

## Zusammenfassung

Es wird eine Meßapparatur präsentiert, die ein standardisiertes, präzises Meßsystem in der Beweglichkeitsforschung darstellt. Sie bietet in Abgrenzung zu den ansonsten verwendeten Apparaturen die Möglichkeit, Winkel, Kraft, EMG sowie subjektive Variablen während der Dehnmaßnahme online zu registrieren. Die Dehnung der Mm. ischiocrurales sowie des M. triceps surae kann mit variabel einstellbarer, konstanter Geschwindigkeit durchgeführt werden. Eine Fixierung im Hüft-, Bein- und Oberkörperbereich verhindert Ausweichbewegungen während der Muskeldehnung.

Zur Charakterisierung der erfaßten Variablen (Winkel, Kraft, EMG und Dehnschwelle/Dehngrenze) wird eine Auswahl von Parametern unter Berücksichtigung physiologischer Aspekte vorgestellt.

Es wird gezeigt, daß eine Überprüfung in vitro gewonnener Erkenntnisse am lebenden Organismus unter Einsatz des beschriebenen Meßsystems möglich ist. Dies gilt sowohl für mechanische Eigenschaften der Muskel-Sehnen-Einheit (Hysterese, Relaxation, Längenveränderung) als auch für die elektrische Aktivität.

**Schlüsselwörter:** Beweglichkeit, Muskel-Sehnen-Einheit, Hysterese, Relaxation, Neurophysiologie

## Summary

A new measuring apparatus is introduced, which offers a standardized precise analysis system for various aspects of stretching. In comparison to other investigation equipment, the simultaneous examination of angle, force, EMG and subjective aspects during a stretch is possible. Hamstrings and calf muscles can be examined using different stretching speeds. Hip and leg attachments avoid any unintended joint movements.

In order to characterize the variables mentioned above a selection of parameters is presented reflecting physiological processes.

It is shown that in vitro results about hysteresis, relaxation, creep and EMG may be confirmed in vivo using the measuring apparatus.

S. R. Schönthaler, K. Ohlendorf, H. Ott, T. Meyer,  
W. Kindermann, D. Schmidtbleicher\*

# Biomechanische und neurophysiologische Parameter zur Erfassung der Dehnbarkeit von Muskel-Sehnen-Einheiten

## Biomechanical and neurophysiological parameters to assess the flexibility of muscle-tendon units

Institut für Sport- und Präventivmedizin, Universität des Saarlandes, Saarbrücken  
\*Institut für Sportwissenschaften, Johann-Wolfgang-Goethe Universität, Frankfurt

**Keywords:** Stretching, muscle-tendon-unit, hysteresis, relaxation, neurophysiology

## Einleitung

Die sportmotorische Leistungsfähigkeit beruht aus trainingstheoretischer Sichtweise auf einem komplexen Zusammenspiel anatomisch-funktioneller, kognitiv-affektiver und situativer Komponenten (vgl. 7). Ihre Steigerung ist somit neben der genetischen Determinierung und der Steigerung sportmotorischer Fertigkeiten grundlegend von dem Ausprägungsgrad der sportmotorischen Fähigkeiten abhängig. Der Beweglichkeit wird als einer dieser Fähigkeiten zwar eine wesentliche Bedeutung hinsichtlich der sportlichen Leistungsfähigkeit zugesprochen (vgl. 4, 8, 11), fundierte Theorien über die physiologische Wirkungsweise von Dehnmaßnahmen und ihnen zugrundeliegenden biomechanischen und/oder neurophysiologischen Mechanismen in vivo sind dagegen nur ansatzweise zu finden (vgl. 5, 13, 19, 20, zusammenfassende Darstellung in 32). So bedarf es momentan insbesondere der Übertragung in vitro gewonnener Erkenntnisse dieser Mechanismen (vgl. 1, 2, 15, 21, 28, 29, 30, 31) auf den lebenden Organismus, um darauf aufbauend Beweglichkeitsstudien an-

zuschließen. Untersuchungen mit dieser Zielsetzung erfordern ein standardisiertes Meßsystem (Minimierung von Störvariablen) sowie den Einsatz verschiedener externer Analyseverfahren.

In Abschnitt A dieses Artikels wird eine am Institut für Sport- und Präventivmedizin Saarbrücken in Kooperation mit dem Sportwissenschaftlichen Institut Frankfurt konstruierte Meßapparatur vorgestellt. Sie dient der Erhebung verschiedener für die Beweglichkeitsforschung relevanter Variablen und versucht somit die vorwiegend aus der krankengymnastischen Behandlungspraxis heraus begründeten Dehnmethoden und -verfahren zu objektivieren. Damit ist eine bisher nur in Ansätzen vorhandene Operationalisierung verschiedener Dehneffekte gegeben. Ebenfalls werden sinnvolle Meßparameter zur Darstellung dieser Effekte beschrieben. Der Abschnitt B beinhaltet Einzelfallstudien unter Anwendung des vorgestellten Meßsystems (diese Studien sollen hier nur kurz dargestellt werden, eine Veröffentlichung ist in Kürze, mit größerer Probandenzahl, geplant). Sie legen eine Übertragbarkeit in vitro am Muskel-Sehnen-Präparat gewonnener Erkenntnisse auf den menschlichen Organismus nahe, was zu einem besseren Verständnis der für das Beweglichkeitstraining relevanten Mechanismen führt. Diese Erkenntnisse bieten die Möglichkeit, Beweg-

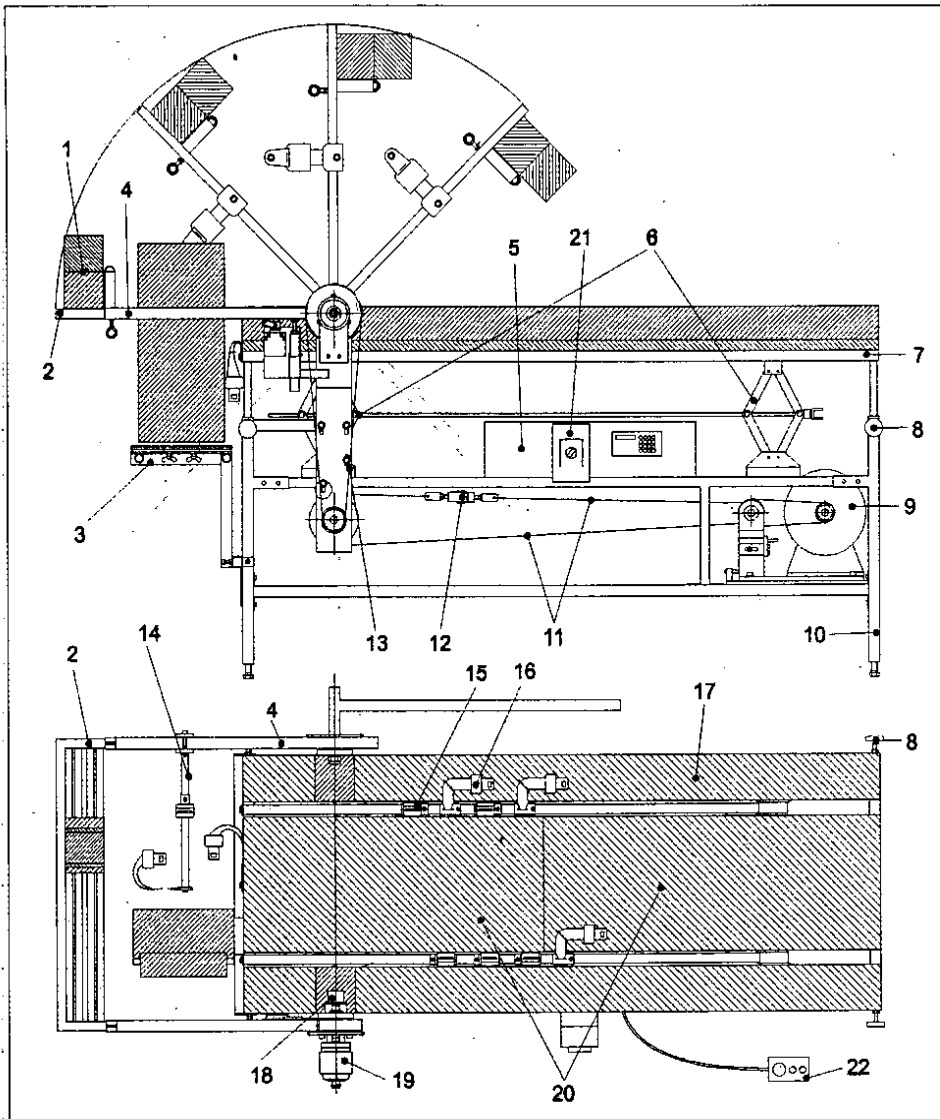


Abb. 1: Meßapparatur GUCI (1=Fußteil J; 2=Hebelarm Vorteil (ausziehbar); 3=Fußablage angestelltes Bein; 4=Hebelarm Mittelteil; 5=Anzeige mit Hauptschalter und Nockenschaltwerk; 6=Hebevorrichtung; 7=Rahmenoberteil; 8=Feststellschraube „Höhenverstellung“; 9=Antriebsmotor mit Getriebeeinheit; 10=Rahmenunterteil; 11=Antriebskette; 12=DMS (Dehnungsmeßstreifen); 13=Antriebskette; 14=Kniefixierung; 15=Gurtschloß; 16=Gurtbefestigung; 17=Seitenpolster; 18=Drehimpulsgeber Typ 15.32 und Laserpointer; 19=Drehimpulsgeber Typ 15.42; 20=Mittelpolster; 21=Notausschalter an der Apparatur; 22= Frei verstellbarer Notausschalter)

lichkeitstraining sinnvoll zu planen und zu steuern. Die Frage nach dem „wie oft, wie lange, wie häufig und wie intensiv“ ließe sich auf diese Weise begründet beantworten.

## A. Meßapparatur, Variablen und Parameter

### 1. Meßapparatur „GUCI“<sup>1</sup>

Die Meßapparatur „GUCI“ (Abb. 1) wurde für Beweglichkeitsmessungen zweier Muskelgruppen (M. triceps surae und Mm. ischiocrurales) konzipiert. Sie besteht aus einem

mehrteiligen, verwindungssteifen Rahmen (10), dessen oberste Ebene (7) in der Höhe (6, 8) stufenlos verstellbar ist.

Die Dehnung findet durch das Hoch- und Herunterfahren eines kugelgelagerten Hebelarms (2, 4) statt, an dem die untere Extremität der jeweiligen Versuchsperson fixiert ist.

Die Probanden werden mit Hilfe eines Laserpointers (18) so positioniert, daß die Drehachse des Hüftgelenks mit der Drehachse der Meßapparatur übereinstimmt (vgl. 26), wobei alle individuellen Einstellungen der Meßapparatur reproduzierbar sind.

Der Brustkorb des Probanden wird mit zwei diagonal verlaufenden Gurten (15, 16)

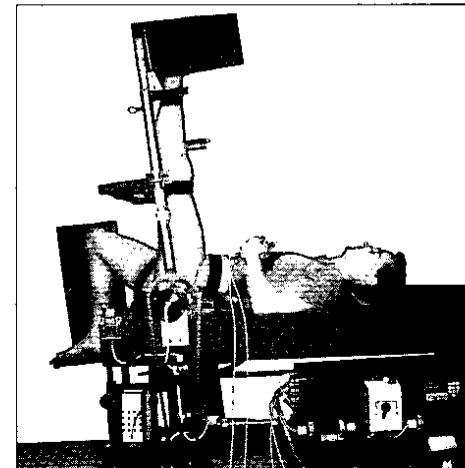


Abb. 2: Meßapparatur mit fixiertem Probanden in Dehnposition. Messung der ischiocruralen Muskulatur (linkes Bein)

fixiert (Abb. 2). Über rechte und linke Spina iliaca anterior superior verläuft ein weiterer Gurt, der das Ausweichen der Hüfte verhindert. Das zu dehnende Bein wird mit einem vierten Gurt oberhalb der Patella in Streckung gehalten (14). Der Fuß dieses Beines liegt in einer J-Schiene (1), wodurch eine Außen- bzw. Innenrotation des Untersuchungsbeines unterbunden wird. Der Fuß des Gegenbeines steht auf einer horizontal und vertikal verstellbaren Platte (3). Eine dazu senkrecht montierte Platte verhindert das laterale Ausweichen des Gegenbeins (3). Dieses wird mit einem Gurt über den Oberschenkel nach unten außen gezogen, wodurch eine Beckenkipfung ausgeschlossen ist.

Der Hebelarm wird über einen Kettenantrieb (11, 13) durch einen 220/380 V Dreiphasen-Wechselstrommotor mit angeflanschter Getriebeeinheit (9) bewegt. Es lassen sich stufenlos Winkelgeschwindigkeiten von 0°/s bis 7,5°/s realisieren. Der Motor und damit die Dehnung bzw. Entdehnung werden über zwei Druckschalter vom Probanden selbst (Abb. 2) oder vom Versuchsleiter gesteuert. Zur Notabschaltung und damit zur Sicherung des Probanden dienen ein an der Apparatur angebauter (21) und ein frei beweglicher Notausschalter (22).

Die Aufnahme der Winkelwerte erfolgt über einen digitalen Drehimpulsgeber (19) (Elgo Electric, Rielasingen-Worblingen) mit einer Genauigkeit von 0,1°. Auftretende Kräfte bei der Dehnung werden über einen Dehnungsmeßstreifen (12) (Tedeo, Cardiff) erfaßt. Nach Abzug der Schwerkrafteinflüsse von Extremität und Hebelarm bleibt als ge-

<sup>1</sup> Gefertigt mit freundlicher Genehmigung der Herren Heyne, Mohrbach, Bautz und Miers; Benannt nach den Vornamen der Sponsoren

messene Größe die Dehnungsspannung. Um Aussagen über die elektrische Aktivität der Muskulatur machen zu können, werden EMG-Daten mittels Oberflächen-EMG (Biovision, Frankfurt) erhoben.

## 2. Variablen und Parameter

GUCI ermöglicht während der Muskeldehnung eine zeitgleiche Anwendung von Kinematographie (Winkel), Dynamographie (Kraft) und Elektromyographie (elektrische Muskelaktivität). Subjektive Marker können über Triggerfunktionen gesetzt werden (Abb. 3). Die rechnergestützte Verarbeitung dieser Variablen erfolgt mit der Meßsoftware DasyLab, Version 3.00.14 (DATALOG GmbH, Mönchengladbach).

### 2.1 Winkel-Parameter

Um eine Muskellängenveränderung im Beweglichkeitstraining zu quantifizieren, wird diese indirekt über den Gelenkwinkel gemessen. Ein wesentlicher Parameter ist dabei die maximale Bewegungsreichweite ( $BR_{max}$ ), d.h. der individuell von der Versuchsperson angesteuerte maximal erreichbare Winkelwert. Diese Winkelposition, die den Grenzbereich der Schmerztoleranz für den Probanden darstellen soll, kann nur für den Bruchteil einer Sekunde beibehalten und muß dann sofort wieder aufgelöst werden.

### 2.2 Kraft-Parameter

Bei der Dehnung des willkürlich inaktiven Muskels wird die Dehnungsspannung gemessen, der

Widerstand, den der Muskel aufgrund seiner Materialeigenschaften (plastische, elastische und visköse Eigenschaften) und einer eventuellen muskulären Aktivierung einer Längenveränderung entgegensetzt. Die Änderung der Spannung in Relation zum jeweiligen Winkel zeigt einen exponentiellen Verlauf. Dabei stimmt die Entdehnungskurve nicht mit der Dehnungskurve überein, und somit entsteht eine Hysterese, welche auf Reibungsverluste zurückgeführt werden kann (vgl. 2, 25, 30). Zur Beschreibung werden Steigungswerte der Dehnungs- und Entdehnungskurve ( $F_{max}$ ,  $F_{min}$ ) sowie der maximal erreichte Kraftwert ( $F_{max}$ ) und das Integral ( $F_{int}$ ) zwischen den Kurven bestimmt.

### 2.3 EMG-Parameter

Zur Dokumentation einer elektrischen Aktivität der Muskulatur während der Dehnung wird ein Oberflächen-EMG angelegt. Es werden die An- und Ausschaltzeitpunkte, bezogen auf die Bewegungsreichweite (EMG<sub>an</sub>-BR; EMG<sub>aus</sub>-BR) und auf die Dehnungsspannung (EMG<sub>an</sub>-F; EMG<sub>aus</sub>-F), dargestellt. Die elektrische Muskelaktivität (fullwave absolutiert, integriert und auf die Zeit normiert) wird an einer maximalen Willkürkontraktion (MVC) relativiert (EMG<sub>EMG%MVC</sub>). Ursächliche Mechanismen für diese elektrische Aktivität sind bisher weitgehend ungeklärt (Schmerz und/oder Schutzreflexe könnten eine Rolle spielen).

### 2.4 Subjektive Parameter

Als subjektive Kennwerte werden schließlich zwei willkürlich definierte Größen erfaßt:

- die „Dehnschwelle“: ein subjektives Empfinden, bei dem der Beginn des Dehnreizes/der Muskelspannung beim Einnehmen der Dehnposition bzw. das Ende des Dehnreizes/der Muskelspannung beim Entdehnen durch den Probanden wahrgenommen wird.
- die „Dehngrenze“: ein subjektives Empfinden, bei dem der Übergang von Dehnreiz/Muskelspannung zu Dehnschmerz/Muskelschmerz beim Einnehmen der Dehnposition bzw. das Ende des Dehnschmerzes/Muskelschmerzes beim Entdehnen durch den Probanden wahrgenommen wird.

Sowohl die Dehnschwelle als auch die Dehngrenze werden über die Dehnungsspannung (DS<sub>auf/ab</sub>-F; DG<sub>auf/ab</sub>-F) und Bewegungsreichweite (DS<sub>auf/ab</sub>-BR; DG<sub>auf/ab</sub>-BR) angegeben. Beide Parameter dienen – wie die maximale Bewegungsreichweite – möglicherweise zukünftig zur Ansteuerung der Dehnintensitäten und sollen mit objektiven Parametern korreliert werden.

Die beschriebenen Parameter sind in Tab. 1 aufgelistet und in Abb. 3 und Abb. 4 graphisch dargestellt. Die bei einer Reliabilitätsprüfung der Parameter ermittelten Korrelationen sind in Tabelle 1 aufgeführt (33 Versuchspersonen, jeweils 9 Messungen der maximalen Bewegungsreichweite).

## B. Einsatz des Meßsystems in der grundlagenorientierten Forschung

Dehnmaßnahmen bewirken eine kurzfristige, äußerlich sichtbare Vergrößerung der Be-

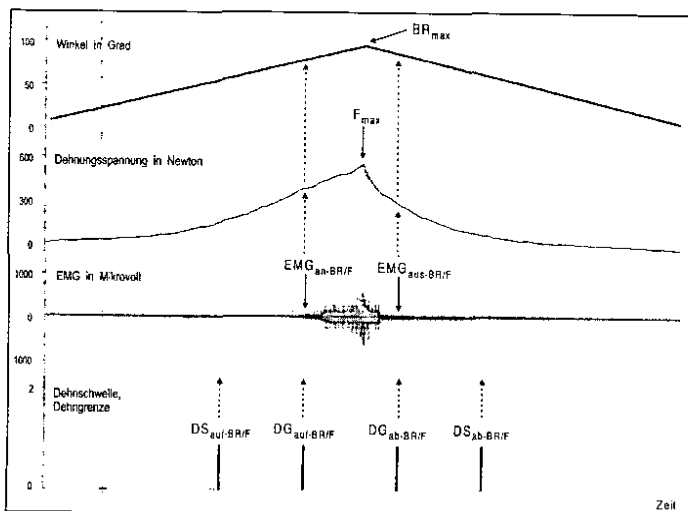


Abb. 3: Winkel- und Kraftkurven, EMG-Aktivität und Triggerpunkte mit Parametern in zeitabhängiger Darstellung (ungeglättet)

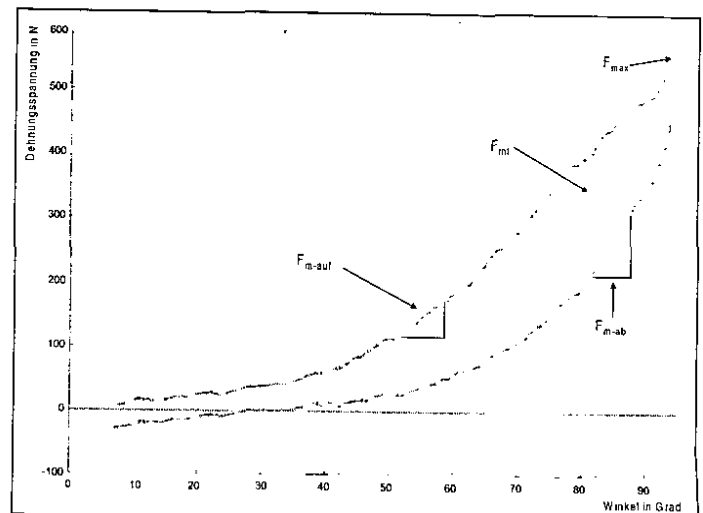


Abb. 4: Winkel-Kraftkurve mit Parametern in zeitfreier Hysteresedarstellung

# ORIGINALIA

Tab. 1: Parameter zur Charakterisierung der abhängigen Variablen (inkl. der zugehörigen Reliabilitätskoeffizienten)

<b>Winkel-Parameter</b>		
BR <sub>max</sub>	Maximale Bewegungsreichweite, größtmögliche subjektiv angesteuerte Schwingungsbreite im Gelenk; eine Position, die den Grenzbereich der Schmerztoleranz darstellt und nur kurzfristig beibehalten werden kann.	0,95* bis 0,99*
<b>Kraft-Parameter</b>		
F <sub>max</sub>	Maximaler Kraftwert; Wert der Dehnungsspannung an der BR <sub>max</sub>	0,96* bis 0,99*
F <sub>int</sub>	Integrierte Kraftkurve (Fläche zwischen beiden Kraftkurven, absolut und relativ)	0,90* bis 0,98*
F <sub>m-auf</sub>	Steigung der Kraftkurve beim Hochfahren (absolut bezogen auf die BR alle 5 Grad, relativ bezogen auf die BR <sub>max</sub> alle 5%)	0,88* bis 0,99*
F <sub>m-ab</sub>	Steigung der Kraftkurve beim Herunterfahren (absolut bezogen auf die BR alle 5 Grad, relativ bezogen auf die BR <sub>max</sub> alle 5%)	0,40* bis 0,99*
<b>EMG-Parameter</b>		
EMG <sub>IEMG/2-t1</sub>	EMG, fullware absolutiert, integriert und auf die Zeit normiert	0,94* bis 0,99*
EMG <sub>EMG%MVC</sub>	EMG in % der max. isometrischen Willkürkontraktion; um intraindividuelle Vergleiche zu ermöglichen, wird die EMG-Signalamplitude an einer Referenzkontraktion (MVC) relativiert. Dazu erfolgt die MCV-Messung nach MIRKA (1991) stets in der Gelenkstellung, in der eine EMG-Aktivität gemessen wird (hier 5% unterhalb der BR <sub>max</sub> ); sie wird zweifach gemessen (Abb. 5).	0,72* bis 0,97*
EMG <sub>an-BR</sub>	EMG-Anschaltzeitpunkt (absolut bezogen auf die BR, relativ bezogen auf BR <sub>max</sub> )	0,74* bis 0,99*
EMG <sub>aus-BR</sub>	EMG-Abschaltzeitpunkt (absolut bezogen auf die BR, relativ bezogen auf BR <sub>max</sub> )	0,74* bis 0,99*
EMG <sub>an-F</sub>	EMG-Anschaltzeitpunkt (absolut bezogen auf die F, relativ bezogen auf F <sub>max</sub> )	0,76* bis 0,99*
EMG <sub>aus-F</sub>	EMG-Abschaltzeitpunkt (absolut bezogen auf die F, relativ bezogen auf F <sub>max</sub> )	0,23* bis 0,95*
<b>Subjektive-Parameter</b>		
DS <sub>auf-BR</sub>	Winkel an der Dehnschwelle beim Hochfahren (absolut bezogen auf die BR, relativ bezogen auf die BR <sub>max</sub> )	0,86* bis 0,98*
DG <sub>auf-BR</sub>	Winkel an der Dehngrenze beim Hochfahren (absolut bezogen auf die BR, relativ bezogen auf die BR <sub>max</sub> )	0,84* bis 0,98*
DG <sub>ab-BR</sub>	Winkel an der Dehngrenze beim Herunterfahren (absolut bezogen auf die BR, relativ bezogen auf die BR <sub>max</sub> )	0,70* bis 0,98*
DS <sub>ab-BR</sub>	Winkel an der Dehnschwelle beim Herunterfahren (absolut bezogen auf die BR, relativ bezogen auf die BR <sub>max</sub> )	0,81* bis 0,98*
DS <sub>auf-F</sub>	Kraftwert an der Dehnschwelle beim Hochfahren (absolut bezogen auf F, relativ bezogen auf die F <sub>max</sub> )	0,81* bis 0,98*
DG <sub>auf-F</sub>	Kraftwert an der Dehngrenze beim Hochfahren (absolut bezogen auf F, relativ bezogen auf die F <sub>max</sub> )	0,82* bis 0,98*
DG <sub>ab-F</sub>	Kraftwert an der Dehngrenze beim Herunterfahren (absolut bezogen auf F, relativ bezogen auf die F <sub>max</sub> )	0,60* bis 0,95*
DS <sub>ab-F</sub>	Kraftwert an der Dehnschwelle beim Herunterfahren (absolut bezogen auf F, relativ bezogen auf die F <sub>max</sub> )	0,57* bis 0,95*

wegungsreichweite. Dies scheint unabhängig von der verwendeten Dehnmethode zu sein (vgl. 10, 18, 27), wobei die verantwortlichen Mechanismen weitgehend unbekannt sind. Folgende Möglichkeiten kommen in Betracht:

- Veränderung biomechanischer Eigenschaften des tendomuskulären Systems, was in vitro durch Materialprüfung festzustellen ist (vgl. 2, 16, 30)
- neurophysiologische Mechanismen bei der Dehnung (vgl. 13)

## 1. Rheologische Mechanismen des tendomuskulären Systems

Strukturen, auf die von außen Kräfte einwirken, werden mehr oder weniger stark verformt. Gleichzeitig entstehen in verformten Körpern Widerstände, die eine weitere Deformierung erschweren (Dehnungs-Spannungskurve). Die Höhe dieser Spannungen und ihr Verlauf bei Verformung eines Körpers ist abhängig von seinen Materialeigenschaften (vgl. 16). Muskel- und Sehngewebe weisen elastische, plastische und visköse Eigenschaften auf (vgl. 30). Als Konsequenz zeigt sich bei Zugbeanspruchungen von Muskel, Sehnen und Bindegewebe ein nicht-lineares Verhalten (exponentieller Verlauf) in der Kraft-Längenbeziehung (vgl. 2, 15, 30). Die Dehnungs-Spannungskurve beginnt flach und geht dann in einen steilen Abschnitt über (Abb. 4), d.h. zu Beginn einer Dehnung führen bereits relativ geringe Spannungsänderungen zu erheblichen Längenänderungen, während im Bereich größerer Spannungen schon bei geringer Längenänderung eine große Spannungsänderung erfolgt.

Hypothetisch läßt sich der Kurvenverlauf folgendermaßen interpretieren: Der flache Anstieg zu Beginn der Dehnung wird zum einen auf die kontraktile Filamente und zum anderen auf die Kollagenfibrillen des straffen Bindegewebes zurückgeführt, die sich erst unter Zugbeanspruchungen parallel ausrichten (vgl. Abb. 6). Der überproportionale Anstieg des Widerstandes bei stärkerer Dehnung wird darauf zurückgeführt, daß zunehmend sowohl parallel-elastische Strukturen des Muskels als auch seriell-elastische Strukturen (Sehne: Dehnfähigkeit 4-5%; vgl. 17) einer weiteren Verlängerung entgegenwirken. Mit zunehmender Dehnung nimmt demnach die Anzahl der beteiligten elastischen Elemente zu (vgl. 1, 2, 15, 21, 30, 31).

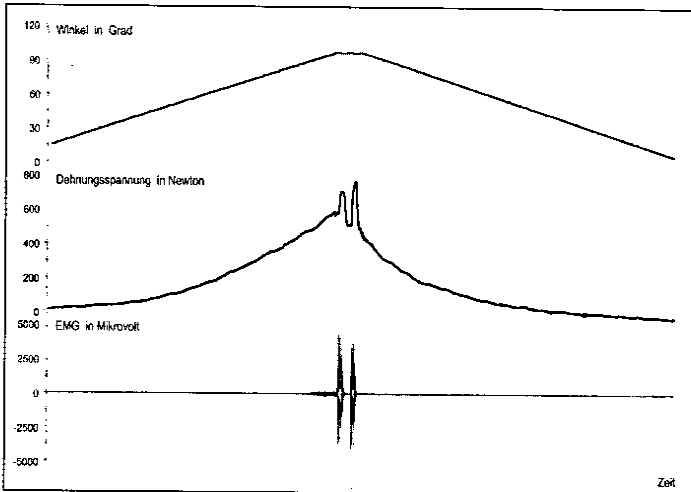


Abb. 5: Messung der maximalen Willkürkontraktion (MVC) 5% unterhalb der maximalen Bewegungsreichweite (ungeglättet)

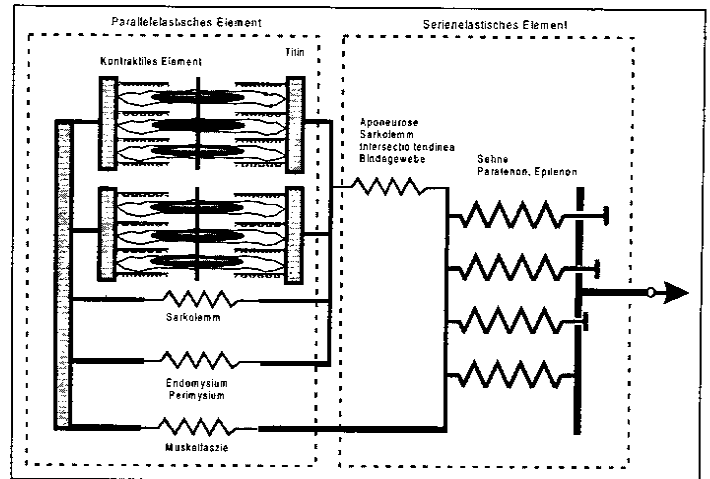


Abb. 6: Biomechanisches Modell der Muskel-Sehnen-Einheit (mod. nach Huijing, P. A. 1992)

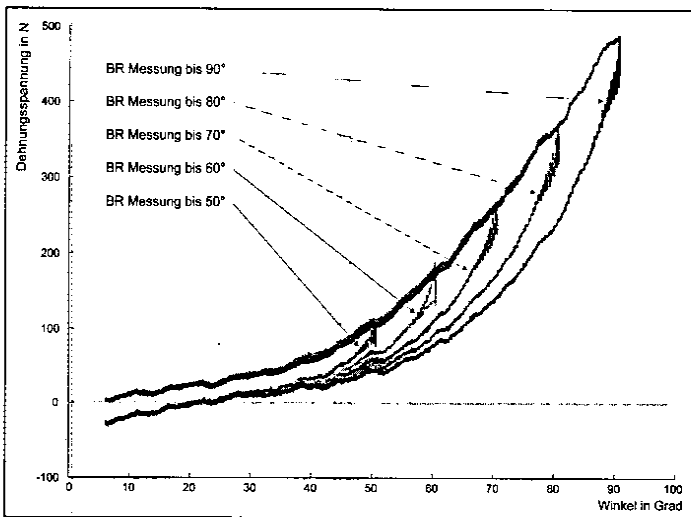


Abb. 7: Winkel-Kraftkurven bei unterschiedlichen Winkelgraden (ungeglättet)

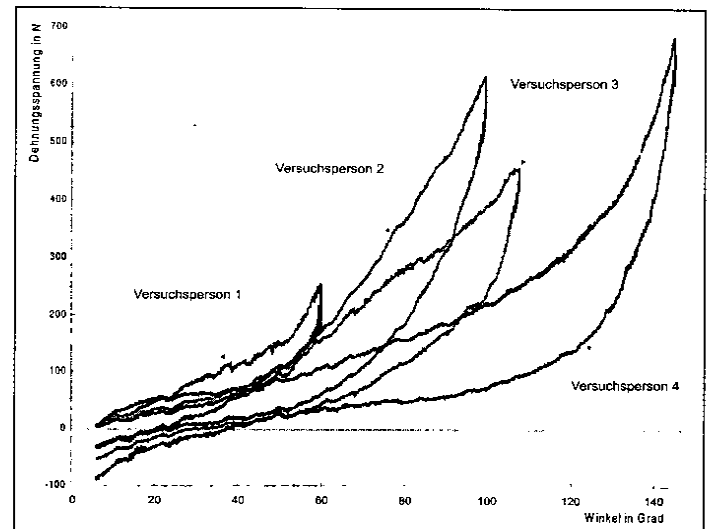


Abb. 8: Winkel-Kraftkurven bei Versuchspersonen mit unterschiedlicher Dehnfähigkeit (ungeglättet)

Bei in vitro-Dehnung eines Muskelpräparats zeigen sich verschiedene Phänomene, die neben der Elastizität weitere Materialeigenschaften der Muskel-Sehnen-Einheit verdeutlichen:

### 1.1 Hysterese

Betrachtet man die Dehnungs-Spannungskurven eines isolierten Muskels, so läßt sich feststellen, daß sie bei Dehnung und Entdehnung des Muskels nicht identisch verlaufen. Die Entdehnungskurve liegt immer - unabhängig von der Geschwindigkeit und der Größe der Zustandsänderung - unterhalb der Dehnungskurve. In einem vollständigen Belastungs-Entlastungszyklus entsteht im myotendinösen Gewebe demnach ein Energie- bzw. Reibungsverlust, dessen Höhe sich aus

der Fläche zwischen den beiden Kurven ( $F_{int}$ ; Abb. 4) ermitteln läßt (vgl. 2, 25, 30).

Mit dem in Abschnitt A vorgestellten Meßsystem läßt sich dieser Effekt in vivo nachvollziehen. Im Rahmen einer Einzelfallstudie wurden die Mm. ischiocrurales in der oben beschriebenen Positionierung bei einer konstanten Geschwindigkeit von  $1,5^\circ/s$  gedehnt. Dabei wurde in wiederholten Messungen jeweils über einen vollständigen Belastungs-Entlastungszyklus in  $10^\circ$ -Schritten - beginnend bei  $50^\circ$  Hüftflexion (relativiert an der Neutral-Null-Stellung) bis zu  $90^\circ$  Hüftflexion - gedehnt. Unabhängig von den angesteuerten Winkeln zeigte sich eine Hysterese, die mit zunehmender Hüftflexion größer wurde (Abb. 7). Ein Vergleich von Personen unterschiedlicher Dehnfähigkeit zeigte deutliche Unterschiede in der Hysterese (Abb. 8). Diese lassen

sich auf die differierenden  $BR_{max}$ -Werte zurückführen, stehen aber auch in Abhängigkeit zu Muskellänge und -querschnitt (vgl. 2).

### 1.2 Relaxation

Ein in vitro zeitabhängiges Phänomen stellt die Kraftrelaxation des biologischen Materials dar, d.h. „die durch innere Reibung verzögerte Annahme des neuen Gleichgewichtszustandes bei Einwirkung oder Aufhebung äußerer Kräfte“ (24, S. 152). Dieses Phänomen kann beobachtet werden, wenn ein Präparat bis zu einer bestimmten Länge gedehnt und diese Dehnposition konstant über einen längeren Zeitraum beibehalten wird (passiv-statische Dehnmethode). Es zeigt sich ein Abfall der Dehnungsspannung über die Zeit („delta torque“, vgl. 30), der sich unab-

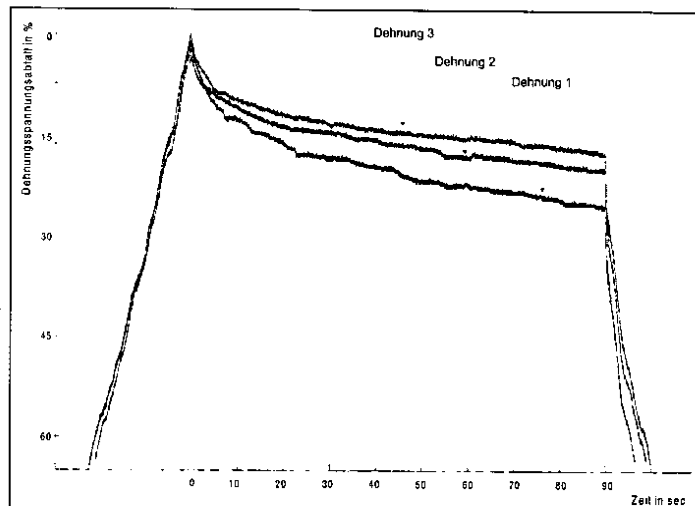


Abb. 9: Relaxation (delta torque) bei einer Serie von 90-sekündigen Dehnungen der Mm. Ischiocurales (ungeglättet)

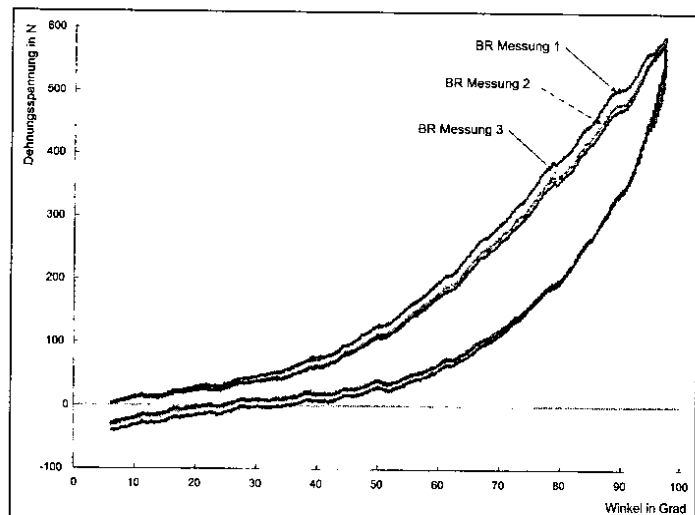


Abb. 10: Längenveränderung („Dehnungsrückstand“) bei einer Serie von aufeinanderfolgenden Winkel-Kraftkurven der Mm. Ischiocurales (ungeglättet)

hängig von der Bewegungsreichweite (Ausgangsspannung) sowie von der gewählten Geschwindigkeit zur Einnahme der Dehnposition demonstrieren läßt. Lediglich die Größe des Spannungsabfalls nimmt mit zunehmender Muskellänge (vgl. 2, 30) bzw. zunehmender Dehnungsgeschwindigkeit zu (vgl. 19). Bei wiederholter Dehnung zeigt sich eine Verschiebung der Kurven nach rechts sowie ein mit zunehmender Wiederholungszahl geringer werdender Kraftabfall (vgl. 30).

Im Rahmen einer Einzelfallstudie konnte auch dieses Phänomen am menschlichen Organismus beobachtet werden (Abb. 9). Es wurde die ischiocrurale Muskulatur einer Versuchsperson dreimal für jeweils 90 Sekunden (ab Einnahme der Dehnposition) mit einer submaximalen Reizintensität bei einer Bewegungsreichweite von  $96^\circ$  ( $BR_{max}=101^\circ$ ) gedehnt. Die 90sekündige Dehnung führte bei der ersten Dehnung zu einem Kraftabfall von 24,8%, bei der zweiten Dehnung von 19,4% und bei der dritten Dehnung von 18,7%. Neben diesem Spannungsabfall („delta torque“) nahm auch die maximal erreichte Spannung mit der Wiederholungszahl ab (von  $F_{max(1)}$  zu  $F_{max(2)}$  um 30 N und von  $F_{max(2)}$  zu  $F_{max(3)}$  um 9 N).

### 1.3 Längenveränderung beim Dehnungs-Entdehnungszyklus

Nach einem vollständigen Dehnungs-Entdehnungszyklus weist der isolierte Muskel einen „Dehnungsrückstand“ auf, d.h. der Muskel ist länger; er nimmt eine neue Gleichgewichts-

länge an (vgl. 25, 28, 30). Der Dehnungsrückstand nimmt mit der Höhe der erreichten Dehnungsspannung zu. Eine Wiederholung des Zyklus bewirkt eine erneute Verlängerung des Muskels, die allerdings geringer ist als bei der ersten Dehnung. Wiederholte Dehnungen eines Muskels (entspricht der passiv-dynamischen Dehnmethode) bewirken also bei gleicher Dehnintensität (BR=konstant) eine Nach-Unten-Verschiebung der Dehnungsspannungskurve.

Aus Tierversuchen ist bekannt, daß dieser Effekt nach den ersten vier Wiederholungen nur noch unwesentlich meßbar, aber auch noch nach der 60.-70. Wiederholung vorhanden ist (vgl. 25, 28). Zudem läßt sich eine Verringerung der Hysterese ( $F_{int}$  wird geringer) über die Wiederholungen feststellen, die wiederum beim ersten Zyklus am ausgeprägtesten ist und sich mit zunehmender Zyklenanzahl exponentiell verringert. So bleibt die Entdehnungskurve konstant, während die Dehnungskurve eine Rechtsverschiebung zeigt.

Auch dieses Phänomen kann am menschlichen Skelettmuskel reproduziert werden. So wurde in einer Einzelfallstudie eine wiederholte Dehnung der Mm. ischiocurales durchgeführt. Diese wurde mit einer Reizhäufigkeit von 3 Wiederholungen und einer submaximalen Reizintensität bei einer Bewegungsreichweite von  $96^\circ$  ( $BR_{max}=101^\circ$ ) ange-setzt. Die Wiederholungen erfolgten ohne zwischengeschaltete Pause. Es konnte erwartungsgemäß eine Rechtsverschiebung sowie eine Verringerung der Hysterese über die Wiederholungen festgestellt werden, wobei

der Abstand zwischen der ersten und der zweiten Kurve am größten war (Abb. 10).

## 2. Neurophysiologische Mechanismen der Skelettmuskulatur

Bei Dehnung der Skelettmuskulatur wird die Muskelspindel aufgrund ihrer „Parallelschaltung“ stets mitgedehnt. Der Reflexmechanismus bewirkt, daß bei hohen Bewegungsgeschwindigkeiten die Muskelspannung stark ansteigt (vgl. 13, 14). Dies widerspricht jedoch der Intention von Dehnmaßnahmen, da sich aufgrund des veränderten Bindungsverhaltens zwischen den kontraktiven Filamenten die entstehende Muskelspannung und die Dehnungsspannung summieren. Das Ziel von Dehnmaßnahmen besteht darin, diese neuronal ausgelöste Komponente zu reduzieren, was über geringe Bewegungsgeschwindigkeiten erreicht werden soll (vgl. 13). Allerdings scheint der Muskel selbst bei Verwendung der statischen Dehnmethode im Bereich höherer Spannung elektrisch aktiv zu sein (vgl. 19).

36 Sportstudenten/innen der Universität des Saarlandes führten jeweils 9 Dehnungen der ischiocruralen Muskulatur bis zur maximalen Bewegungsreichweite durch. Vom M. biceps femoris wurde ein bipolares EMG abgeleitet.

Bei 26 Personen konnte eine EMG-Aktivität in  $BR_{max}$ -Nähe gemessen werden. Diese lag durchschnittlich bei 22% der MVC (maximal voluntary contraction, gemessen 5% unterhalb der  $BR_{max}$ -Position). Bei dehngeübten Personen zeigte sich eine Übereinstim-

mung zwischen subjektivem Empfinden (Dehngrenze) und einsetzendem EMG. Die elektrische Aktivität könnte somit auf einen Schutzreflex zurückgeführt werden.

Die Berücksichtigung neurophysiologischer Phänomene - einer meßbaren EMG-Aktivität bei einer submaximalen bis maximalen Dehnung der Skelettmuskulatur bietet einen möglichen objektiven Parameter für die Bewegungsforschung. Auf diese Weise läßt sich die Intensität einer Dehnung in zwei Bereiche unterteilen, einen Intensitätsbereich unterhalb der erhöhten EMG-Aktivität und einen oberhalb dieser elektrischen Muskelaktivität. Möglicherweise bietet dieser Kennwert eine zuverlässigere Abschätzung der Dehnfähigkeit als es über maximale Messungen mit ihren unvermeidlichen subjektiven Einflüssen möglich ist.

Der Vorteil der sogenannten postisometrischen Dehnmethode wird im allgemeinen in einer durch die vorausgegangene Kontraktion entstehenden Erschlaffungsphase gesehen. Diese soll durch eine autogene Hemmung bedingt sein, die eine Nachregulierung der fusimotorischen  $\gamma$ -Schleife erfordert. Allerdings ist die Dauer dieser Effekte im Bereich von 500-800 ms anzusiedeln, so daß ein Einfluß auf die nachfolgende Dehnung nur von untergeordneter Bedeutung sein dürfte (vgl. 6). Zudem scheint es bei dieser Methode zu einer im Vergleich zur statischen Dehnmethode signifikanten Steigerung der EMG-Aktivität des Muskels bei Dehnung zu kommen (3, 23). Zahlreiche Untersuchungen zeigen jedoch, daß beide Methoden, unabhängig von der gemessenen EMG-Aktivität bei Dehnung, in ihrer Auswirkung auf die maximale Bewegungsreichweite keine signifikanten Unter-

schiede aufweisen (vgl. 3, 9, 23, 27).

In Rahmen einer Vorstudie wurde an 4 Versuchspersonen eine singuläre postisometrische Dehnung der ischiocruralen Muskulatur durchgeführt.

Die Dehnung erfolgte in einer submaximalen Dehnposition, in der bereits eine verstärkte elektrische Aktivität (EMG des M. biceps femoris) meßbar war. Angespannt wurde isometrisch mit einer Kontraktionsdauer von 2 Sekunden. Im Anschluß an die maximale Vorkontraktion konnte eine deutlich reduzierte EMG-Aktivität (Erschlaffungsphase) festgestellt werden, die länger als 500-800 ms war. Die gemessenen Werte lagen zwischen 1500 ms und 2000 ms. Eine solche Erschlaffungsphase wäre von ausreichender Dauer, um positive Ausgangsbedingungen für die anschließende Dehnmaßnahme zu bieten (vgl. 6).

### Ausblick

Insgesamt wird deutlich, daß der Erkenntnisstand über mechanische Eigenschaften der Muskel-Sehnen-Einheit in vitro auf den lebenden Organismus übertragbar scheint. Erst weitere Untersuchungen auf diesem Gebiet können jedoch fundierte Grundlagen für die Anwendung entsprechender Dehnmaßnahmen in der Sportpraxis liefern. Für die quantitative und zeitliche Präzisierung der Belastungsnormative „Reizhäufigkeit“ und „Reizdauer“ könnten die Phänomene „Dehnungsrückstand“ und „Relaxation“ einen Anhaltspunkt bieten, während die EMG-Aktivität bei submaximaler bis maximaler Dehnung - im Gegensatz zur subjektiven Dehnschwelle

und Dehngrenze - möglicherweise eine objektive Intensitätssteuerung ermöglicht.

### Literaturverzeichnis

1. *Billeter, R. Hoppeler, H.*: Muscular Basis of Strength. In: Komi, P.V. (Ed.): Strength and Power in Sport. London: Blackwell Scientific Publications 1992, 39-63.
2. *Butler, D.L., Grood, E.S., Noyes, F.R.*: Biomechanics of ligaments and tendons. In: Hutton, R.S. (Ed.): Exercise and Sport Sciences Reviews. Philadelphia (1978), 125-181.
3. *Condon, S.M., Hutton, R.S.*: Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflexion range of motion during four stretching procedures. *Physical Therapy* 67 (1987), 24-30.
4. *Ekstrand, J., Wiktorsson, M., Oberg, B., Gillquist, J.*: Lower extremity goniometric measurements: A study to determine their reliability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* (1982), 171-175.
5. *Gollhofer, A., Rapp, W.*: Recovery of stretch reflex responses following mechanical stimulation. *European Journal of Applied Physiology* 66 (1993), 415-420.
6. *Gollhofer, A., Rapp, W., Maier, B.*: Der Einfluß isometrischer Kontraktion auf die Empfindlichkeits-einstellung des Muskeldehnreflexes. In: Krug, J., Minow, H.-J. (Hrsg.): Sportliche Leistung und Training. Sankt Augustin 1995, 235-240.
7. *Grosser, M.*: Gelenkbeweglichkeit und Aufwärmefekt. *Leistungssport* 7 (1977), 1, 38-43.
8. *Hardy, L.*: Improving active range of hip flexion. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 56 (1985), 2, 111-114.
9. *Hartley-O'Brien, S.J.*: Six mobilization exercises for active range of hip flexion. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 51 (1980), 4, 625-635.
10. *Henricson, A.S., Frederiksson, K., Persson, I., Pereira, R., Rostedt, Y., Westlin, N.E.*: The effect of heat and stretching on the range of hip motion. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 7 (1984), 110-115.
11. *Holt, L.E., Travis, T.M., Okita, T.*: Comparative study of three stretching techniques. *Perceptual Motor Skills* 31 (1970), 611-616.

## H&N SPORTNAHRUNG

Der natürliche Weg zum Erfolg,  
absolute Spitzenqualität

CREATIN „das Kraftpaket“, 500 g Pulver reines Monohydrat statt bisher DM 74,90	jetzt DM <del>84,90</del> <b>64,90</b>
PROTIPLAST „der Muskelschutz“, BCAA's Aminos Kaps 250 g	DM <del>84,90</del> <b>84,90</b>
PROTIPUR 90%-iges Eiweiß, biologische Wertigkeit 125 Banane Erdbeer Vanille Schoko 1000 g	DM <del>34,90</del> <b>34,90</b>
ENERGOPLAST Kohlenhydrate für Training u. Wettkampf Banane Erdbeer Vanille Schoko 1500 g	DM <del>39,90</del> <b>39,90</b>
BODYPLAST CLA 180 Kaps à 1350 g (Kraftzuwachs durch Vermehrung der fettfreien Körpermasse) und Minaplast (Mineraltabs 100 Stk.) oder Vitaplast (A-C-E Vitaminkaps. 60 Stk.) zusammen bisher DM 163,80	jetzt DM <del>199,90</del> <b>99,90</b>

Alle Preise für Produkte im Beutel, Dosenpreise und weitere Produkte auf Anfrage. Rabatte bis zu 20%, je nach Bestellmenge, sind ein weiterer klarer Preisvorteil!

Huster & Nerlinger Sportnahrung Stäblistraße 38 81476 München Tel./Fax: 089/74 57 64 44

12. *Huijing, P.A.*: Mechanical Muscle Models. In: Komi, P.V. (Ed.): *Strength and Power in Sport*. London: Blackwell Scientific Publications 1992, 130-150.
13. *Hutton, R.S.*: Neuromuscular Basis of Stretching Exercises. In: Komi, P.V. (Ed.): *Strength and Power in Sport*. London: Blackwell Scientific Publications 1992, 29-38.
14. *Kandel, E.R., Schwartz, J.H., Jessell, T.M.* (Hrsg.): *Neurowissenschaften*. Heidelberg, Berlin, Oxford: Akademie Verlag 1995.
15. *Kovanen, V., Suominen, H., Heikkinen, E.*: Mechanical properties of fast and slow skeletal muscle with special reference to collagen and endurance training. *Journal of Biomechanics* 17 (1984), 10, 725-735.
16. *Knufmann, R.* (Hrsg.): *Anthropologie. Handbuch der vergleichenden Biologie des Menschen. Band 1: Wesen und Methoden der Anthropologie*. Stuttgart, Jena, New York: Gustav Fischer Verlag 1992.
17. *Löffler, G., Petrides, P.E.* (Hrsg.): *Biochemie und Pathobiochemie*. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo 1997.
18. *Madding, S.W., Wong, J.G., Hallum, A., Medeiros, J.M.*: Effect of duration of passive stretch on hip abduction range of motion. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 8 (1987), 8, 409-416.
19. *Magnusson, S.P., McHugh, M.P.*: Current concepts on rehabilitation in sports medicine. In: Nicholas, J.A., Hersman, E.B. (Eds.): *The lower extremity and spine medicine*. St. Louis: Mosby Year Book. Inc. 1995.
20. *Magnusson, S.P., Simonsen, E.B., Aagaard, P., Boesen, J., Johannsen, F., Kjaer, M.*: Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 7 (1997), 195-202.
21. *Maruyama, K., Sawada, H., Kimura, S., Kazuyo, O., Higuchi, H., Umazume, Y.*: Connectin filaments in stretched skinned fibers of frog skeletal muscle. *The Journal of Cell Biology* 99 (1984), 1391-1397.
22. *Mirka, G.A.*: The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics* 34 (1991), 3, 343-352.
23. *Moore, M.A., Hutton, R.S.*: Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 12 (1980), 5, 322-329.
24. *Rauber, A., Kopsch, F.*: *Anatomie des Menschen, Band 1: Bewegungsapparat*. Stuttgart, New York: Thieme 1987.
25. *Reichel, H.*: *Muskelfysiologie*. Berlin, Göttingen, Heidelberg: Springer 1960.
26. *Schönthaler, S.R., Ott, H., Ohlendorf, K., Nahler, B., Schmidbleicher, D., Kindermann, W.*: Determination of the rotation axis of the hip joint for flexibility measurements of the hamstrings. *International Journal of Sports Medicine, Supplement* 1, 19 (1998), S61.
27. *Schönthaler, S.R., Ott, H., Schwarz, M., Schwarz, L., Kindermann, W.*: Effects of different stretching methods on the maximum range of motion (ROM). *International Journal of Sports Medicine, Supplement* 1, 17 (1996), 74.
28. *Taylor, D.C., Dalton, J.D., Seaber, A.V., Garrett, W.E.*: Viscoelastic properties of muscle-tendon units. *The American Journal of Sports Medicine* 18 (1990), 3, 300-309.
29. *Toft, E., Sinkjaer, K.S., Kälund, S., Espersen, G.T.*: Biomechanical properties of the human ankle in relation to passive stretch. *Journal of Biomechanics* 22 (1989), 1129-1132.
30. *Viidik, A.*: Functional properties of collagenous tissues. In: Hall, D.A., Jackson, D.S. (Eds.): *International review of connective tissue research*. New York, London: Academic Press 1973, 127-209.
31. *Wang, K., McCarter, R., Wright, J., Beverly, J., Ramirez-Mitchell, R.*: Viscoelasticity of the sarcomere matrix of skeletal muscles. *Biophysical Journal* 64 (1993), 4, 1161-1177.
33. *Wydra, G.*: Stretching - ein Überblick über den aktuellen Stand der Forschung. *Sportwissenschaft* 27 (1997), 409-427.

34. *Yamada, H.*: *Strength of biological materials*. Baltimore: Williams and Wilkins 1970.

## Anschrift für die Autoren:

**Dipl. sportl. Stefan Richard Schönthaler**  
**Institut für Sport- und Präventivmedizin**  
**Universität des Saarlandes**  
**Im Stadtwald**  
**66041 Saarbrücken**  
**Tel.: dienstl.: 0681/302-3750**  
**priv.: 06897/766682**

## Annual Meeting des American College of Sports Medicine

**2.6.-5.6. 1999 in Seattle**

Die Jahrestagungen des American College of Sports Medicine (ACSM) sind die größten sportmedizinischen Kongresse der Welt mit etwa 6000 Teilnehmern bei 1500 Beiträgen. Für deutsche Wissenschaftler ist der Weg in die USA oft sehr beschwerlich, es gibt wenige Informationsmöglichkeiten über Anmeldemodalitäten und Einsendeschluß für Abstracts und der Postweg ist oft lang. Das führt dazu, daß Deutschland bei dieser Tagung lange Jahre vollkommen unterrepräsentiert war, und es ist deshalb ein Ziel der Sektion „Forschung und Lehre an den Hochschulen“ des DSÄB, daß die Zahl der deutschen Beiträge eine angemessene Zahl erreicht. Noch 1995 zählten wir nur 7 Beiträge aus Deutschland. Nachdem wir mehrfach in der Dtsch Z Sportmed auf die Anmeldefristen hingewiesen hatten, stellten die Deutschen Sportmediziner 1997 in Denver und 1998 in Orlando mit etwa 60 Teilnehmern eine doch nunmehr beachtliche Gruppe dar, die durchweg beachtete Poster und Vorträge präsentiert hat.

Der Einsendeschluß für Abstracts für die Tagung 1999 in Seattle (2.6.-5.6.1999) ist der 2. November 1998. Das bedeutet, daß die Abstracts bis etwa zum 22. Oktober abgeschickt werden müssen, wenn man nicht Gefahr laufen will, seine Unterlagen unbearbeitet zurückgeschickt zu bekommen. Die Abstract Forms und weitere Unterlagen für den Kongress kann man anfordern bei:

American College of Sports Medicine, P.O. Box 1440, Indianapolis, IN 46206. Fax: 001-317-634-7817.

Ich stehe für Rückfragen und Informationen zu diesem Kongress gerne zur Verfügung. Zur Erleichterung der Anmeldung für deutsche Sportmediziner habe ich mit ACSM vereinbart, daß ich nach Fertigstellung eine größere Menge Abstract-Formulare direkt erhalte, die ich gerne Interessenten – damit auch kurzfristig, solange der Vorrat reicht – zur Verfügung stelle. Neu ist auch die Möglichkeit, elektronisch ein Abstract einzureichen. Informationen dazu finden sich unter der e-mail-Adresse:

„<http://www.acsm.org/abstract.htm>“.  
 Die deutschen Fellows des ACSM (Dr. Ralph Beneke, Berlin und Priv. Doz. Dr. Steinacker, Ulm) sind wie in den Jahren zuvor gerne bereit, für einzelne Abstracts eine „Sponsorship“ zu übernehmen. Dazu muß ihnen aber ausreichend Zeit gegeben werden, sich mit dem Abstract vertraut zu machen, und es ist durchaus möglich, daß eine solche Sponsorship nicht übernommen werden kann.

PD Dr. Jürgen Steinacker  
 Abt. Sport- und Leistungsmedizin  
 Med. Klinik und Poliklinik, Universität Ulm  
 89070 Ulm  
 Tel.: 0731-502-6962, Fax: 6686  
 e-mail: [juergen.steinacker@medizin.uni-ulm.de](mailto:juergen.steinacker@medizin.uni-ulm.de)