

C. Anders<sup>1,2</sup>  
S. Bretschneider<sup>3</sup>  
A. Bernsdorf<sup>3</sup>  
K. Erler<sup>1,4</sup>  
W. Schneider<sup>3</sup>

# Identische muskuläre Beanspruchung bedingt von der Muskellänge abhängige unterschiedliche muskuläre Aktivierungsniveaus

*Depending from Muscle Length Identical Muscular Strain Causes Different Muscular Activation Levels*

## Zusammenfassung

**Fragestellung:** Lassen sich Veränderungen in der neuromuskulären Ansteuerung nachweisen, wenn sich die Muskellänge verändert, die Kraftbeanspruchung jedoch identisch bleibt? **Material und Methode:** An einem Test- und Trainingsgerät für die Schultermuskulatur (IKARUS) wurden in der Sagittal-, Horizontal- und Frontalebene in jeweils vier Winkelstellungen beide entgegengesetzten Krafrichtungen isometrisch mit einem Beanspruchungsniveau von 50% der MVC betrachtet. Bei 15 gesunden Männern wurden OEMG-Amplituden von 13 Muskeln im Bereich der Schultern und der Oberarme gemessen. **Ergebnisse:** Gleiche Beanspruchungsniveaus erfordern unterschiedliche zentralnervöse Ansteuerungen. Diese sind von der aktuellen Muskellänge abhängig. Dabei erreichten die jeweils hauptsächlich an der Kraftgenerierung beteiligten Muskeln ihre höchste OEMG-Amplitude in der Gelenkstellung, in der sie die stärkste Verkürzung aufwiesen. Obwohl die gemessenen Kraftwerte in diesen Gelenkstellungen die geringsten waren, ließen sich beim nicht ermüdeten Muskel gerade hier die höchsten OEMG-Amplituden finden. Dies konnte für 10 der 13 untersuchten Muskeln statistisch signifikant nachgewiesen werden. **Schlussfolgerung:** Bei identischer muskulärer Beanspruchung ist bei maximal verkürztem Muskel offenbar die höchste neuromuskuläre Ansteuerungsintensität erforderlich. Dies eröffnet insbesondere in Hinblick auf

## Abstract

**Purpose:** Is it possible to prove a relationship between changing neuromuscular activation and muscle length at identical strain levels? **Materials and methods:** In a test and training unit (IKARUS) isometric contractions at 50% MVC level were performed in sagittal, frontal and horizontal plane. In every plane four angular positions were chosen and both opposite force directions were measured respectively. In a group of 15 healthy men SEMG was taken from 13 arm and shoulder muscles. **Results:** Equal force strain levels require different central nervous drive intensities. They depend on the actual muscle length. All investigated muscles reached their highest SEMG amplitude in joint positions in which they showed the strongest shortening. Although these positions showed the lowest force levels these non fatigued muscles reached their highest SEMG amplitudes. This could be proven as statistically significant in ten out of all 13 investigated muscles. **Conclusion:** At identical strain levels the most shortened muscle positions require the highest central nervous drive intensities. This reveals new perspectives concerning rehabilitation strategies of functionally caused pareses after traumata or operations.

## Key words

Electromyography · muscle · skeletal · exercise · isometric

## Institutsangaben

<sup>1</sup> Institut für Pathophysiologie, FB Motorik, Friedrich-Schiller-Universität Jena (Leiter: Prof. Dr. H. Ch. Scholle), Jena

<sup>2</sup> Kompetenzzentrum für Interdisziplinäre Prävention der Friedrich-Schiller-Universität Jena in Kooperation mit der Berufsgenossenschaft Nahrungsmittel und Gaststätten (Leiter: Prof. Dr. H. Ch. Scholle), Jena

<sup>3</sup> Arbeitsmedizinisches Präventionszentrum der FSA, Zentrum für Bewegungstherapie Erfurt (Leiter: Dr. med. W. Schneider), Erfurt

<sup>4</sup> Moritz-Klinik GmbH & Co. Bad Klosterlausnitz (Chefarzt Orthopädie: PD Dr. med. habil. L. Brückner), Bad Klosterlausnitz

## Korrespondenzadresse

Dr. med. Christoph Anders · Klinikum der FSU Jena · Institut für Pathophysiologie · FB Motorik · 07740 Jena · E-mail: cand@moto.uni-jena.de

**Eingegangen:** 19. November 2003 · **Angenommen:** 31. März 2004

## Bibliografie

Phys Med Rehab Kuror 2004; 14: 171 – 178 © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York  
DOI 10.1055/s-2003-814919  
ISSN 0940-6689

die Rehabilitation funktioneller Teilpareesen nach Traumen oder Operationen neue therapeutische Ansätze.

### Schlüsselwörter

Oberflächen-EMG · Muskellänge · muskuläre Koordination · isometrisches Training · Kraft

### Fragestellung

Die Oberflächenelektromyographie (OEMG) hat heute für die Beurteilung der muskulären Funktion einen hohen Stellenwert. Sie ist als nicht invasive Methode problemlos einsetzbar. Ihre Aussagemöglichkeiten erstrecken sich im Wesentlichen auf drei Schwerpunkte:

1. die Beurteilung muskulärer Koordination,
2. die Beurteilung muskulären Ermüdungsverhaltens und
3. die Beurteilung des jeweiligen muskulären Beanspruchungsniveaus.

Die Beurteilung koordinativer Aspekte erfolgt verstärkt seit Mitte der 80er-Jahre [1], vor allem im Rahmen von Ganguntersuchungen innerhalb physiotherapeutischer [2], neurologischer [3] und orthopädischer [4] Fragestellungen. Dabei wird vorwiegend die zeitliche Koordination der Muskeln innerhalb der verschiedenen Phasen des Schrittzklus betrachtet. Die Untersuchung muskulärer Ermüdung steht im Mittelpunkt arbeitsphysiologischer und physiotherapeutischer Untersuchungen [5–7].

Eine Beurteilung des jeweiligen muskulären Beanspruchungsniveaus kann nur individuell erfolgen und ist je nach den vorhandenen körperlichen Voraussetzungen mit deutlich differierenden Belastungsniveaus verbunden, denn unter Beanspruchung wird die Auswirkung einer bestimmten Belastung auf den Körper (hier: die Muskulatur) verstanden. Demnach müssen für die Beurteilung des aktuellen muskulären Beanspruchungsniveaus die gemessenen OEMG-Amplituden anhand einer definierten Testsituation normiert werden. Als Golden Standard dient hier nach wie vor die maximal erreichbare Kontraktionsstärke (engl.: maximum voluntary contraction, MVC; maximal willkürlich aufbringbare Kraft) der jeweiligen zu untersuchenden Muskeln. Damit gelingt unabhängig vom individuellen Kraftniveau ein Vergleich verschiedener Personen, für die ein einheitliches Beanspruchungsniveau, beispielsweise 50% der MVC, definiert wurde. Weiterhin können somit aber auch andere Testsituationen hinsichtlich der von ihnen verursachten Beanspruchung im Vergleich zur MVC beurteilt werden.

Für weite Bereiche physiologischer Beanspruchungsniveaus (ca. 30–70% MVC) wird von einem annähernd linearen Zusammenhang zwischen gemessener OEMG-Amplitude und den erreichten Kraftwerten ausgegangen [8–10]. Dieser ist jedoch als funktionelle Beziehung zu sehen. Bei muskulär ermüdenden Beanspruchungsniveaus geht dieser Zusammenhang verloren. Dabei ist typischerweise ein Anstieg der OEMG-Amplitude bei zunächst gleichbleibender Kraftleistung zu beobachten. Dieses Phänomen wird gleichzeitig von einer Abnahme der mittleren Frequenz des OEMG-Signals begleitet. Bei voll ausgeprägter Ermüdung lässt dann die maximal willkürlich aufbringbare Kraft

nach, was funktionell mit dem Erreichen bzw. Überschreiten der aktuellen MVC gleichzusetzen ist [11]. Verallgemeinernd spiegelt somit die normierte Amplitude des OEMG-Signals das aktuelle Beanspruchungsniveau und nicht ein Belastungsniveau der betrachteten Muskeln wider.

Die mögliche Kraftleistung eines zu betrachtenden Muskels ist jedoch nicht nur von seinem Ermüdungszustand abhängig. Neuropsychologische Einflüsse wie Schmerzen [12] sowie aktuell wirksame kognitive, motivationale und emotionale Aspekte beeinflussen die individuell mögliche Kraftleistung zum Teil erheblich [13]. Weiterhin ist die Kraftleistung eines Muskels von seinem Dehnungsgrad abhängig. Dieser bewirkt unterschiedlich starke Überlappungen der kontraktiven Elemente im Muskel. Daraus ergeben sich je nach Situation unterschiedlich viele mögliche Interaktionsorte zwischen Aktin und Myosin. Die erreichbaren Kraftwerte sind proportional zur Anzahl dieser Interaktionsorte [14,15]. Eine Verringerung der möglichen Interaktionsorte kann entweder durch ein sehr starkes Auseinanderweichen der Aktin- und Myosinfilamente (starke Muskeldehnung) entstehen oder auch durch eine Überlappung der aufeinander zu gleitenden Aktinfilamente (starke Muskelverkürzung) verursacht werden. Dieser Zusammenhang ist für den Herzmuskel unter dem Namen Frank-Starling-Mechanismus geläufig [16–18].

Ob zusätzlich zu den in der Literatur beschriebenen Zusammenhängen der Kraft-Längen-Beziehung von Muskeln ein systematischer Zusammenhang zwischen OEMG-Amplitude und Muskelgröße besteht, ist bislang nicht systematisch untersucht worden. Das Ziel der vorliegenden Studie lag deshalb in der Klärung der Abhängigkeit der OEMG-Amplitude von der Muskelgröße für identische Beanspruchungsniveaus. Die Messung erfolgte mithilfe von OEMG-Untersuchungen am Beispiel der Schultermuskulatur, da hier im Gegensatz zu anderen, eingelenkigen Muskeln gleichzeitig mehrere Muskeln für die Überprüfung dieser Fragestellung zur Verfügung stehen. Anhand der Ergebnisse werden trainingsmethodische Schlussfolgerungen für ein gerätegestütztes Training der Schultermuskulatur erwartet.

### Material und Methode

Für die vorliegende Studie wurden 15 Männer mit einem mittleren Alter von 34,2 Jahren (SD ± 7,7 Jahre) ohne anamnestische und klinische Auffälligkeiten im Bereich des Schultergürtels und der Hals- und Brustwirbelsäule untersucht.

Die Untersuchungen wurden am computergestützten Test- und Trainingssystem Ikarus (BFMC®, Deutschland), einem Gerät zur dreidimensionalen Diagnostik und zum Training der Schultermuskulatur, durchgeführt (Abb. 1). Die Übungsdurchführung erfolgte mit gestreckten Armen. Das Gerät erlaubt die Einstellung beliebiger Schultergelenkwinkel. In den drei anatomischen Hauptebenen wurden die entsprechenden Krafrichtungen isometrisch in den jeweils folgenden Gelenkwinkeln getestet (Abb. 2):

#### Sagittalebene:

- Schulteranteversionswinkel: 0°, 45°, 90°, 120°,
- Krafrichtungen: Anteversion (an) und Retroversion (re).

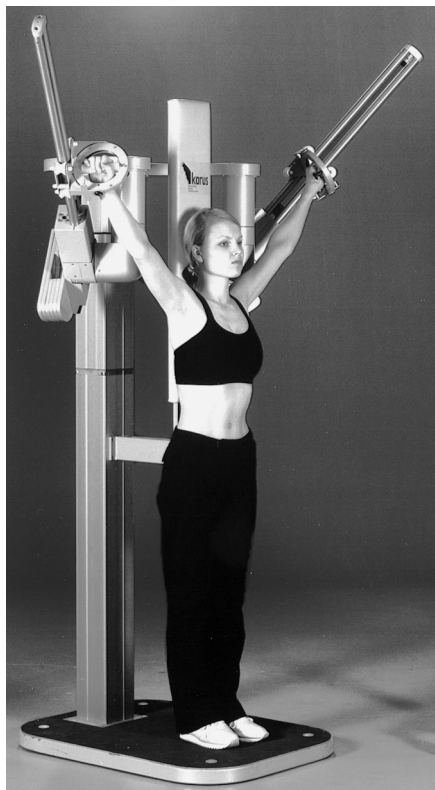


Abb. 1 Untersuchungssituation im Gerät.

Tab. 1 Untersuchte Muskeln und Elektrodenlokalisation

Muskel (li/re)	Lokalisation
M. pectoralis major	Hälfte Abst. Achselfalte-Sternum, waagrecht
M. biceps brachii	Mitte/Mitte Oberarm, senkrecht
M. triceps brachii	Ob. Drittel/Mitte Oberarm, senkrecht
M. deltoideus clavicularis	Mitte Muskel/Vorderseite, senkrecht, Höhe Achselfalte
M. deltoideus acromialis	Mitte Muskel/lateral, senkrecht, Höhe Achselfalte
M. deltoideus spinalis	Mitte Muskel/Hinterseite, senkrecht, Höhe Achselfalte
M. trapezius descendens	Mitte Muskel/kraniale Kontur, dieser folgend
M. trapezius ascendens	Mitte Linie inneres Drittel Spina scapulae-Th7, auf Linie
M. latissimus dorsi	Ob. Drittel Linie Achselfalte-L1, auf Linie
M. teres major	Mitte Linie unt. Schulterblattwinkel-Achselfalte, auf Linie
M. rhomboideus major	Mitte 45°-Linie Th3-medialer Rand Schulterblatt, auf Linie
M. serratus anterior	Höhe Xiphoid, seitr. Körperkontur, 45° nach dorsal ansteigend, auf Linie
M. infraspinatus	unterh. Spina scapulae, auf Linie 45° zu Achsel ansteigend, Mitte Scapula

**Frontalebene:**

- Schulterabduktionswinkel: 0°, 45°, 90°, 120°;
- Krafrichtungen: Abduktion (ab) und Adduktion (ad).

**Horizontalebene:**

- Schulterextensionswinkel: 0°, 30°, 60°, 90° (bei 90° Anteversion bis 90° Abduktion in der Horizontalebene);
- Krafrichtungen: Horizontalextension (-abduktion, he) und Horizontalflexion (-adduktion, hf).

Die Unterarme befanden sich während der Übungen in der Sagittal- und der Horizontalebene in Pronationsstellung, während der Übungen in der Frontalebene hingegen in Neutralstellung. Alle Übungen wurden mit beiden Armen gleichzeitig durchgeführt.

Die isometrische Maximalkraft (MVC) für jede Versuchsperson war in einem Zeitraum von 1 bis maximal 4 Wochen vor dieser Untersuchung für jede einzelne Winkelposition und Krafrichtung bestimmt worden. Die in der Untersuchung aufzubringende Kraft betrug 50% dieser isometrischen Maximalkraft und sollte

in drei aufeinander folgenden Versuchen für jeweils fünf Sekunden isometrisch gehalten werden. Die Kontrolle des Kraftniveaus erfolgte über einen Monitor mittels visuellem Feedback für beide Arme getrennt. So wurde für jede der durchgeführten Übungen ein Beanspruchungsniveau von 50% MVC sichergestellt. Durch die Messung der Kraftdaten simultan zur OEMG-Messung konnte die Identifikation der isometrischen Auswertungsabschnitte vorgenommen werden.

Die Messung des Oberflächen-EMG (OEMG) erfolgte bipolar von insgesamt 13 Muskeln bzw. Muskelanteilen simultan von beiden Körperseiten (Tab.1). Die Elektrodenapplikation erfolgte standardisiert entsprechend der in Tab.1 dargestellten Anleitung jeweils durch den gleichen, erfahrenen Untersucher. Die Messwerte wurden mit einem mobilen Messsystem (Biovision, Deutschland) erfasst und auf Festplatte für die spätere Verarbeitung abgespeichert. Die AD-Wandlung erfolgte mit einer Abtastrate von 2000/s bei einer Amplitudenaufösung von 2,4 µV/bit (Daq-Card 700, National Instruments, USA).

Für die Quantifizierung der gemessenen OEMG-Signale wurden als Ergebnis der Fourier-Transformation [19] Leistungsspektren

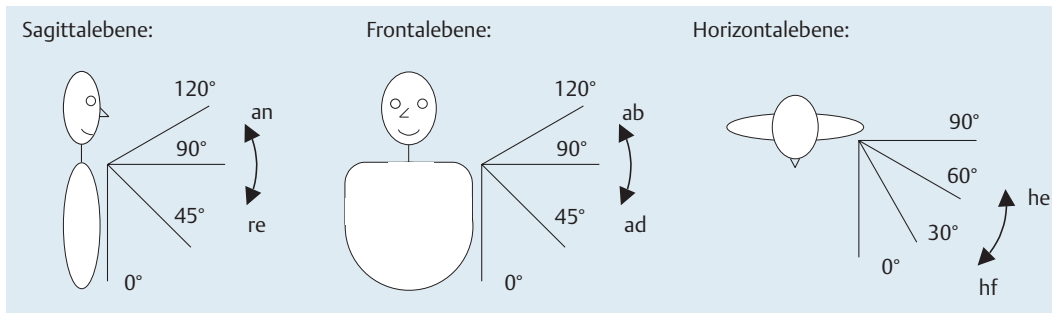


Abb. 2 Schematische Darstellung der eingenommenen Armhaltungen in den entsprechenden Bewegungsebenen für die Durchführung der Übungen. In jeder Position wurden die beiden entgegengesetzten Krafrichtungen isometrisch gemessen; an: Anteversion, re: Retroversion, ab: Abduktion, ad: Adduktion, he: horizontale Extension, hf: horizontale Flexion.

Tab. 2 Prozentuale Anteile der jeweiligen Muskelaktivität in der Hauptkraftrichtung (an: Anteversion, re: Retroversion, ab: Abduktion, ad: Adduktion, he: horizontale Extension, hf: horizontale Flexion; Friedman-Test). Die Winkelposition der jeweiligen Hauptkraftrichtung, in welcher der Muskel erfahrungsgemäß am stärksten verkürzt ist, wurde kursiv bzw. fettkursiv gedruckt, der höchste Amplitudenwert wurde fett gedruckt

Muskel	Hauptkraftrichtung	Winkel				Signifikanz
		0°	45° (30°)	90° (60°)	120° (90°)	
M. pectoralis major	hf	<b>14,98</b>	9,57	8,47	9,37	p < 0,01
M. biceps brachii	hf	9,66	<b>10,24</b>	8,60	7,69	p < 0,01
M. triceps brachii	he	5,48	7,53	9,12	<b>10,34</b>	p < 0,01
M. deltoideus clav.	ab	5,05	8,96	10,89	<b>12,01</b>	p < 0,01
M. deltoideus acrom.	he	6,51	8,80	9,07	<b>12,65</b>	p < 0,01
M. deltoideus spin.	he	9,40	9,65	11,17	<b>12,01</b>	n. s.
M. trapezius desc.	ab	4,46	7,40	10,99	<b>13,65</b>	p < 0,01
M. trapezius asc.	he	<b>8,87</b>	8,81	8,59	7,82	n. s.
M. latissimus dorsi	ad	<b>14,15</b>	7,70	4,95	3,02	p < 0,01
M. teres major	re	<b>10,51</b>	7,12	4,51	4,62	p < 0,01
M. rhomboideus	he	7,88	8,49	8,75	<b>9,05</b>	n. s.
M. serratus anterior	an	4,03	7,10	12,46	<b>14,75</b>	p < 0,01
M. infraspinatus	he	7,36	7,65	8,66	<b>9,99</b>	p < 0,05

(Darstellung der Verteilung des quadrierten Signals über die enthaltenen Frequenzbestandteile, Einheit:  $\mu\text{V}^2$ ) im Frequenzband von 10–500 Hz berechnet. Die Summe aller im analysierten Frequenzbereich enthaltenen Einzelwerte wird als spektrale Leistung bezeichnet. Um den somit vorhandenen quadratischen Zusammenhang zum Ursprungssignal wiederherzustellen, wurde nachfolgend aus diesen Werten die Wurzel gezogen. Die Werte der drei aufeinander folgenden Versuche wurden gemittelt und gegebenenfalls vorhandene Ausreißer eliminiert.

Für die weitere Analyse wurden die so ermittelten OEMG-Amplituden normiert, um interindividuelle Niveauunterschiede auszugleichen. Die für jeden einzelnen Muskel berechnete kumulative Amplitude für alle Übungen wurde 100% gesetzt und dann die anteilige Muskelaktivität für jede einzelne Übung neu berechnet. Somit wurden für jeden Muskel einzeln Relativamplituden über alle durchgeführten Übungen hinweg, also quasi als Längsschnitt berechnet. Damit konnten interindividuell unterschiedliche Amplitudenniveaus im OEMG dennoch verglichen werden. Durch den so vorgenommenen interindividuellen Niveauausgleich konnte für jeden Muskel ein typisches Beanspruchungsprofil erstellt werden. In der Darstellung der Ergebnisse wurde zur besseren Orientierung eine Hilfslinie bei 8,5% der Relativamplitude eingezeichnet. Sie entspricht quasi dem doppelten Niveau der theoretischen Gleichverteilung (24 Übungen: 4,17%) und erleichtert so die Beurteilung der relativen Amplitudenunterschiede.

Zuerst erfolgte eine statistische Prüfung der Daten zur Identifikation systematischer Seitenunterschiede (Wilcoxon-Test). Sie ergab bei den 312 berechneten Tests lediglich in 13 (4,2%) Einzeltests signifikante Seitenunterschiede. Weiterhin traten diese Seitenunterschiede in 7 der 13 Fälle mit rechtsseitig überwiegender Amplitudendifferenz sowie praktisch alle in Situationen auf, die nicht zur Hauptkraftrichtung des jeweiligen Muskels zu zählen waren [20]. Deswegen wurden die anschließenden Berechnungen mit den individuell gemittelten Amplituden ohne Berücksichtigung

der Körperseite durchgeführt. Um längenabhängige systematische Amplitudenunterschiede zu identifizieren, wurden für jeden Muskel die verschiedenen Winkelstufen einer Kraftrichtung miteinander verglichen (Friedman-Test für abhängige Stichproben, Test auf Kontraste [21]).

## Ergebnisse

### M. pectoralis

Erwartungsgemäß erreichte der M. pectoralis die höchsten OEMG-Amplituden für die horizontale Flexion, den Maximalwert bei einem Winkel von 0° (14,98%, Abb. 4), d.h. während der Übung für die er die stärkste Verkürzung aufweist (Friedman-Test  $p < 0,01$ ; Tab. 2).

### Mm. biceps/triceps

Sowohl der M. biceps als auch der M. triceps brachii konnten im Rahmen der untersuchten Übungen jeweils nur als Hilfsmuskeln angesehen werden. Ihre Funktion für die Ausführung der Übungen war jedoch insofern wesentlich, dass sie durch die Arbeit mit einem langen Hebel (mit gestreckten Armen) die Kraftübertragung über das Ellenbogengelenk erheblich beeinflussen. In ihrer Rolle als Hilfsmuskeln konnten zumindest während der horizontalen Flexion für den Bizeps (0°: 9,66%, 30°: 10,24%, 60°: 8,60%, 90°: 7,69%) und der horizontalen Extension für den Trizeps (0°: 5,48%, 30°: 7,53%, 60°: 9,12%, 90°: 10,34%) erhebliche Aktivitätsanteile ermittelt werden (Tab. 2). Bezogen auf die Gelenkwinkel konnten im Friedman-Test für beide Muskeln signifikante Aktivitätsunterschiede nachgewiesen werden.

### M. deltoideus

Hinsichtlich ihrer Funktionalität unterschieden sich die drei untersuchten Anteile des M. deltoideus klar voneinander (Abb. 3). Der vordere, klavikuläre Anteil wies seine höchsten relativen Aktivitäten während der Anteversion (90°: 9,73, 120°: 11,56%) und der Abduktion (90°: 10,89%, 120°: 12,01%) auf. Der mittlere,

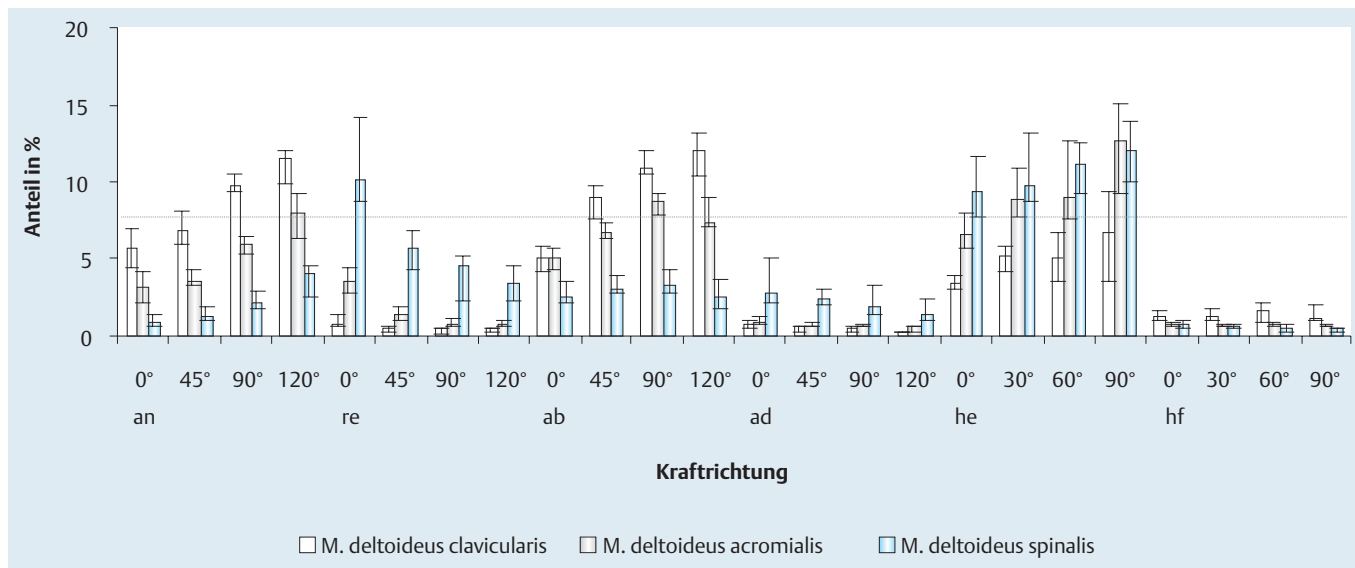


Abb. 3 Relativamplituden des M. deltoideus clavicularis, acromialis und spinalis für alle durchgeführten Übungen. Für alle Diagramme: an: Anteversion, re: Retroversion, ab: Abduktion, ad: Adduktion, he: horizontale Extension, hf: horizontale Flexion. Darstellung der Balken: Mediane, Streuungsmaße: obere und untere Quartile, gestrichelte Linie: 8,5% Relativamplituden.

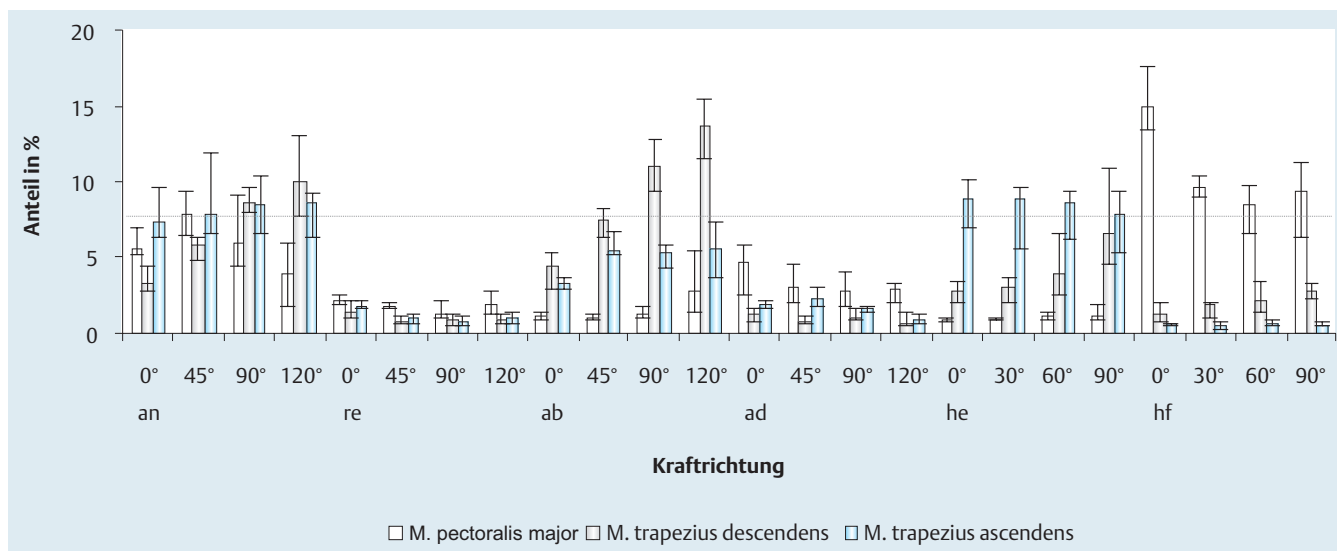


Abb. 4 Relativamplituden des M. trapezius descendens und ascendens sowie des M. pectoralis major für alle durchgeführten Übungen.

akromiale und der hintere, spinale Anteil des Muskels zeigten bei den Übungen im Gerät eine einander sehr ähnliche Funktionscharakteristik. Die höchsten Amplituden traten während der horizontalen Extension auf (Delt. acr. 60°: 9,07%, 90°: 12,65%, Delt. spin. 60°: 11,17%, 90°: 12,01%). Die Positionsabhängigkeit der gemessenen Amplituden konnte für den klavikulären und den akromialen Anteil klar nachgewiesen werden ( $p < 0,01$ ), jedoch gelang dieser Nachweis für den spinalen Anteil nicht (n.s., Tab. 2).

#### M. trapezius

Der descendierende Anteil wies die höchsten Amplituden während der Abduktion (90°: 10,99%, 120°: 13,65%) auf. Der ascendierende Anteil zeigte während der horizontalen Extension und der Anteversion die höchsten Amplitudenwerte, wobei das erreichte Niveau während der horizontalen Extension noch höher als für die Anteversion war (horizontale Extension: 0°: 8,87%,

30°: 8,81%, 60°: 8,59%, 90°: 7,82%; Anteversion: 90°: 8,40%, 120°: 8,56%, Abb. 4). Winkelabhängige Amplitudenunterschiede ließen sich für den descendierenden ( $p < 0,01$ ), jedoch nicht für den ascendierenden Anteil, nachweisen.

#### Mm. latissimus dorsi/teres major/infraspinatus

Für den M. latissimus dorsi/teres major ebenfalls zwei Übungen mit hohen Aktivitätsanteilen auf: die Retroversion (höchste Amplitude bei 0°: 12,95%) und die Adduktion (höchste Amplitude bei 0°: 14,15%, damit Hauptkraftrichtung). Der M. teres major, der funktionell als Agonist mit dem Latissimus wirkt, wies jedoch nur für die Retroversion entsprechend hohe Aktivitätsanteile auf (höchste Amplitude bei 0°: 10,51%). Die höchste Aktivität des M. infraspinatus wurde für die horizontale Extension bei 90° (9,99%) gemessen. Für alle drei Muskeln konnten diese Zusammenhänge anhand des Friedman-Tests als statistisch signifikant nachgewiesen werden.

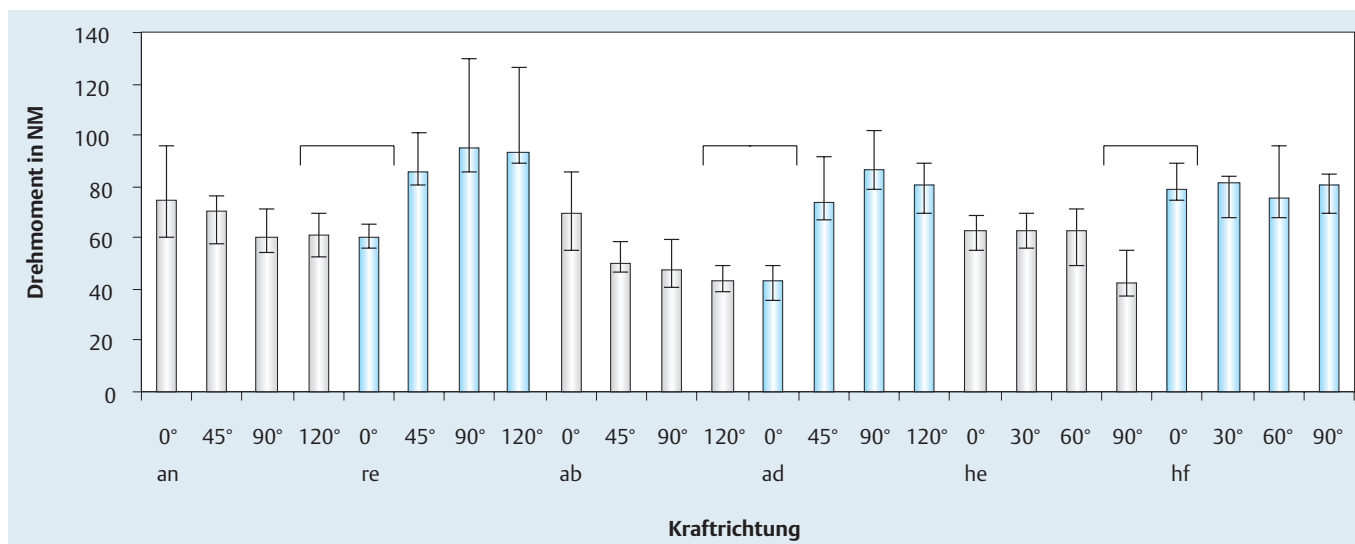


Abb. 5 Kraftwerte (Drehmomente) aus den MVC-Messungen. (Die Klammern kennzeichnen die Bewegungsrichtungen mit den höchsten Amplituden der jeweiligen Zielmuskeln. Für die vorliegende Untersuchung wurden immer 50% der gemessenen Maximalkraft als Zielvorgabe verwendet.)

### Mm. rhomboideus/serratus anterior

Die Hauptkrafrichtung des M. serratus anterior ist die Anteversion (90°: 12,46%, 120°: 14,75%). Jedoch konnten auch für die Abduktion (120°: 11,43%) hohe Aktivitätsanteile gemessen werden. Der M. rhomboideus zeigte für die horizontale Extension die höchsten Aktivitätsanteile (30°: 8,49%, 60°: 8,75%, 90°: 9,05%). Im Friedman-Test konnte für den M. serratus anterior ein signifikantes Ergebnis ermittelt werden, für den M. rhomboideus wurde die Signifikanzschwelle jedoch nicht erreicht.

Zusammenfassend sind in Tab. 2 die prozentualen Werte aller untersuchten Muskeln für die jeweilige Hauptkrafrichtung im Gerät einschließlich der Ergebnisse des Friedman-Tests dargestellt. Die Winkelposition der jeweiligen Hauptkrafrichtung, in der der Muskel erfahrungsgemäß am stärksten verkürzt ist, wurde kursiv gedruckt.

### Diskussion

Die dargestellten Ergebnisse lassen aufgrund der für jeden Muskel einzeln ermittelten „Relativamplitude“ direkte Vergleiche zwischen den untersuchten Personen für die betrachteten Übungen zu. Die Interpretation dieser relativen Amplitudenanteile für die jeweiligen Übungen darf jedoch nicht mit einer Darstellung von Absolutwerten gleichgesetzt werden. Der niedrigste Amplitudenanteil eines bestimmten Muskels ist dabei nicht zwangsläufig gleichbedeutend mit der Inaktivität dieses Muskels, sondern bedeutet lediglich den kleinsten vorkommenden Wert innerhalb der insgesamt 24 durchgeführten isometrischen Übungen in den verschiedenen Krafrichtungen und Winkelstufen. Somit wird über die absolute Höhe der entsprechenden Amplituden folglich keine Aussage getroffen. Ebenso können gleich hohe Werte verschiedener Muskeln nicht miteinander verglichen werden, da deren Signalamplitude durchaus unterschiedlich sein kann. So erreichen beispielsweise bereits die drei Anteile des M. deltoideus unterschiedlich hohe Amplitudenwerte (Pars clavicularis > Pars acromialis > Pars spinalis). EMG-Ampli-

tuden unterschiedlicher Muskeln werden auch in der Literatur nur bedingt interpretiert bzw. im Rahmen bekannter Amplitudenverhältnisse oder als Bezug zu Referenzwerten [22] verglichen.

Bei der Interpretation der Ergebnisse ist weiterhin zu beachten, dass durch Bewegungen verursachte, unterschiedliche Muskel-längen unterschiedliche Kraftwerte bedingen [23,24]. Die beobachteten hohen EMG-Amplituden sind nicht zwangsläufig gleichbedeutend mit einer hohen Kraftleistung des entsprechenden Muskels. Entsprechend des bekannten Längen-Kraft-Verhältnisses von Muskeln [23] wiesen diejenigen Gelenkstellungen mit der stärksten Muskelverkürzung die geringsten isometrischen Kraftwerte auf (Abb. 5). Mit dem von uns verwendeten Untersuchungssetting konnte durch die biofeedback-gesteuerte und damit kontrollierte Einhaltung eines Wertes von 50% des vorher für jede Einzelübung individuell ermittelten MVC-Niveaus jedoch ein über alle Übungen hinweg vergleichbares biomechanisch definiertes Beanspruchungsniveau sichergestellt werden. Die Ergebnisse zeigen jedoch, dass ein an diesen, rein biomechanischen Kennwerten definiertes Beanspruchungsniveau durchaus diskutabel erscheint.

Gemessene OEMG-Amplituden weisen einen direkt proportionalen Zusammenhang zum Elektrodenabstand auf. Demnach würden größere Elektrodenabstände mit höheren OEMG-Amplituden einhergehen [25,26]. Für die beschriebenen Ergebnisse konnten wir aber den umgekehrten Zusammenhang nachweisen, denn bei stärkerer Muskelverkürzung näherten sich die Elektroden eher einander an, statt größere Abstände aufzuweisen. Demnach sind die beobachteten Wechselbeziehungen zwischen OEMG-Amplituden und Muskellänge physiologischer Natur und nicht artefaktbedingt.

Umso erstaunlicher sind deswegen die systematisch nachweisbaren Amplitudenveränderungen in der vorliegenden Untersuchung. Bei identischer Beanspruchung wäre auch eine vergleichbare OEMG-Amplitude zu erwarten. Dies ist jedoch nicht der

Fall. Eine zunehmende Muskelverkürzung wird systematisch von einer Amplitudenerhöhung im OEMG-Signal begleitet. Die Interpretation dieses Befundes erscheint derzeit schwierig. Muskelinhärente, dehnungsabhängige Strukturen, wie beispielsweise das Titin [27], könnten hier eine Rolle spielen. Dehnungsabhängige Konformitätsänderungen des Titin sind zumindest am Herzmuskel bereits beschrieben [28]. Aufgrund der Vielzahl von existierenden Titinunterformen kann daraus jedoch bisher noch kein zwingender Schluss für die Skelettmuskulatur gezogen werden. Weitere Hinweise auf dehnungsabhängige elastische Eigenschaften der Muskulatur ergeben sich aus eigenen Untersuchungen am M. biceps brachii, bei denen gezeigt werden konnte, dass die zu beobachtenden längenabhängigen Amplitudendifferenzen ebenfalls durch eine Lastabhängigkeit gekennzeichnet waren [29]. Dabei wiesen bei ansteigenden Beanspruchungsniveaus die gemessenen OEMG-Amplituden für geringe Muskellängen zunehmend höhere Amplituden als bei vorgedehntem Muskel auf.

Betrachtet man die Unterschiede in den Amplitudenniveaus zwischen den durchgeführten Übungen, lassen sich wenige Muskeln mit relativ gering schwankender Amplitude von den restlichen Muskeln mit sehr deutlichen Amplitudenunterschieden unterscheiden. Dies hat für die einzelnen Muskeln verschiedene Ursachen. So agieren die Mm. trapezius ascendens und rhomboideus funktionell weniger als „Bewegungsmuskeln“ (Muskeln, die aufgrund ihrer Kraftvektoren Bewegungen in Gelenken initiieren), sondern vielmehr als das Gelenk bzw. die Bewegung stabilisierende Muskeln, die eher permanent aktiv sind und deren Aktivitätsniveau demnach weniger stark bewegungsabhängig ist. Ein Indiz dafür ist, dass diese beiden Muskeln die niedrigsten Maximalwerte der berechneten relativen Amplituden aufweisen.

Diese eher als unspezifisch zu bezeichnende Ansteuerungscharakteristik entspricht im Übrigen den an der Wirbelsäule identifizierten Funktionscharakteristika stabilisierender Muskeln. Sie sind im Wesentlichen bewegungsunabhängig, jedoch permanent aktiviert [30,31]. Defizite in diesen, die notwendige Stabilität erzeugenden Muskeln können im verwendeten Gerät somit gezielt trainiert werden. Durch die Anwendung von Biofeedback-Verfahren ist eine kontrollierte, tonische Anspannung dieser Muskeln möglich. Diese entspricht am ehesten ihrer Funktionscharakteristik. Weiterhin kann die maßgeblich an der Bewegung beteiligte Muskulatur kontrolliert in ihrer Wirkrichtung aktiviert werden.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass sich aus den vorgestellten Ergebnissen Anhaltspunkte für eine Längenabhängigkeit der zentralnervösen Ansteuerungsintensität von Muskeln ergeben, die trotz vergleichbarer, biomechanisch definierter Beanspruchungsniveaus nachweisbar waren. Innerhalb therapeutischer und rehabilitativer Trainingsmaßnahmen, beispielsweise von funktionellen Teilpaesen nach Traumen oder operativen Eingriffen [32], könnten somit durch die Auswahl von isometrischen Übungen bei verringerter Länge der Zielmuskulatur verbesserte Ergebnisse erreicht werden. Die Herleitung von therapeutisch wirksamen Zusammenhängen ist jedoch derzeit noch hypothetisch und sollte durch therapiebegleitende Untersuchungen verifiziert werden.

## Literatur

- 1 Yang JF, Winter DA. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 1984; 65 (9): 517 – 521
- 2 Ericson MO, Nissell R, Ekholm J. Quantified electromyography of lower-limb muscles during level walking. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1986; 18 (4): 159 – 163
- 3 Hesse S. Locomotor therapy in neurorehabilitation. *Neurorehabilitation* 2001; 16 (3): 133 – 139
- 4 Sonntag D, Uhlenbrock D, Bardeleben A, Kading M, Hesse S. Gait with and without forearm crutches in patients with total hip arthroplasty. *International Journal of Rehabilitation Research* 2000; 23 (3): 233 – 243
- 5 Luttmann A, Jäger M, Sökeland J, Laurig W. Electromyographical study on surgeons in urology. II. Determination of muscular fatigue. *Ergonomics* 1996; 39 (2): 298 – 313
- 6 Kankaanpää M, Taimela S, Webber CL, Airaksinen O, Hänninen O. Lumbar paraspinal muscle fatigability in repetitive isoinertial loading: EMG spectral indices, Borg scale and endurance time. *Eur J Appl Physiol* 1997; 76 (3): 236 – 242
- 7 Morlock MM, Bonin V, Müller G, Schneider E. Trunk muscle fatigue and associated EMG changes during a dynamic iso-inertial test. *Eur J Appl Physiol* 1997; 76 (1): 75 – 80
- 8 Lawrence JH, Luca CJ de. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J Appl Physiol* 1983; 54 (6): 1653 – 1659
- 9 Basmajian JV, Luca CJ de. *Muscles Alive*. 5 ed. Baltimore, London, Sydney: Williams and Wilkins, 1985
- 10 Solomonow M, Baratta R, Shoji H, D'Ambrosia R. The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1990; 30 (3): 141 – 152
- 11 Gandevia SC, Enoka RM, McComas AJ, Stuart DG, Thomas CK. Neurobiology of muscle fatigue. *Advances and issues. Adv Exp Med Biol* 1995; 384: 515 – 525
- 12 Graven Nielsen T, Svensson P, Arendt Nielsen L. Effects of experimental muscle pain on muscle activity and co-ordination during static and dynamic motor function. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1997; 105 (2): 156 – 164
- 13 McNair PJ, Depledge J, Brett Kelly M, Stanley SN. Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle action. *Br J Sports Med* 1996; 30 (3): 243 – 245
- 14 Spudich JA, Huxley HE, Finch JT. Regulation of skeletal muscle contraction. II. Structural studies of the interaction of the tropomyosin-troponin complex with actin. *Journal of Molecular Biology* 1972; 72 (3): 619 – 632
- 15 Linari M, Dobbie I, Reconditi M, Koubassova N, Irving M, Piazzesi G, Lombardi V. The stiffness of skeletal muscle in isometric contraction and rigor: the fraction of myosin heads bound to actin. *Biophysical Journal* 1998; 74 (5): 2459 – 2473
- 16 Ilebek A, Kiil F. Cardiac performance: significance of the Frank-Starling mechanism at low inotropy. *Scandinavian Journal of Clinical & Laboratory Investigation* 1978; 38 (5): 407 – 413
- 17 Barnes GE, Chevis BC, Granger HJ. Regulation of cardiac output during rapid volume loading. *American Journal of Physiology* 1979; 237 (3): R197 – 202
- 18 Mangano DT, Dyke DC van, Ellis RJ. The effect of increasing preload on ventricular output and ejection in man. Limitations of the Frank-Starling Mechanism. *Circulation* 1980; 62 (3): 535 – 541
- 19 Luca CJ de, Knaflitz M. *Surface Electromyography: What's New?* Turin: C.L.U.T., 1992
- 20 Kapandji IA. *Funktionelle Anatomie der Gelenke*. Stuttgart: Enke, 1984
- 21 Lohse H, Ludwig R, Röhr M. *Statistische Verfahren für Psychologen, Pädagogen und Soziologen*. Berlin: Volk und Wissen, 1982
- 22 Lehman GJ, McGill SM. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. *J Manipulative Physiol Ther* 1999; 22 (7): 444 – 446
- 23 Rassier DE, MacIntosh BR, Herzog W. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology* 1999; 86 (5): 1445 – 1457
- 24 Maganaris CN. Force-length characteristics of in vivo human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand* 2001; 172 (4): 279 – 285
- 25 Zedka M, Kumar S, Narayan Y. Comparison of surface EMG signals between electrode types, interelectrode distances and electrode orienta-

tions in isometric exercise of the erector spinae muscle. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1997; 37 (7): 439 – 447

<sup>26</sup> Mannion AF, Dolan P. The effects of muscle length and force output on the EMG power spectrum of the erector spinae. *J Electromyogr Kinesiol* 1996; 6 (3): 159 – 168

<sup>27</sup> Kolmerer B, Linke WA. Towards a molecular understanding of the elasticity of titin. *Circulation Research* 1997; 80 (2): 290 – 294

<sup>28</sup> Clayton J, Benes V, Allen T, Ferguson C, Leonard K, Weber U, Knekt M, Ansorge W, Labeit S, Bullard B et al. Differential expression of cardiac titin isoforms and modulation of cellular stiffness. *Journal of Molecular Biology* 2000; 296 (2): 435 – 448

<sup>29</sup> Anders C, Müller S. Relation between electromyogram and force – dependency from muscle length. *Pflugers Arch* 2004; 447 (Suppl 1): S155

<sup>30</sup> Bergmark A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl* 1989; 230: 1 – 54

<sup>31</sup> Gibbons SGT, Comerford MJ. Strength versus stability: Part 1: Concept and terms. *Orth Div Rev* 2001; March/April: 21 – 27

<sup>32</sup> Laube W, Weber J, Thue L, Schomacher J. Persistierende Kraftdefizite nach Hüft-TEP und Kreuzband-OP infolge gestörter Muskelaktivierung. *Manuelle Therapie* 1998; 3/98: 120 – 129