

**Mario Heller, Kerstin Witte, Jürgen Edelmann-Nusser,  
Astrid Zech & Bärbel Schack**

## **Einfluss eines Maximal- und Explosivkrafttrainings auf das zeitabhängige Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen**

*EFFECTS OF MAXIMAL AND EXPLOSIVE TYPE STRENGTH TRAINING ON TIME-VARIANT SPECTRAL BEHAVIOUR OF SURFACE ELECTROMYOGRAMS*

Mit tiefer Betroffenheit haben wir die Nachricht vom plötzlichen Tod von Frau Priv.-Doz. Dr. Ing. habil. Dr. rer. nat. Bärbel Schack zur Kenntnis genommen. Wir verlieren eine stets kooperative Kollegin, die uns in bleibender Erinnerung sein wird.

### *Zusammenfassung*

*Das Ziel dieser Studie war es, das zeitabhängige Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen relevanter Muskeln vor, während und nach dem Absolvieren eines sechswöchigen dynamischen Maximal- und Explosivkrafttrainings im Bankdrücken zu untersuchen. Testaufgabe war es, so schnell wie möglich eine maximale isometrische Kraft zu entwickeln. Das Krafttraining führte zu Verbesserungen der Maximalkraft (4%,  $p < 0,05$ ) und der Explosivkraft (24%,  $p < 0,001$ ). Die Ergebnisse der zeitvarianten Spektralanalyse deuten auf verschiedene Anpassungen in den neuronalen Ansteuerungsmechanismen hin. Es konnten sowohl höhere Anteile der Signalleistungen in den oberen Frequenzbändern als auch eine größere Strukturiertheit der Signale beobachtet werden. Die Medianfrequenzen und die Bandleistungen der EMG-Signale zeigten bei den meisten Probanden einen ähnlichen Verlauf: Die Kurven beider Spektralparameter unmittelbar vor dem Kraftanstieg waren durch einen steilen Anstieg charakterisiert und erreichten maximale Werte kurz vor dem höchsten Anstieg der Kraftkurve.*

### *Abstract*

*The purpose of this study was to investigate the time-variant dynamic response of surface electromyograms of relevant muscles before, during and after a maximal and explosive type strength training. The subjects completed a training program of dynamic bench presses over six weeks consisting of different phases (hypertrophy, intramuscular coordination, explosive strength) in relation to the training aims. The task of the test was to develop a maximal explosive isometric strength. The training led to an increase of maximal strength (4%,  $p < 0,05$ ) and of explosive strength (24 %,  $p < 0,001$ ). The results of the time-variant analysis of the EMG signals indicate different neural adaptations to strength training. An increase of signal power on the highest frequency bands as well as a greater structure of the signals could be observed. The momentary median frequency and the power of the EMG signals showed a similar time course for most of the subjects: they were characterized by a steep gradient just before the increase of the force, and their maximum values were observed just before the highest gradient of the force curve.*

## 1 Einleitung

Die Entwicklung von Muskelkraft bei willkürlich maximalen explosiv-isometrischen Muskelaktionen wird von zahlreichen Faktoren beeinflusst. Dazu gehören unter anderem die Anzahl und die morphologisch-funktionellen Eigenschaften der beteiligten Muskelfasern (Querschnitt, Struktur, Länge, Zugwinkel), die Gelenkwinkelpositionen, die inter- sowie intramuskuläre Koordination, die Motivation, das Geschlecht, das Alter sowie der Ernährungs- und Trainingszustand (modif. nach Hollmann & Hettinger, 2000, S. 162). Innerhalb eines Muskels hängt die Kraftentwicklung der Muskelkontraktion von der Anzahl der eingesetzten motorischen Einheiten und deren Entladungsverhalten ab. Für ein schnelles Kraftanstiegsverhalten bei ballistischen Bewegungen bzw. explosiv-isometrischen Kontraktionsformen werden folgende Ursachen diskutiert:

- 1) hohe Innervationsfrequenzen der aktiven motorischen Einheiten (Desmedt & Godeaux, 1977; Grimby, Hannerz & Hedman, 1981; Grimby, 1987; Sale, 1992; Van Cutsem, Duchateau & Hainaut, 1998),
- 2) eine möglichst schnelle Rekrutierung motorischer Einheiten (Van Cutsem et al., 1998; Hollmann & Hettinger, 2000, S. 173),
- 3) eine größtmögliche Anzahl gleichzeitig aktiver motorischer Einheiten unabhängig vom Fasertyp (Grimby & Hannerz, 1977; Tidow & Wiemann, 1993),
- 4) die nahezu simultane Aktivierung von Gruppen von motorischen Einheiten (Kamen & Roy, 2000),
- 5) das Auftreten von so genannten Dubletten, d.h. sehr kurzen Zeitintervallen zwischen zwei Entladungen einer motorischen Einheit (Van Cutsem et al., 1998).

Semmler (2002) erörtert außerdem positive Effekte durch eine vermehrte Synchronisation motorischer Einheiten a) als Kurzzeit-Synchronisation mit der Tendenz, ohne größeren zeitlichen Versatz gleichzeitig zu entladen (vgl. Sears & Stagg, 1976) bzw. b) als Trend zu gleichen mittleren Entladungsfrequenzen, dem so genannten common drive (vgl. De Luca, LeFever, McCue & Xenakis, 1982).

Mittels Oberflächen-Elektromyographie und der Quantifizierung des gemessenen elektrophysiologischen Signals wird in zahlreichen Untersuchungsansätzen versucht, die Auswirkungen geänderter neuronaler Ansteuerung auf die sportliche Leistungsfähigkeit abzuschätzen (vgl. Gollhofer, Edelmann-Nusser, Rapp & Bachmann, 1996; De Luca, 1997). So zeigten Untersuchungen zu Veränderungen des EMG-Aktivitätsniveaus im Kraftverhalten eine Zunahme des integrierten EMG (IEMG) parallel zur Kraftzunahme (u.a. Moritani & de Vries, 1979; Häkkinen & Komi, 1983; Sale, 1992). Ebenso wurden Anstiege der Innervation bei Aktivitätsbeginn nach Training mit hohen Intensitäten und explosiven Krafteinsätzen beobachtet (u.a. Moritani & de Vries, 1979; Judge, Moreau & Burke, 2003). Einige Autoren untersuchten das Spektralverhalten von Oberflächen-Elektromyogrammen bei anhaltenden isometrischen Kontraktionen verschiedener Muskeln: Broman, Bilotto und De Luca (1985) sowie Moritani und Muro (1987) zeigten für ausgewählte Muskeln Zusammenhänge zwischen der mittleren Signalfrequenz und der Kontraktionskraft fast bis zur maximal willkürlichen Muskelkontraktion (MVC), Hagberg und Ericson (1982)

allerdings nur bis zum 30 %-Niveau. Seki, Miyazaki, Watanabe, Nagata und Narusawa (1991) sowie Bilodeau, Arsenault, Gravel und Bourbonnais (1991) zeigten diese Beziehung auch bei isometrisch ansteigendem Kontraktionsverlauf bis 60 bzw. 80% MVC. Bei Muskelaktionen mit größeren Bewegungsgeschwindigkeiten bzw. explosiv-isometrischem Charakter konnte überdies eine Verschiebung des Leistungsspektrums in höhere Frequenzbänder (Muro, Nagata & Moritani, 1983; Linnamo, Bottas & Komi, 2000) beobachtet werden. Oberflächenelektromyographische Untersuchungen von Jöllenbeck & Witte (1999a, 1999b) zur intramuskulären Koordination ergaben bei explosiv-ballistischen Kontraktionen ein Abfallen der zu Beginn der Aktivität vermehrt auftretenden hohen Frequenzen und ein Ansteigen der Signalleistung in niedrigeren Frequenzbändern, die im weiteren Verlauf der Kontraktion zu mittleren Frequenzen verschmelzen.

Das Ziel des folgenden Beitrages ist es, den Einfluss eines dynamischen Maximal- und Explosivkrafttrainings auf die intramuskuläre Koordination beim isometrischen Bankdrücken abzuschätzen. Dabei wurde die intramuskuläre Koordination mit Hilfe einer Zeit-Frequenz-Analyse der EMG-Signale relevanter Muskeln quantifiziert. Solche Verfahren sind besonders für die Auswertung instationärer biologischer Signale geeignet, da sie auf zeitliche Veränderungen in der Signalstruktur reagieren können (Farina, Merletti & Enoka, 2004; Merletti & Lo Conte, 1997).

Folgende Hypothesen werden überprüft:

1. Ein mehrwöchiges dynamisches Krafttraining im Bankdrücken führt zu einer Verbesserung der intramuskulären Koordination bewegungsrelevanter Muskeln.
2. Veränderungen der intramuskulären Koordination spiegeln sich im Zeit-Frequenz-Verhalten der Oberflächen-Elektromyogramme wider. Mit Hilfe einer zeitvarianten Spektralanalyse auf der Basis adaptiver ARMA-Modellierung können solche Veränderungen operationalisiert werden.

## 2 Methodik

### 2.1 Untersuchungsdesign

An der Untersuchung nahmen 19 Sportstudentinnen und Sportstudenten (6 weibliche und 13 männliche) teil (siehe Tabelle 1). Vorausgesetzt wurde, dass keiner der Probanden im vorherigen Halbjahr neben der praktischen Sportausbildung Sportarten mit relevanten Maximal- oder Explosivkraftbelastungen trainierte.

**Tab. 1: Angaben zu den Probanden (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 unter-

schiedlichen Krafftigkeiten in verschiedene Phasen (Hypertrophie, intramuskuläre Koordination und Schnellkraft) unterteilt. Trainiert wurde dreimal pro Woche, vorzugsweise montags, mittwochs und freitags. Die Veränderung der Belastungsnormativen während des Trainings erfolgte entsprechend dem Belastungsbeanspruchungs-Konzept des Trainings: Es wurden sowohl die konzeptionellen Verbindungen zwischen den sportmotorischen Leistungsvoraussetzungen und den von außen einwirkenden Belastungsanforderungen beachtet, als auch die Veränderlichkeit der Leistungsfähigkeit als komplexer dynamischer Prozess durch die beiden zentralen Funktionsprinzipien Anpassung (Superkompensation) und Lernen (Informationsorganisation) beim Fähigkeitserwerb berücksichtigt (vgl. Hohmann, Lames & Letzelter, 2002, S.161). Tabelle 2 zeigt eine Aufschlüsselung des Trainingsplans.

**Tab. 2: Trainingsplan für das dynamische Krafttraining. Die Angaben für die Intensität resultieren aus den Ergebnissen des Eingangstests und wurden kontinuierlich über den Indikator Wiederholungszahl angepasst, um optimale Trainingsreize zu gewährleisten. Wo: Woche, Int: Intensität (%MVC), Wdh: Wiederholungen, S: Serien, v.E.: vollständige Erschöpfung.**

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

Getestet wurde vor dem Training (Prättest), nach der dritten Trainingswoche (Inter-test) und nach dem Training (Posttest I) sowie 2 Wochen nach Beendigung des Trainings (Posttest II). Testaufgabe war es, schnellstmöglich eine maximale, explosiv-isometrische Kraft zu entwickeln und ein möglichst hohes Kraftniveau über einen Zeitraum von ca. 2 Sekunden aufrechtzuerhalten. Bei diesen Tests wurden der Kraft-Zeit-Verlauf und die EMG-Signale des m. triceps brachii, caput laterale und des m. pectoralis major bei ca. 90° Gelenkwinkeln Rumpf-Oberarm und Ellbogen synchron mit jeweils drei Messwiederholungen bei einminütiger Pause erfasst. Für die weitere statistische Auswertung wurde jeweils der Versuch mit der größten Explosivkraft benutzt.

Die Kraftmessungen erfolgten an einem selbstkonstruierten Bankdrückmessplatz mittels Kraftaufnehmer (Typ U9B, Fa. HBM, Darmstadt) innerhalb einer gespannten

Kette. Die oberflächenelektromyographischen Signale der Muskeln wurden bipolar mittels einer mobilen EMG-Anlage (Firma Biovision, 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) nach Vorbereitung der Haut (Rasieren, Schmirgeln, Desinfizieren) erfolgte entsprechend dem Standardverfahren jeweils über dem Muskelbauch in Faserrichtung (vgl. Gollhofer, Komi, Fujitsuka & Miyashita, 1987). Für die Datenübertragung auf den Laborrechner wurde eine A/D-Wandlerkarte NI DAQ Card 700 (Firma National Instruments, Auflösung: 12 bit, Wertebereich:  $\pm 5V$ ) verwendet. Mit Hilfe der Software LabView (Fa. National Instruments, Austin, USA) erfolgten die Berechnungen der isometrischen Maximalkraft (höchster Punkt der Kraft-Zeit-Kurve) und der Explosivkraft (größter Anstieg der mit 5 Hz tiefpassgefilterten Kraft-Zeit-Kurve). Momentanmedianfrequenz, Momentanbandleistung und Zeit-Frequenz-Spektren wurden über einen Zeitraum von 600 ms nach Beginn des Kraftanstieges ermittelt und dargestellt. Die Reproduzierbarkeit von Spektralkenngrößen oberflächenelektromyographischer Signale bei maximal isometrischen Kontraktionen wurde unter anderem von Daanen, Mazure, Holewijn & Van der Velde (1990) für den m. biceps brachii untersucht und bei 5 Untersuchungstagen mit einer Standardabweichung innerhalb der Testpersonen von 2,4 Hz für gut befunden.

## **2.2 Spektralanalyse der Oberflächenelektromyogramme**

Spektralanalysen von EMG-Signalen geben Auskunft über die Verteilung der Signalleistung in den einzelnen Frequenzbereichen. Betrachtet man das EMG-Signal als stationär, handelt es sich um einen stochastischen Prozess, bei dem diese Zeitreihe zu allen Zeitpunkten den gleichen Erwartungswert und die gleiche Varianz hat. Das bedeutet, die Struktur des Signals ändert sich über die Zeit nicht. Bei anhaltenden isometrischen Muskelkontraktionen werden kleine Zeitabschnitte vereinfacht als stationär betrachtet, hier finden Verfahren wie z.B. die Kurzzeit-Fourier-Transformation (FFT) oder auch die Wavelet-Transformation Anwendung. Dabei ist anzumerken, dass in den letzten Jahren für die Bearbeitung sportwissenschaftlicher Fragestellungen vermehrt die Wavelet-Transformation zur Anwendung kam (u.a. Alemu, Pah & Kumar, 2001; Nishikawa, Yu & Yokoi, 1999; Von Tscherner, 2000). Mit dieser Methode lassen sich aus dem Roh-EMG Intensitätsanalysen in bestimmten Frequenzbereichen durchführen. Mit Hilfe von Histogrammen und „contour plots“ sind ereignisorientierte Aussagen über das Frequenzverhalten des EMG-Signals in ausgewählten Zeitbereichen möglich.

Sobald es sich um konkrete Bewegungshandlungen oder (wie bei explosiv-isometrischen Muskelaktionen) um zeitlich-dynamische Prozesse handelt, führen Veränderungen in der Muskelkraft, Muskellänge und Elektrodenposition bezogen auf die erfassten Muskelfasern zu Veränderungen im EMG-Frequenzspektrum (u.a. Roy, Bonato & Knaflitz, 1998). Demnach ist von einem hohen Maß an Instationarität der Signale auszugehen.

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, Bareshova, Grieszbach und Witte (1995a) bzw. Schack, Grieszbach, Arnold und Bolton (1995b) entwickelt wurde. Die Methode basiert auf der parametrischen Berechnung des Leistungsspektrums aus den Parametern eines kontinuierlich angepassten ARMA-Modells (autoregressive moving average model). Erste systematische Anwendungen des Verfahrens auf Oberflächen-Elektromyogramme erfolgten durch Witte, Edelmann-Nusser und Schack (2001) sowie Witte, Edelmann-Nusser, Heller und Schack (2003). Im Folgenden wird die Methodik zusammengefasst dargestellt:

Klassische ARMA-Modelle der Ordnung (p,q) sind lineare Modelle für stationäre, zeitdiskrete stochastische Prozesse und werden zur Zeitreihenanalyse eingesetzt (Box & Jenkins, 1970). Sie besitzen einen deterministischen AR-Anteil AR(p) (er entspricht einer Linearkombination p gewichteter, vergangener Werte Y) und einen stochastischen MA-Anteil MA(q) (er entspricht einer Linearkombination q vergangener Fehlerterme e bzw. Zufallseinflüssen). Die Ordnung (p,q) bezeichnet die jeweilige Anzahl der Modellparameter, die als Gewichtungsfaktoren zur Beschreibung der Zeitreihe verwendet werden (siehe Abbildung 1). Die Werte für die einzelnen Modellparameter  $a_i$  bzw.  $b_j$  sind über die Zeit konstant. Damit wird das Signal durch Gl. (1) modelliert:

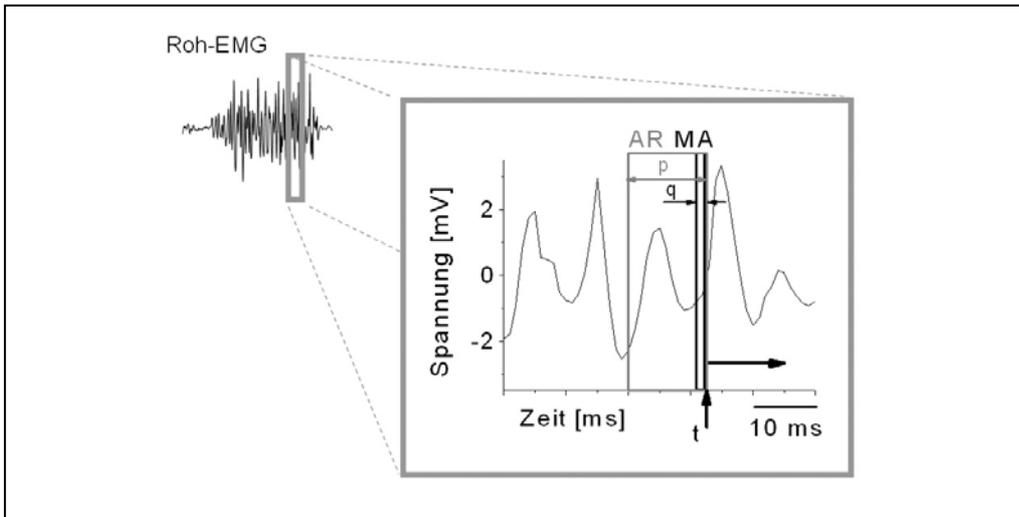
$$Y_t = \sum_{i=1}^p a_i \cdot Y_{t-i} + \sum_{j=1}^q b_j \cdot e_{t-j} + e_t \quad (1)$$

Sind nun 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 fortlaufend in der Zeit ein Modell anpassen und erhält daraus ein momentanes Spektrum  $S_t$ . Aus diesem momentanen Spektrum lassen sich wiederum verschiedene momentane spektrale Parameter wie beispielsweise die momentane Medianfrequenz  $\lambda_M(t)$  berechnen. Die momentane Medianfrequenz oder auch Momentanmedianfrequenz  $\lambda_M(t)$  ist die Frequenz, für die gilt:

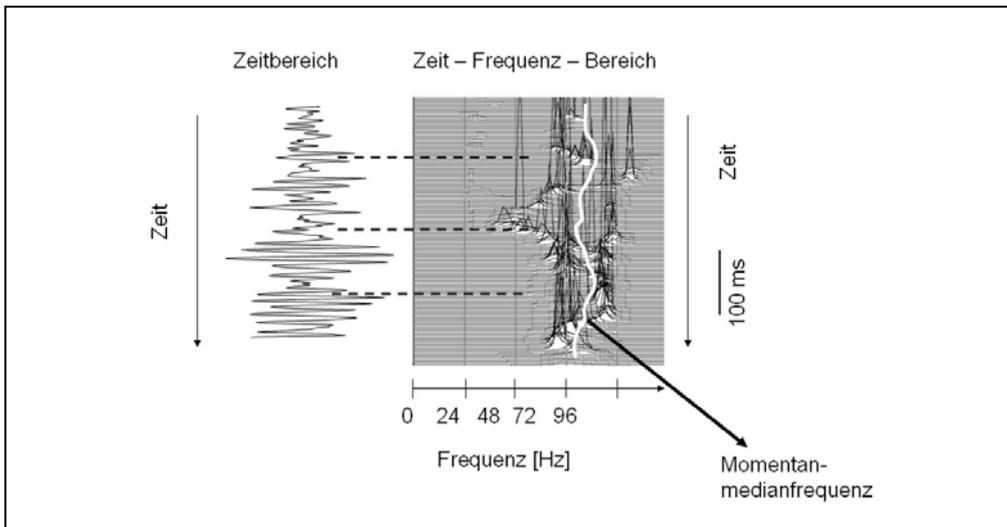
$$\sum_{\lambda_u \leq \lambda_M(t)} S_t(\lambda) = \sum_{\lambda_M(t) < \lambda \leq \lambda_o} S_t(\lambda) \quad (2)$$

mit  $\lambda_u$ ,  $\lambda_o$  als untere bzw. obere Grenzfrequenz.

Sie gibt global Auskunft über die Leistungsverteilung über die verschiedenen Frequenzen (siehe Abbildung 2). Um das Repräsentationsprinzip der Spektralanalyse zu Beginn des EMG-Signals nicht zu verletzen, wurde das Modell zusätzlich angelernt (vgl. dazu Heller, 2005).



**Abb. 1:** Schematische Darstellung des ARMA-Prozesses. Zum Zeitpunkt  $t$  sind  $p$  unterschiedlich gewichtete Vergangenheitswerte sowie  $q$  unterschiedlich gewichtete Fehlerterme bekannt. Das verwendete adaptive Modell versucht, den Vorhersagefehler für den folgenden Wert  $t+1$  zu minimieren, indem die Gewichtungparameter  $a$  und  $b$  fortlaufend an das Signal angepasst werden.



**Abb. 2:** Abbildung des eindimensionalen Zeitsignals (Roh-EMG, links) in eine zweidimensionale Funktion von Zeit und Frequenz (geschätztes Leistungsspektrum des EMG-Signals). Zu jedem Zeitpunkt wird ein zugehöriges momentanes Spektrum geschätzt (schwarz gestrichelte Linie). Aus dem Leistungsspektrum lassen sich verschiedene spektrale Parameter wie z.B. die Momentanmedianfrequenz berechnen (weiße Linie).

Nähere Einzelheiten zum Schätzverfahren sind in Schack et al. (1995a, 1995b) bzw. Schack (1996) dargestellt. Das Verfahren der zeitabhängigen Spektralanalyse wurde in der "Adspec"-Software (1997) realisiert.

Da es sich bei oberflächenelektromyographischen Signalen um Summenpotenzialschwankungen mit stochastischen Anteilen handelt, die elektromechanische Verzögerung der menschlichen Skelettmuskulatur aufgrund vieler Einflussfaktoren große Unterschiede hinsichtlich der ermittelten Werte zeigt (vgl. Jöllenbeck, 2002) und es sich beim isometrischen Bankdrücken um eine geschlossene kinematische Kette mit mehreren Freiheitsgraden handelt, die wiederum dem Einfluss der intermuskulären Koordination unterliegt, werden im Folgenden auch qualitative Analyseergebnisse vorgestellt. Eine statistisch abgesicherte zeitliche Zuordnung der Spektralkenngrößen zum Kraft-Zeit-Verlauf erscheint hier nicht zulässig.

### **2.3 Statistik**

Nach Prüfung auf Normalverteilung (Kolmogorow-Smirnov-Test) und Varianzhomogenität (Mauchly-Test auf Sphärizität) wurden für die Analyse der beiden Kraftfähigkeiten jeweils einfaktorielles Varianzanalysen mit Messwiederholung (Bonferroni-korrigiert) durchgeführt.

Neben einer deskriptiven Darstellung ausgewählter Spektralkenngrößen erfolgte ein Vergleich der Absolutwerte der mittleren Medianfrequenzen beider Muskeln hinsichtlich ihrer zentralen Tendenz (U-Test von Mann-Whitney). Außerdem wurden die mittleren Medianfrequenzen beider Muskeln mit Hilfe eines verteilungsfreien Verfahrens (Friedman-Test) auf Unterschiede zwischen den vier Terminen überprüft. Anschließend wurden die Ergebnisse unter multipler Anwendung des Wilcoxon-Tests (Bonferroni-korrigiert) paarweise verglichen, um Aussagen über den Zeitpunkt der Veränderungen treffen zu können.

Alle statistischen Analysen wurden zweiseitig auf dem 5% Signifikanzniveau getestet und mit der Statistiksoftware SPSS (Version 11.0.1) durchgeführt.

## **3 Ergebnisse**

### **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%,  $p < 0,05$ ,  $F = 9,1^{***}$ ) und der Explosivkraft (23,9%,  $p < 0,001$ ,  $F = 7,7^{**}$ ) (siehe Tabelle 3).

Die zum Ausgangsniveau normierten Maximalkraftwerte sanken im paarweisen Vergleich unmittelbar nach dem Hypertrophietraining zunächst um 5,4%, um am Ende des Trainings auf den Ausgangswert zurückzukehren (+0,2%) und 2 Wochen nach Beendigung des Trainings den Höchstwert (+3,9%) zu erreichen. Die statistisch signifikante Steigerung der Maximalkraftwerte erfolgte erst 2 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 zwei Wochen nach Ende des Trainings auf hohem Niveau (+23,9%) stagnierte.

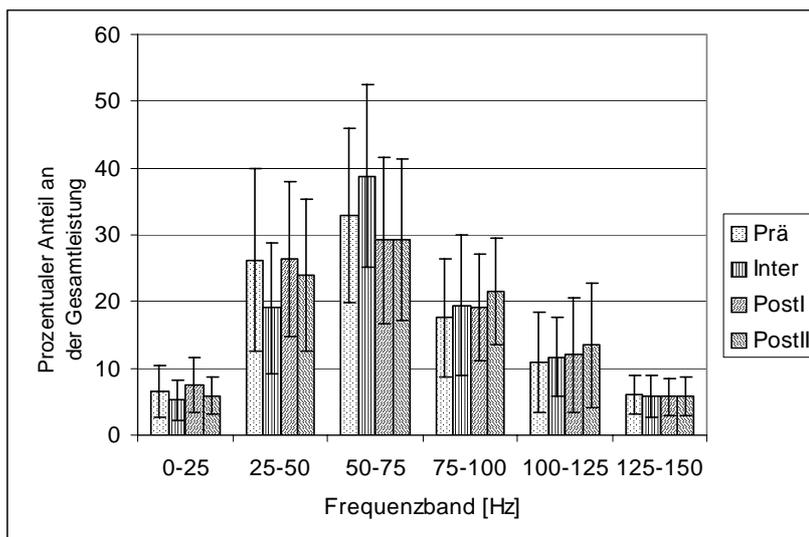
**Tab. 3: Ergebnisse der isometrischen Maximal- und Explosivkraft an den einzelnen Testterminen (zum Ausgangsniveau normierte Werte)**

Testtermin	F <sub>max</sub> in %	F <sub>expl</sub> in %
Prätest	100	100
Intertest	94,6 ± 9,5	99,4 ± 13,8
Posttest I	100,2 ± 7,4	121,6 ± 23,3
Posttest II	103,9 ± 6,7	123,9 ± 22,4

### 3.2 Oberflächenelektromyographie

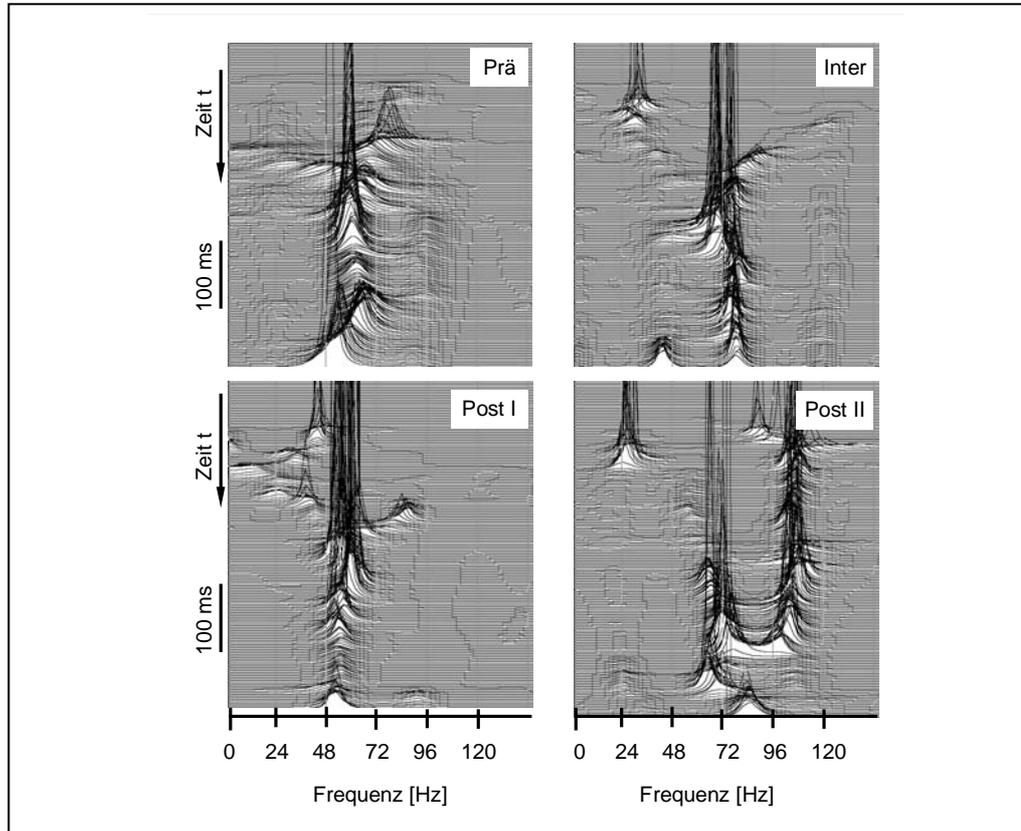
#### 3.2.1 Zeit-Frequenz-Analyse

Die Ergebnisse der Zeit-Frequenz-Analysen offenbaren bei einem Großteil der Probanden zwei unterschiedliche Strukturveränderungen der Zeit-Frequenz-Spektren im Vergleich zum Prätest. Der Vergleich der Versuche vor, während, unmittelbar nach und zwei Wochen nach dem Training ergibt eine leichte Rechtsverschiebung der Anteile der hohen Frequenzbänder in der Phase der explosiven Kraftentwicklung (siehe Abbildung 3).



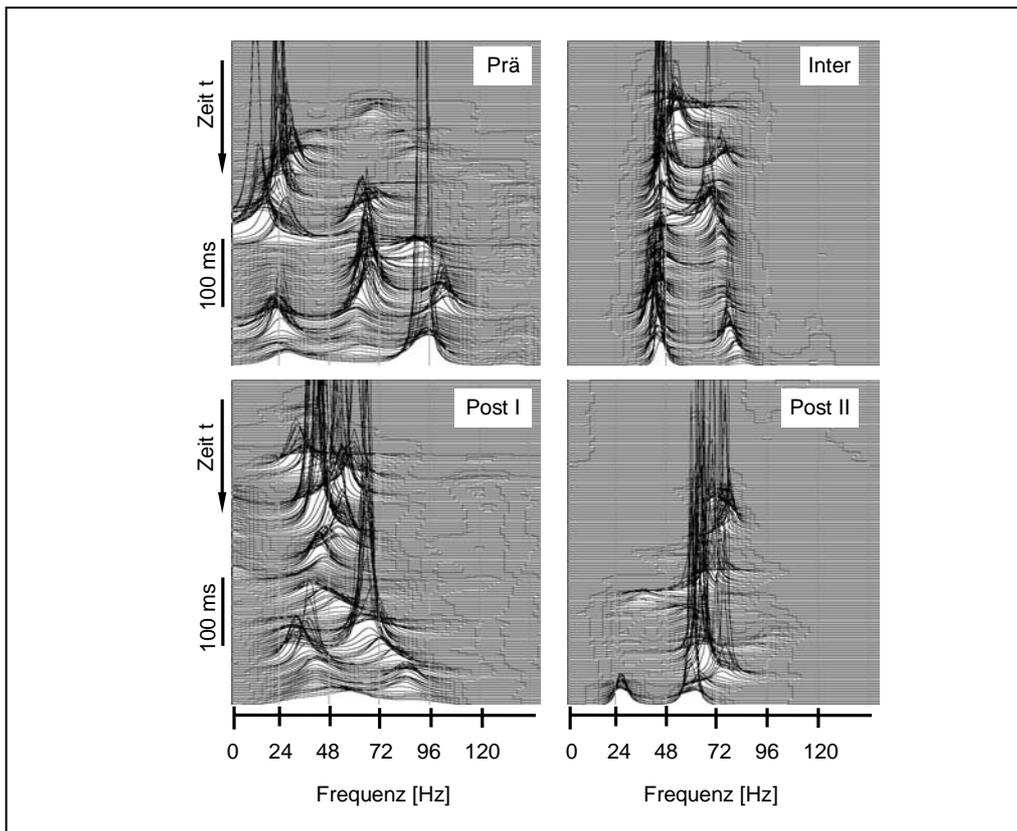
**Abb. 3: Mittelwerte und Standardabweichungen der Leistungsverteilung in den Frequenzbändern der EMG-Signale des m. triceps brachii caput laterale aller Probanden an den 4 Untersuchungsterminen. Analysiert wurde jeweils der Versuch mit der größten Explosivkraft.**

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 Probanden beobachtet werden (m. triceps brachii: n = 9: + 23%; m. pectoralis major: n = 8: + 19%). Abbildung 4 zeigt exemplarisch die Zeit-Frequenz-Spektren des m. pectoralis major eines Probanden im Verlauf der vier Messtermine. Die Abbildung zeigt die Rechtsverschiebung des Frequenzbandes von 50-70 Hz vor dem Training auf 100-120 Hz nach dem Training.



**Abb. 4: Darstellung der Zeit-Frequenz-Spektren des EMG-Signals vom m. pectoralis major eines Probanden während der maximal explosiven Phase der Kraftentwicklung. 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).**

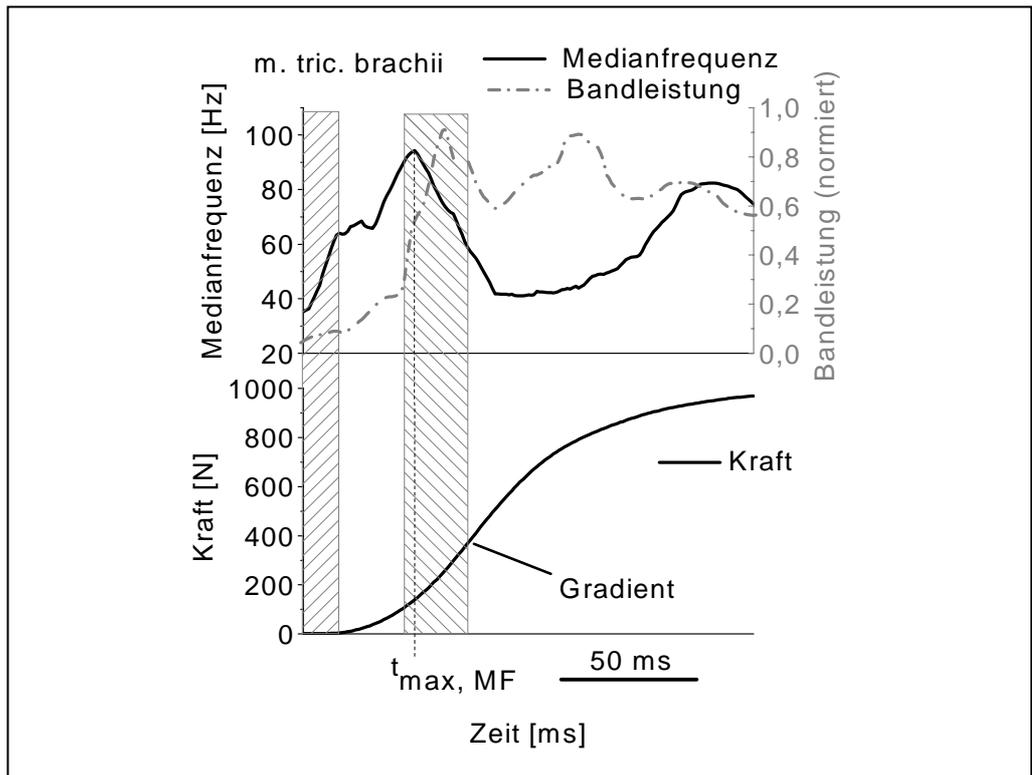
Ferner entstand bei der visuellen Auswertung der Zeit-Frequenz-Spektren bei ca. einem weiteren Drittel der Probanden der subjektive Eindruck einer größeren Strukturiertheit der Signale (siehe Abbildung 5). Diese Beobachtungen konnten jedoch mit den bisherigen Verfahren nicht weiter quantifiziert werden.



**Abb. 5:** Darstellung der Zeit-Frequenz-Spektren des EMG-Signals vom *m. pectoralis major* eines Probanden während der maximal explosiven Phase der Kraftentwicklung. 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.

### 3.2.2 Medianfrequenz und Bandleistung

Medianfrequenzen und Bandleistungen zeigten im unmittelbaren Bereich der Explosivkraftentwicklung bei den Probanden 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 Abbildung 6). Versuche mit geringeren Explosivkraftwerten ließen diese Tendenz nicht erkennen.

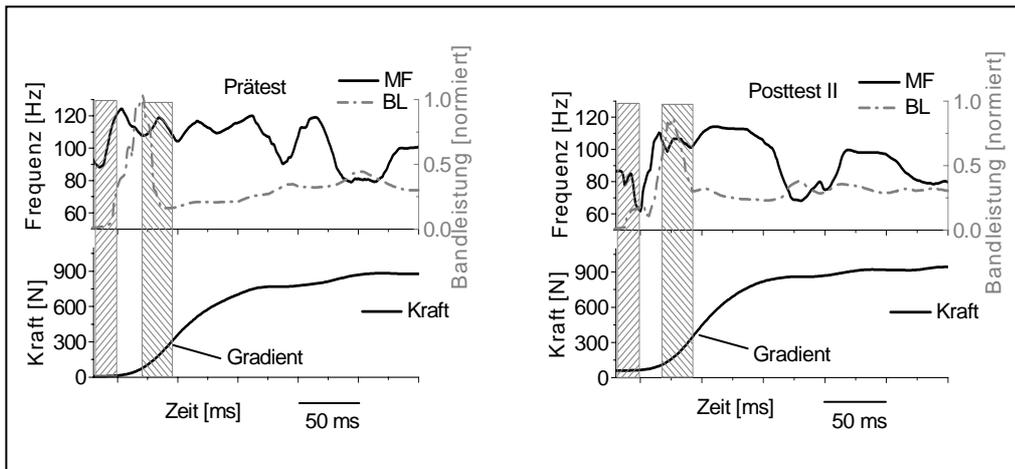


**Abb. 6: Zeitlicher Verlauf der Medianfrequenz, Bandleistung (normiert, 1 entspricht 100%) und Kraftkurve eines Probanden. Der mit /// gekennzeichnete Bereich zeigt den Zeitraum unmittelbar vor dem Beginn des Kraftanstieges, der mit \\\ gekennzeichnete Bereich markiert die letzten 25 ms vor dem Erreichen des maximalen Anstieges (Gradient).**

Im Verlaufe des Trainings konnte dieses Aktivierungsmuster verstärkt im Bereich des maximalen Kraftanstieges (Gradient) beobachtet werden (siehe Abbildung 7 und Erläuterungen). Unabhängig vom Training war bei allen Probanden eine große Variabilität der Verlaufsformen von Bandleistung und Medianfrequenz während der Aufrechterhaltung des Kraftniveaus zu beobachten.

Betrachtet man die Entwicklung der mittleren Medianfrequenzen im Zeitbereich von 100ms nach Beginn der Kraftentwicklung, so ist festzustellen, dass die Medianfrequenzen der EMG-Signale des m. triceps brachii an allen Testterminen höher waren als die Medianfrequenzen des m. pectoralis major an allen Testterminen ( $p < 0,001$ , U-Test) (siehe auch Tabelle 4). Die Mittelwerte an den einzelnen Untersuchungsterminen unterschieden sich lediglich für den m. triceps brachii caput laterale signifikant ( $p < 0,029$ ), nicht aber für den m. pectoralis major (n.s.,  $p < 0,243$ ).

Eine deutliche Erhöhung der mittleren Medianfrequenzen in der Phase der explosiven Kraftentwicklung ist demnach nicht zu verzeichnen, auch wenn ein Trend zu höheren Frequenzen zu beobachten ist.



**Abb. 7:** Verlaufsänderung von Medianfrequenz und Bandleistung (normiert, 1 entspricht 100%) des m. triceps brachii eines Probanden nach sechswöchigem Training (links: Versuch mit bestem Explosivkraftwert Prätest, rechts: Versuch mit bestem Explosivkraftwert 2 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).

**Tab. 4:** Mittlere Medianfrequenz (MF) des m. triceps brachii und des m. pectoralis major innerhalb von 100 ms nach Beginn des Kraftanstieges sowie paarweiser Vergleich mit dem Prätest des jeweiligen Muskels (multipler Wilcoxon-Test).

Testtermin	MF m. triceps brachii [Hz]	MF m. pectoralis major [Hz]
Prätest	68,7 ± 16,0	54,4 ± 12,9
Intertest	74,5 ± 16,9 (p < 0,021)	51,8 ± 13,1 (n.s.)
Posttest I	71,8 ± 17,7 (n.s.)	54,8 ± 13,5 (n.s.)
Posttest II	74,2 ± 15,2 (p < 0,019)	59,5 ± 18,1 (n.s., p < 0,090)

## 4 Diskussion

Die Ergebnisse für die Entwicklung der Maximal- und der Explosivkraftwerte bei der gewählten Trainingsintervention können folgendermaßen interpretiert werden: Die mittlere Erhöhung der Maximalkraft um 3,9% fällt nicht in der erwarteten Höhe aus. Dies könnte unter anderem daraus resultieren, dass bei den 5 von 19 Probanden, die

am letzten Testtermin noch keine Erhöhung der Maximalkraft gegenüber dem ersten Testtermin erkennen lassen, der Trainingseffekt noch längerfristiger verzögert ist. Auch diese Probanden zeigen den typischen Superkompensationsverlauf mit Ausgangsniveau (Prätest), geringstem Niveau (Intertest) und langsam ansteigendem Leistungsniveau vom Intertest auf Posttest I und dann auf Posttest II. Die mittlere Erhöhung der Explosivkraft um 23,9% entspricht den Erwartungen.

Bei einem Maximalkraft- und Explosivkrafttraining werden in Bezug auf die Verbesserung der intramuskulären Koordination vorrangig drei Ziele verfolgt: maximale Rekrutierung, Frequenzierung und Synchronisation der motorischen Einheiten (u.a. Hohmann et al., 2002; Hollmann & Hettinger, 2000). Veränderungen eines oder mehrerer dieser Parameter müssen sich in irgendeiner Form in einem veränderten Zeit-Frequenz-Verhalten des EMG-Signals wiederfinden. Wie sich die Veränderungen der einzelnen Parameter konkret im Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen ausdrücken, wird zum Teil unterschiedlich diskutiert. So könnte vermutet werden, dass eine verbesserte Synchronisation zu einer Reduktion der Frequenzen (Smirnov, Vinogradov, Zukov, Zimkin, Kosilov, Farfel & Frolov, 1974) oder einem strukturierten Spektrum, eine erhöhte Frequenzierung zu einer Erhöhung der Frequenzen führt. Eine Veränderung der Rekrutierung könnte sich in der Momentanbandleistung ausdrücken. Die Veränderungen der Spektralkenngrößen momentane Medianfrequenz und momentane Bandleistung zeigen Hinweise auf eine zeitliche Konzentration der für die explosive Kraftentwicklung verantwortlichen Mechanismen auf einen schmalen Zeitbereich unmittelbar vor dem maximalen Kraftanstieg und unterstützen die These von einer möglichst gleichzeitigen Aktivierung (vgl. Grimby & Hannerz, 1977; Tidow & Wiemann, 1993). Der Vergleich der Veränderungen der mittleren Medianfrequenzen der EMG-Signale beider Muskeln lässt vermuten, dass dynamisches Krafttraining sowohl intramuskuläre als auch intermuskuläre Anpassungsmechanismen dahingehend auslöst, dass neben einer erhöhten neuronalen Aktivierung (höhere Absolutwerte der Frequenzen) muskuläre Defizite ausgeglichen bzw. funktionelle Eigenschaften der Muskulatur angepasst werden (unterschiedlicher Verlauf der Frequenzveränderungen). Dennoch ist zu beobachten, dass die mittleren Medianfrequenzen der EMG-Signale beider Muskeln einen ähnlichen Trend wie die Maximalkraftverläufe aufweisen: zunächst ein Abfall inmitten der Trainingsphase, die Rückkehr auf das Ausgangsniveau nach Beendigung des Trainings und ein Anstieg zwei Wochen nach dem Training. Der generelle Unterschied in den Absolutwerten der mittleren Medianfrequenzen der EMG-Signale beider Muskeln ist neben dem Einfluss der jeweiligen Muskellänge in getesteter Gelenkwinkelposition wahrscheinlich auch darauf zurückzuführen, dass der *m. pectoralis major* im Gegensatz zum *m. triceps brachii* einen höheren Anteil von Typ-I-Fasern besitzt (vgl. Johnson, Polgar, Weightman & Appleton, 1973). Deren Leitgeschwindigkeiten sind geringer als die von Typ-II-Fasern und beeinflussen den Frequenzgehalt von Oberflächenelektromyogrammen dahingehend, dass sich das Leistungsspektrum in niedrigeren Frequenzbändern befindet. Möglicherweise sind große Variationen in der Fasertypverteilung (vgl. Johnson et al., 1973) und deren zugrunde liegende Innervations-schemen für unterschiedliche Zeit-Frequenz-Spektren (siehe Abbildungen 4 und 5) verantwortlich.

Als gesichert kann angenommen werden, dass die möglichst sofortige willkürliche Stimulation motorischer Einheiten 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 motorischen Einheiten oberhalb von 50 Hz zu einer Verbesserung der Explosivkraft führt.

Abschließend lässt sich feststellen, dass die oben genannten Hypothesen bestätigt werden konnten. Das durchgeführte Maximal- und Explosivkrafttraining führt zu Veränderungen der intramuskulären Koordination. Dies konnte quantifiziert werden mit Hilfe der zeitvarianten Spektralanalyse, die auf Oberflächen-Elektromyogramme angewendet wurde. Es zeigten sich sowohl Strukturveränderungen in den Spektren als auch Verschiebungen im Anstiegsverhalten in den Medianfrequenz- und den Bandleistungs-Zeitverläufen. Eine differenzierte Interpretation neuronaler Anpassungsmechanismen mit Hilfe oberflächenelektromyographischer Parameter scheint aufgrund der Vielzahl von Einflussfaktoren auf das EMG-Signal und der Fülle an sport- bzw. bewegungsspezifischen Anwendungsbereichen dennoch nur sehr eingeschränkt möglich zu sein.

### **Anmerkung**

Das Projekt wurde gefördert vom Bundesinstitut für Sportwissenschaft der Bundesrepublik Deutschland („Sportliche Leistungsfähigkeit und zeitabhängige Frequenzanalyse von Oberflächen-Elektromyogrammen“, VF 0407/05/10/2002-2003).

### **Literatur**

- Adspec-Software (1997) of the Institute of Medical Statistic and Computer Science (director: Prof. Dr. H. Witte) of the University of Jena, Germany.
- Alemu, M., Pah, N. D., & Kumar, D. (2001). Statistical analysis of wavelet transform of surface electromyogram. *Proceedings of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference*, Victoria (Australia).
- Bilodeau, M., Arsenaault, 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.
- 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.
- 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. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.

- De Luca, C. J., LeFever, R. S., McCue, M., & Xenakis, A. (1982). Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *Journal of Physiology*, 329, 113-128.
- 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.
- Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96, 1486-1495.
- Gollhofer, A., Edelmann-Nusser, J., Rapp, W. & Bachmann, V. (1996). Muskel- und neurophysiologische Erkenntnisse zur Qualifizierung des Techniktrainings. *Leistungssport*, 26 (3), 54-58.
- Gollhofer, A., Komi, P. V., Fujitsuka, N., & Miyashita, M. (1987). Fatigue During Stretch-Shortening Cycle Exercises. II. Changes in Neuromuscular Activation Patterns of Human Skeletal Muscle. *International Journal of Sports Medicine*, 8 (suppl. 1), 38-47.
- Grimby, L. (1987). Motor unit recruitment during normal locomotion. In P. Marconnet, & P. Komi (Eds.), *Medicine Sport Science* (Vol. 26, pp. 142-151). Basel: Karger.
- 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.
- 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.
- Häkkinen, K., & Komi, P. (1983). Electromyographic changes during strength training and detraining. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 15, 455-460.
- Heller, M. (2005). Sportliche Leistungsfähigkeit und zeitabhängiges Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen [Elektronische Version]. Dissertation, Universität Magdeburg.
- Hohmann, A., Lames, M. & Letzelter, M. (2002). *Einführung in die Trainingswissenschaft*. Wiebelsheim: Limpert.
- Hollmann, W. & Hettinger, T. (2000). *Sportmedizin*. Stuttgart, New York: Schattauer.
- Johnson, M. A., Polgar, J., Weightman, D., & Appleton, D. (1973). Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *Journal of the neurological sciences*, 18, 111-129.
- Jöllnbeck, T. (2002). *Die elektromechanische Verzögerung der menschlichen Skelettmuskulatur* (Schriften zur Sportwissenschaft, 35). Hamburg: Kovač.
- Jöllnbeck, T. & Witte, K. (1999a). EMG-Analyse zur nicht-invasiven Identifizierung der Innervationsfolge der Skelettmuskulatur. In K. Roth, T. Pauer & K. Reischle (Hrsg.), *Dimensionen und Visionen des Sports – Evaluation – Profilbildung – Globalisierung* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 108, S. 203). Hamburg: Czwalina.
- Jöllnbeck, T. & Witte, K. (1999b). Innervationsfolge der ischiocruralen Muskulatur bei explosiv ballistischen Bewegungen. In *2. Tagung für interdisziplinäre Bewegungsforschung* (TIB 1999, S. 75). Saarbrücken.
- Judge, L. W., Moreau, C., & Burke, J. R. (2003). Neural adaptations with sport-specific resistance training in highly skilled athletes. *Journal of Sports Sciences*, 21, 419-427.
- Kamen, G., & Roy, A. (2000). Motor unit synchronization in young and elderly adults. *European Journal of Applied Physiology*, 81, 403-410.

- 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.
- Merletti, R., & Lo Conte, L. R. (1997). Surface EMG signal processing during isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7, 241-250.
- 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., & de Vries, H. (1979). Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American Journal of Physical Medicine*, 58, 115-130.
- 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.
- 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) (pp. 281-286). ASME Press.
- Roy, S. H., Bonato, P., & Knaflitz, M. (1998). EMG assessment of back muscle function during cyclical lifting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8, 233-245.
- Sale, D. G. (1992). Neural adaptations to strength training. In P. V. Komi (Ed.), *Strength and Power in Sport* (Encyclopaedia of Sports Medicine, 8, pp. 249-265). Oxford: Blackwell Scientific Publications.
- Schack, B. (1996). *Adaptive Verfahren zur Spektralanalyse instationärer mehrdimensionaler biologischer Signale*. Habilitation, Technische Hochschule Ilmenau.
- Schack, B., Bareshova, E., Grieszbach, G., & Witte, H. (1995a). Methods of dynamic spectral analysis by self-exciting autoregressive moving average 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.
- Sears, T., & Stagg, D. (1976). Short term synchronization of intercostal motoneurone activity. *Journal of Physiology*, 263, 357-381.
- 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.
- Semmler, J. (2002). Motor unit synchronization and neuromuscular performance. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 30, 8-14.
- Smirnov, K., Vinogradov, M., Zukov, E., Zimkin, M., Kosilov, S., Farfel, V. & Frolov, L. (1974). *Sportphysiologie*. Berlin: Sportverlag.
- Tidow, G. & Wiemann, K. (1993). Zur Interpretation und Veränderbarkeit von Kraft-Zeit-Kurven bei explosiv ballistischen Kräfteinsätzen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 44, 92-103 (Teil I) und 136-150 (Teil II).
- Van Cutsem, M., Duchateau, J., & Hainaut, K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *Journal of Physiology*, 513, 295-305.

- 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.
- Witte, K., Edelmann-Nusser, J. & Schack, B. (2001). Auswertung von EMG-Daten mit Verfahren der zeitvarianten Spektralanalyse – dargestellt am Beispiel des Bogenschießens. *Spectrum der Sportwissenschaften*, 13 (2), 27-41.
- 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 (Eds.), *Mechanics – Physiology – Psychology* (European Workshop On Movement Science, Book of Abstracts, p. 88). Köln: Sport und Buch Strauß.