Henriksson-Larsén, K.; Lorentzon, R. & Wretling, M.-L. (1991). Dependence of the Mean Power Frequency of the Electromyogram on Muscle Force and Fibre Type. *Acta Physiologica Scandinavica*, 142, 457-465.
- Gerthsen, Ch.; Kneser, H.O. & Vogel, H. (1982). *Physik* (14. Aufl.). Berlin: Springer.
- Ghez, C. & Gordon, J. (1996). Bewegung. In E.R. Kandel, J.H. Schwartz & T.M. Jessel (Hrsg.), *Neurowissenschaften: Eine Einführung* (S. 495-562). Heidelberg [u.a.]: Spektrum.
- Gollhofer, A.; Edelmann-Nusser, J.; Rapp, W. & Bachmann, V. (1996). Muskel- und neurophysiologische Erkenntnisse zur Qualifizierung des Techniktrainings. *Leistungssport*, 26, 54-58.
- Gollhofer, A.; Komi, P.; Fujitsuka, N. & Miyashita, M. (1987). Fatigue During Stretch-Shortening Cycle Exercises. II. Changes in Neuromuscular Activation Patterns of Human Skeletal Muscle. *International Journal of Sports Medicine*, 8, 38-47.
- Grieszbach, G.; Schack, B.; Anders, Ch.; Schumann, N.P. & Scholle, H.-Ch. (1994). Neue Möglichkeiten zur zeitlich-parametrischen Frequenzanalyse beim Mehrkanal-Oberflächen-EMG. In: Scholle, H.-Ch.; Struppler, A.; Freund, H.-J.; Hefter, H. & Schumann, N.P. (Hrsg.), *Motodiagnostik Mototherapie II* (S. 179-184). Jena: Universitätsverlag.
- Grimby, L. & Hannerz, J. (1977). Firing Rate and Recruitment Order of Toe Extensor Motor Units in Different Modes of Voluntary Contraction. *Journal of Physiology*, 264, 865-879.
- Grimby, L.; Hannerz, J. & Hedman, B. (1981). The Fatigue and Voluntary Discharge Properties of Single Motor Units in Man. *Journal of Physiology*, 316, 545-554.
- Gundlach, H. (1980). *Zu den Strukturmerkmalen der Leistungsfähigkeit, der Wettkampfleistung und des Trainingsinhaltes in den Schnellkraft- und Ausdauersportarten*. Dissertation B, DHfK Leipzig.
- Hagberg, C.; Eriksson, N.-E.; Gerdle, B.; Hagberg, M & Jonsson, B. (1987). Frequency Analysis of EMG Activity of Muscles with Different Fiber Type Composition. *Abstractbook XI International Congress of Biomechanics* (p. 112). Amsterdam: Univ. Press.
- 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.
- Hahn, A. (1992). Wechselbeziehungen zwischen Ermüdungsprozessen und der Koordination von Teilbewegungen im Training und Wettkampf des Sportschwimmers. *Leistungssport*, 22, 38-40.

- Häkkinen, K. & Komi, P. (1983). Electromyographic Changes during Strength Training and Detraining. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 15, 455-460.
- Heckman, C.J. & Binder, M.D. (1993). Computer Simulations of Motoneuron Firing Rate Modulation. *Journal of Neurophysiology*, 69, 1005-1008.
- Heller, M.; Edelman-Nusser, J.; Gruber, M.; Witte, K.; Gollhofer, A.; Schack, B. (2002). Mobiler Messplatz Bogenschiessen: Bewegungstrajektorien und Elektromyogramme im Bogenschiessen. In: Krug, J. & Minow, H.-J. (Hrsg.), *Messplatztraining* (S. 128-133). Sankt Augustin: Academia.
- Hemmling, G. (1993). *Anpassungen des neuromuskulären Systems an eine neuentwickelte Trainingsmethode*. Dissertation, Universität Frankfurt.
- Hennessy, M.P. & Parker, A.W. (1990). Electromyography of Arrow Release in Archery. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 1, 7 -17.
- Hermens, H.J.; Van Bruggen, T.A.M.; Baten, C.T.M.; Rutten, W.L.C & Boom, H.B.K. (1992). The Median Frequency of the Surface EMG Power Spectrum in Relation to Motor Unit Firing and Actionpotential Properties. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2, 15-26.
- Hermsdorf, M. (2001). *Vergleichende Untersuchung zu Muskelaktivitäten während des Freistilschwimmens im Strömungskanal und im Freiwasser sowie beim Krafttraining auf der Armkraftzugbank (AKZ)*. Diplomarbeit, Humboldt-Universität Berlin.
- Hohmann, A. (1985). *Zur Struktur der komplexen Sportspielleistung*. Ahrensburg: Czwalina.
- Hohmann, A.; Lames, M. & Letzelter, M. (2002): *Einführung in die Trainingswissenschaft*. Wiebelsheim: Limpert.
- Hollmann, W. & Hettinger, T. (2000). *Sportmedizin - Arbeits- und Trainingsgrundlagen*. Stuttgart: Schattauer.
- Horita, T. & Ishiko T. (1987). Relationship between Muscle Lactate Accumulation and Surface EMG Activities during Isokinetic Contractions in Man. *European Journal of Applied Physiology*, 56, 18-23.
- Ikai, M.; Ishii, K. & Miyashia, M. (1964). An Electromyographic Study of Swimming. *Research Journal of Physical Education*, 7, 47-54.
- Israel, S. (1995). Grundprinzipien der biologischen Adaptation. In G. Badtke (Hrsg.), *Lehrbuch der Sportmedizin* (3. Aufl.; S. 1-7). Heidelberg [u.a.]: Barth.
- Jakowlew, N.N. (1977). *Sportbiochemie*. Leipzig: Barth.
- Jansen, R.; Ament, W.; Verkerke, G.J. & Hof, A.L. (1997). Median Power Frequency of the Surface Electromyogram and Blood Lactate Concentration in Incremental Cycle Ergometry. *European Journal of Applied Physiology*, 75, 102 - 108.
- Jöllnbeck, T. (2002). *Die elektromechanische Verzögerung der menschlichen Skelettmuskulatur*. (Schriften zur Sportwissenschaft, 35). Hamburg: Kovač.

- Kamen, G. & Caldwell, E. (1996). Physiology and Interpretation of the Electromyogram. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 13, 366-384.
- Kereshi, S.; Manzano, G. & McComas, A.J. (1983). Impulse Conduction Velocities in Human Biceps Brachii Muscles. *Experimental Neurology*, 80, 652-662.
- Kipke, L. (1966): Das elektromyographische Bild des am Trainingsgerät imitierten Armzuges der Freistilschwimmer. *Medizin und Sport*, 6, 116-121.
- Komi, P.V. (1981). Fundamental performance characteristics in females and males. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14, 102 – 108.
- Komi, P.V. & Tesch, P.A. (1979). EMG Frequency Spectrum, Muscle Structure and Fatigue during Dynamic Contractions in Man. *European Journal of Applied Physiology*, 42, 41-50.
- Kranz, H.; Williams, A.M.; Cassell, J.; Caddy, D.J. & Silberstein, R.B. (1983). Factors Determining the Frequency Content of the Electromyogram. *Journal of Applied Physiology*, 55, 392-399.
- Kruse, R.; Gebhardt, J. & Klawonn, F. (1995). *Fuzzy-Systeme* (2. Aufl.). Stuttgart: Teubner.
- Kukulka, C. & Clamann, P. (1981). Comparison of the Recruitment and Discharge Properties of Motor Units in Human Brachial Biceps and Adductor Pollicis during Isometric Contractions. *Brain Research*, 219, 45-55.
- Küpfmüller, K & Kohn, G. (2000). *Theoretische Elektrotechnik und Elektronik: eine Einführung* (15. Aufl.). Berlin: Springer.
- Larsson, B.; Månsson, B.; Karlberg, C.; Syvertsson, P.; Elert, J. & Gerdle, B. (1999). Reproducibility of Surface EMG Variables and peak torque during Three Sets of Ten Dynamic Contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 351-357.
- Leroyer, P.; Van Hoecke, J. & Helal, J.N. (1993). Biomechanical Study of the Final Push-Pull in Archery. *Journal of Sports Sciences*, 11, 63-69.
- Letzelter, H. & Letzelter, M. (1982). Die Struktur sportlicher Leistungen als Gegenstand der Leistungsdiagnostik in der Trainingswissenschaft. *Leistungssport*, 12, 351-361.
- Lewillie, L. (1973): Muscular Activity in Swimming. In S. Cerquiglioni, A. Venerando & J. Wartenweiler (Eds.), *Biomechanics III* (pp. 440-445). Basel: Karger.
- Linnamo, V. (2002). *Motor Unit Activation and Force Production during Eccentric, Concentric and Isometric Actions* [Electronic Version]. Academic Dissertation, Neuromuscular Research Center, Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Finland.
- Linnamo, V.; Bottas, R. & Komi, P.V. (2000). Force and EMG Power Spectrum during and after Eccentric and Concentric Fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 293-300.

- Lloyd, A.J. (1971). Surface Electromyography during Sustained Isometric Contractions. *Journal of Applied Physiology*, 30, 713-719.
- Lowery, M.; Nolan, P. & O'Malley, M. (2002). Electromyogram Median Frequency, Spectral Compression and Muscle Fibre Conduction Velocity during Sustained Sub-maximal Contraction of the Brachioradialis Muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12, 111-118.
- 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.
- Lutz, H. & Wendt, W. (1998). *Taschenbuch der Regelungstechnik* (2. überarb. Aufl.). Thun [u.a.]: Deutsch.
- Masuda, K.; Masuda, T.; Sadoyama, T.; Inaki, M. & Katsu, S. (1999). Changes in Surface EMG Parameters during Static and Dynamic Fatiguing Contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 39-46.
- Mester, J. (1988). *Diagnostik von Wahrnehmung und Koordination im Sport. Lernen von sportlichen Bewegungen.* (Wissenschaftliche Schriftenreihe des Deutschen Sportbundes, 20). Schorndorf: Hofmann.
- Milner-Brown, H.S.; Stein, R.B. & Lee, R.G. (1975). Synchronization of Human Motor Units: Possible Roles of Exercise and Supraspinal Reflex. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 38, 245-254.
- Milner-Brown, H.S.; Stein, R.B. & Yemm, R. (1973a). The Contractile Properties of Human Motor Units during Voluntary Isometric Contractions. *Journal of Physiology*, 228, 285-306.
- Milner-Brown, H.S.; Stein, R.B. & Yemm, R. (1973b). Changes in Firing Rate of Human Motor Units during Linearly Changing Voluntary Contractions. *Journal of Physiology*, 230, 371-390.
- Moritani, T. (1992). Time Course of Adaptations during Strength and Power Training. In P. Komi (Ed.), *Strength and Power in Sport. Encyclopaedia of Sports Medicine* (pp. 266-278). Oxford: Blackwell Scientific Publications.
- Moritani, T. & De Vries, H. (1979). Neural Factors versus Hypertrophy in the Time Course of Muscle Strength Gain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 58, 115-130.
- 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, 1179-1185.

- Mujika, I. & Padilla, S. (2003). Scientific Bases for Precompetition Tapering Strategies. *Medicine. & Science in Sports & Exercise*, 35, 1182-1187.
- Müller, K.-J. (1985). Explosivkraft – eine generelle oder spezifische Eigenschaft. In M. Bührle (Hrsg.), *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings* (S. 144-161). Schorndorf: Hofmann.
- Muro, M.; Nagata, N & Moritani, T. (1983). Analysis of Myoelectric Signals during Dynamic and Isometric Contractions. In H. Matsui & K. Kobayashi (Eds.), *Biomechanics VIII-A* (pp. 432-439). Champaign, IL: Human Kinetics.
- 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. *Journal of Applied Physiology*, 50, 23 - 33.
- Nagamachi, A.; Ikata, T.; Kato, S. & Morita, T. (2000). Spectral Analysis of Erector Spinae Muscle Surface Electro-myography as an Index of Exercise Performance in Maximal Treadmill Running. *Journal of Medical Investigation*, 47, 29-35.
- Nardone, A.; Romano, 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.
- Ng, J.K.F.; Parnianpour, M.; Kippers, V. & Richardson, C.A. (2003). Reliability of Electromyographic and Torque Measures during Isometric Axial Rotation Exertions of the Trunk. *Clinical Neurophysiology*, 114, 2355-2361.
- Nishikawa, D.; Yu, W. & Yokoi, H. (1999). Analyzing and Discriminating EMG Signals Using Wavelet Transform and Real-Time Learning Method. In C.H. Dagli et al. [Eds.], *Intelligent Engineering systems through artificial neural networks Vol. 9*, 281-286, ASME Press.
- Nussbaumer, R.M.; Rugg, D.G.; Studer, L.M. & Gabriel, J.-P. (2002). Computer Simulation of the Motoneuron Pool-Muscle Complex. I. Input System and Motoneuron Pool. *Biological Cybernetics*, 86, 317-333.
- Olbrecht, J. & Clarys, J.P. (1983). EMG of Specific Strength Training Exercises for the Front Crawl. In A.P. Hollander & P.A. Huijing (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming* (pp. 136-141). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Peach, J.; Gunning, J. & McGill, S. (1998). Reliability of spectral EMG parameters during isometric contractions of the spine extensors. *11th Conference European Society of Biomechanics, Abstract*. Zugriff am 05.08.2004 unter http://www.utc.fr/esb/esb98/abs_htm/578.html.
- Pfeifer, K. & Vogt, L. (2003). Elektromyographie. In W. Banzer, K. Pfeifer & L. Vogt (Hrsg.), *Sportmedizinische Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems* (S. 165-182). Berlin [u.a.]: Springer.

- Portero, P.; Bigard, A.X.; Gamet, D.; Flageat, J.R. & Guezennec, C.Y. (2001). Effects of Resistance Training in Humans on Neck Muscle Performance, and Electromyogram Power Spectrum Changes. *European Journal of Applied Physiology*, 84, 540-546.
- Reischle, K. (1988). *Biomechanik des Schwimmens*. Bockenem: Sport Fahnemann.
- Sale, D.G. (1992). Neural Adaptations to Strength Training. In P.V. Komi (Ed.), *Strength and Power in Sport. Encyclopaedia of Sports Medicine* (pp. 249-265). Oxford: Blackwell Scientific Publications.
- Saziorski, W.M.; Aljeschinski, S.J. & Jakunin, N.A. (1987). *Biomechanische Grundlagen der Ausdauer*. Berlin: Sportverlag.
- Schack, B. (1996). *Adaptive Verfahren zur Spektralanalyse instationärer mehrdimensionaler biologischer Signale*. Habilitationsschrift, Technische Hochschule Ilmenau.
- Schack, B.; Bareshova, E.; Grieszbach, G. & Witte, H. (1995a). Methods of Dynamic Spectral Analysis by Self-exciting ARMA Models and their Application to Analysing Biosignals, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 33, 492-498.
- Schack, B.; Grieszbach, G.; Arnold, M. & Bolton, J. (1995b). Dynamic Cross Spectral Analysis of Biological Signals by means of Bivariate ARMA Processes with Time-Dependent Coefficients, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 33, 605-610.
- Scharl, A. (1999). *NeuroFuzzy-Hybridssysteme* (Dissertationen der Universität Wien, 55). Universität Wien: WUV.
- Schlumberger, A. & Schmidbleicher, D. (2001). Effekte eines Krafttrainings mit explosiv-isometrischen Kontraktionen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 52, 94-99.
- Schmidbleicher, D. (1980). *Maximalkraft und Bewegungsschnelligkeit*. Bad Homburg: Limpert.
- Schmidbleicher, D. (1987). Motorische Beanspruchungsform Kraft. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 38, 356-377.
- Schmidbleicher, D. & Hemmling, G. (1994). Die Auswirkungen eines Krafttrainings mit einer Kombination von maximalen Muskelaktionen auf die Explosiv- und Maximalkraft. *Leistungssport*, 24, 4-9.
- Schmied, A.; Vedel, J.-P. & Pagni, S. (1994). Human Spinal Lateralization Assessed From Motoneurone Synchronization: Dependence on Handedness and Motor Unit Type. *Journal of Physiology*, 480, 369-387.
- Schmied, A.; Vedel, J.-P.; Pouget, J.; Forget, R.; Lamarre, Y. & Paillard, J. (1996). Changes in Motoneurone Connectivity Assessed From Neuronal Synchronization Analysis. In A. Taylor, M.H. Gladden & R. Durbaba (Eds.), *Alpha and Gamma Motor Systems* (pp. 469-477). New York: Plenum Press.

- Schnabel, G.; Harre, D. & Borde, A. (Hrsg.) (1994). *Trainingswissenschaft*. Berlin: Sportverlag.
- Schwegler, J.S. (1998). *Der Mensch - Anatomie und Physiologie*. Stuttgart [u.a.]: Thieme.
- Seki, K.; Miyazaki, Y.; Watanabe, M.; Nagata, A. & Narusawa, M. (1991). Surface Electromyogram Spectral Characterization and Motor Unit Activity during Voluntary Ramp Contraction in Men. *European Journal of Applied Physiology*, 63, 165-172.
- Senner, V. & Schaff, P. (1999). Elektromyographie - Physiologie des EMG-Signals, dessen meßtechnische Erhebung und Auswertung. *Sportorthopädie - Sporttraumatologie*, 15, 160-165.
- Slot, P.J. & Sinkjaer, T. (1994). Simulations of the Alpha Motoneuron Pool Electromyogram Reflex at Different Preactivation Levels in Man. *Biological Cybernetics*, 70, 351-358.
- Smirnov, K.; Vinogradov, M.; Zukov, E.; Zimkin, M.; Kosilov, S.; Farfel, V. & Frolov, L. (1974). *Sportphysiologie*. Berlin: Sportverlag.
- Solomonow, M.; Baten, C.; Smit, J.; Baratta, R.; Hermens, H.; D'Ambrosia, R. & Shoji, H. (1990). Electromyogram Power Spectra Frequencies Associated with Motor Unit Recruitment Strategies. *Journal of Applied Physiology*, 68, 1177-1185.
- Stein, R.B.; French, A.S.; Mannard, A. & Yemm, R. (1972). New Methods for Analysing Motor Function in Man and Animals. *Brain Research*, 40, 187-192.
- Stein, R.B. & Parmiggiani, F. (1981). Nonlinear Summation of Contractions in Cat Muscles. I. Early Depression. *Journal of General Physiology*, 78, 277-293.
- Stichert, K.H.; Federle, S.; Kuechler, J. & Hellstern, W. (1986). *Forschungsbericht "Antrieb" 1985/86*. Leipzig: FKS.
- Stuart, D.G. & Enoka, R.M. (1983). Motoneurons, Motor Units, and the Size Principle. In R.N. Rosenberg & W.D. Willis (Eds.), *The Clinical Neurosciences. Neurobiology* (pp. 471-517). New York: Churchill Livingstone.
- Studer, L.M.; Rugg, D.G. & Gabriel, J.-P. (1999). A Model for Steady Isometric Muscle Activation. *Biological Cybernetics*, 80, 339-355.
- Stulen, F. & De Luca, C.J. (1981). Frequency Parameters of the Myoelectric Signal as a Measure of Conduction Velocity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 28, 515-523.
- Tesch, P.A.; Komi, P.V.; Jacobs, I.; Karlsson, J. & Viitasalo, J.T. (1983). Influence of Lactate Accumulation of EMG Frequency Spectrum during Repeated Concentric Contractions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 119, 61-67.

- 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.
- Von Tscherner, V. (2000). Intensity Analysis in Time-Frequency Space of Surface Myoelectric Signals by Wavelets of Specified Resolution. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 433-445.
- Wadsworth, D.J. & Bullock-Saxton, J.E. (1997). Recruitment Patterns of the Scapular Rotator Muscles in Freestyle Swimmers with Subacromial Impingement. *International Journal of Sports Medicine*, 18, 618-624.
- Wakayoshi, K.; Ikuta, K.; Yoshida, T.; Udo, M.; Moritani, T.; Mutoh, Y. & Miyashita, M. (1992). Determination and Validity of Critical Velocity as an Index of Swimming Performance in the Competitive Swimmer. *European Journal of Applied Physiology*, 64, 153-157.
- Wakayoshi, K.; Moritani, T.; Mutoh, Y. & Miyashita, M. (1994). Electromyographic Evidence of Selective Muscle Fatigue during Competitive Swimming. In M. Miyashita, Y. Mutoh & A.B. Richardson (Eds), *Medicine and Science in Aquatic Sports*. (Medicine & Sport Science, 39, pp. 16-23). Basel: Karger.
- Wendemuth, A. (2004). *Grundlagen der digitalen Signalverarbeitung: Ein mathematischer Zugang*. Berlin: Springer.
- Wilmink, R.J.; Slot, P.J. & Sinkjaer, T. (1996). Modeling of the H-reflex Facilitation during Ramp and Hold Contractions. *Journal of Computational Neuroscience*, 3, 337-346.
- Winter, D.A. (1979). *Biomechanics of Human Movement*. New York: Wiley.
- Witte, K. (2002). *Stabilitäts- und Variabilitätserscheinungen der Motorik des Sportlers unter nichtlinearem Aspekt*. Aachen: Shaker.
- Witte, K. & Blaser, P. (2000). Verification of Time-Dependent Analysis Methods for Quantification of EMG Signals. In Y. Hong & D.P. Johns (Eds.), *Proceedings of XVIII International Symposium on Biomechanics in Sports*. Hong Kong: Univ. Press.
- Witte, K.; Edelmann-Nusser, J. & Schack, B. (2001a). Applications of the Time-Variant Spectral Analysis of Surface EMG Signals in Sports. In J. Mester, G. King, H. Strüder, E. Tsolakidis & A. Osterburg (Eds.), *Perspectives and Profiles. European College of Sport Science. Book of Abstracts*. Cologne: Sport & Buch Strauß.
- Witte, K.; Edelmann-Nusser, J. & Schack, B. (2001b). Auswertung von EMG-Daten mit Verfahren der Zeitvarianten Spektralanalyse – dargestellt am Beispiel des Bogenschießens. *Spectrum der Sportwissenschaften*, 13 (2), 27-42.
- Witte, K.; Edelmann-Nusser, J.; Heller, M. & Schack, B. (2003). The Time-Variant Spectral Analysis of Surface EMG-Signals in Sports. In W.I. Schöllhorn, C. Bohn, J.M. Jäger, H. Schaper & M. Alichmann (Hrsg.),

European Workshop on Movement Science. Book of Abstracts.
Cologne: Sport & Buch Strauß.

- Yao, W.; Fuglevand, A.J. & Enoka, R.M. (2000). Motor Unit Synchronization Increases EMG Amplitude and Decreases Force Steadiness in Simulated Contractions. *Journal of Neurophysiology*, 83, 441-452.
- Yue, G.; Fuglevand, A.J.; Nordstrom, M.A. & Enoka, R.M. (1995). Limitations of the Surface Electromyography Technique for Estimating Motor Unit Synchronisation. *Biological Cybernetics*, 73, 223-233.
- Zadeh, L.A. (1965). Fuzzy Sets. *Information and Control*, 8, 338-353.
- Zipp, P. (1979). Elektromyographie in der Biomechanik des Sports - Anwendungsbeispiel Bogenschießen. *Leistungssport*, 9, 288 -294.
- Zipp, P.; Arnold, W. & Rohmert, W. (1978). Identifizierung von leistungsbestimmenden Engpässen beim Bogenschießen. *Leistungssport*, 8, 375 -383.

II Abbildungsverzeichnis

Abb. 1. Typische Muskelzuckungen der Typen I, IIa und IIb (A); die tetanischen Spannungen bei einer Stimulusfrequenz von 13 Hz (links), 20 Hz (mitte) und 25 Hz (rechts) (B) sowie das Ermüdungsverhalten bei langandauernder Stimulation (C) (nach Burke et al., 1974, aus Ghez & Gordon (1996)).	11
Abb. 2. Qualitative Veränderung der Muskelspannung bei Erhöhung der Entladungsrate der Motoneuronen (aus Ghez & Gordon, 1996)	12
Abb. 3. Schematische Darstellung eines Summenpotentials zweier ME A (Muskelfasern 1, 4 und 5) und B (Muskelfasern 2 und 3).	14
Abb. 4. Signalstruktur eines Roh-EMG-Signals	14
Abb. 5. Schematische Darstellung der Bestimmung der Momentanmedianfrequenz (MMF) aus dem Zeit-Frequenzspektrum	28
Abb. 6. Zeit-Frequenz-Analyse eines EMG-Signals bei isometrisch explosiver Kontraktion mit a) vereinfachter Darstellung des ungeglätteten gleichgerichteten Roh-EMG's, b) FFT – gleitendem Zeitfenster 64 ms, Verschiebung alle 10 ms, c) FFT – gleitendem Zeitfenster 128 ms, Verschiebung alle 10 ms und d) adaptive dynamische Spektralanalyse – ARMA (25,2).	29
Abb. 7. Vorverarbeitung des Roh-EMG-Signals für die adaptive Spektralanalyse	30
Abb. 8. Recurve-Bogen mit Stabilisatoren	35
Abb. 9. Ansicht des Bogenmittelteils in verschiedenen Phasen eines Schusses (A-C) (aus Edelman-Nusser & Gollhofer, 1998).	36
Abb. 10. Schematische Darstellung des NOPTEL®-Systems mit zusätzlichem Laser (vgl. Edelman-Nusser et al., 2002).	38
Abb. 11. Eingangsgrößen des Messsystems: Beschleunigung des Bogens, Roh-EMG und horizontale / vertikale Auslenkung des Bogens.	38
Abb. 12. Ermittlung der mittleren MMF und MF aus den 30/36 Schuss.	39
Abb. 13. Schematischer Ablauf der Bestimmung der Variabilität des zeitlichen Frequenzverhaltens.	40
Abb. 14. Mittlere Haltefenster (Standardabweichung in Ringen innerhalb der letzten Sekunde vor dem Lösen des Schusses) für WN und JM für alle Untersuchungstermine.	43
Abb. 15. Mittlere MF des m. trapezius pars transversa aller Schützen an allen Untersuchungstagen.	44
Abb. 16. Korrelationsdiagramm für die mittleren Haltefenster (Standardabweichung in Ringen) und die mittleren MF aller Schützen an allen Untersuchungstagen.	45
Abb. 17. Korrelationsdiagramm für die Haltefenster (Standardabweichung in Ringen) und die mittleren MF der C-Kader-Schützen an allen Untersuchungstagen.	46

Abb. 18. Über 30 bzw. 36 Schüsse gemittelter zeitlicher Verlauf der MBL für jeden Testtermin anhand von zwei Schützen.	47
Abb. 19. Testposition der Versuchspersonen	54
Abb. 20. Mittlere Leistungsverteilung in den Frequenzbändern der EMG-Signale des m. triceps brachii (600 ms Zeitfenster nach Beginn des Kraftanstieges) aller Versuchspersonen an den vier Untersuchungsterminen.....	55
Abb. 21. Darstellung der Zeit-Frequenz-Spektren des EMG-Signals vom m. pect. major einer Versuchsperson während der maximal explosiven Phase der Kraftentwicklung.....	56
Abb. 22. Darstellung der Zeit-Frequenz-Spektren des EMG-Signals vom m. pect. major einer Versuchsperson während der maximal explosiven Phase der Kraftentwicklung.....	57
Abb. 23. Verlauf der MMF, MBL (normiert, 1 entspricht 100%) und Kraftkurve einer Versuchsperson.....	58
Abb. 24. Verlaufsänderung von MMF und MBL (normiert, 1 entspricht 100%) des m. triceps brachii einer Versuchsperson nach sechswöchigem Training.....	58
Abb. 25. Schwimmbank (Modell BIOMETER, Firma Fahnemann, Bockenem, Deutschland).....	63
Abb. 26. Kraft-Zeit-Verlauf eines Armzuges, Roh-EMG-Signal, MMF und MBL (0-250 Hz) des m. triceps brachii caput laterale.	64
Abb. 27. Berechnung des Bandleistungs-Quotienten (BLQ). Das Ausschwingen der MBL nach $t_{A,1}$ bzw. $t_{E,1}$ wird bei der Auswertung nicht berücksichtigt. Weitere Erklärungen zu (9) im Text.	65
Abb. 28. Schematische Darstellung der Datenauswertung: ML: mechanische Leistung, A(400ms): gemittelt über alle 400ms Ausschnitte (Armzüge) innerhalb des ersten 30s-Intervalls, E(400ms): analog für das letzte 30s-Intervall.	66
Abb. 29. Schematischer Ablauf der Berechnung der Veränderungen der Variabilität des zeitlichen Frequenzverhaltens über die zweiminütige Belastung.....	67
Abb. 30. Mittlere mechanische Leistung im 120-Sekunden-Test der Schwimmerinnen über den Untersuchungszeitraum	69
Abb. 31. Typische Muster der Teilintervalleleistungen der mittleren mechanische Leistung am Beispiel von drei Schwimmerinnen an den einzelnen Untersuchungsterminen	70
Abb. 32. Zeitvariante Spektren des m. triceps brachii caput laterale der Schwimmerin VII am 2. Untersuchungstag von jeweils zwei Armzügen in diskreten Zeitabständen von 2 ms.....	71
Abb. 33. Mittlere MF im ersten (Anfang) und letzten Zeitintervall (Ende) für jede Schwimmerin an jedem Untersuchungstag für den m. triceps brachii caput laterale.	72

Abb. 34. Mittlere MF im ersten (Anfang) und letzten Zeitintervall (Ende) für jede Schwimmerin an jedem Untersuchungstag für den m. triceps brachii caput longum.	72
Abb. 35. Mittlere MF im ersten (Anfang) und letzten Zeitintervall (Ende) für jede Schwimmerin an jedem Untersuchungstag für den m. latissimus dorsi.	73
Abb. 36. Mittlere Medianfrequenzen der Einzelzyklen des m. latissimus dorsi für die jeweils ersten 20 (schwarz) und letzten 20 (weiß) Bewegungszyklen einer Schwimmerin während der zweiminütigen Belastung eines Untersuchungstermins.	74
Abb. 37. Rangreihenfolgendendiagramm für die Merkmale mittlere mechanische Leistung und mittlerer prozentualer MF-Abfall für alle Schwimmerinnen.	75
Abb. 38. Typisches Verhalten der mittleren MMF von EMG-Signalen im zeitlichen Verlauf der Bewegungsausführung, gemittelt über 20 Armzüge zu Beginn (a) und 20 Armzüge zum Ende (b) der Messung am Beispiel von Schwimmerin VI, 3. Untersuchungstag (m. triceps brachii caput laterale).	76
Abb. 39. Zeitliche Veränderungen der mittleren MMF des m. triceps brachii caput longum in den vier 30s-Intervallen der zweiminütigen Belastung.	77
Abb. 40. BLQ des m. triceps brachii caput laterale für alle Schwimmerinnen an allen Untersuchungstagen.	78
Abb. 41. BLQ des m. triceps brachii caput longum für alle Schwimmerinnen an allen Untersuchungstagen.	78
Abb. 42. BLQ des m. latissimus dorsi für alle Schwimmerinnen an allen Untersuchungstagen.	79
Abb. 43. Zeitliche Veränderungen der mittleren MBL innerhalb des Bewegungsablaufes während der Belastung.	79
Abb. 44. Darstellung der prozentualen Häufigkeit des Ansteigens der Variabilität der Medianfrequenzen vom Anfang zum Ende der zweiminütigen isokinetischen Schwimmbelastung.	80
Abb. 45. Darstellung des aus dem Streckenindikator S und der prozentualen Häufigkeit des Absinkens der Variabilität aller Testtage berechneten Korrelationskoeffizienten der Schwimmerinnen für den m. triceps brachii caput laterale et longum und den m. latissimus dorsi.	81
Abb. 46. Analyse des EMG-Verhaltens und der mittleren mechanische Leistung im Verlauf der Trainingsperiodisierung.	84
Abb. 47. Mittlere MF der EMG-Signale der drei Muskeln im ersten 30s-Intervall an den Untersuchungstagen 5 bis 8 in unterschiedlichen Phasen des Trainings.	85
Abb. 48. Prozentualer Anteil der mittleren MBL in den 50 Hz Frequenzbändern bezogen auf die mittlere MBL 0-250 Hz von Schwimmerin III, dargestellt am Beispiel des m. latissimus dorsi.	86

Abb. 49. Detaillierte Darstellung der Ergebnisse am Beispiel von Schwimmerin III am 6. Untersuchungstag	87
Abb. 50. Testposition der Versuchspersonen bei der dynamischen Armbeugung.....	93
Abb. 51. Ergebnisse der MF für separate Armbeugungen mit unterschiedlichen Belastungsintensitäten.....	93
Abb. 52. Die Instanzen der motorischen Systeme (nach Ghez & Gordon, 1996).....	102
Abb. 53. Vereinfachtes abstraktes Muskelmodell	107
Abb. 54. Simulierter isometrischer Kraft-Zeit-Verlauf eines kritisch gedämpften Systems II. Ordnung (nach Fuglevand et al., 1993)	108
Abb. 55. Simulink-Modell für ein lineares dynamisches System II. Ordnung.	110
Abb. 56. Simulation des Kraft-Zeit-Verhaltens einer ME bei Stimulation mit einer instationären Impulsfolge.....	110
Abb. 57. Eine Fuzzy-Menge für den linguistischen Term groß im Kontext erwachsener deutscher Männer (aus Borgelt et al., 2003).	112
Abb. 58. Architektur eines Fuzzy-Reglers (aus Kruse et al., 1995)	113
Abb. 59. Schematische Darstellung für die Regelstrecke des Kraft-Zeit-Verhaltens von n ME ($ME_1..ME_n$) und deren individuelles Kraft-Zeit-Verhalten $F_{y1}..F_{yn}$	114
Abb. 60. Partitionierungen der Regel- und Stellgrößen für eine ME vom Fasertyp I.....	117
Abb. 61. Auswertung zweier Fuzzy-Regeln bei einem Mamdani-Regler mit den Eingangsgrößen x_1 und x_2 und der Stellgröße y	118
Abb. 62. Simulierte Kraft-Zeit-Verläufe von Einzelimpulsen der fünf für die Simulationsprozeduren verwendeten ME.	119
Abb. 63. Regelkreis für ein dynamisches System mit fünf ME und veränderlichem Sollwert.	120
Abb. 64. Darstellung von einer der fünf ME aus Abb. 62.....	120
Abb. 65. Darstellung von vier verschiedenen Simulationsszenarien mit rampenartig ansteigender Kraftentwicklung.....	121
Abb. 66. Darstellung von vier verschiedenen Simulationsszenarien mit Kraftplateau..	122
Abb. 67. Kraft-Zeit-Verhalten von Population B, dargestellt am Beispiel von S1.	124
Abb. 68. Darstellung des Kraft-Zeit-Verhaltens der ersten fünf Simulationen S1 bis S5 beider Populationen.	124
Abb. 69. Neuronale Netze zur Aufbereitung von Ein- und Ausgaben eines Fuzzy-Systems (nach Borgelt et al., 2003).	126

III Tabellenverzeichnis

Tab. 1. Differenzen der durchschnittlichen Medianfrequenzwerte (Ende der Belastung minus Anfang der Belastung in Hz) für jede Versuchsperson (Vpn) und Muskel sowie die individuelle Belastungsdauer (aus Ament et al., 1996).....	20
Tab. 2. Statistische Angaben zu den Versuchspersonen	37
Tab. 3. Trefferquoten (TQ) an den fünf Untersuchungsterminen sowie deren Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD).....	41
Tab. 4. Mittlere Trefferquoten der B-Kader und C-Kader mit Signifikanzprüfung auf Stichprobenunterschiede (U-Test).	42
Tab. 5. x-y-Auslenkung der Schützen mit Signifikanzprüfung (U-Test)	42
Tab. 6. Vergleich der mittleren Haltefenster und Standardabweichung der B-Kader mit denen der C-Kader	42
Tab. 7. Vergleich der mittleren Haltefenster und Standardabweichung der höchsten 10 bzw. 20 Trefferergebnisse mit denen der niedrigsten 10 bzw. 20 Trefferergebnisse	43
Tab. 8. Mittlere MF der B-Kader und C-Kader	44
Tab. 9. Mittlere MF der Datensätze mit den höchsten bzw. niedrigsten 10 und 20 Trefferquoten	45
Tab. 10. Arithmetisches Mittel der Standardabweichungen (SD) der Medianfrequenzen und deren Standardabweichungen (SD_{SD}) für B-Kader und C-Kader.....	46
Tab. 11. Arithmetisches Mittel der Standardabweichungen (SD) der Medianfrequenzen und deren Standardabweichungen (SD_{SD}) für die höchsten und niedrigsten 10 bzw. 20 Trefferergebnisse	46
Tab. 12. Angaben zu der untersuchten Gruppe (Mittelwerte und Standardabweichungen).....	52
Tab. 13. Trainingsplan für das dynamische Krafttraining.....	53
Tab. 14. Ergebnisse der isometrischen Maximal- und Explosivkraft an den einzelnen Testterminen (zum Ausgangsniveau normierte Werte).	54
Tab. 15. Mittlere MF des m. triceps brachii caput laterale und des m. pectoralis major innerhalb von 100 ms nach Beginn des Kraftanstieges	59
Tab. 16. Anwesenheit (X) der Schwimmerinnen an den Untersuchungsterminen.....	63
Tab. 17. Berechnung des Streckenindikators (S) anhand von drei Beispielen unterschiedlicher Teilleistungen aber gleicher mittlerer mechanischer Leistung (ML).	68
Tab. 18. Exemplarische Prüfung der Signifikanz des Abfalls der MMF des in Abb. 38 dargestellten Kurvenverlaufs zu verschiedenen Zeitpunkten des 400 ms Zeitfensters.	76

Tab. 19. Einzelfalluntersuchungen "Armbeuger" von vier männlichen Sportstudenten.	92
Tab. 20. Dämpfungskonstanten D_i für eine ME i mit einer Kontraktionszeit T_i	111
Tab. 21. Fuzzy-Regelbasis für eine ME.....	116
Tab. 22. Charakteristische Merkmale der für die Simulationsprozeduren verwendeten ME.....	119
Tab. 23. Charakteristische Merkmale der für die Simulationsprozeduren verwendeten ME der Population B.	123
Tab. 24. Statistische Kennwerte für die Verstärkung [o.E.] bei den im Text näher erläuterten 10 Simulationen mit jeweils fünf bzw. zehn ME.....	125

IV Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen

ARMA	Auto Regressive Moving Average
BL	Bandleistung
BLQ	Bandleistungs-Quotient
D	Dämpfungsfaktor
E	Erregungsantrieb (synaptischer Eingang im motorischen Kern)
EEG	Elektroencephalografie
EMG	Elektromyografie
F	Kraft
FFT	Fast-Fourier-Transformation
ISI	Inter-Stimulus-Intervall (Zeitintervall zwischen zwei Impulsen)
K	Verstärkungsfaktor (Skalierungsfaktor für die Impulsantwort einer ME)
MBL	Momentanbandleistung, zeitlicher Verlauf der BL
ME	motorische Einheit
MEAP	Aktionspotential einer motorischen Einheit
MF	Medianfrequenz
ML	mittlere mechanische Leistung
MMF	Momentanmedianfrequenz, zeitlicher Verlauf der MF
MPMK	Motoneuron-Pool-Muskel-Komplex
MVC	Maximum Value Capacity, willkürliche Maximalkraftfähigkeit
MW	Mittelwert
OEMG	Oberflächen-EMG
PT ₂	Proportional-Element mit Verzögerung II. Ordnung
S	Streckenindikator
S _i	Simulation i (i = 1..10)
SD	Standardabweichung
T	Kontraktionszeit einer ME (vom Beginn der Kontraktion bis zum Erreichen der Amplitude)
TQ	Trefferquote
VB	Variationsbreite
Vpn	Versuchsperson
x ₁ , x ₂	Eingangsgrößen des Fuzzy-Reglers
y	Stellgrößen des Fuzzy-Reglers
α	Alpha
γ	Gamma

V Selbständigkeitserklärung

Ich erkläre an Eides Statt, dass ich die Dissertation selbständig verfasst und die genutzten Hilfsmittel vollständig angegeben habe.

Magdeburg, 17. Dezember 2004

Lebenslauf

Name: Mario Heller
Geburtstag: 17. Juni 1975
Geburtsort: Schönebeck / Elbe
Staatsangehörigkeit: deutsch

Wissenschaftlicher Bildungsgang

1997 – 2002 Diplomstudium "Sport und Technik" am Institut für Sportwissenschaft, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Abschluss mit akad. Grad Dipl.-Sporting.
2002 Wissenschaftlicher Mitarbeiter (BAT-O IIa/2 aus Mitteln Dritter) am Institut für Sportwissenschaft der Universität Magdeburg
2003 – 2004 Graduiertenstipendium des Landes Sachsen-Anhalt zum Zwecke der Promotion am Institut für Sportwissenschaft der Universität Magdeburg
seit 2005 Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Sportwissenschaft der Universität Wien, Österreich

Magdeburg, den 10. Oktober 2005

Mario Heller