

Inhalt

Vorwort 9

Neuromuskuläre Anpassung bei körperlicher Belastung in Sport, Alltag und Arbeit

ALBERT GOLLHOFER

Neuromuskuläre Anpassung bei körperlicher Belastung in Sport, Arbeit und Alltag 11

MARGIT GFÖHLER, THOMAS ANGELI & JÜRGEN WEISS

Measurements on the Effect of Taiji Training on Muscle Coordination for maintaining Balance 12

CHRISTOPH VON LABBERG, THOMAS MÜHLBAUER & JÜRGEN KRUG

Zum vestibulo-okulären Reflexverhalten rotationstrainierter Probanden nach Breitenachsendrehungen in der Vertikalebene 18

THOMAS ANGELI & STEFAN SALZGEBER

Therapeutisches Wintersportgerät für Cerebral-Paretiker 24

THOMAS ANGELI

Entwicklung eines trainings-therapeutischen Ruderergometers für Paraplegiker zum Zwecke des Muskel- und Knochenaufbaus 30

MAREN WITT, GERALD VOB, HARTWIG WOLDAG & SÖREN HEB

Kurzfristig induzierte Veränderungen in den Eigenschaften des neuromuskulären Systems nach Nieder-Hochsprüngen mit und ohne Elektromyostimulation 36

KLAUS PEIKENKAMP, SASCHA LEIFELS & JÖRG NATRUP

Einfluss eines 6-min-Laufs auf die plantare Druckverteilung bei Kindern mit und ohne Fußauffälligkeiten 41

Experimentelle Befunde zu spezifischen Belastungen in Sport, Alltag und Arbeit

PAAVO V. KOMI

Coupling of neural and mechanical effects during muscular fatigue 47

YVONNE RÖDER, HEINZ LOHRER, WILFRIED ALT, ALBERT GOLLHOFER & PAAVO KOMI	In vivo Achillessehnen Spannungsmessung bei funktioneller Therapie	48
MICHAEL FRÖHLICH & DIETMAR SCHMIDTBLEICHER	Belastungsintensität und Wiederholungszahl in Abhängigkeit von der Trainingsspezifität im Krafttraining	54
KUNO HOTTENROTT & OLAF HOOS	Belastung und Beanspruchung beim Lauf in frischem und ermüdetem Zustand	59
CHRISTIANE BOHN, GONG BING SHAN, THOMAS KORFF & KLAUS NICOL	Laufen mit Oberschenkelprothesen im Alltag – sinnvoll oder schädlich?	64
CLAUS BÜRGER, HARALD ZEHETGRUBER, THOMAS ANGELI & ALEXANDER GIUREA	Intraoperativ retropatellare Druckkräfte vor, während und nach der Implantation einer Knie totalendoprothese	67
THOMAS JÖLLENBECK & CHRISTOPH SCHÖNLE	Der Einfluss der Gehstützen auf die Einhaltung einer vorgegebenen Teilbelastung in der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation	74
MEIKE ALICHMANN & WOLFGANG I. SCHÖLLHORN	Ökologische Einflüsse auf die isometrische Maximalkraftleistung des M. quadriceps femoris	78
CHRISTIAN PEHAM, HERMANN SCHOBESBERGER, BARBARA FRÜHWIRTH & THERESIA LICKA	Bestimmung des Einflusses und der Belastung des Reiters auf den Rücken des Pferdes	84
KIROS KARAMANIDIS, ADAMANTIOS ARAMPATZIS, GASPAR MOREY-KLAPSING, GIANPIERO DE MONTE, SAVVAS STAFILIDIS & GERT-PETER BRÜGGEMANN	Isometric contraction at the lower extremity: Geometric and kinetic differences between joint and dynamometer	90

Veränderung der mechanischen Eigenschaften biologischer Strukturen als Belastungsfolge (Teil 1)

VOLKER ZSCHORLICH	Muskelfunktionen – Aufgaben des muskulären Systems bei alltäglichen und sportlichen Bewegungsformen	95
-------------------	--	----

LUTZ SCHEGA, JUDITH GRÜNDER, RALF HOTTOWITZ, CHRISTOPH ALTMANN, MICHAEL ALMELING & ANDRÉ NIKLAS Vergleich der leistungs-basierten Beanspruchungskontrolle im Wasser – Einsatz eines Unterwasserfahrradergometers (UWF)	99
MARCO HAGEN, HARALD BÖHM & GERT-PETER BRÜGGEMANN Ist die Prävention von Shin-Splints durch ein Krafttraining der Dorsalflexoren möglich?	104
HANS H.C.M. SAVELBERG & KENNETH MEIJER Different triggers underly adaptation in mono- and biarticular muscles in running and cycling	107
TOBIAS SIEBERT, HEIKO WAGNER & REINHARD BLICKHAN Veränderung von Muskel-Sehneneigenschaften während zyklischer Muskelkontraktionen	111
 Veränderung der mechanischen Eigenschaften biologischer Strukturen als Belastungsfolge (Teil 2)	
FELIX ECKSTEIN Form-Funktions-Analyse des Gelenkknorpels mit quantitativer Magnetresonanztomographie (qMRT)	117
SVEN LUTHER, FRANK BITTMANN, RENÉ KITTEL & CARSTEN BÖHME Objektive Effekte eines standardisierten Muskeldehn- und Relaxationsverfahrens	132
ANJA NIEHOFF, UWE G. KERSTING, FRANK ZAUCKE & GERT-PETER BRÜGGEMANN Vermehrte mechanische Belastung des wachsenden Knochens durch körperliche Aktivität: ein Verletzungsrisiko oder ein Adaptationsstimulus für die Epiphysenfuge?	138
ADAMANTIOS ARAMPATZIS, GIANPIERO DE MONTE, KIROS KARAMANIDIS, GASPAR MOREY-KLAPSING, SAVVAS STAFILIDIS & GERT-PETER BRÜGGEMANN Energy storage capacity of the muscle-tendon-units at the lower extremities and its effect on running economy	145
PETRA PLATEN, ANGELA KÄFERSTEIN, SONJA BRAUN, DOMINIK SCHIFFMANN, LARS HOFFMANN & PATRICK DIEL Abhängigkeit der intramuskulären Gen-Expression unter Belastung vom endokrinen Milieu bei Sportlerinnen	151

Modellierung biologischer Strukturen unter spezifischen Belastungsbedingungen

VASILIOS BALTZOPOULOS, CONSTANTINOS MAGANARIS & NEIL REEVES Mechanical properties of tendons in-vivo and adaptations through training	157
GASPAR MOREY KLAPSING, ADAMANTIOS ARAMPATZIS, SAVVAS STAFILIDIS, GIANPIERO DE MONTE, KIROS KARAMANIDIS & GERT-PETER BRÜGGEMANN Dehnung und Längenänderung der Sehne und der Aponeurose des Muskels Gastrocnemius während maximaler isometrischen Plantarflexion	162
MARTIN FRITZ & KLAUS PEIKENKAMP Simulation der Bewegungen während der bipedalen Landung nach Sprüngen mit Hilfe eines gedämpften Feder-Masse-Systems	166
ARNO GRUNENDAHL & FALKO SCHUBE Entwicklung eines nichtlinearen Bandscheibenmodells zur Beurteilung des Schädigungspotentials	172
JÖRG M. JÄGER, MEIKE ALICHMANN & WOLFGANG I. SCHÖLLHORN Erkennung von Ermüdungszuständen anhand von Bodenreaktionskräften mittels neuronaler Netze	179
FRANK LINDNER, JENS RÖMER, REINHARD BLICKHAN & HEIKO WAGNER Modellbasierte Analyse der Adaptation von Muskeleigenschaften auf Trainingsreize	184
HEIKO WAGNER, CHRISTOPH ANDERS, CHRISTIAN PUTA, ALEXANDER PETROVITCH, HARTMUT WITTE & REINHARD BLICKHAN Eine neue Methode zur Diagnose von Funktionsstörungen des muskulären Systems der Wirbelsäule	189
VEIT WANK Möglichkeiten und Grenzen von HILL-Modellen zur Modellierung von Muskelkontraktionen	195
Anschriften der Autorinnen und Autoren	203

Vorwort

Die Biomechanik ist eine junge und doch – bei differenzierter Betrachtung – eine schon recht alte Disziplin. Bereits Aristoteles (384-322 v. Chr.) koppelte seine Interessen in Mechanik, Mathematik, Physiologie und Zoologie und verfasste die Abhandlung zur Bewegung der Tiere. Er legte ein erstes Verständnis des Gangs vor und verstand bereits die Funktion von Muskeln und Knochen für die Bewegung. Bemerkenswerterweise erklärte schon Aristoteles Bodenreaktionskräfte „...f. or just as the pusher pushes, so the pusher is pushed“ (Cavanagh, 1990). Wenn also die Sport- oder Bewegungsbiomechanik menschliche Bewegung beschreibt und auf der Grundlage mechanischer Gesetze erklärt, so hat dies eine lange Tradition. Während nach der wissenschaftlich bemerkenswerten Antike das Mittelalter wissenschaftlich wenig Fortschritt brachte, wurde das Interesse an wissenschaftlichem Verständnis von Natur und Bewegung in der wissenschaftlichen Revolution des 17. Jahrhunderts wieder aufgegriffen. So waren Galileos biomechanische Themen „der Sprung des Menschen“, „der Gang von Pferden und Insekten“, aber auch „die Form, die Struktur und die Festigkeit biologischer Materialien“. Die Anpassung von Form und Struktur biologischer Strukturen an verschiedenen mechanischen Belastungen werden prinzipiell bereits in dieser Zeit erkannt.

Eben diese Erweiterung biomechanischer Fragestellungen sind heute zentraler Problemgegenstand biomechanischer Forschung: Welche Effekte haben Kräfte, die an und in biologischen Strukturen wirken. Effekte können dabei die Bewegung der Körperteile, aber auch die biologischen Reaktionen in Form von Zerstörung oder Materialanpassung sein. Diese Thematik ist nicht nur aktuell, sie ist wissenschaftlich und gesundheitspolitisch hoch relevant. Die Analyse der Belastung und letztlich der Beanspruchung biologischer Strukturen und die Antwort der Strukturen auf die wirkenden Kräfte stellen eine zentrale Herausforderung an die aktuelle biomechanische Forschung dar. Dabei sind neben dem Sehnen-Muskel-Komplex die passiven Strukturen des Bewegungsapparates von besonderem Interesse.

Anpassungen in Form von Struktur- und Funktionsadaptation sind nicht nur für den Leistungssport, sondern auch oder möglicherweise in besonderem Maße für körperliche Aktivität in Prävention, Rehabilitation und im Arbeitsprozess von Bedeutung.

Das 7. Symposium der dvs-Sektion Biomechanik thematisiert zum einen das Feld der Analyse von Belastungen in Sport und Alltag und befasst sich zum anderen mit den adaptiven Auswirkungen dieser Belastungen an den verschiedenen Strukturen. Damit wird ein Thema diskutiert, welches hochaktuell zu nennen ist und doch gleichzeitig auf kompetente Tradition verweisen kann.

Gert-Peter Brüggemann
Köln, März 2003

Neuromuskuläre Anpassung bei körperlicher Belastung in Sport, Arbeit und Alltag

Die biomechanische Forschungstätigkeit der letzten Jahrzehnte beschränkte sich im Bereich der Sportwissenschaft vorwiegend auf Untersuchungen, in denen konkrete Bewegungsabläufe in unterschiedlichen sportlichen Disziplinfeldern hinsichtlich der Kraft- und kinematischen Bewegungsmuster analysiert wurden. Damit konnte ein Belastungs-/Beanspruchungskatalog für viele Sportarten aufgestellt werden, der bis in die heutigen Tage bei Trainern und Athleten Gültigkeit besitzt. Erst in den letzten Jahren ist auf Grund interdisziplinärer Kooperationen mit anderen, ebenfalls biomechanisch ausgelegten Disziplinen eine Forschungsrichtung entstanden, die die anatomischen und physiologischen Anpassungsprozesse an Belastung zum Gegenstand hat. Mit diesem Ansatz wurden wichtige Randbedingungen des menschlichen Organismus an positive und negative Belastungsreize evaluiert. Heute weiß man, dass es prinzipiell nicht zwischen den Regulationsmechanismen des Organismus an Belastungen im Rahmen eines sportlichen Trainings, den chronischen Einflüssen beruflicher Tätigkeiten oder beispielsweise den funktionellen Konsequenzen einer Kompensationsinsuffizienz im älteren Organismus unterschieden werden muss.

Der Sport hat hier nur insofern eine herausragende Position, die sich von den anderen wissenschaftlichen Zugangsbereichen wesentlich unterscheidet: In der Sportbiomechanik können die Randbedingungen an Spitzenbelastungen sowohl bei akuter als auch in Folge eines langjährigen chronischen Trainingsprozesses beispielhaft ausgelotet werden. Wir haben demgemäß im Sport, besonders in der Spitzensportforschung lediglich ein Extremklientel, in dem das koordinative Nerv-Muskel-Zusammenspiel und die konditionelle Anpassung optimiert ist.

Wichtige methodische Zugänge, die in den letzten Jahren entwickelt wurden, stehen hierfür zur Verfügung. Im Vortrag werden insbesondere die akuten Trainingsadaptationen aufgezeigt, und deren Relevanz für die gesundheitlichen Aspekte einer motorischen Kompetenz im Lebensalter hervorgehoben. Schwerpunkt bilden die Anpassungen des aktiven Anteils unseres Bewegungsapparates. Gerade die Anpassungsbandbreite des neuromuskulären Systems ist bislang nicht systematisch erfasst. Die Ergebnisse zeigen eine hohe Sensitivität des Bewegungsapparates auf Belastungsreize, ebenso, wie eine enorme Selektivität der Anpassungsvarianten: Bereits kleine Modifikationen in den Belastungsparametern erzeugen grundsätzlich unterschiedliche Adaptationen.

Es soll die These herausgearbeitet werden, dass wir uns in der Sportbiomechanik in unserem Erkenntnistreben auf der einen Seite möglichst interdisziplinär bewegen sollten, dass wir die Kompetenzen anderer „Biomechaniken“ zu eigen machen sollten und dass wir in der qualitativen Darstellung der realen Beanspruchungen im Sport noch einen weiten Weg vor uns haben.

Measurements on the Effect of Taiji Training on Muscle Coordination for maintaining Balance

1 Introduction

Masters of the eastern martial art Taiji persuade – among other things –by their ability to keep balance when pushed or attacked. In daily life the loss of balance is reason for many accidents, especially among elderly people (Winter, 1995). The question that was addressed in this work is how Taiji masters do coordinate their muscle activity to achieve higher stability in comparison to other subjects. If there is a significant difference, it might be useful to teach this method to people with balance problems to reduce their risk of falling.

A common exercise in Pushing Hands (Kelly, Taiji exercises with a partner), is the so-called hip push. The ‘pushed’ partner stands in L-stance – one leg in front with the foot parallel to the sagittal plane, the other foot back and about 30° inclined (Fig. 1). The ‘pushing’ partner is standing opposite and with his hands applies a slowly increasing horizontal force to the hip of his partner. The ‘pushed’ tries to keep balance against this force as long as possible, by applying a mental technique that is described as ‘sinking’.

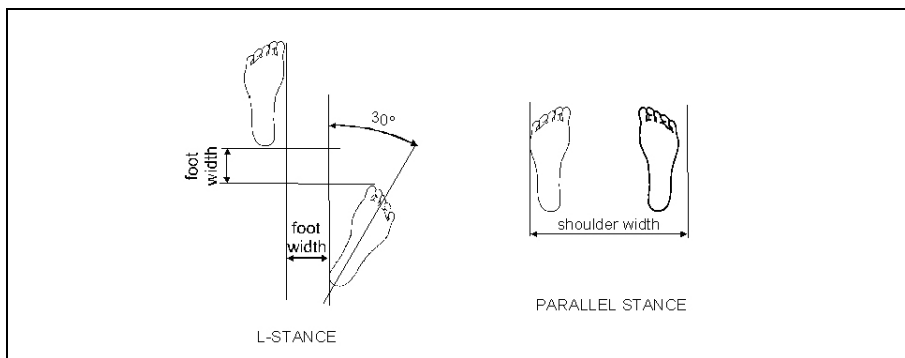


Fig. 1. Position of the feet in parallel stance and L-stance.

2 Methods

Measurements were done on 4 test subjects. One of the test subjects (FR) is a taiji teacher and long time practitioner, the others have little or no experience with this martial art.

Five measurements were done with each test person. First each test subject was asked to stand in L-stance, then an increasing horizontal force was applied at first to the front, and then to the back. Next the test person was standing in parallel stance, an increasing horizontal force was applied at first to the front, next to the back, and then to the side. During the measurements only slight movements of the upper body were allowed. Active EMG electrodes were placed above the muscles gluteus maximus (gmax), vastus lateralis (vlat), vastus medialis (vmed), gastrocnemius (gast), rectus femoris (rfem), biceps femoris (bicfem), tibialis anterior (tibant), and soleus (sol) (Fig. 2). The positions of the electrodes were defined referring to Hermes et al. (1999).

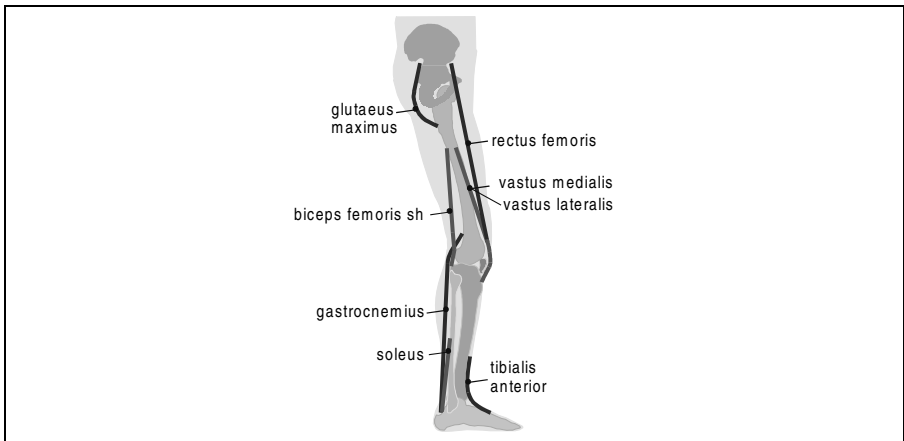


Fig. 2. Leg muscles selected for EMG recording.

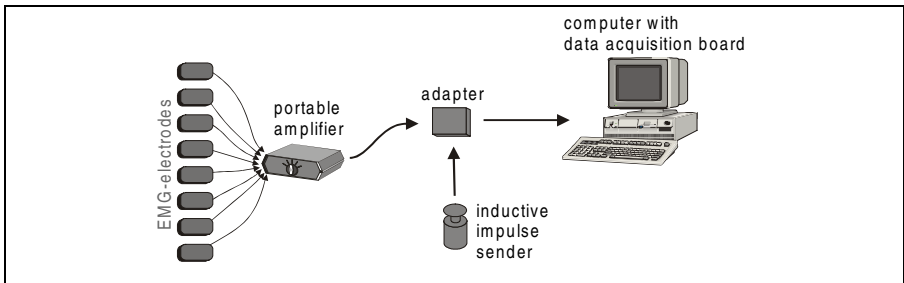


Fig. 3. EMG measurement system.

Fig. 3 shows the EMG measurement system. The signals are collected by EMG electrodes with the frequency 2000 Hz. They are amplified by the factor 10,000 by two portable amplifiers and read into the computer where the data are stored and evaluated. A belt is mounted around the test persons hip, a linear spring balance shows the value of the applied force and connects the belt with a wire to the motor,

which slowly unrolls the wire and so increases the force with 10 N/s (Fig. 4a). Figure 4b shows a test subject during the measurements.

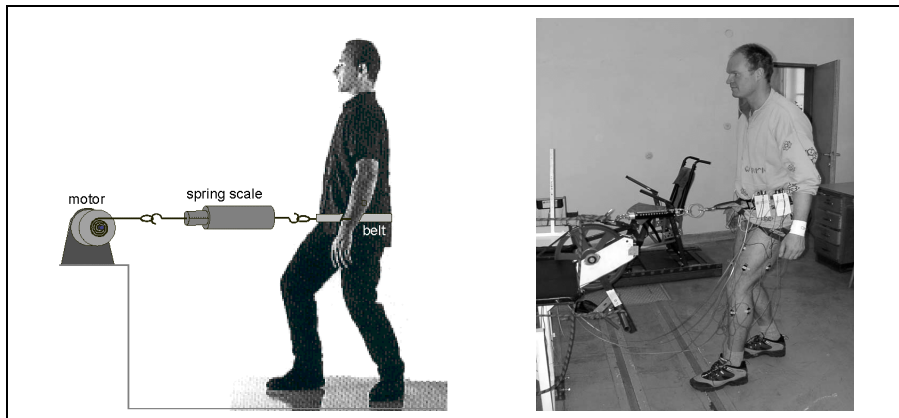


Fig. 4. a) Force application.

b) Test subject during measurements.

An inductive impulse sender sets the time where force application is started, where the force gets so high that the test person says he/she has to lean against to keep balance (loss of balance), and where the test person can not keep balance anymore (maximum force, end of measurement).

3 Results

Table 1 shows the normalized forces at loss of balance where the test persons had to start to lean against the force with their body weight, and maximum force, where the test persons finally lost balance. Test person FR, the Taiji practitioner, reached the highest normalized forces in all measurements except backward forces in both positions. For FR the loss of balance is always equal to the maximum force.

Tab. 1. Measured forces normalized by subjects body weight: loss of balance (lb) and maximum force (mf).

test person	MG		MK		TA		FR	
	lb loss of balance [N]	mf maximum force [N]	lb loss of balance [N]	mf maximum force [N]	lb loss of balance [N]	mf maximum force [N]	lb loss of balance [N]	mf maximum force [N]
L- position, forward force	10,7	16,1	10,7	20,0	25,2	28,2	29,4	29,4
L- position, backward force	10,7	16,1	8,0	12,0	23,5	23,5	18,8	18,8
parallel position, forward force	8,0	16,1	8,0	14,7	17,6	17,6	18,8	18,8
parallel position, backward force	7,1	11,6	5,3	9,3	17,6	17,6	12,9	12,9
parallel position, side force	8,9	22,3	9,3	24,0	25,9	25,9	31,8	31,8

Fig. 5 shows a comparison of the recorded EMG data for the persons TA and FR in L-position with forward force applied. In this constellation for all subjects a clear increase in activity could be seen in the muscles gastrocnemius, tibialis anterior, and soleus. Biceps femoris and rectus femoris seem to be less important for maintaining balance in this case. The vastii showed an increase in activation for all test persons except MG. Glutaeus maximus shows some increase for TA, and slightly also FR. These results agree with the findings of Horak and Nashner (1986), who showed that during quiet stance and following perturbations of small magnitude in the anterior/posterior direction the body acts as an inverted pendulum being predominantly controlled by ankle musculature. Similar activation patterns can be seen for forward force in L-stance and for forward and backward force in parallel stance.

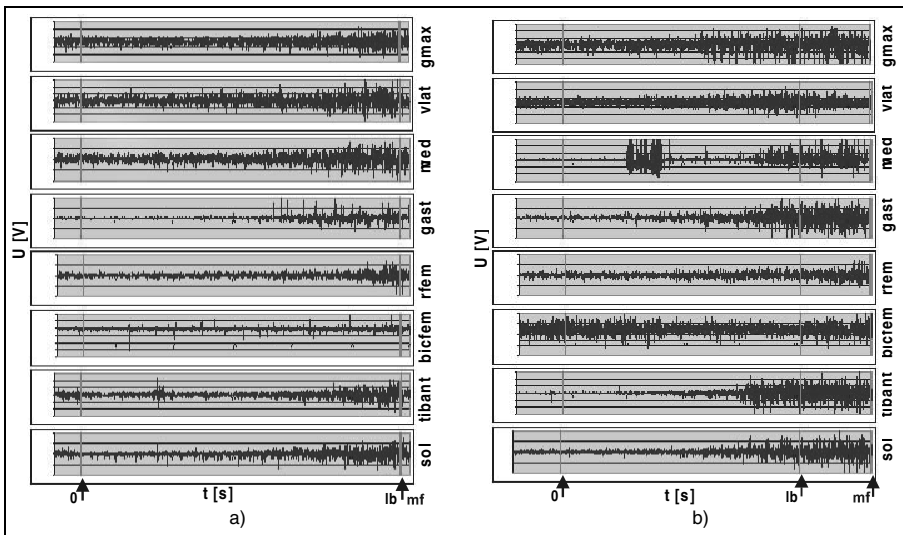


Fig. 5. Recorded EMG data for the test persons FR (a) and TA (b) in L-position with forward force. Force application starts at the first marker (0), the second marker shows loss of balance (lb), the third maximum force (mf). For test person FR loss of balance and maximum force are identical.

For side force in parallel stance an increasing activity of glutaeus maximus (except for MG) and vastii could be seen with increasing force (Fig. 6). The activity of rectus femoris and tibialis anterior is increasing for all test subjects as well. Here the highest muscle activities are at hip and ankle.

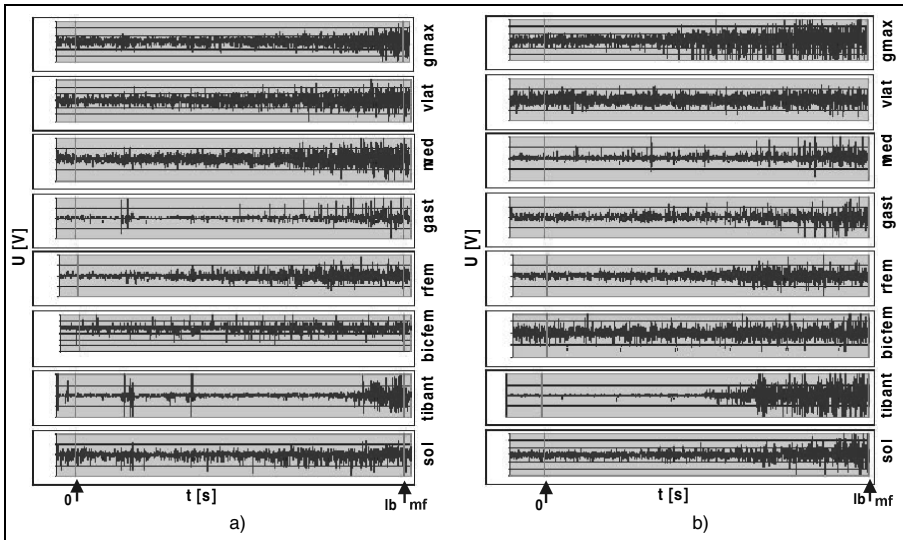


Fig. 6. Recorded EMG data for the test persons FR (a) and TA (b) in parallel position with side force. Force application starts at the first pink marker. The markers for loss of balance and maximum force are identical here for both test subjects.

4 Discussion and conclusions

The muscle activation patterns as a reaction to disturbing forces were measured on four test persons, among them one taiji practitioner. The results show that the taiji practitioner basically applied the same force patterns to keep balance as the non Taiji practitioners did, but only he was always able to keep in a stable position until the maximum force was reached. This means that even for disturbing forces close to the maximum force he would be in a favourable position to keep balance if there was an abrupt change in the forces applied to the body.

In this study the test subjects were prepared to the increasing force. On the contrary, disturbing forces in daily life usually occur surprisingly. Especially persons who do not feel very safe on their feet tend to lean against and to move away from the disturbing force, and as a result they easily get out of their stable posture and fall in case of a change of the disturbing force. The obtained results indicate that the mental 'sinking' in this case is mainly reflected in the reaction strategy, what means that trained people do not lean against and move away from the disturbing force but try to keep their stable posture. Based on these findings it can be recommended that subjects with an increased risk for falling accidents should practice to keep in a stable position as their reaction to disturbing forces. This can be done by exercising taiji and practicing mental 'sinking' and other, similar techniques which are applied in taiji exercises.

In the here performed measurements the disturbing force was increasing very slowly, this means that the obtained results are only valid for a quasi-static disturbing force. When the force is applied more quickly, also the reaction time and the activation and contraction dynamics of the muscle forces are of importance in order to keep balance. To improve reaction time, it is necessary to practice the situation of being disturbed in various directions, what again is a basic element of many taiji exercises. Therefore, there is no doubt that practicing Taiji is a useful method to train keeping balance, and can so be recommended to prevent balance problems and reduce the risk of falling accidents.

Acknowledgements

Special thanks to Franz Redl from the Taiji association Shambhala in Vienna for his participation in this study.

References

- Winter, D.A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3, 193-214.
- Kelly, P. (n.d.). *Relax, deep mind, Taiji basics*. (no publication information given). [see <http://www.bodyworkposters.com/Relaxdeepmind.htm>]
- Hermes H.J. et al. (1999). *SENIAM: European recommendations for surface electromyographie*. Biomedical & Health Research Program. Roessingh Research & Development.
- Horak, F.B. & Nashner L.M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55, 1369-1381.

Zum vestibulo-okulären Reflexverhalten rotationstrainierter Probanden nach Breitenachsendrehungen in der Vertikalebene

1 Einleitung

In einer Vielzahl der technisch-kompositorischen Sportarten gehören Elemente mit schnellen mono- und multiaxialen Rotationsbewegungen zum grundlegenden Bewegungsrepertoire. Aus biomechanischer Sicht erfordert die sichere Ausführung dieser Elemente die Bewältigung von rotatorischen Belastungswirkungen unter hohen Winkelgeschwindigkeits- und Winkelbeschleunigungswerten. Bisherige Studien fokussierten auf die Untersuchung schneller Rotationsbewegungen unter mechanischen Gesichtspunkten (Yeadon & Milcucik, 1996; Yeadon & Kerwin, 1999) bzgl. der Parameter Winkelgeschwindigkeit und Massenträgheitsmoment. Des Weiteren analysierten Krug et al. (2002) Belastungswirkungen nach Saltodrehungen auf das vestibulo-spinale Reflexverhalten mittels posturographischer Verfahren. Neben den angeführten Aspekten besitzt allerdings auch das Blickverhalten eine große Bedeutung bei der Bewegungssteuerung von Saltobewegungen, welches sowohl vestibulär-reflektorisch als auch über retinale Afferenzen gesteuert wird. Die engen neuronalen Zusammenhänge zwischen den afferenten und efferenten Verknüpfungen des Vestibularorgans mit dem visuellen System, der Cervicalmuskulatur und der komplexen Motorik der Stellreflexe unterstreichen überdies die Bedeutung der zentralreflektorisch-neuromuskulären Steuerung bei der Bewältigung anspruchsvoller rotatorischer Endbewegungen.

2 Problem- und Zielstellung

Arbeiten, die sich mit reflektorisch determinierten Belastungswirkungen bei Rotationen, wie z.B. dem vestibulo-okulären Reflex (VOR), beschäftigten, liegen für Saltodrehungen im Gegensatz zu Längsachsendrehungen nur vereinzelt vor. Krüger, Gundlach und Dahl (1983) berichteten für die Ausführung einer Breitenachsendrehung in der *Horizontalebene* über Unterschiede im vestibulo-okulären Reflexverhalten zwischen Sportlern und Nichtsportlern. Dabei wurden die Probanden in seitwärts liegender Position auf einem in horizontaler Ebene rotierenden Drehstuhl untersucht. Stangl, Fetter und Gollhofer (2000) beschrieben die räumlich-dynamische Präzision von Augenbewegungen bei Pendelungen um verschiedene Kopfachsen in unterschiedlichen Sportarten. Nicht untersucht wurde bisher, welche Unterschiede sich bei der Ausführung mehrfacher Breitenachsendrehungen in der *Vertikalebene* ergeben. Ausgehend von diesem Forschungsdefizit war es das Ziel der Studie, unter Nutzung des klinischen Verfahrens der Videonystagmographie zu prüfen,

ob auch nach Breitenachsenrotationen in der *Vertikalebene* Unterschiede zwischen um die Breitenachse rotationstrainierten Probanden (Turnerinnen) und Nichtsportlern zu verifizieren sind. Die Untersuchung beinhaltete sowohl die Kennzeichnung von Unterschieden des rein vestibulo-okulären Reflexverhaltens unter Vollverblindung als auch gruppenspezifischer Differenzen unter retinalen Einflüssen bei Sichtbedingungen. Ergeben sich in verschiedenen sportartspezifischen Ebenen und Achsen deutliche Veränderungen des Reflexniveaus bei entsprechend rotationstrainierten Sportlern, so könnten darauf aufbauend gezielte Untersuchungen zur Entwicklung einer okulographie-basierten Trainingsdiagnostik vorangetrieben werden.

3 Methodik

3.1 Versuchspersonen

An der quasi-experimentellen Querschnittsstudie nahmen acht Turnerinnen (TU; hohe Breitenachsen-Rotationserfahrung in der Vertikalebene) und 11 Nichtsportler/innen (NS; keine spezifische Rotationserfahrung) teil (Tab. 1). Sensorische und neurologische Störungen konnten durch eine vorangegangene Befragung der Versuchspersonen (Vpn) ausgeschlossen werden.

Tab. 1. Personenstichprobe.

Gruppe	Alter (Jahre)	Masse (kg)		Größe (cm)		Trainingsumfang (Std/Wo)
		M	SD	M	SD	
TU (n=8)	11-16	39,50	10,24	148,00	15,11	7,5-13
NS (n=11)	11-13	38,36	9,10	147,55	6,35	-

3.2 Untersuchungsplan

Die Probanden wurden in drei verschiedenen Rotationsdurchgängen auf gruppenspezifische Unterschiede bzgl. postrotatorischen Reflexverhaltens getestet. Die ersten beiden Durchgänge erfolgten unter Vollverblindung, der letzte Durchgang unter zusätzlicher retinaler Reizverarbeitung bei monokulärer Sicht (Tab. 2).

Tab. 2. Versuchsablauf (RA=Rotationsanzahl, MD=Messdauer, PD=Pausendauer).

Vollverblindet						Monokuläre Sichtbedingungen	
Test 1		Pause	Test 2		Pause	Test 3	
RA	MD	PD	RA	MD	PD	RA	MD
3	bis 30s post	60s	10	bis 30s post	5min.	10	bis 30s post

Die Breitenachsendrehungen wurden in der Vertikalebene und ausschließlich vorwärts durchgeführt. Die Testdurchgänge waren standardisiert, unter Verwendung einer Winkelgeschwindigkeit von ca. 180°/s. Die unterschiedliche Pausendauer zwischen den Tests begründete sich aus organisatorischen Erfordernissen. Aus testphysiologischer Sicht ist die Einhaltung einer bestimmten Mindestpausendauer

nach Erlöschen der postrotatorischen Nystagmusreaktion nicht erforderlich. Es ist darüber hinaus anzumerken, dass nicht die Kennzeichnung der Unterschiede zwischen den Tests unter vollverblindeten versus monokulären Sichtbedingungen das primäre Ziel der Untersuchung darstellte, sondern die Darstellung von Differenzen zwischen den Kollektiven.

3.3 Untersuchungsverfahren

Ein für neurologische Zwecke generiertes Videonystagmographiesystem (System 2D VOG, Sensomotoric Instruments) wurde in der Weise weiterentwickelt, dass es auch für den diagnostischen Einsatz während der Ausführung sportartspezifischer und multiaxialer Rotationsbelastungen verwendet werden konnte. Das System arbeitete mit einer in eine leichtgewichtige und vollständig lichtundurchlässige Brille integrierten Infrarotkamera, welche während und nach den durchgeführten Rotationsbelastungen die Bewegungen des jeweils linken Auges aufzeichnete (Abb. 1). Die Daten wurden telemetrisch zum Messplatz übertragen und graphisch aufbereitet. Zur Simulation von vertikalen Breitenachsendrehungen und der synchronen Erfassung der Okulomotorik während und nach der Bewegungsausführung wurde ein „Saltodrehgerät“ (Knoll, 1999) so modifiziert, dass es als spezifisches Messgerät verwendet werden konnte. Die Vpn wurden mittels eines gepolsterten Gurtsystems in aufrechter, gehockter Saltoposition sicher im Gerät fixiert, die Drehachse verlief durch den in dieser Position befindlichen Körperschwerpunkt der Vpn (Abb. 2).

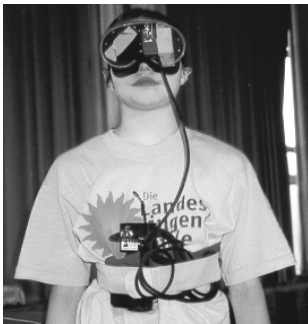


Abb. 1. Nystagmographiebrille.

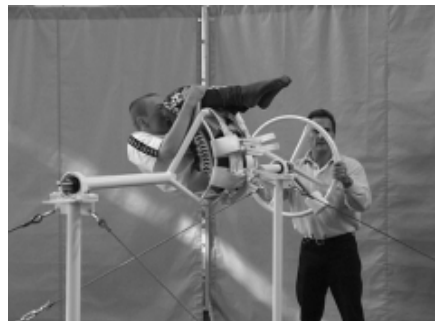


Abb. 2. Saltodrehgerät.

Am Messplatz wurde die mittels Tachogenerator induzierte Spannung in die Winkelgeschwindigkeit des Drehgerätes umgerechnet und das Messsignal mit dem Videonystagmographiesystem synchronisiert. Zur Durchführung der Tests 1 und 2 (vgl. Tab. 1) wurden die Vpn lediglich instruiert, die Augen geöffnet zu halten. Nach Vollendung der Rotationen wurde die Bewegung abrupt gestoppt und die Nystagmusreaktion über jeweils 30 s aufgezeichnet. Vor der Durchführung von Test 3 (vgl. Tab. 1) wurde die Abdeckung des rechten Auges entfernt. Die Erfassung der okulomotorischen Reaktionen erfolgte, analog den vorangegangenen Tests, anhand des linken, weiterhin verblindeten Auges. Um eine weitgehend standardisierte retinale

Reizsituation während und nach den Rotationen zu gewährleisten, wurden die Vpn angewiesen, während der Drehungen den Blick auf ihre Knie zu richten und nach Rotationsabschluss geradeaus zu sehen.

3.4 Untersuchungsauswertung

Die Auswertung der okulographischen Daten erfolgte anhand der abhängigen Variablen postrotatorische Nystagmusdauer (NyD in s) und nystagmische Gesamtreaktion (NyGR in Grad). Zu den unabhängigen Variablen gehörten die Faktoren Sichtbedingung (zweifach gestuft: „vollverblindet“ und „unter monokulärer Sicht“) und Rotationsanzahl (zweifach gestuft: 3 und 10 Rotationen). Die deskriptive und inferenzstatistische Datenauswertung (Mann-Whitney-U-Test und Wilcoxon-Test) wurde mit Hilfe des Programms „Statistical Package for Social Sciences“ (SPSS®10.0) vorgenommen. Das Signifikanzniveau wurde bei 5% festgelegt.

4 Ergebnisse

In der Tabelle 3 sind die Ergebnisse der deskriptiven Datenanalyse der beiden Parameter Nystagmusdauer und nystagmische Gesamtreaktion für die drei durchgeführten Tests dargestellt.

Tab. 3. Deskriptive Datenanalyse für die Nystagmusdauer und die nystagmische Gesamtreaktion.

Test	Abh. Variablen	TU (n=8)		NS (n=11)	
		M	SD	M	SD
Test 1 (3 Rot., vollverblindet)	NyD (s)	1,57	1,37	5,64	3,38
	NyGR (Grad)	30,86	29,26	102,73	50,93
Test 2 (10 Rot., vollverblindet)	NyD (s)	8,72	2,04	13,00	4,56
	NyGR (Grad)	161,29	61,32	248,27	153,35
Test 3 (10 Rot., monokulär)	NyD (s)	1,42	1,72	1,67	1,91
	NyGR (Grad)	30,00	28,11	67,17	40,75

Es zeigt sich, dass die TU in beiden Parametern über alle Tests geringere Mittelwerte aufweisen als die Kontrollgruppe. Weiter ist bei beiden Parametern eine deutlich verstärkte Reflexantwort nach 10 Drehungen im Vergleich zur Belastung nach drei Rotationen erkennbar. Die Prüfung der Unterschiede zwischen 3 und 10 Drehungen anhand des Wilcoxon-Tests ergab, dass diese Unterschiede hochsignifikant waren (Tab. 4).

Tab. 4. Ergebnisse des Wilcoxon-Tests: Gruppeninterner Vergleich zwischen 3 und 10 Rotationen, vollverblindet.

Kollektiv	Abh. Variablen	Z-Wert	p
TU (n=7)	NyD	-2,371	,018
	NyGR	-2,366	,018
NS (n=11)	NyD	-2,937	,003
	NyGR	-2,936	,003

Die Prüfung der gruppenspezifischen Unterschiede wurde anhand des Mann-Whitney-U-Tests durchgeführt (Tab. 5) und erbrachte in allen Tests zumindest für jeweils einen der beiden Parameter eine signifikante Reflexabschwächung seitens der TU.

Tab. 5. Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests: Gruppenvergleich zwischen TU und NS.

Test	Abh. Variablen	Z-Wert	p
Test 1 (3 Rot., vollverblindet)	NyD	-1,824	,068
	NyGR	-2,482	,013
Test 2 (10 Rot., vollverblindet)	NyD	-2,223	,026
	NyGR	-1,585	,113
Test 1+2 (zusammengefasst)	NyD	-2,916	,004
	NyGR	-1,935	,053
Test 3 (10 Rot., monokulär)	NyD	-0,405	,685
	NyGR	-2,246	,025

5 Diskussion

Die gruppeninternen Ergebnisse entsprechen den Beobachtungen bei Längsachsendrehungen nach drei und nach zehn Rotationen (von Laßberg, Mühlbauer & Krug, 2002) und bestätigen die grundsätzliche Abhängigkeit der okulo-motorischen Reaktion von der Dauer des gesetzten Stimulus. Zwischen den Gruppen zeigt sich sowohl unter vollverblindeten Bedingungen als auch unter dem Einfluss der monokulären retinalen VOR-Suppression eine klare Verringerung der postrotatorischen Nystagmusreaktion bei den Turnerinnen in der *Vertikalebene*. Dieses Ergebnis stützt somit die generelle Aussage einer Abschwächung okulomotorischer Reflexparameter bei rotationstrainierten gegenüber untrainierten Personen – auch nach Breitenachsenrotationen (Krüger, Gundlach & Dahl, 1983). Es muss allerdings betont werden, dass das vorliegende Ergebnis keine Rückschlüsse über die *Ursache* der Unterschiede zulässt. Inwieweit die beobachteten Differenzen auf Adaptations- bzw. Habituationsprozesse (z.B. Clement et al., 2001) oder auch auf sportartspezifische Selektionsmechanismen zurückzuführen sind, ist Gegenstand unserer gegenwärtigen Studien.

6 Ausblick

Die laufenden Untersuchungen beziehen sich insbesondere auch auf die Frage, inwieweit die beobachteten Reflexunterschiede achsenspezifisch sind und ob es Zusammenhänge gibt zwischen dem okulo-motorischen Reflexverhalten und der subjektiven Raumorientierungsfähigkeit. Darüber hinaus wurde damit begonnen, die Untersuchungen auf das Verhalten während komplexer Schraubenbewegungen auszuweiten. Es sollen dabei weiterführende Ansätze bzgl. der Entwicklung eines nystagmographischen Verfahrens zur Diagnostik der sportartspezifischen Raumorientierungsfähigkeit geprüft werden.

Danksagung

Die Untersuchungsreihe wurde finanziell unterstützt durch das Bundesinstitut für Sportwissenschaft im Rahmen des Projekts „Entwicklung diagnostischer Verfahren zur Raumorientierung bei schnellen Ganzkörperdrehungen“.

Literatur

- Clement, G., Deguine, O., Parant, M., Costes-Salon, M.-C., Vasseur-Clausen, P. & Pavy-LeTraon, A. (2001). Effects of cosmonaut vestibular training on vestibular function prior to spaceflight. *European Journal of Applied Physiology*, 85, 539-545.
- Knoll, K. (1999). Entwicklung und Fertigung eines Saltodrehgerätes. *Zeitschrift für Angewandte Trainingswissenschaft*, 6 (2), 100-105.
- Krüger, S., Gundlach, H. & Dahl, D. (1983). Untersuchungen zur Frage der vestibulären Habituation – eine Studie an Wasserspringern. *Medizin und Sport*, 23 (19), 309-313.
- Krug, J., Naundorf, F., Reiss, S. & Knoll, K. (2002): Rapid Rotations in a “Somersault Simulator”. In Y. Hong (Ed.). *International research in Sports Biomechanics* (pp. 256-265). London: Routledge.
- Stangl, W., Fetter, M. & Gollhofer, A. (2000). Räumlich-dynamische Präzision von Augenbewegungen bei Drehungen um die Körperachsen in unterschiedlichen Sportarten. *Leistungssport*, 30 (1), 58-62.
- von Laßberg, C., Mühlbauer, T. & Krug, J. (2002). Der Einfluss von Rotationsbelastungen auf das vestibulo-okuläre Reflexverhalten. *Programm & Abstracts des 5. Gemeinsamen Symposiums der dvs-Sektionen Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft* (S. 43). Universität Leipzig.
- Yeadon, M.R. & Milcucik, E.C. (1996). The control of non-twisting somersaults using configuration changes. *Journal of Biomechanics*, 29 (10), 1341-1348.
- Yeadon, M.R. & Kerwin, D.G. (1999). Contributions of twisting techniques used in backward somersaults with one twist. *Journal of Applied Biomechanics*, 15 (2), 152-165.

Therapeutisches Wintersportgerät für Cerebral-Paretiker

1 Einleitung

Cerebral-Paretiker sind Personen mit Haltungs- und Bewegungsstörungen in Folge einer Schädigung des Gehirns.

Bei Patienten mit geringer Ausprägung des Krankheitsbildes scheint sich durch die Innenrotation und Adduktion der unteren Extremitäten das herkömmliche Ski Fahren in Pflugstellung anzubieten. Es zeigte sich jedoch, dass durch die Förderung des pathologischen Musters die Innenrotation und Adduktion verstärkt wurden, wodurch Alltagsbewegungen wie das Gehen sich gravierend verschlechterten.

Üblicher Weise kommen bei Sportlern mit stärkerer Einschränkung Wintersportgeräte, die für Verwendung von Querschnittgelähmten konzipiert sind, zum Einsatz. Beim Einsatz dieser Geräte wird nur die Muskulatur des Oberkörpers und insbesondere jene der oberen Extremitäten aktiviert. Die Mitarbeiter des Instituts Keil, das konduktiv mehrfachtherapeutische Förderung und Integration cerebral bewegungsgestörter Kinder und Jugendlicher zum Ziel hat, haben nach dreijährigem Einsatz dieser Wintersportgeräte ebenfalls eine Verstärkung der pathologischen Muster festgestellt. Man ging davon aus, dass jene Verschlechterung durch die fehlende Muskelaktivität der unteren Extremität und daraus resultierenden muskulären Dysbalance verursacht wird.



Bauchgurt mit
Sicherheitsverschluss

Fixierung durch
Reibschluss

Abb. 1. Darstellung der früher benutzten Liftfahrvorrichtung.

Darauf hin setzte man Skibobs, an denen die Byskis über Parallelogramme geführt wurden, ein. Aber auch der Einsatz dieser Sportgeräte wies zahlreiche Mängel auf. Durch die Instabilität der Skibobs kam es zu zahlreichen Stürzen; die notwendige Fixierung der Skischuhe an den Byskis stellte nicht nur ein weiteres hohes Verletzungsrisiko dar, sondern verminderte darüber hinaus auch die Möglichkeit des selbständigen Ausübens des Wintersports. Da ein selbständiges Anschieben mit Hilfe der Beine nicht möglich ist, musste zum Vorwärtskommen auf Flachstücken und beim Anstellen beim Skilift die Hilfestellung durch einen Betreuer gewährleistet werden. Weiterhin waren durch den Einsatz eines Hüftgurtes beim Liftfahren (siehe Abb. 2) die auf die Wirbelsäule wirkenden Kräfte, vor allem bei schwachen Paretikern, die auf die Hilfestellung eines mitfahrenden Betreuers angewiesen sind, unnötig hoch (siehe Gleichungen 1-6 und Tab. 1).

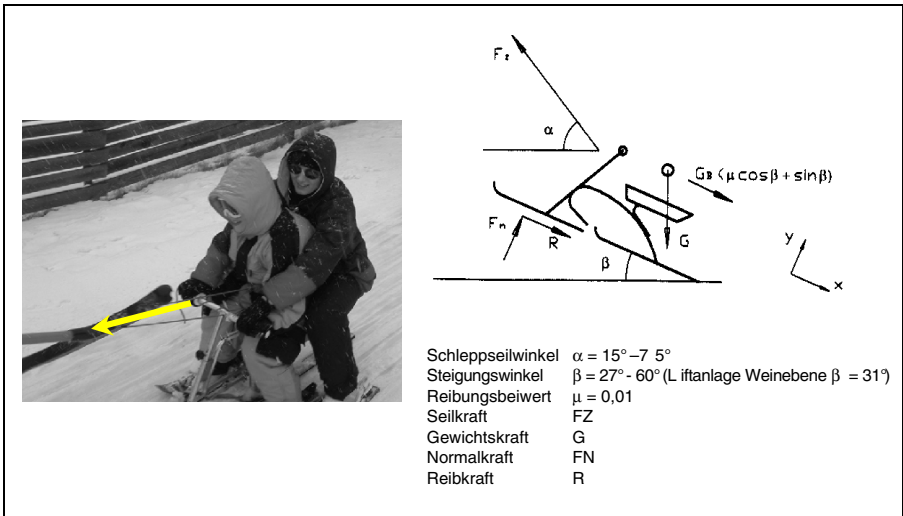


Abb. 2. Darstellung der Kräfte während des Liftfahrens.

Die Gleichungen zur Berechnung der Zugkraft F_Z ohne Betreuer sind:

$$\Sigma F_x = 0: \quad F_N \mu + G \cdot \sin \beta - F_Z \cdot \sin(\alpha - \beta) = 0 \quad (1)$$

$$\Sigma F_y = 0: \quad F_N \quad G \cos \beta + F_Z \cdot \sin(\alpha - \beta) = 0 \quad (2)$$

$$\text{aus (1) und (2)} \quad F_Z = \frac{G \left(\cos \beta + \frac{\sin \beta}{\mu} \right)}{\frac{\cos(\alpha - \beta)}{\mu} + \sin(\alpha - \beta)} \quad (3)$$

Die Gleichungen zur Berechnung der Zugkraft F_Z mit Betreuer G_B sind:

$$\Sigma F_x = 0: \quad F_N \cdot \mu \cdot G \sin \beta - F_Z \sin(\alpha - \beta) - G_B (\mu \cos \beta + \sin \beta) = 0 \quad (4)$$

$$\Sigma F_y = 0: \quad F_N - G \cos \beta + F_Z \cdot \sin(\alpha - \beta) = 0 \quad (5)$$

aus (4) und (5)
$$F_Z = \frac{(G + G_B) \left(\cos \beta + \frac{\sin \beta}{\mu} \right)}{\frac{\cos(\alpha - \beta)}{\mu} + \sin(\alpha - \beta)} \quad (6)$$

Tab. 1. Zugkräfte, die bei einer Masse des Schneessportgerätes von 15 kg, $\alpha = 45^\circ$ und $\beta = 31^\circ$ auf den Sportler wirken und Zugkräfte, die bei einem Hebelverhältnis von 1:4 von den Bändern und Muskeln des Rückenstreckapparates erzeugt werden müssen.

Sportler	Kinder (Masse = 35 kg)	Jugendlicher (Masse = 55 kg)
Masse der Betreuer	55 kg	80 kg
Zugkraft des Bügels mit Sportler ohne Betreuer	184,8 N	267,5 N
Minimale Zugkraft auf den Sportler ohne Betreuer	92,4 N	133,7 N
Minimale Zugkräfte des Rückenstreckapparates des Sportlers ohne Betreuer	369,6 N	535 N
Zugkraft des Bügels mit Sportler und Betreuer	437,7 N	656,6 N
Minimale Zugkraft auf den Sportler mit Betreuer	218,8 N	328,3 N
Minimale Zugkräfte des Rückenstreckapparates des Sportlers mit Betreuer	875,4 N	1.313,2 N

Um die hohe Motivation beim Ausüben des Wintersports und die damit verbundenen psychologischen Vorteile auch trainingstherapeutisch nutzen zu können, haben wir ein speziell für diese Personengruppe geeignetes Wintersportgerät entwickelt.

2 Methodik

Da wir bei diesem Vorhaben auf keine Forschungserfahrungen und Literatur zurückgreifen konnten, entwickelten wir zunächst zwei unterschiedliche Sportgeräte.

2.1 Prototyp I

Beim ersten Modell wird durch den Einsatz von kurzen Allroundcarvern mit kleinem Radius die Taillierung des Skis zur Schwungausrückung genutzt. Die über Parallelogramme geführten Ski werden durch Belasten des Außenskis und gleichzeitiger Gewichtsverlagerung auf die Innenkanten gestellt, womit durch die Taillierung der Ski ein Schwung auch von nicht geübten Skifahrern, also auch von unseren Patienten einfach ausgeführt werden kann (siehe Abb. 3). Da Cerebralparetiker eine verzögerte Wahrnehmung haben, sind lange Schrägfahrten zur Orientierung und zur

Geschwindigkeitskontrolle notwendig. Durch die starke Taillierung und das parallele Aufkanten der Ski in Folge der Parallelogrammführung war es nicht möglich, solche dezellerierende Schrägfahrten durchzuführen, die der koordinativ benachteiligte Cerebral-Paretiker wie oben angesprochen, benötigt. Denn das Sportgerät fährt, wenn nicht unmittelbar nach dem Schwung ein weiterer eingeleitet wird, bis zum Stillstand weiter bergwärts und anschließend verkehrt talwärts. Um das Problem zu lösen, wurde das Schneesportgerät zur Geschwindigkeitskontrolle mit einer Bremsvorrichtung, die über die Haltestange betätigt werden kann, ausgestattet, sodass geschnittene Schwünge nun aneinandergereiht werden konnten. Es zeigte sich jedoch, dass die Bremswirkung nur auf perfekt präparierter Piste gewährleistet ist, jede Bodenunebenheit jedoch die Wirksamkeit der Bremse beeinträchtigt. Wir versuchten daher, ein Gerät zu konstruieren, das unabhängig von den Pistenverhältnissen von der Zielgruppe kontrollierbar verwendet werden kann. Wir beschlossen daher, uns von der Carvingidee zu distanzieren.



Abb. 3. *Prototyp I.*

2.2 *Prototyp II*

Den zweiten Prototypen statteten wir mit einem zusätzlichen, kürzerem Lenkski wie beim herkömmlichen Skibob aus, behielten aber die über Parallelogramme geführten Carvingski bei (siehe Abb. 4). Die Schwungauslösung dieses zweiten Modells erfolgt durch Drehen des Lenkers und Belastung des Außenskis. Es zeigte sich, dass nun ein „Driften“ in den Kurven zu noch engeren Kurvenradien und somit auch geringeren Geschwindigkeiten führte. Zu dem kann die Geschwindigkeit beim Schrägfahren durch ein ständig leichtes Abwärtsrutschen deutlich vermindert werden. So wie auch beim ersten Modell kommen hier adaptierte Snowboardbindungen (Flowbindungen, siehe Abb. 5) zum Einsatz. Um die Sicherheit des Sportlers zu erhöhen, wurde der, die Fersen fixierende Highback, entfernt, wodurch die Berg- oder Snowboardschuhe nur im Vorfuß- jedoch nicht im Fersenbereich fixiert sind. In einer Gefahrensituation oder auf Flachpassagen sowie beim Liftanstellen können daher die Sportler jederzeit die Füße nach hinten aus den Halterungen ziehen.

Durch Verwendung von Spreizkeilen, die wir vom Institut Keil übernommen haben, wird eine Adduktion verhindert. Dadurch wird die Kraftübertragung der Beine auf die Ski verbessert und der trainingstherapeutische Effekt vergrößert.



Abb. 4. Prototyp II.

Um die Belastungen der Wirbelsäule (siehe oben) beim Liftfahren zu reduzieren, wurde eine spezielle Einrichtung für das Liftfahren entwickelt. Ein Schlauchband wird unter dem Sitz befestigt, über den Lenker geführt, in einer Schlaufe zurück um ein Steuerrohr geschlungen und mit einem am Ende des Schlauchbandes fixierten Ring in eine spezielle Vorrichtung geschoben. So ist es dem Betreuer bzw. dem Liftwart möglich, den Schleppliftbügel in die Schlaufe des Schlauchbandes zu führen (siehe Abb.5).



Abb. 5. Vorbereitung für das Liftfahren und Sicherheitseinrichtung von oben gesehen.

Durch Betätigen eines Hebels wird ein Bolzen in den Ring geschoben, wodurch dieser fixiert wird. So werden die Zugkräfte des Liftes direkt auf das Sportgerät übertragen. Um die Sicherheit der Sportler zu gewährleisten, wurde das Wintersportgerät mit zwei voneinander getrennt zu betätigenden Sicherheitseinrichtungen ausgestattet. Durch Lösen des Hebels wird am Ende der Liftfahrt oder im Notfall durch eine Druckfeder, welche den Hebel wegdrückt und den Bolzen nach vorne drückt die Verbindung zum Liftbügel getrennt. Durch Ziehen eines Arretierungsstiftes kann aber auch der Hebel der Sicherheitseinrichtung, falls er durch den Anwender festgehalten wird, von der Begleitperson jederzeit freigegeben werden und die Verbindung gelöst werden.

3 Resümee

Beim praktischen Einsatz des Prototyps II auf einem Skikurs für Cerebral-Paretiker des Instituts Keil zeigte sich, dass die Schneesportler im Vergleich zu den herkömmlich eingesetzten adaptierten Skibobs bedeutend rascher und auch sicherer einfache Skipisten befahren konnten. Natürlich wurde die Motivation durch diese Erfolgserlebnisse enorm gesteigert. Das Liftfahren konnte erstmals stressfrei ohne zusätzliche Belastung der Wirbelsäule teilweise sogar selbständig bewältigt werden.

Die trainingstherapeutischen Erfolge können erst nach einer weiteren Wintersaison seriös verifiziert werden. Doch schon die ersten Anwendungen ließen keinen Verdacht auf Verstärkung des pathologischen Bewegungsmusters schließen, es zeichnete sich sogar eine leichte Abschwächung ab, was uns voll Zuversicht auf den kommenden Forschungswinter blicken lässt.

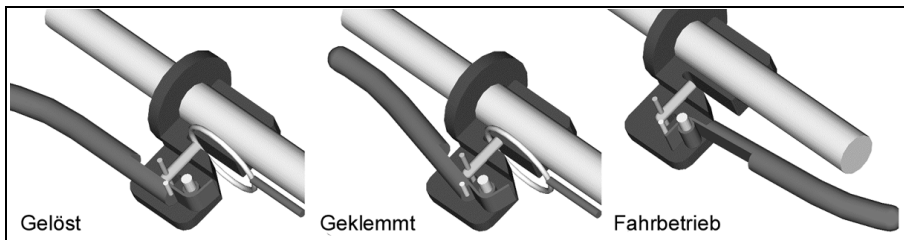


Abb. 6. Betriebszustände der Liftfahreinrichtung (des Handgriffes).

Danksagung

Dieses Projekt wurde von der Firma Snowrider, der Firma New Sports und dem Institut Keil unterstützt.

Entwicklung eines trainings-therapeutischen Ruderergometers für Paraplegiker zum Zwecke des Muskel- und Knochenaufbaus

1 Einleitung

Der Verlust der willkürlichen Muskelkontrolle unterhalb der Rückenmarksläsion beschränkt die Mobilität von Querschnittsgelähmten. Zusätzlich leiden die Patienten an Muskelatrophie, Knochendemineralisation und Druckgeschwüren, darüber hinaus ist die Herzkreislaufaktivität vermindert. Durch Muskeltraining mittels funktionaler Elektrostimulation (FES) der gelähmten Extremitäten können diese degenerierenden Prozesse reduziert werden. FES wird bei Querschnittsgelähmten für verschiedenste Aktivitäten wie das Aufstehen, Gehen, Radfahren und seit Kurzem auch für das Rudern verwendet. Im Gegensatz zum Radfahren werden beim Rudern nicht nur die Kniebeuger und -strecker, sondern auch die Rumpf- und Oberarmmuskulatur aktiviert. Durch diese Aktivierung können die physiologischen Vorteile verstärkt werden (vgl. Wheeler et al., 2002). Um ein zweckmäßiges Ruderergometer entwickeln zu können, das den Möglichkeiten der Paraplegiker gut angepasst ist, werden über eine Computersimulation die erzeugbaren Muskelkräfte und die dadurch entstehende Leistungsabgabe mittels FES ermittelt.

2 Methodik

Für die Simulationsrechnung wird ein drei segmentiges Starrkörpermodell der unteren Extremität verwendet, in dem die Gelenke als Drehgelenke angenommen werden. Die Längen, Massen und Massenträgheitsmomente des Ober-, Unterschenkels und des Fußes sind der Literatur entnommen (vergl. Pawlik, 1995 und Winters & Woo, 1990). Die simulierten Muskeln *m. rectus femoris* (rf), *vasti* (vas), *m. gluteus maximus* (gmax), hamstrings (ham, bestehend aus den drei Aktuatoren: *m. semimembranosus*, *m. semitendinosus* und dem langem Kopf des *m. biceps femoris*), *m. biceps femoris short head* (bfsh), *m. adduktor magnus* (abm) und *m. gastrocnemius* (gas) sind in Abb. 1 dargestellt. Zusätzlich wurde auch der *m. iliopsoas* (ilio), in der Simulation berücksichtigt. Da sein Muskelbauch und der ihn versorgende Nerv von anderen Muskeln abgedeckt wird, kann dieser zwar nicht direkt über Oberflächenelektroden, jedoch aber über den Peroneusreflex stimuliert werden. Um diesen auszulösen, wird der *nervus peroneus* unterhalb des Kniegelenkes stimuliert. Dadurch werden gleichzeitig der *m. tibialis anterior*, die hamstrings und der *m. iliopsoas* aktiviert.

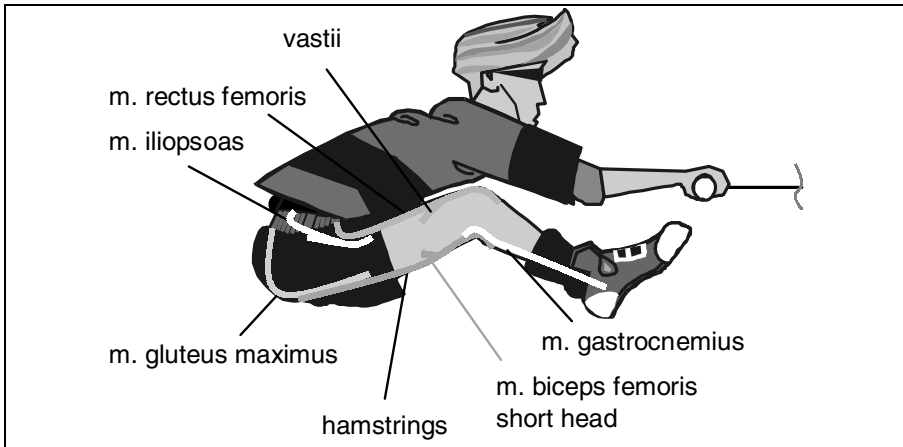


Abb. 1. Darstellung der im Modell verwendeten Muskeln.

Die Simulation basiert auf einem Muskel-Sehnen-Modell, das aus einem Muskel- und einem Sehnenelement besteht. Der Muskel ist als ein kontraktiles Element vom Hill-Typ und ein parallelelastisches Element (Fascien – Muskelhäute) modelliert. Der Fiederungswinkel zwischen Muskel und der in Serie liegenden Sehne wird ebenfalls modelliert. Die Stimulation erfolgt mittels Oberflächenelektroden, wobei je fünf Kanäle pro Bein benötigt werden.

Bei der willkürlichen Stimulation der Muskulatur ist die Aktivierungszeit kürzer als die Deaktivierungszeit. Die gelähmte, mittels FES stimulierte Muskulatur der Paraplegiker zeigt aber den entgegengesetzten Effekt. Auf einem speziell entwickelten Versuchsstand wurden 110 ms für die Aktivierung und 90 ms für Deaktivierung gemessenen (Angeli et al., 2001). Diese Werte werden in diesem Computerprogramm berücksichtigt. Die Gelenkwinkelverläufe, welche von gesunden Ruderern auf einem Ruderergometer ermittelt wurden (Torres-Moreno et al., 2000), sind ebenfalls in dieser Simulation berücksichtigt.

3 Ergebnisse

In Abb. 2 werden die errechneten Muskelkräfte eines Ruderzykluses der unteren Extremität dargestellt. Die größten Kräfte in der Zugphase des Bewegungszykluses werden durch die Stimulation des m. quadriceps und des m. gluteus erzeugt, während die Vorrollphase durch die Stimulation der hamstrings und des m. iliopsoas ermöglicht wird. Der durch Stimulation des nervus peroneus aktivierte m. iliopsoas hat in dieser Phase der Ruderbewegung auch einen wichtigen Anteil an der Leistungsabgabe, wie in Abbildungen 3 und 4 dargestellt ist. In Abb. 3 werden die erzeugten Leistungen der einzelnen Muskeln und in Abb. 4 die Gesamtleistung mit und ohne Stimulation des nervus peroneus und somit indirekt des m. iliopsoas dargestellt.

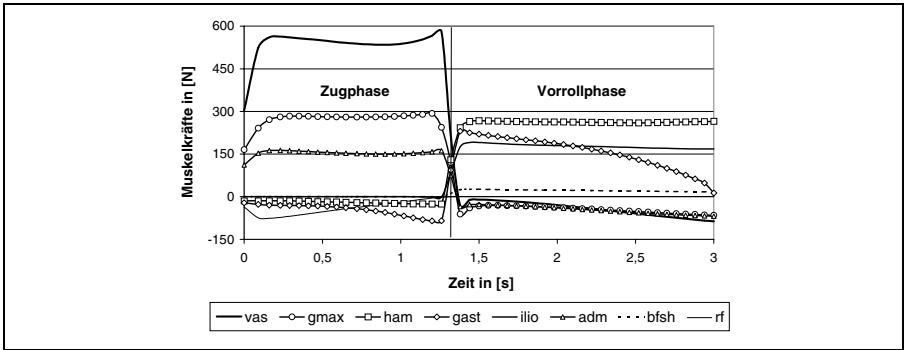


Abb. 2. Darstellung der Muskelkräfte von vas, gmax, ham, gast, ilio, adm, bfsh und rf in der Zug- und Vorrollphase. Die antagonistischen Muskeln erzeugen negative passive Muskelkräfte.

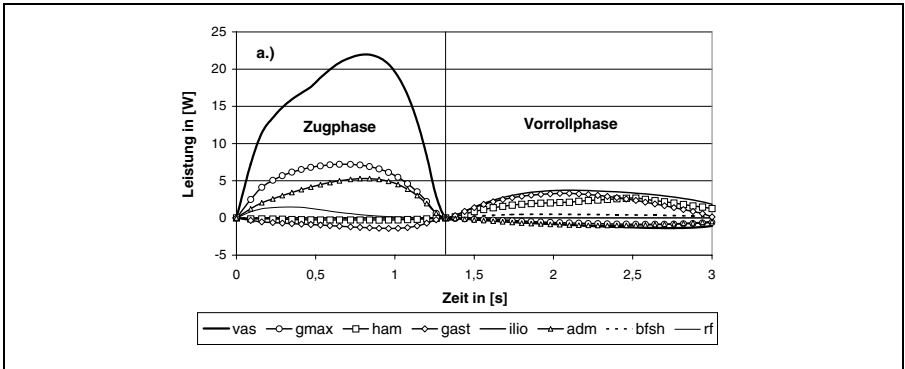


Abb. 3. Leistungsabgabe von vas, gmax, ham, gast, ilio, adm, bfsh und rf in der Zug- und Vorrollphase. Die antagonistischen Muskeln erzeugen negative Leistungsabgabe aufgrund der passiven Muskelkräfte.

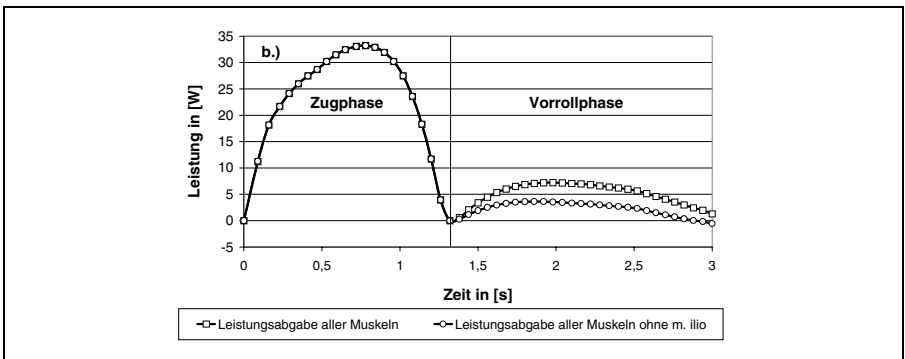


Abb. 4. Leistungsabgabe von allen Muskeln mit und ohne dem m. iliopsoas (ilio).

Diese Ergebnisse zeigen, dass die vasti (vas) in der Zugphase die größte Kraft erzeugen und von dem m. gluteus maximus (gmax) und dem m. adduktor magnus (adm) unterstützt werden. Der m. gastrocnemius (gast) erzeugt in dieser Phase die größte negative Kraft. In der Vorrollphase wird größte Kraft von den hamstrings (ham) dem m. iliopsoas (ilio) und dem m. gastrocnemius (gast) erzeugt, während die vasti (vas), der m. gluteus maximus (gmax) und der m. adduktor magnus (adm) die Bewegung behindern. Die Leistungsabgabe in der Zugphase ist ungefähr 4-6-mal so groß wie jene in der Vorrollphase. Gegen Ende der Vorrollphase ist Leistungsabgabe kritisch niedrig und würde ohne die Stimulation des nervus peroneus sogar negativ sein. Dies musste in der Entwicklung des Ruderergometers berücksichtigt werden. Durch eine teleskopartige Verstellung der vorderen Abstützung kann die Neigung des Ruderergometers variiert werden, wodurch der Patient auch ohne Stimulation des Peroneusreflexes, welcher bei manchen Patienten nicht immer geeignet auslösbar ist, in die Ausgangslage vorrollen kann (vgl. Abb. 5).

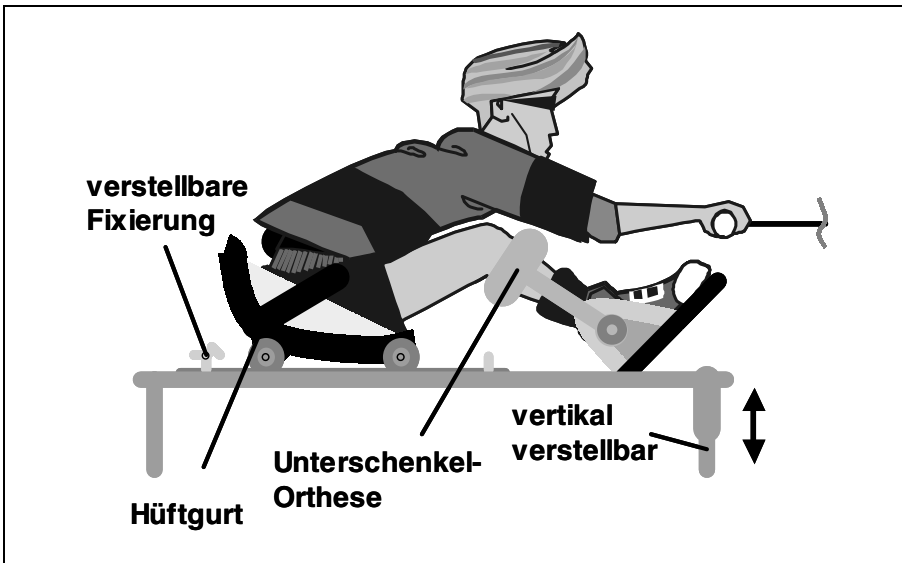


Abb. 5. Schema des Ruderergometers.

Durch diese Verstellbarkeit des Ergometers ist zu dem eine Anpassung an die individuellen Möglichkeiten des Paraplegikers gewährleistet. Um die Belastung bei Querschnittgelähmten, die mit der Stimulation mit starker Muskelatrophie erst Jahre nach dem Unfall beginnen, zu reduzieren, ist der Sitz auf einer reibungsarmen, kugelgelagerten Führungseinheit montiert. Die Zugkraft am Handgriff kann durch Vorspannung einer Feder stufenlos eingestellt werden. Dies ist notwendig, da der Anwender auch mit geringer Beinkraft sein Körpergewicht in der Zugphase auf einer schiefen Ebene nach oben stemmen muss, um, wie oben erwähnt, das Vorrollen zu

ermöglichen. Es werden die programmierbaren Stimulationsgeräte von Krauth & Timmermann verwendet. Diese sind so programmiert, dass der Patient bei drücken eines auf dem Handgriff angebrachten Schalters die Zugphase einleitet, da die Streckmuskulatur stimuliert wird. Durch Deaktivierung dieses Druckschalters beginnt die Vorrollphase, in der die Beugemuskeln kontrahiert werden. Beim Auftreten von Spasmen kann die Stimulation durch die Betätigung eines ebenfalls am Handgriff angebrachten Sicherheitsschalters sofort vom Querschnittgelähmten beendet werden. Um die Führung der unteren Extremität in einer Parasagittalebene zu gewährleisten, wird diese durch eine Sprunggelenksorthese fixiert.

4 Ausblick

Zur Stabilisation des Oberkörpers werden in der Zugphase die *m. erector spinae* stimuliert. Denn es hat sich gezeigt, dass sich das Stimulationsmuster der Ruderbewegung und somit der Bewegungsablauf zu Beginn der Zugphase aus Stabilisierungsgründen grundsätzlich von jenem nicht gelähmter Ruderer unterscheidet. Während bei neurologisch intakten Probanden in dieser Phase vor allem zuerst die Beine gestreckt und erst anschließend der Rumpf aufgerichtet und die Arme gebeugt werden, muss bei Paraplegikern mit hoher Läsion (z.B. TH 5) zuerst der Rumpf durch die Stimulation der *m. erector spinae* stabilisiert werden. Dies ist notwendig, da ein späteres Aufrichten des Oberkörpers nicht mehr möglich ist, weil der Oberkörper des Paraplegikers durch das Strecken der Beine ohne Aktivierung der *m. erector spinae* noch weiter noch vor geneigt werden und somit in eine ungünstige Position kommen würde, von der es nicht mehr möglich ist, den Rumpf durch Elektrostimulation aufzurichten.

Kern (1995) konnte zeigen, dass die computertomographische Flächenvergrößerung des physiologischen Muskelquerschnittes von 27% bei spastisch gelähmten Personen durch 8-monatiges hauptsächlich isometrisches Training von einer Stunde täglich betrug. Zusätzlich kam es zu einer Muskelfaservergrößerung im Median von 47,91. Die Belastung des Knochens wird durch Zugkräfte der stimulierten Muskulatur beim Rudern durch die externen Stützkräfte vergrößert. In Vorversuchen konnten wir eine verminderte Spastizität verglichen mit jener beim Radfahren feststellen. Es ist geplant, die Kräfte am Stemmbrett zu messen und mit den Pedalkräften beim Radfahren zu vergleichen. Es ist anzunehmen, dass die beim Rudern auf die untere Extremität wirkenden Kräfte höher sind als beim Radfahren und die Belastung auf die Knochen zusätzlich durch die Aktivierung der Oberkörpermuskulatur verstärkt wird und die Osteoklasten zu vermehrtem Knochenaufbau angeregt werden.

Um die Auswirkungen des Rudertrainings auf die Hemmung der Knochendemineralisation bzw. die Zunahme der Knochenmineraldichte zu überprüfen, wird zusätzlich die Knochenmineraldichte der Tibia (Schienbein) und der Fibula (Wadenbein) der Patienten vor Trainingsbeginn, nach drei Monaten (während der Trainingsphase), nach Beenden der sechsmonatigen Trainingsphase und weitere drei bzw. sechs

Monate nach der Abschluss der Trainingsphase mittels peripherer quantitativer Computertomographie (pQCT) gemessen werden. Es wurde die pQCT gewählt, um die Knochenmineraldichte dreidimensional bei geringer Stahlenbelastung messen zu können und Aussagen über die Knochenmineraldichte machen zu können, da bei diesem Verfahren im Gegensatz zum DXA-System (Dual X-Ray-Absorptiometry) der kortikale und der trabekuläre Knochen getrennt betrachtet werden können. Diese Messungen sollen an zwei Vergleichsgruppen durchgeführt werden, wobei die eine ein Rudertraining und die andere ein Fahrradtraining durchführt, um die unterschiedlichen Auswirkungen dieser beiden für Paraplegiker sehr geeigneten Trainingsformen auf das Knochenwachstum vergleichen zu können.

Danksagung

Dieses Projekt wurde von der Firma Otto Bock unterstützt.

Literatur

- Angeli, T., Gföhler, M., Eberharter, T., Lugner, P. & Rinder L. (2001). Optimization of the pedal path for cycling powered by lower extremity muscles activated by FES. *Computer Methodes in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 3, 263-268.
- Pawlik, R. (1995). *Biomechanik des Radfahrens. Untersuchung der maximalen menschlichen Leistungsabgabe*. Wien: Österr. Kunst u. Kulturverlag.
- Kern, H. (1995). Funktionelle Elektrostimulation Paraplegischer Patienten. *Österreichische Zeitschrift für Physikalische Medizin*, 1, Supplementum.
- Torres-Moreno, R., Tanaka, C. & Penney, K.L. (2000). Joint Excursion, Handle Velocity and Applied Force: a Biomechanical Analysis of Ergometric Rowing, *Int. J. of Sports Medicine*, 21, 41-44.
- Wheeler, G.D., Andrews, B., Lederer, R., Davoodi, R., Natho, K., Weiss, C., Jeon, J., Bhambhani, Y. & Steadward R.D. (2002). Functional Electric Stimulation-Assisted Rowing: Increasing Cardiovascular Fitness Through FES Rowing Training in Persons with SCI. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 83, 1093-1099.
- Winters, J. & Woo, S. (1990). *Multiple Muscle Systems. Biomechanics and Movement Organisation*. New York: Springer.

Kurzfristig induzierte Veränderungen in den Eigenschaften des neuromuskulären Systems nach Nieder-Hochsprüngen mit und ohne Elektromyostimulation

1 Problemstellung

Die Eigenschaften des neuromuskulären Systems wurden in den letzten Jahren verstärkt Gegenstand sowohl sportwissenschaftlicher als auch muskelphysiologischer Untersuchungen. Ausgehend von den Ergebnissen der 70er Jahre zu den mechanischen Eigenschaften (Edman, Elzinga & Noble, 1976) wurden in den letzten Jahren die Auswirkungen der Anfangsbedingungen einer Muskelkontraktion auf die Energiefreisetzung betrachtet (sog. history dependent properties). Es kann davon ausgegangen werden, dass unter dem Aspekt der sportlichen Leistung vor allem die Vordehnung der Muskulatur von Interesse ist. Dabei spielen die Ausgangslänge vor der Dehnung, die gedehnte Strecke, die Dehnungsgeschwindigkeit, der Muskelfasertyp und die Qualität der Voraktivierung eine wesentliche Rolle (Ettema, 2001).

Neben der Veränderung der morphologischer Eigenschaften der Muskulatur kommt bei der Verbesserung sportlicher Leistungen den Ansteuerungsmechanismen eine entscheidende Bedeutung zu. So wird mit verschiedenen Methoden versucht, die input-output-Relation des neuromuskulären Systems zu verbessern. Eine Möglichkeit bildet in diesem Prozess die Nutzung der posttetanischen Potenzierung. Effekte dieser Art wurden in Untersuchungen von Güllich (1996) nach maximalen konzentrischen Belastungen und Eggenberger und Neukorn (1999) nach isometrischen Kontraktionen nachgewiesen. In unseren Untersuchungen sollte geprüft werden, inwieweit ähnliche Effekte auch durch den Einsatz der bewegungsbegleitenden Elektromyostimulation auftreten (Heß, 2002).

Die Nutzung der Effekte der posttetanischen Potenzierung kann in der Sportpraxis unter den Aspekten der Erhöhung der Bewegungsleistung, des Lerntrainings und der Verbesserung der Übertragung von Einzelantrieben auf das Gesamtsystem eingesetzt werden.

2 Methodik

An den Untersuchungen nahmen insgesamt 15 leistungssportlich trainierende Jugendliche (Leichtathleten, Disziplingruppe Sprint/Sprung) im Alter von 14 bis 21 Jahren teil.

Die Untersuchung erfolgte am standardisierten Messplatz Nieder-Hochsprung mit und ohne Einsatz der Elektromyostimulation (Voß, Witt & Lehmann, 1999). Die Sportler absolvierten an zwei Untersuchungstagen im Abstand von einer Woche

jeweils 5 Sprünge. Der Einsatz der EMS erfolgte in randomisierter Reihenfolge. Als Stimulationsparameter kamen eine Frequenz von 200/s und eine Dauer von 40 ms zum Einsatz. Die Stimulation wurde ca. 40 ms vor dem Bodenkontakt ausgelöst, so dass sie mit dem Bodenkontakt beendet war. Vor und nach der Sprungserie wurden die H-Reflexe des m. gastrocnemius mit Hilfe eines 4-kanaligen Gerätes (Viking IV) der Firma Nicolet erfasst. Es wurden insgesamt 12 Stimulationsimpulse mit einer Einzelimpulsdauer von 1 ms im Abstand von 10 s am N. tibialis ausgelöst. Das Ausgangsniveau (Messserie 1) wurde von der Sprungserie erfasst und die Wiederholungsuntersuchungen 2, 10 und 20 min. danach durchgeführt (Messserien 2, 3 und 4). Die Ergebnisinterpretation erfolgte anhand der maximalen Höhe der H-Welle innerhalb einer Serie, die auf den Ausgangswert vor der Intervention relativiert wurde. Die Untersuchungen fanden unter Klinikbedingungen im Neurologischen Rehabilitationszentrum Bennewitz statt.

3 Ergebnisse

Nieder-Hochsprünge sind ein standardisiertes Verfahren zur Diagnostik von Schnellkraftvoraussetzungen. Der Schnelligkeitsanteil lässt sich dabei anhand der Stützzeit quantifizieren. Anhand dieser Stützzeit kann die Qualität der Ansteuerungsprogramme ermittelt und eine Zuordnung zu entsprechenden Zeitprogrammen vorgenommen werden.

Insgesamt zehn Sportler der Versuchsgruppe realisierten bei den Nieder-Hochsprüngen Stützzeiten zwischen 140 und 170 ms und werden damit dem Übergangsprogramm zugeordnet (ÜP). Lediglich zwei Sportler sind dem kurzen Zeitprogramm (KZP) mit Stützzeiten unter 140 ms zuzuordnen und drei Sportler realisieren mit Stützzeiten über 170 ms lange Zeitprogramme (LZP). Trotz intensiver Bemühungen gelang es nicht, mehr Sportler mit einem kurzen Zeitprogramm in die Untersuchungsgruppe einzubeziehen.

Der Vergleich der H-Wellen-Amplituden der ersten und zweiten sechs Tests innerhalb der jeweiligen Testserie zeigt einen Anstieg der Werte im zweiten Teil der Tests (Abb. 1), so dass eine Ermüdung durch die Testserien selbst auszuschließen ist. Die Reaktion auf die ausgeführten Sprungserien war individuell sehr unterschiedlich.

Nimmt man eine Zuordnung der Sportler zu den Zeitprogrammen vor, so wird deutlich, dass Sportler im kurzen Zeitprogramm die größten Amplitudenerhöhungen nach dem Einsatz der Nieder-Hochsprünge mit Elektromyostimulation (EMS) erreichen, während Sportler im langen Zeitprogramm die stärksten Amplitudenreduzierung durch diese Interventionsmaßnahme zeigen. Die Ergebnisse der LZP-Gruppe fallen deutlich günstiger beim Einsatz der Nieder-Hochsprünge ohne EMS aus. Am indifferentesten verhält sich die Gruppe im Übergangsprogramm. Wir finden einen signifikanten negativen korrelativen Zusammenhang zwischen der Stützzeit und dem Maximum der H-Wellen-Amplitude 10 min nach Ende der Sprungserie beim Einsatz der EMS ($r = .856$, $p < 0.01$; Abb. 2).

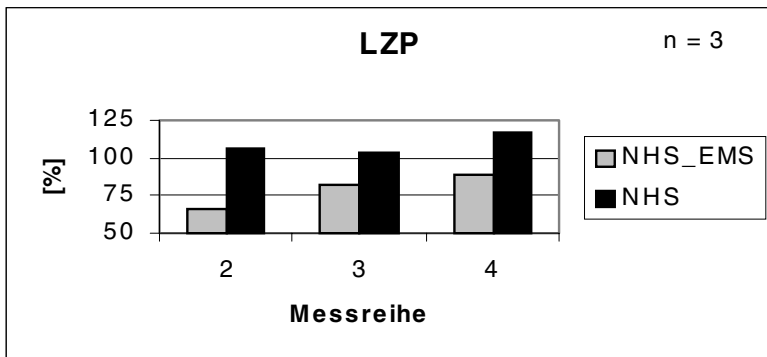
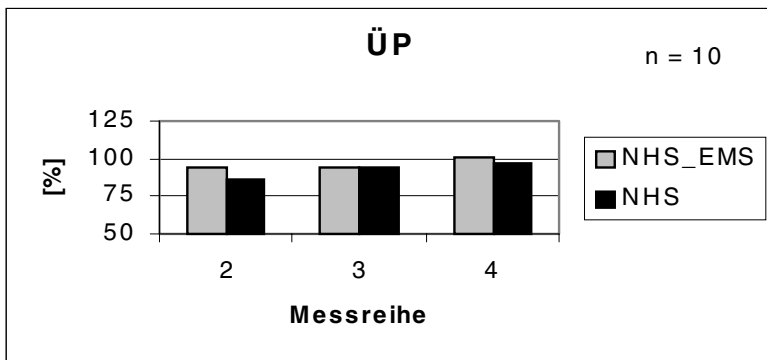
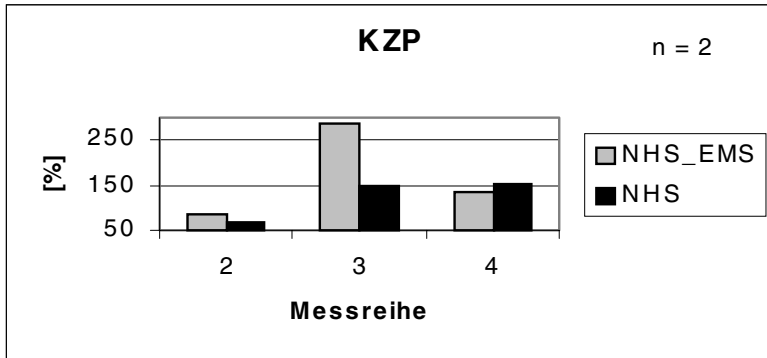


Abb. 1. Amplitude der H-Welle 2 min. nach den Sprüngen (Messreihe 2), nach 10 und 20 min. (Messreihe 3 und 4).

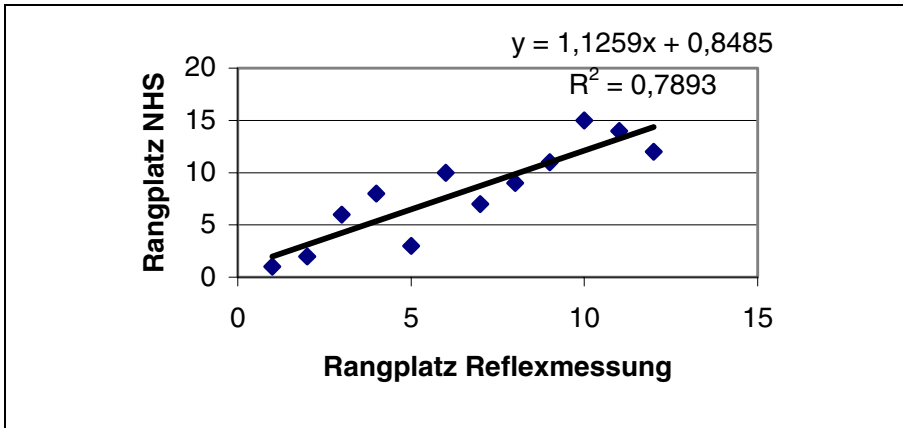


Abb. 2. Zusammenhang in der Rangfolge zwischen der H-Reflex-Amplitude und der Stützzeit beim NHS mit Elektromyostimulation.

4 Diskussion

Die Veränderung der Antwortreaktion des neuromuskulären Systems, wie wir sie in unseren Untersuchungen am Maximum der H-Wellen-Amplitude darstellen konnten, sind den Effekten der posttetanischen Depression bzw. Potenzierung zuzuschreiben. Dabei verändert sich die Reizübertragung in den Synapsen.

Es wird deutlich, dass Sportler in Abhängigkeit von ihrem Zeitprogramm unmittelbar nach der Durchführung der Sprünge mit EMS mehr oder weniger stark ermüden. Bei Sportlern des kurzen Zeitprogramms folgte der temporären Depression eine ausgeprägte Potenzierung. Sportler im langen Zeitprogramm zeigen eine länger anhaltende Ermüdung, die sich im Untersuchungszeitraum nicht wieder zurückbildete. Die Ermüdung bei den Sprüngen ohne EMS war dagegen in dieser Gruppe deutlich geringer.

Ebenso wie in den Untersuchungen von Güllich (1996), der Sportstudenten mit Wettkampfsathleten verglich, vermuten wir die Ursachen für diese Effekte in einem unterschiedlichen Muskelfaserspektrum der untersuchten Sportler.

Die Untersuchungen fanden in Phasen relativ hoher Belastungsumfänge außerhalb der Wettkampfserie statt. Viele Sportler erreichten trotz eines Erholungstages vor den Untersuchungen nicht ihre besten Stützzeiten. Wir gehen davon aus, dass das neuromuskuläre System der Sportler während der Untersuchungen ermüdet war. In weiteren Untersuchungen wäre zu prüfen, ob sich Sportler im langen Zeitprogramm langsamer erholen und ob sie zu einem späteren Zeitpunkt eine positive Reaktion zeigen.

Anhand der Untersuchungsergebnisse können die Einsatzempfehlungen für die Elektromyostimulation präzisiert werden. Die Untersuchungsergebnisse weisen im Moment auf eine Präferenz des Einsatzes der Elektromyostimulation bei Sportlern

des kurzen Zeitprogramms hin. Der Einsatz sollte vorrangig in speziell dafür konzipierten Trainingsabschnitten mit einer absoluten Priorität dieser Maßnahme im Wochenverlauf erfolgen. Die Belastungstoleranz ist stark individuell und abhängig von der Zugehörigkeit zu einer Programmstruktur (KZP bzw. LZP) zu gestalten. Der Einsatz der EMS in der unmittelbaren Vorbereitung auf einen Wettkampf (Erwärmung) muss unter Trainingsbedingungen individuell erprobt werden und stellt ein Mittel der Wahl zur Verbesserung der input-output-Relation des neuromuskulären Systems am Wettkampfort dar.

Literatur

- *Edman, K.A.P., Elzinga, G. & Noble, M.I.M. (1976). *Journal of Physiology*, 258, 95-96.
- Ettema, G. (2001). Muscle force generation and stability in explosive actions. In J. Mester u.a. (Ed.), Book of Abstracts. 6th Annual Congress of the European College of Sport Science (S. 378). Köln: Sport und Buch Strauß.
- Güllich, A. (1996). *Schnellkraftleistungen im unmittelbaren Anschluss an maximale und submaximale Krafteinsätze*. Köln: Sport und Buch Strauß.
- Eggenberger, P. & Neukom, S. (1999). *Kurzfristige Steigerung der Explosivkraft nach maximaler und submaximaler Muskelkontraktion (Reaktionen im neuromuskulären System und Nutzen für die Sportpraxis)*. Unveröff. Diplomarbeit, Institut für Sport und Sportwissenschaft der Universität Bern/Neurologische Klinik Inselspital Bern.
- Heß, S.(2002). *Zu den kurzfristigen Auswirkungen auf das neuromuskuläre System nach Nieder-Hoch-Sprüngen mit Elektromyostimulation in der Bewegung*. Unveröff. Diplomarbeit, Universität Leipzig.
- Voß, G., Witt, M. & Lehmann, F. (2001). Ermüdungsverhalten beim Training von Zeitprogrammen mit Elektrostimulation. In H.-A. Thorhauer, K. Carl & U. Türck-Noack (Hrsg.), *Muskelermüdung. Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft* (S.169-176). Köln: Sport und Buch Strauß.

Einfluss eines 6-min-Laufs auf die plantare Druckverteilung bei Kindern mit und ohne Fußauffälligkeiten

1 Einleitung

Viele Kinder im Grundschulalter weisen Fußauffälligkeiten auf. Jedoch bleiben einige der Auffälligkeiten, wie etwa der Knick-Senk-Fuß häufig unerkannt, da sie „nicht immer mit einer verminderten Leistungsfähigkeit und Beschwerden verbunden sind“ (Debrunner, 1985, S. 573). Fußauffälligkeiten werden oftmals durch Faktoren wie z.B. Übergewicht und mangelnde Bewegung hervorgerufen und können langfristig zu strukturellen Veränderungen des Fußes und damit zu irreparablen Fußschäden führen.

Die vorliegende Studie analysiert Unterschiede bei der plantaren Druckverteilung vor und nach einem 6-min-Lauf unter Berücksichtigung der Einflussfaktoren Fußform und Gewicht.

2 Methodik

An der Studie nahmen 38 Grundschüler ($8,5 \pm 0,5$ Jahre, 137 ± 8 cm, $36,5 \pm 0,5$ kg) teil. Die 24 Jungen und 14 Mädchen sind als sportlich aktiv zu klassifizieren, da sie u.a. einmal wöchentlich an der Breitensportausbildung „Sportmotorische Grundausbildung“ teilnehmen, die in Form einer Schul-AG durchgeführt wird. Es erfolgte eine Einteilung der Probanden in drei ‚fußspezifische‘ Gruppen: (i) ohne Fußauffälligkeiten (o. Auff., 17 Schüler), (ii) verstärkte Pronation als Indikator für einen Knickfuß (verst. P., 9 Schüler) und (iii) verstärkte Pronation in Verbindung mit abgeflachtem Längsgewölbe als Indikator für eine Kombination Knick-Senkfuß (abg. L. + verst. P., 12 Schüler). Die Einteilung wurde entweder vom jeweiligen Kinderarzt oder dem Versuchsleiter vorgenommen. Ferner wurde für alle Teilnehmer der BMI-Wert ermittelt. Dieser lag im Mittel bei $18,2 \text{ kg/m}^2$ und damit bezogen auf das durchschnittliche Alter zwischen dem 75. und 90. Perzentil. Daher galten in dieser Studie alle Kinder mit einem $\text{BMI} \geq 90.$ Perzentil als übergewichtig (15 Kinder), die übrigen (23 Kinder) als normalgewichtig (vgl. Kronmeyer-Hauschild, 2001). Bezogen auf die einzelnen Fußgruppen verteilten sich die normal- und übergewichtigen Kinder wie in Tab. 1 aufgeführt.

Tab. 1. Verteilung der normal- und übergewichtigen Kinder auf die drei Fußgruppen ohne Auffälligkeiten (o. Auff), verstärkte Pronation (verst. P.) und verstärkte Pronation in Verbindung mit abgeflachtem Längsgewölbe (abg. L. + verst. P.).

	o. Auff.	verst. P.	abg. L. + verst. P.
Normalgewicht	10	9	4
Übergewicht	7	0	8

Die Schüler absolvierten zunächst je fünfmal einen Barfußgang über eine Druckmessplatte der Fa. GeBioM (GP MultiSens 515). Diese besteht aus 4096 Foliendrucksensoren auf einer Messfläche von 51,5*51,5 cm² und einer Bauhöhe von 3 mm. Die Messfrequenz betrug 150 Hz, der vom Hersteller angegebene Fehler lag bei ±5% und die Ansprechschwelle bei 0,3 N/cm². Anschließend führten die Schüler einen 6-Minuten-Lauf durch. Dieser ist Bestandteil des von Bös und Wohlmann (1987) entwickelten Allgemeinen Sportmotorischen Test und war allen Kindern bereits aus den Vorjahren bekannt. Der Lauf erfolgte um die Seitenlinien eines Volleyballfeldes, wobei den 6-7-jährigen Kinder 22-23 Sekunden pro Runde und den älteren Kinder 20-21 Sekunden pro Runde Zeit eingeräumt wurde. Direkt nach dem Lauf wurde erneut die Druckverteilung beim Barfußgang wie oben beschrieben erhoben. Die gemessenen Druckverteilungen werden in 6 Fußregionen eingeteilt (Abb. 1). Dieser Beitrag bezieht sich auf die Auswertungen der Regionen 1 und 2 (Ferse und Mittelfuß).

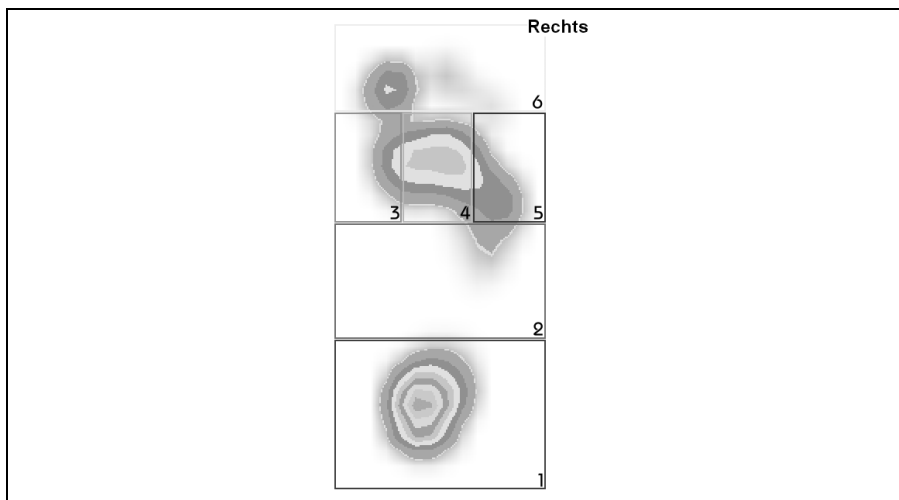


Abb. 1. Ausgewertete Regionen der Druckverteilungsmessungen.

Die Auswertung beinhaltete für beide Fußregionen die Parameter normierter Maximaldruck, normierter und absoluter Durchschnittsdruck sowie belastete Fläche und normierter Impuls. Dabei bezog sich die Normierung auf die Körpermasse. Die statistische Analyse erfolgte nach Überprüfung der Anwendungsvoraussetzungen durch eine 3-faktorielle ANOVA mit Messwiederholung. Der Faktor Fußform war dreistufig ausgeprägt (ohne Auffälligkeit, verstärkte Pronation, verstärkte Pronation + abgeflachtes Längsgewölbe), die Faktoren Gewicht (über- und normalgewichtig) und Zeitpunkt (vor und nach dem Lauf) jeweils zweistufig. Statistisch abgesicherte Unterschiede werden klassifiziert nach signifikant ($p < ,05$ – dargestellt durch *) und hochsignifikant ($p < ,01$ – dargestellt durch **).

3 Ergebnisse

Die Ergebnisdarstellung erfolgt in Anlehnung an die drei Faktoren der statistischen Analyse. Interaktionseffekte zwischen den drei Faktoren konnten für die analysierten Fußregionen nicht nachgewiesen werden.

3.1 Fußform

Die Gruppe abg. L. + verst. P. wiesen die größte belastete Fläche im Mittelfußbereich auf. Sie unterschieden sich damit hochsignifikant von der Gruppe o. Auff. und signifikant von der Gruppe verst. P., während zwischen diesen beiden Gruppen kein Unterschied abgesichert werden konnte (Abb. 2a). Bezogen auf den normierten Durchschnittsdruck zeigten die Gruppe abg. L. + verst. P. signifikant höhere Werte im Vergleich zur Gruppe o. Auff. (Abb. 2b).

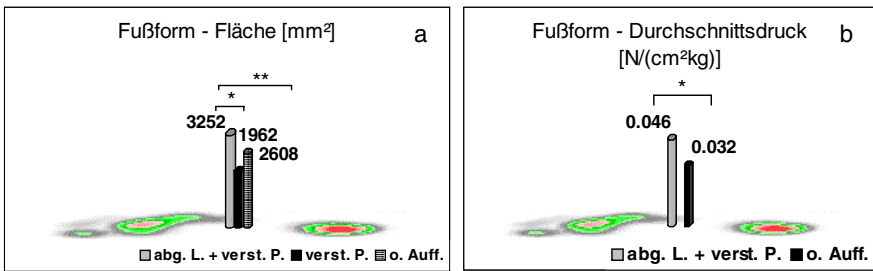


Abb. 2. Belastete Fläche (a) und normierter Durchschnittsdruck (b) im Mittelfußbereich in Abhängigkeit der Fußform. ohne Auffälligkeiten (o. Auff), verstärkte Pronation (verst. P.), verstärkte Pronation in Verbindung mit abgeflachtem Längsgewölbe (abg. L. + verst. P.).

3.2 Gewicht

Bei den übergewichtigen Schülern konnte ein hochsignifikant geringerer normierter Maximaldruck sowie ein signifikant geringerer normierter Durchschnittsdruck im Fersenbereich festgestellt werden (Abb. 3).

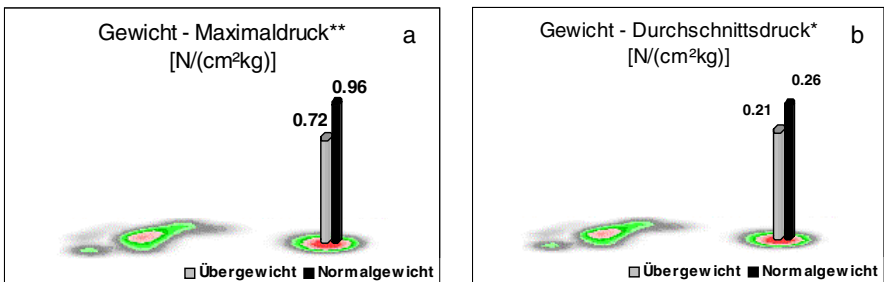


Abb. 3. Normierter Maximaldruck (a) und normierter Durchschnittsdruck (b) im Fersenbereich in Abhängigkeit des Gewichts.

Beim absoluten, d.h. nicht normiertem, Durchschnittsdruck kehrten sich die Verhältnisse um. Dieser fiel mit $8,78 \text{ N/cm}^2$ bei den übergewichtigen Schülern signifikant höher aus im Vergleich zu den normalgewichtigen ($7,67 \text{ N/cm}^2$).

3.3 Zeitpunkt

Es zeigte sich eine hochsignifikante Zunahme des normierten Durchschnittsdrucks im Fersenbereich nach dem Lauf (Abb. 4). Ebenso erhöht sich die belastete Fläche in dieser Fußregion signifikant um 58 mm^2 .

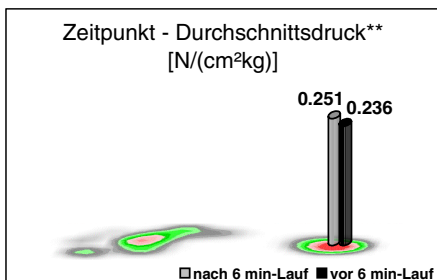


Abb. 4. Normierter Durchschnittsdruck im Fersenbereich vor und nach dem 6 min-Lauf.

Außerdem fiel der normierte Impuls im Fersenbereich nach dem Lauf signifikant höher aus (Abb. 5a), während es sich im Mittelfußbereich genau umgekehrt verhielt (Abb. 5b).

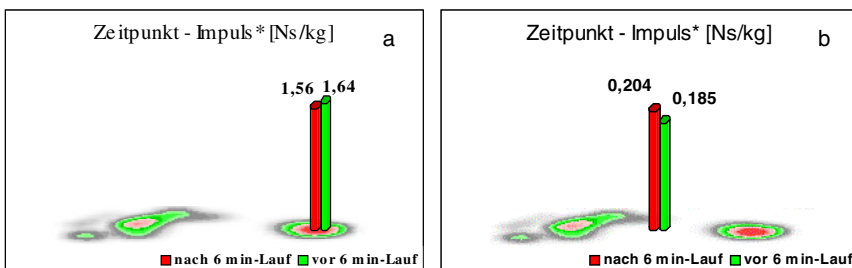


Abb. 5. Normierter Impuls vor und nach dem 6 min-Lauf im Fersenbereich (a) und Mittelfußbereich (b).

4 Diskussion

Die Einteilung der Schüler in Fußgruppen hinsichtlich der äußeren Betrachtung des Längsgewölbes wird durch die größere belastete Fläche im Mittelfußbereich der Gruppe abg. L. + verst. P. im Vergleich zu den beiden anderen Fußgruppen bestätigt. Ebenso schlossen Cavanagh und Rodgers (1987) mit Hilfe von Fußabdrücken aufgrund einer erhöhten Kontaktfläche im Mittelfußbereich auf ein abgeflachtes

Längsgewölbe oder ggf. auf einen Plattfuß. Die Autoren räumten jedoch ein, dass der Fußabdruck auch auf ein verstärktes Sohlenpolster zurückzuführen sein kann. Der um über 30% höhere normierte Durchschnittsdruck im Mittelfußbereich bei der Gruppe abg. L. + verst. P. im Vergleich zur Gruppe o. Auff. kann diese Vermutung jedoch nicht bestätigen, vielmehr deutet er auf eine knöcherne Veränderung in dieser Fußregion hin. Daher bestätigt diese Studie nicht nur die von Cavanagh und Rodgers (1987) bei Erwachsenen erhobenen Ergebnisse für Kinder im Grundschulalter. Darüber hinaus wird mit dem normierten Durchschnittsdruck im Mittelfußbereich ein ggf. aussagekräftigerer Alternativparameter zur Verfügung gestellt. Zukünftige Arbeiten sollen analysieren, ob es möglich ist, einen Schwellenwert bzgl. des normierten Durchschnittsdrucks anzugeben, oberhalb dessen zumindest mit einer hohen Wahrscheinlichkeit auf eine knöcherne Veränderung im Längsgewölbe geschlossen werden kann.

Bei den übergewichtigen Schülern zeigte sich zwar ein höherer absoluter Durchschnittsdruck im Fersenbereich, jedoch ein geringerer normierter Durchschnittsdruck im Vergleich zu den normalgewichtigen Mitschülern. Eine mögliche Begründung hierfür könnte sein, dass die übergewichtigen Schüler über ein Fersenpolster verfügen, das nicht die absoluten Druckwerte ermöglicht, die bei den normalgewichtigen zu verzeichnen sind. Das Fersenpolster scheint jedoch teilweise das erhöhte Gewicht zu kompensieren, so dass die bezogen auf die Körpermasse relativierten Druckwerte im Fersenbereich bei den übergewichtigen Schülern sogar geringer ausfallen. Einen Einfluss des Körpergewichts auf die Absolutwerte der plantaren Druckverteilung bei Kindern stellten auch Hennig und Rosenbaum (1994) sowie Dowling, Steele und Baur (2001) fest. Hier scheint ein Unterschied im Vergleich zu Erwachsenen vorzuliegen, bei denen Cavanagh, Sims und Sanders (1991) keine Unterschiede in der plantaren Druckverteilung in Abhängigkeit der Körpermasse feststellen konnten.

Die Erhöhung der normierten Druckwerte im Fersenbereich nach dem Lauf fällt mit 5,4% zwar recht gering aus, liegt aber außerhalb des Fehlerbereichs. Ein Grund für die reduzierte Dämpfungseigenschaft des Fersenpolsters kann in den durch den Lauf veränderten Eigenschaften der Basallamina liegen. Die Fettzellen erfahren durch den wiederholten, im Vergleich zum Gehen verstärkten, Fersenaufsatz eine erhöhte Dehnung. Aufgrund der beim Laufen verkürzten Zeiten zwischen zwei Zyklen gelingt es den Fettzellen womöglich nicht, wieder ihre optimale Ausgangslage einzunehmen. Dieser Effekt würde zu einer geringen Abflachung des Fersenpolsters führen. Ein Indikator hierfür ist die signifikante, allerdings im Fehlerbereich liegende, Erhöhung der belasteten Fläche nach dem Lauf.

Die Verringerung des Impulses im Fersen- und gleichzeitige Erhöhung dieses Parameters im Mittelfußbereich weisen auf ein flacheres Aufsetzen des Fußes nach dem Lauf hin. Ähnliche Effekte werden von Natrup (1997) bei einem ermüdenden Lauf von 4,5 m/s berichtet. Eine Ursache für das flachere Aufsetzen kann in der Ermüdung der Dorsalflexoren und/oder einer Verkürzung des M. triceps surae liegen (Weineck, 1997).

Die hier vorgestellte Studie konnte zeigen, dass die plantare Druckverteilung ein geeignetes Hilfsmittel darstellt, um im Grundschulbereich die Einflüsse verschiedener Fußauffälligkeiten, des Körpergewichts und der körperlichen Belastung auf die mechanische Belastung des Fußes zu analysieren. Hierdurch wird ggf. die Möglichkeit eröffnet, z.B. durch geeignetes Schuhwerk bzw. adäquate Schuheinlagen und funktionelle Gymnastik dauerhaften Schädigungen des Fußes vorzubeugen.

Literatur

- Benninghoff, A. (1985). *Anatomie 1*. München, Wien, Baltimore: Urban + Fischer.
- Bös, K. & Wohlmann, R. (1987). Allgemeiner Sportmotorischer Test (AST 6-11) zur Diagnose der konditionellen und koordinativen Leistungsfähigkeit. *Lehrhilfen für den Sportunterricht*, 36, 145-156.
- Cavanagh, P. & Rodgers, M. (1987). The Arch Index: a useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics*, 20, 547-551.
- Cavanagh, P., Sims, D.S. & Sanders, L.J. (1991). Body mass is a poor predictor of peak plantar pressure in men. *Diabetes Care*, 14, 750-751.
- Debrunner, A.M. (1985). *Orthopädie: Die Störungen des Bewegungsapparates in Klinik und Praxis*. Bern, Stuttgart: Huber.
- Dowling, A., Steele, J.R. & Baur, L. (2001). Does obesity influence foot structure and plantar pressure patterns in prepubescent children? *International Journal of Obesity*, 25, 845-852.
- Hennig, E.M. & Rosenbaum, D. (1994). Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. *Foot & Ankle*, 15, 35-40.
- Kronmeyer-Hauschild, K. (2001). Neue Referenzwerte für den Body Maß Index. *MedReport*, 32, 2.
- Natrup, J. (1997). *Resultierende Kräfte und Momente an den Gelenken der unteren Extremität während der Stützphase beim Langstreckenlauf*. Münster: Lit.
- Weineck, J. (1997). *Sportanatomie*. Balingen: Spitta.

Coupling of neural and mechanical effects during muscular fatigue

Naturally occurring, but exhaustive SSC exercise induces often very dramatic deterioration of muscle force and power production. Although these effects are somewhat similar in mechanisms to those occurring after intensive pure eccentric exercise, the SSC fatigue is much more problematic and complex due to the comprehensive way in which it loads the neuromuscular system: mechanically, metabolically and neurally. All these aspects are responsible for and characteristic of the bimodal trend of fatigue response reflecting their specific roles in characterizing the damage and inflammatory processes in the progress of deterioration and recovery of neuromuscular performance (Nicol & Komi, 2003).

Recovery from exhaustive eccentric exercise is reportedly bimodal as observed both in animal (Faulkner et al., 1993) and human (Nicol et al., 1996) experiments. This bimodality is observable also for stretch reflex after short (Nicol et al., 1996) and long lasting (Avela et al., 1999) stretch-shortening exercises. These changes in stretch reflex as well as in H reflex are likely to be coupled with similar changes in mechanical response.

From these factors the neural adjustments, although they are well coupled with the metabolic and mechanical influences, represent greatest challenges in understanding the detailed mechanisms involved. It is usually understood that the reduced neural input to the muscles, under the influence of SSC fatigue, is at least partly of reflex origin. Different pathways have been suggested involving both disfacilitation of the muscle spindle sensitivity and presynaptic inhibition of the α motoneurone pool. There are, however, several aspects that need to be explored for further understanding of the nature and the mechanisms of exhaustive and damaging SSC exercise. These include possible structural changes in the proprioceptors (especially in the muscle spindle), and inhibitory/excitatory changes that may take place in the higher centers of the sensory and motor pathways.

References

- Avela, J., Kyröläinen, H., Komi, P.V. & Rama, D. (1999). Reduced reflex sensitivity persists several days after long-lasting stretch-shortening cycle (SSC) exercise. *Journal of Applied Physiology*, 86 (4), 1292-1300.
- Faulkner, J.A., Brooks, S.V. & Opitck, J.A. (1993). Injury to skeletal muscle fibres during contractions : conditions of occurrence and prevention. *Physiological Therapy*, 73 (12), 911-921.
- Nicol, C., Komi, P.V., Horita, T., Kyröläinen, H. & Takala, T.E.S. (1996). Reduced stretch-reflex sensitivity after exhaustive stretch-shortening cycle exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 72, 401-409.
- Nicol, C. & Komi, P.V. (2003). Stretch-shortening cycle fatigue and its influence on force and power production. In P.V. Komi (Ed.), *Strength and Power in Sport* (2nd edition) (pp. 203-228). Oxford: Blackwell.

In vivo Achillessehnen Spannungsmessung bei funktioneller Therapie

1 Einleitung

Akute Rupturen der Achillessehne sind nach wie vor Ereignisse, die die Karriere eines Leistungssportlers nachhaltig beeinflussen, häufig sogar beenden. Während in der Leichtathletik der alte Leistungsstand nicht wieder erreicht werden kann, ist beispielsweise im Kunstturnen ein Wechsel der schwerpunktmäßig geturnten Geräte nach Ausheilung einer Achillessehnenruptur die Regel.

Die Sehnennaht gilt heute im Leistungssport als initiale Therapie der Wahl. Postoperativ setzt sich zunehmend die funktionelle Nachbehandlung durch, die meist mit dem OrthoTECH® VARIO-STABIL-Schuh erfolgt. Mittels spezieller konstruktiver Elemente soll dieser Stabilschuh die Achillessehne während der Heilungszeit funktionell beanspruchen, nicht aber überbelasten.

Zwar zeigen klinische Therapiestudien (Zwipp et al., 1990; Thermann, 1999), dass die Nachbehandlung mit dem Spezialschuh einer konventionellen Gipsbehandlung überlegen ist, der direkte Einfluss des Stabilschuhes und seiner funktionellen Elemente auf eine mögliche Spannungsreduktion in der Sehne, ist bisher nicht untersucht worden. Zudem sind Erkenntnisse über die Spannungen in der Achillessehne bei bestimmten Belastungsformen ein wesentlicher Schritt zum besseren Verständnis hinsichtlich der Therapie und Rehabilitation von Achillessehnenverletzungen.

Bereits seit 1985 werden von der finnischen Arbeitsgruppe um P.V. Komi Achillessehnen Spannungen in vivo bei verschiedenen sportlichen Belastungen registriert. Als minimal invasive Methode ist die Optic Fiber Transducer (OFT)-Technik mit bisher etwa 50 in vivo Applikationen beschrieben (Komi et al., 1996; Finni et al., 1998 und 2000). Nachdem die Methode zur Messung im Therapieschuh im Selbstversuch bereits entwickelt wurde (Lohrer & Schüssler, 2000), sollten in Erweiterung dieses Projektes mit acht gesunden Versuchspersonen nach Implantation der Optic Fiber spezielle, in der Rehabilitation von Leistungssportlern gebräuchliche Belastungsformen durchgeführt werden. Zentrales Anliegen dieser Studie stellte die Klärung der Frage dar, ob die bisherigen funktionellen Nachbehandlungsschemata eines Achillessehnenrisses beim Leistungssportler ein hohes Maß an therapeutischer Sicherheit und einen kontinuierlichen Anstieg der Beanspruchung der Sehne im Verlauf der Heilungszeit gewährleisten, oder ob Modifikationen der Nachbehandlung empfohlen werden müssen.

Es ergaben sich daraus folgende Hypothesen:

- Beim Belastungswechsel und beim Gehen ist die Achillessehnenanspannung durch den Spezialschuh im Vergleich zur Kontrollbedingung (barfuß) reduziert.
- Die Achillessehnenanspannung im Stabilschuh lässt sich mit Hilfe der konstruktiven Elemente (Fersenkeile) modulieren.

2 Material und Methoden

Das Einverständnis der Ethik-Kommission bei der Landesärztekammer Hessen lag vor. Die acht freiwilligen Probanden ($30,1 \pm 11,9$ Jahre, $78 \pm 13,4$ kg, $1,80 \pm 0,06$ m) wurden über mögliche Risiken und Nebenwirkungen aufgeklärt und gaben ihr Einverständnis schriftlich.

Das Messprinzip des Optic Fiber Transducers basiert auf einer kompressionsbedingten Modulation der Lichtintensität. Die Optic Fiber wird in Verbindung mit einem Transducer (Messwandler) zur Ermittlung von Sehnen- und Bandspannungen eingesetzt. Es besteht eine lineare Beziehung zwischen dem Anstieg der Sehnen- und Bandspannung und der Lichtintensität, die durch die Optic Fiber gelangt (Komi et al., 1996).

Aus dem Therapieschuh wurde dorsal oberhalb der Sohle ein Keil aus der Fersenkappe entfernt (Abb. 1), um variabel fersenerhöhende Passteile (3 cm) zwischen den Untersuchungsbedingungen einfügen zu können. Damit konnte eine Dorsalflexion im Sprunggelenk variiert werden. Ferner wurde dorsal, oberhalb der Fersenkappe, im Bereich der Achillessehnenpolsterung, ein Fenster eingearbeitet, um einen direkten Zugang für die Optic Fiber herstellen zu können. Die Stabilität des Schuhs blieb erhalten, indem keine funktionell relevanten Elemente beschädigt wurden (Lohrer & Schüssler, 2000).

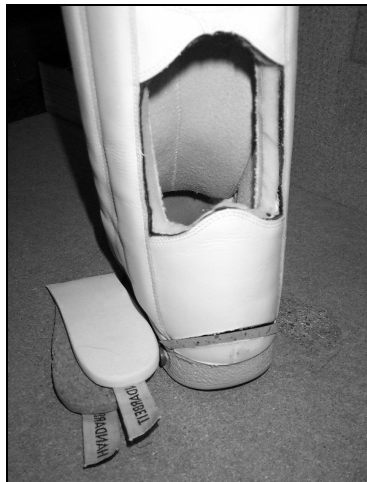


Abb. 1. Der speziell präparierte OrthoTECH@Vario-Stabil-Schuh (von dorsal betrachtet).

In den Versuchsbedingungen wurde das Gangverhalten bei konstanter Geschwindigkeit ($v = 3 \text{ km/h}$) unter variabler Dorsalflexion untersucht. Die keilförmigen Elemente des Spezialschuhs wurden sukzessive reduziert. Danach wurde die Messstrecke jeweils erneut durchlaufen. Nach Applikation des Spezialschuhs wurde als Referenzbedingung das Barfußlaufen untersucht.

Zwischen den einzelnen Gangzyklen wurden bei den jeweiligen Dorsaleinstellungen (Fersenerhöhungen) Belastungswechsel im Stehen analysiert. Hierzu wurden die Probanden aufgefordert im Stand wechselweise von einem Bein auf das andere das Körpergewicht zu verlagern. Das Bein mit implantierter Optic Fiber musste dabei auf einer Kraftmessplattform aufgesetzt werden.

Die Versuche wurden kinetisch und kinematisch sowie elektromyografisch (M. gastrocnemius med., M. soleus, M. tibialis ant., M. peroneus) registriert.

Die Bodenreaktionskräfte wurden dreidimensional mit einer Kraftmessplattform (Firma AMTI, MA, USA: Nr. OR6-7-2000) für die Teststationen bestimmt.

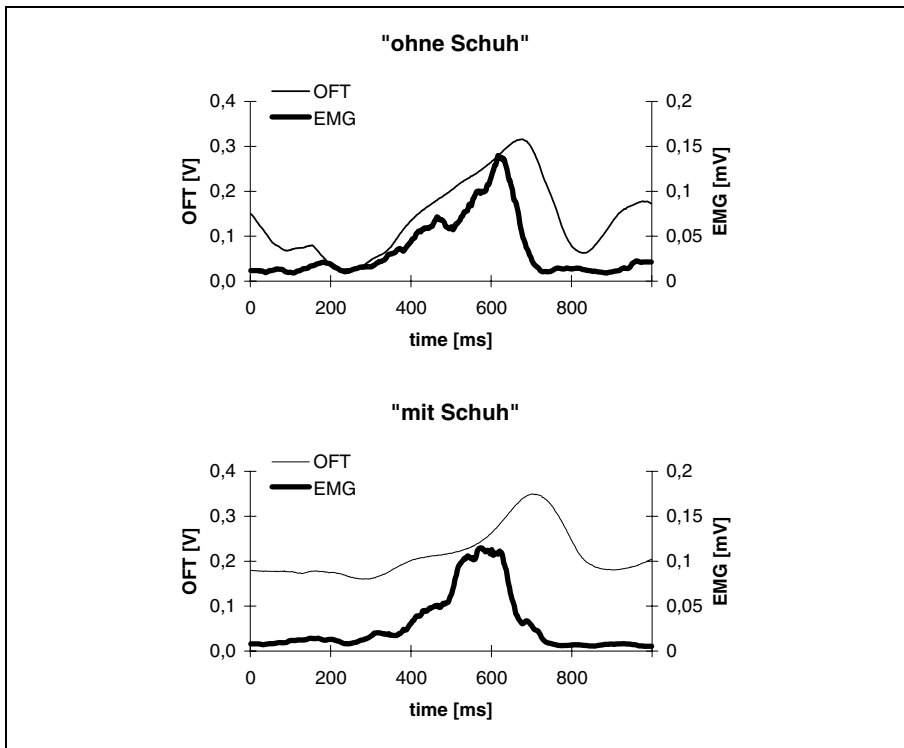


Abb. 2. Darstellung der Verzögerung (time delay) von Optic Fiber Signalen versus EMG (M. gastrocnemius med. et soleus) beim Gehen ohne und mit voll zugerichtetem Schuh.

3 Ergebnisse

Da es sich bei der vorliegenden Methode einerseits um eine sehr neuartige technische Entwicklung handelt, andererseits der untersuchungstechnische Aufbau mit Wechsel des Schuhs und der Fersenkeile um ein sehr aufwendiges Verfahren handelt, ergaben sich in der Analyse der Daten hohe interindividuelle Variationen. Um die mögliche Potenz der gewählten Methode hier aufzeigen zu können, werden die Messwerte exemplarisch an einer Versuchsperson referiert.

Der Stabilschuh bewirkt beim Belastungswechsel und beim Gehen eine Spannungsreduktion an der Achillessehne. Der mittlere minimale Optic Fiber Messwert (Grundspannung der Achillessehne) ist minimal in den Bedingungen in denen die größte Dorsalflexion über die Fersenkeile eingestellt war. Die Werte erhöhen sich sukzessiv bis hin zur Kontrollbedingung (barfuß) (Tab. 1).

Tab. 1. Darstellung der minimalen und maximalen Optic Fiber Signale beim Belastungswechsel und Gehen unter verschiedenen Bedingungen.

	Belastungswechsel OFT-Signal [V]		Gehen OFT-Signal [V]	
	min	max	min	max
Mit Fersenkeil	0,076	0,565	0,154	0,930
ohne Fersenkeil	0,727	0,788	0,448	1,273
barfuß	0,839	0,949	0,656	1,285

4 Diskussion

Die Ergebnisse dieses Fallbeispiels zeigen eine entsprechend den Hypothesen nachweisbare Sehnenspannung, die durch die verschiedenen Zurichtungsmodalitäten des Stabilschuhs moduliert ist. Der vollaufgebaute (mit Fersenkeilen) Therapieschuh reduziert die Spannung der Achillessehne erheblich, aber nicht vollständig. Eine Reduktion der Fersenhöhe induziert einen erheblichen Anstieg hinsichtlich der Grund- und Maximalspannungswerte. Ein weiterer Spannungsanstieg lässt sich in der Barfußbedingung nachweisen.

Die Tatsache, dass der aktive Beitrag des M. gastrocnemius med. et soleus eine gemeinsame Endsehne (Achillessehne) passiv spannen, scheint zunächst banal. In der Literatur jedoch wurde die Erkenntnis, dass elektrische Aktivitäten im Muskel (EMG) eine Aussage zur entsprechenden mechanischen Spannungsentwicklung zulassen kontrovers diskutiert (Hof, 1988 und 1997; Solomonow et al., 1990).

Die Spannungsanstiege in der Achillessehne, die mittels Optic Fiber gemessen wurden, korrespondieren klar mit den Aktivitäten des EMG von M. gastrocnemius med. et soleus und bestätigen die Befunde von Finni et al. (2000). Eine Signalverzögerung der Optic Fiber gegenüber dem EMG des M. gastrocnemius med. et soleus (time delay) wurde bereits von Komi et al. (1996) dokumentiert. Dieser zeitliche Versatz kann in der vorliegenden Untersuchung nicht durchgängig bestätigt werden. Prinzipiell ist eine Verzögerung zunächst erklärbar durch den Zeitverlust im Rahmen der

elektromechanischen Kopplung (tendomuskuläre Spannungsentwicklung erst nach elektrischer Aktivierung). Die in dieser Untersuchung gezeigte unsystematische Streuung der OFT- gegenüber der EMG-Kurve von M. gastrocnemius med. et soleus muss durch weitere, teilweise nicht kontrollierte Randbedingungen erklärt werden. Eine achilläre Schwellenspannung zur Induktion eines OFT-Signals wird bei einer zuvor passiv entspannten Achillessehne (slack) länger dauern, als bei einer vorgespannten Sehne (pretensioning). Während die Entspannung der Achillessehne durch weitere plantarflektorisch wirksame Muskeln induziert wird, kann die dorsalextensorisch wirkende Muskulatur die Achillessehne passiv vorspannen. Im Zusammenhang mit der jeweiligen Sprunggelenkeinstellung sind so komplexe Interferenzen wahrscheinlich. Unter Berücksichtigung der dargestellten Limitationen scheint es dennoch möglich, in Zukunft weiterführende Untersuchungen auf das EMG zur näherungsweise qualitativen Analyse von Spannungen in der Rehabilitation von Achillessehnenverletzungen zu beschränken. Selbst eine minimalinvasive Untersuchung scheint danach für weitere rehabilitative Fragestellungen nicht erforderlich, zumal der physiologische Bewegungsablauf durch die Implantation der Optic Fiber beeinträchtigt sein kann. Für Untersuchungen zur quantitativen Analyse von Achillessehnenspannungen werden weitere invasive Messungen notwendig.

5 Zusammenfassung

Die in vivo Achillessehnen Spannungsmessungen wurden zur Evaluation der funktionellen Aspekte der Therapie mit dem OrthoTECH® VARIO-STABIL-Schuh durchgeführt, um daraus Schlussfolgerungen für die Rehabilitation ziehen zu können. Zur Spannungsbestimmung wurden Parameter in dynamischer Form unter verschiedenen Bedingungen an den Messstationen Belastungswechsel und Gehen erhoben. Es ergaben sich folgende Befunde:

- Die Achillessehnen Spannung ist bei den getesteten rehabilitativen Übungsformen im komplett aufgebauten Spezialschuh gegenüber der Kontrollbedingung (barfuß) reduziert.
- Die Achillessehnen Spannung im Stabilschuh ist abhängig vom Vorhandensein bestimmter konstruktiver Elemente (Fersenkeile) und lässt sich durch die modulare Bewegungsfreigabe sukzessive erhöhen.

Daneben dokumentierte diese Studie einen hohen Zusammenhang zwischen dem EMG von M. gastrocnemius med. et soleus und der Achillessehnen Spannungsmessung in vivo (OFT). Ob die gezeigten Zusammenhänge zwischen EMG und der intratendinösen Spannungsentwicklung auch für die postoperative Achillessehne gelten, muss durch weiterführende Studien geklärt werden.

Danksagung

Dieses Projekt wurde mit Forschungsmitteln des Bundesinstitut für Sportwissenschaft unter dem Geschäftszeichen VF 0407/01/11/2002 gefördert.

Literatur

- Finni, T., Komi, P.V. & Lukkariniemi, J. (1998). Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique. *Eur. J. Appl. Physiol.*, *77*, 289-291.
- Finni, T., Komi, P.V. & Lepola, V. (2000). In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in squat jump and counter movement jump. *Eur. J. Appl. Physiol.*, *83*, 416-426.
- Hof, A.L. (1988). Assessment of muscle force in complex movements by EMG. In G. DeGroot, A.P. Hollander, P.A. Huijig & G.J. Van Ingen Schenau (Eds.), *Biomechanics XI-A* (pp. 111-117). Amsterdam: Free Univ. Press.
- Hof, A.L. (1997). The relationship between electromyogram and muscle force. *Sportverl. Sportschad.*, *11*, 79-86.
- Komi, P.V., Belli, A., Huttunen, V., Bonnefoy, R., Geysant, A. & Lacour, J.R. (1996). Optic fibre as a transducer of tendomuscular forces. *Eur. J. Appl. Physiol.*, *72*, 278-280.
- Lohrer, H. & Schüssler, W. (2000). Achillessehne in Spannung. *Orthopädieschuhtechnik*, *10*, 65-68.
- Solomonow, M., Baratta, R., Shoji, H. & Ambrosia, R.D. (1990). The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyogr. clin. Neurophysiol.*, *30*, 141-152.
- Thermann, H. (1999). Die Behandlung der Achillessehnenruptur. *Orthopäde* *28*, 82-97.
- Zwipp, H., Thermann, H., Südkamp, N., Tschorne, H., Milbradt, H., Reimer, P. & Heintz, P. (1990). Ein innovatives Konzept zur primärfunktionellen Behandlung der Achillessehnenruptur. *Sportverl. Sportschad.*, *4*, 29-35.

Belastungsintensität und Wiederholungszahl in Abhängigkeit von der Trainingsspezifität im Krafttraining

1 Festlegung der Belastungsintensität im Krafttraining

Betrachtet man sich die Literatur zur Methodik des Krafttrainings sowie zur Trainingssteuerung so werden, bezogen auf die isometrische und/oder konzentrische Maximalkraft, zur Dosierung der Belastungsintensität in der Regel prozentuale Angaben bzw. Wiederholungszahlen angegeben (vgl. Ehlenz, Grosser & Zimmermann, 1998). Nach Martin, Carl und Lehnertz (1993, 93) wird die Belastungsintensität im Krafttraining bestimmt durch:

- die Größe des Impulses (Ns) einer Übungsform
- Prozent der konzentrischen Maximalkraft (1-RM)
- Prozent der isometrischen Maximalkraft (MVC)
- die Impulsqualität bei einer Übungsform (bei Sprüngen, Würfungen etc.: maximal, submaximal)

Nach den Ausführungen von Zatsiorsky und Kulik (1965) dienen, wenn die Bestimmung der Maximalkraft mit Schwierigkeiten verbunden ist, die Wiederholungszahlen zur alleinigen Festlegung der Belastungsintensität¹ auf submaximalen Intensitätsstufen. Zatsiorsky (1996, S. 108) schreibt hierzu:

„Die Anzahl an Wiederholungen pro Serie ist das verbreitetste Maß für die Übungsintensität in Situationen, in denen die Maximalkraft F_{mm} nicht bestimmt oder nur mit Schwierigkeiten bestimmt werden kann, beispielsweise bei Sit-ups.“

Eine implizite und explizite Zuordnung von Belastungsintensität und Wiederholungszahl scheint jedoch nach neueren Erkenntnissen nicht gerechtfertigt zu sein (vgl. Fröhlich, Schmidtbleicher & Emrich, 2002; Hoeger u.a., 1990). Zum derzeitigen Forschungsstand konnte der Einfluss der beteiligten Muskelgruppe, der verwendeten Trainingsübung, des Trainingszustandes, des Geschlechtes, des Maximalkraftniveaus sowie die Anzahl an Serien identifiziert werden (vgl. Buskies, 1999; Fleck & Kraemer, 1997; Hoeger u.a., 1987; Fröhlich u.a., 2001). Abgeleitet daraus folgte die Formulierung der Fragestellung: Wie gestaltet sich das Verhältnis von Belastungsintensität (% 1-RM) und Wiederholungszahl in Abhängigkeit von der Trainingsspezifität (eher schnell- bzw. explosivkraftorientiertes Krafttraining versus eher Kraftausdauertraining) über mehrere Serien? Da die Variabilität von Belastungsintensität und Wiederholungszahl im oberen Intensitätsbereich (> 85 % 1-RM) weniger stark ausgeprägt ist als im unteren Intensitätsbereich (< 70 % 1-RM), nimmt die vorliegende Studie hierauf Bezug (vgl. Hoeger u.a., 1990).

1 Mayhew, Ball und Arnold (1989) schließen von der submaximalen Belastungsintensität auf das 1-RM.

2 Methodik

An der empirischen Untersuchung nahmen insgesamt 39 Probanden teil. Eine unspezifisch trainierte Gruppe von Freizeitsportlern (N=13) sowie zwei Gruppen von Leistungssportlern². Die Gruppe der Leistungssportler³ bestand aus schnell- bzw. explosivkraftspezifisch trainierten Leichtathleten (N=13) und kraftausdauerspezifisch trainierten Ringern (N=13). Die Leistungssportler hatten nationales und internationales Leistungsniveau. Die anthropometrischen Daten sind in Tabelle 1 dargestellt. Die Leichtathleten und Ringer betrieben regelmäßig Sport, die Freizeitsportler zu 85%. Die Anzahl der Trainingseinheiten pro Woche für die teilnehmenden Probanden ist in Tabelle 2 wiedergegeben.

Tab. 1. *Anthropometrische Daten der Probanden sowie konzentrische Maximalkraft (1-RM) und Relativkraft (1-RM/KG) in Kilogramm bei der Übung Bankdrücken.*

	Alter	Größe	Gewicht	1-RM [kg]	1-RM/KG
Freizeitsportler	35,4 ± 7,6	179,5 ± 5,7	76,3 ± 5,7	70,0 ± 10,1	0,9 ± 0,1
Leichtathleten	26,1 ± 7,6	183,5 ± 10,0	84,6 ± 14,7	105,4 ± 22,1	1,2 ± 0,2
Ringer	25,3 ± 10,6	175,0 ± 8,8	77,9 ± 16,1	94,0 ± 16,4	1,2 ± 0,2

Tab. 2. *Anzahl der Trainingseinheiten pro Woche für die Freizeitsportler, Leichtathleten und Ringer in Absolut- und Prozentwerten.*

Trainingshäufigkeit/Woche	Freizeitsportler	Leichtathleten	Ringer
1-3 mal	8 (72,7 %)		
3-5 mal	2 (18,2 %)	5 (38,5 %)	7 (53,8 %)
5-7 mal	1 (9,1 %)	6 (46,1 %)	5 (38,5 %)
7-10 mal		2 (15,4 %)	1 (7,7 %)

Ausgehend vom 1-RM sollten alle Probanden, nach einer Lern- und Gewöhnungsphase (2 Termine) bei 60 % 1-RM über sechs Serien bei der Übung Bankdrücken an einer handelsüblichen Multipresse so viele Wiederholungen als möglich realisieren. Innerhalb der Serie sollte eine Ausbelastung stattfinden. Die Serienpause lag bei einer Minute. Griffbreite, Hübhöhe sowie Bankposition wurden protokolliert und über die einzelnen Serien konstant gehalten.

3 Ergebnisse

Die konzentrische Maximalkraft (1-RM) und die Relativkraft (1-RM/KG) unterscheiden sich hoch signifikant zwischen den Gruppen [$F_{(2; 36)} = 14,77$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 97,3 \%$]

-
- Da die Versuchsgruppen bzw. Probanden bei trainingswissenschaftlichen Felduntersuchungen meist aus regionalen (Leistungssportler aus dem Umfeld des Olympiastützpunkt Rheinland-Pfalz/Saarland), ökonomischen (13 Probanden pro Gruppe) oder trainingsbedingten Gründen eine Auswahl darstellen und in den seltensten Fällen randomisiert werden, wird die Repräsentativität in Bezug auf die interessierende Grundgesamtheit oft beeinträchtigt (vgl. HOHMANN 1999, 22).
 - Kriterien für die Gruppe der Leichtathleten und Ringer: Relativkraft > 1 Kilogramm pro Kilogramm Körpergewicht beim Bankdrücken, regelmäßiges Krafttraining pro Woche, regelmäßiges Krafttraining für die Brustmuskulatur, Zugehörigkeit zu einem Landes- oder Bundeskader bzw. Mitglied in der Bundesliga, mehrmaliges leistungsorientiertes Training pro Woche, Beantwortung der Frage „treiben Sie Leistungssport“ mit ja.

bzw. $[F_{(2; 36)} = 21,64; p < 0,001; \eta^2 = 97,3 \%$] (vgl. Tab. 1). Ausgehend von 60% 1-RM kommt es zu einer hoch signifikanten Reduktion der realisierten Wiederholungszahlen über die Serien $[F_{(5; 180)} = 864,77; p < 0,001; \eta^2 = 98,9 \%$] wobei sich die realisierten Wiederholungen sehr signifikant zwischen den Gruppen $[F_{(2; 36)} = 5,69; p < 0,01; \eta^2 = 72,7 \%$] unterscheiden (vgl. Abb. 1 und Tab. 3).

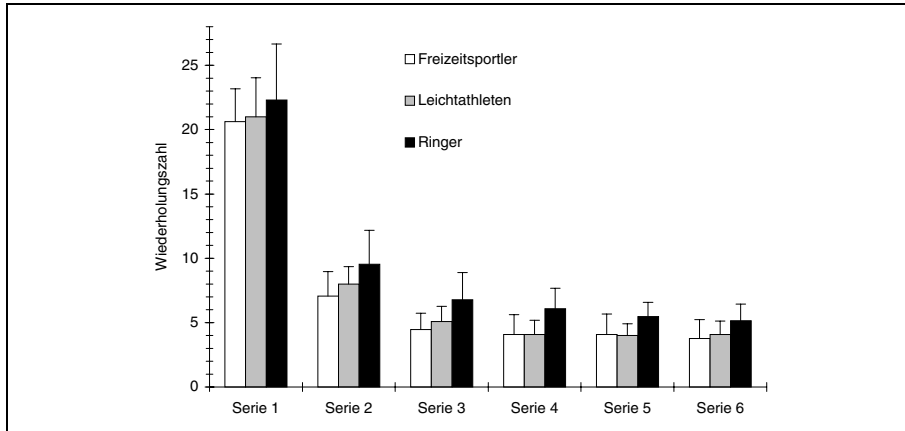


Abb. 1. Anzahl der realisierten Wiederholungen bei 60% 1-RM über sechs Serien bei Freizeitsportlern, Leichtathleten und Ringern.

Tab. 3. Anzahl der bewältigten Wiederholungen bei 60% 1-RM sowie der prozentuale Anteil der Wiederholungen in den Serien 2-6 in Relation zur Serie 1 bei allen 39 Probanden ($\xi \pm s$ aus Rohdaten).

Wdh.	Serie 1	Serie 2	Serie 3	Serie 4	Serie 5	Serie 6
$\xi \pm s$	21,3 ± 3,4	8,2 ± 2,2	5,4 ± 1,8	4,7 ± 1,7	4,5 ± 1,4	4,3 ± 1,4
$\xi \pm s$	100%	38,8 ± 9,5%	25,9 ± 9,5%	22,6 ± 9,3%	21,4 ± 6,9%	20,5 ± 6,6%

Wie aus Tabelle 3 zu entnehmen ist, kommt es zu einer sehr deutlich ausgeprägten Reduktion der Wiederholungszahlen über die einzelnen Serien. Hierbei ist die Reduktion innerhalb der ersten drei Serien auffällig, während in den Serien 4-6 ein „Wiederholungszahlplateau“ erreicht wird. Die prozentuale Verringerung beträgt bspw. von der Serie 2 zu Serie 1 ca. 61%, von Serie 3 zu Serie 1 ca. 74% und pendelt sich ab der 4. Serie bei ca. 80% ein.

Post hoc Einzelvergleiche (Scheffé-Test) ergaben, dass sich die Freizeitsportler von den Ringern $[p < 0,05]$ und die Leichtathleten von den Ringern $[p < 0,05]$ unterscheiden. Ein statistischer Unterschied zwischen den Freizeitsportlern und den Leichtathleten besteht nicht $[p = 0,83]$. Um den Gruppenunterschied bei gleicher prozentualer Belastung zu verdeutlichen, sind in Tabelle 4 die prozentualen Differenzen zwischen den einzelnen Gruppen dargestellt. So realisieren bspw. in der 3. Serie die Leichtathleten 13,8% mehr Wiederholungen als die Freizeitsportler. Die

Gruppe der Ringer realisieren im Mittel 51,7% mehr Wiederholungen als die Freizeitsportler und 33,3 % mehr als die Leichtathleten.

Tab. 4. *Prozentualer Unterschied in der Anzahl der bewältigten Wiederholungen über die 6 Serien zwischen den Freizeitsportlern (FZ), Leichtathleten (LA) und Ringern (RI).*

	Serie 1	Serie 2	Serie 3	Serie 4	Serie 5	Serie 6
FZ < LA	1,9%	13,0%	13,8%	0%	-1,9%	8,2%
FZ < RI	8,2%	34,8%	51,7%	49,0%	34,0%	36,7%
LA < RI	6,2%	19,2%	33,3%	49,0%	36,5%	26,4%

3 Diskussion

Über die einzelnen Serien kommt es zu einer Reduktion der Wiederholungszahlen wobei der Wiederholungsbereich für die spezifischen Trainingsmethoden (hier Kraftausdauertraining, bspw. 20-25 Wdh.) verlassen wird (vgl. Fröhlich, Schmidtbleicher & Emrich, 2002). Detailliert betrachtet konnte die kraftausdauerspezifisch trainierte Gruppe der Ringer in dem für die Kraftausdauer relevanten Trainingsbereich von 60% 1-RM, signifikant mehr Wiederholungen über alle sechs Serien bewältigen als die beiden anderen Gruppen. Die schnellkraft- bzw. explosivkraftspezifisch trainierte Gruppe der Leichtathleten bewältigte etwa die gleiche Anzahl an Wiederholungen bei 60% 1-RM über die Serien wie die Gruppe der Freizeitsportler. Geht man davon aus, dass spezifische Trainingsreize zu spezifischen Adaptationen führen (Specific Adaptations to Imposed Demands principle SAID) sind die gefundenen Ergebnisse nicht nur plausibel, sondern geradezu das Wesen des jeweiligen Trainings (vgl. Sale & MacDougall, 1981; Semmler & Enoka, 2000). Während Ringer ein Großteil des Krafttrainings im Kraftausdauerbereich absolvieren (vgl. Hasegawa u.a., 2002) bzw. die Sportart Ringen generell zu den kraftausdauerorientierten Sportarten zählt, zielt das Krafttraining bei Leichtathleten in der Regel auf eine Verbesserung der Schnelligkeit bzw. der Schnell- und/oder Explosivkraft ab (vgl. Rahmentrainingsplan des DLV, 1993). Hierbei kommen verstärkt Maximalkrafttrainingsmethoden zur Vergrößerung des Muskelquerschnitts bzw. zur Verbesserung der willkürlichen Aktivierungsfähigkeit zur Anwendung (vgl. Schmidtbleicher, 1992). Das heißt, bei den spezifischen Trainingsmethoden der Leichtathleten ist die Belastungsintensität deutlich höher (ca. 75-95%) und die Wiederholungszahl in der Serie ist reduziert (ca. 5-10 Wiederholungen) wobei die Serienpause wiederum verlängert ist (> 2-3 Minuten). Vergegenwärtigt man sich diese spezifischen Adaptationen, so verwundert es nicht, dass die Gruppe der Ringer einen gestreckteren Kurvenverlauf speziell ab der 3. Serie produziert und, dass sich die Gruppe der Freizeitsportler (kein spezifisches Krafttraining) über die Serien den Wiederholungszahlen der Leichtathleten annähert. Bereits 1993 wurde von Bayer und Ramlow auf die ausgesprochene Variabilitätsspezifität des Zusammenhangs von gehobener Last und möglicher Wiederholungszahl hingewiesen, wobei sich insbesondere für Ausdauersportler ein wesentlich gestreckterer Kurvenverlauf zeigt. Selbst Zatsiorsky (1996, S. 108)

weist darauf hin, dass keine feste Beziehung zwischen der Größe der gehobenen Last (als prozentuales Verhältnis von F_{mm} bei relevanten Bewegungen) und der Wiederholungszahl bis zum Abbruch RM besteht. Vielmehr variiert dieses Verhältnis bei verschiedenen Sportlern und Bewegungen. Ferner ist festzustellen, dass ein bestimmter Prozentsatz von 1-RM bei verschiedenen Hebeleistungen nicht immer der gleichen Anzahl von Wiederholungen bis zum Abbruch entspricht (Zatsiorsky, 1996, S. 108). So ist zu vermuten, dass die mögliche Anzahl an Wiederholungen für eine feste prozentuale Belastungsintensität typabhängig ist (Schnellkräfttyp vs. Ausdauer-typ) und vom Trainingszustand (eher Schnell- bzw. Explosivkraft vs. Kraftausdauer) beeinflusst wird. Resümierend kann man Hohmann, Lames und Letzelter (2002, S. 240) für den Bereich der Belastungssteuerung im Krafttraining nur beipflichten:

„Globale Empfehlungen zu Trainingsintensitäten auf der Basis maximal möglicher Wiederholungszahlen sind also nicht seriös auszusprechen.“

Literatur

- Bayer, G. & Ramlow, J. (1993). Verhältnis von Kraft- und Ausdauerfähigkeit für die Vervollkommnung der Kraftausdauer im Rennrudern. *Leistungssport*, 23 (3), 15-19.
- Buskies, W. (1999). *Sanftes Krafttraining*. Köln: Sport und Buch Strauß.
- Ehlenz, H., Grosser, M. & Zimmermann, E. (1998). *Krafttraining. Grundlagen, Methoden, Übungen, Leistungssteuerung, Trainingsprogramme*. München: BLV.
- Fleck, S.J. & Kraemer, W.J. (1997). *Designing resistance training programs*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Fröhlich, M., Klein, M., Emrich, E. & Schmidtbleicher, D. (2001). Arbeit als Bruttokriterium der Belastung im Kraftausdauertraining. *Leistungssport*, 31 (2), 24-28.
- Fröhlich, M., Schmidtbleicher, D. & Emrich, E. (2002). Belastungssteuerung im Muskelaufbautraining – Belastungsnormativ Intensität versus Wiederholungszahl. *Dt. Z. f. Sportmed.*, 53, 79-83.
- Hasegawa, H., Dziados, J., Newton, R.U., Fry, A.C., Kraemer, W.J. & Häkkinen, K. (2002). Periodized training programmes for athletes. In W.J. Kraemer & K. Häkkinen (Eds.), *Handbook of sports medicine and science. Strength training for sport* (pp.69-134). Oxford et al.: Blackwell.
- Hoeger, W.W.K., Barette, S.L., Hale, D.F. & Hopkins, D.R. (1987). Relationship between repetitions and selected percentages of one repetition maximum. *J. Appl. Sp. Sci. Res.*, 1 (1), 11-13.
- Hoeger, W.W.K., Hopkins, D.R., Barette, S.L. & Hale, D.F. (1990). Relationship between repetitions and selected percentages of one repetition maximum: A comparison between untrained and trained males and females. *J. Appl. Sp. Sci. Res.*, 4 (2), 47-54.
- Hohmann, A., Lames, M. & Letzelter, M. (2002). *Einführung in die Trainingswissenschaft*. Wiebelsheim: Limpert.
- Hohmann, A. (1999). Feldforschung in der Trainingswissenschaft. In A. Hohmann, E. Wichmann & K. Carl (Hrsg.), *Feldforschung in der Trainingswissenschaft* (S. 13-35). Köln: Strauß.
- Martin, D., Carl, K. & Lehnertz, K. (1993). *Handbuch Trainingslehre*. Schorndorf: Hofmann.
- Mayhew, J.L., Ball, T.E. & Arnold, M.D. (1989). Prediction of 1RM bench press from submaximal bench press performance in college males and females. *J. Appl. Sp. Sci. Res.*, 3 (3), 73.
- Sale, D.G. & MacDougall, D. (1981). Specificity in strength training: a review for the coach and athlete. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*, 6 (1), 87-92.
- Schmidtbleicher, D. (1992). Training for power events. In P.V. Komi (Ed.), *Strength and Power in Sport* (pp. 381-395). Oxford: Blackwell.
- Semmler, J.G. & Enoka, R.M. (2000). Neural contributions to changes in muscle strength. In V.M. Zatsiorsky (Ed.), *Biomechanics in sport* (pp. 3-20). Oxford: Blackwell.
- Zatsiorsky, V.M. & Kulik, N. (1965). Zwei Arten von Ausdauer-Kennwerten. *Theorija i Praktika Fizičkoj Kultury*, 27, 35-41.
- Zatsiorsky, V.M. (1996). *Krafttraining – Praxis und Wissenschaft*. Aachen: Meyer & Meyer.

Belastung und Beanspruchung beim Lauf in frischem und ermüdetem Zustand

1 Problem- und Fragestellung

Eindeutiges Kennzeichen der Ermüdung während sportlicher Belastung ist die Abnahme der Leistung bzw. Geschwindigkeit. Ermüdungserscheinungen treten jedoch bereits bei unveränderter Leistungsabgabe auf, die der Sportler auf vielfältige Weise zu kompensieren versucht und vielfach Ursache von Überbeanspruchungen und Verletzungen sind. Ziel dieser Studie ist es, die Phase der kompensierbaren Ermüdung, in der trotz steigender physisch-psychischer Beanspruchung die Laufgeschwindigkeit aufrecht erhalten wird, hinsichtlich leistungsphysiologischer, kinematischer, mechanischer und neuromuskulärer Veränderungen unter Berücksichtigung spezieller Leistungsvoraussetzungen zu analysieren. Die Ergebnisse sollen zur weiteren Aufhellung der Belastungs-Beanspruchungs-Problematik beim Laufen unter Ermüdungseinfluss beitragen.

2 Probanden und Methodik

Für die experimentellen Untersuchungen wurden 24 Ausdauersportler rekrutiert:

- Inline Skater (n = 6) aus dem A- und B-Bundeskader der Inline Skater;
- Triathleten (n = 6) aus der Bundesliga- und Bundeskadermannschaft;
- Langstreckenläufer (n = 6) mit einer Leistung unter 33 min im 10-km-Lauf;
- Jogger (n = 6) aus einer Gruppe regelmäßig trainierender Freizeitläufer.

Alle 24 Ausdauersportler absolvierten eine auf die Leistungsfähigkeit des Einzelnen abgestimmte Ermüdungsbelastung bestehend aus einem Laufbandstufentest, (Beginn 2,8-3,3 m/s, Steigerung alle 3 min um 0,56 m/s, Pause 1 min, 0° Neigung), einem unmittelbar folgenden Radstufentest (Beginn 100 Watt, Steigerung alle 3 min um 20 Watt, 90 U/min) und einem 2. Laufbandstufentests mit analogem Belastungsschema. Die Pausen zwischen den Stufentests betragen fünf bzw. eine Minute beim 2. Wechsel. Erfasst wurden fortwährend die Herzfrequenz (POLAR Electro) und die Atemgase (METAMAX) sowie nach jeder Belastungsstufe die Laktatkonzentration (EPPENDORF). Die EMG-Aktivität von sechs Skelettmuskeln der unteren Extremität sowie kinematische und pedografische Kenngrößen wurden simultan in der letzten Minute über eine Dauer von 5 sec (in Einzelfällen über 30 s) gemessen (Tab.1).

Tab. 1. Messgrößen, eingesetzte Messsysteme sowie Frequenz, Zeitpunkt und Dauer der Messungen im Laufband- und Radergometer-Stufentest (GA: M. gastrocnemius (caput medialis), TA: M. tibialis anterior, VM: M. vastus medialis, VL: M. vastus lateralis, RF: M. rectus femoris, BF: M. biceps femoris).

Messgrößen / Messsystem	Laufband-Stufentest
Fußdruckverteilung (Novel Pedar)	Messung: einbeinig mit 100 Hz Zeitpunkt: nach 2:30 min auf jeder Belastungsstufe Messdauer 5 s (tlw. 30 s)
EMG (Biovision)	Messung: einbeinig mit 1000 Hz Muskeln: TA, GA, VM, VL, RF, BF Zeitpunkt: nach 2:30 min auf jeder Belastungsstufe Messdauer 5 s (tlw. 30 s)
Goniometrie (Penny & Giles und Biovision)	Messung: einbeinig mit 1000 Hz Kniegelenk (tlw. Sprung- u. Hüftgelenk) Zeitpunkt: nach 2:30 min je Stufe Messdauer 5 s (tlw. 30 s)

Die Datenverarbeitung wurde wie folgt vorgenommen:

- *Leistungsphysiologie*: Auf jeder Geschwindigkeitsstufe wurde der Mittelwert der Herzfrequenz und Sauerstoffaufnahme aus den Werten der letzten Belastungsminute berechnet. Aus dem arteriellen Ohrblut wurde mittels der PAP-Methode die Laktatkonzentration bestimmt.
- *Goniometrie und Pedografie*: Die gemessenen Rohdaten wurden auf Artefakte überprüft. Dabei wurde der Schwellwert zur Schritterkennung manuell auf $60 \text{ N} \pm 5\%$ festgesetzt. Die Daten wurden anschließend schrittweise separiert, transformiert und mit der systemzugehörigen Software Novel Win (Novel®, München) weiterverarbeitet. Gruppirt wurden jeweils 4 aufeinanderfolgenden Schritte.
- *Elektromyografie*: Die EMG-Rohsignale wurden mit dem Softwareprogramm Zz® (Steppat, Frankfurt) erfasst und auf mögliche Artefakte untersucht. Mit einem speziell entwickelten „Zyklusprogramm“ auf objektorientierter Basis (Microsoft Visual Basic 5.0®) wurden die kinematischen, pedografischen und elektromyografischen Messdaten unter Berücksichtigung der Angaben von Basmajian und De Luca (1985) und Hermens et al. (1996) weiterverarbeitet.

Die deskriptive und inferenzstatische Analyse erfolgte mit SPSS (V. 10.0). Mittels einfacher Varianzanalysen (ANOVA) und dem t-Test für abhängige Stichproben wurden Mittelwerte auf Unterschied geprüft. Für nicht normalverteilte Daten wurde der Wilcoxon-Test (U-Test) herangezogen. Das Signifikanzniveau für eine statistische Entscheidung wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

3 Ergebnisse

Leistungsphysiologische Beanspruchung: Nach den Lauf- und Radvorbelastungen erhöhen sich im 2. Laufbandstufentest (müde) bei gleicher Geschwindigkeit ($v_3 = 4,2 \text{ m/s}$) im Vergleich zum 1. Laufbandstufentest (frisch) Herzfrequenz und Laktat hoch signifikant und die Sauerstoffaufnahme bleibt unverändert (Tab.2).

Tab. 2. Mittelwerte und Standardabweichung ($n = 24$) einzelner leistungsphysiologischer Parameter im frischen und müden Zustand bei gleicher Laufbandgeschwindigkeit ($v_3 = 4,2$ m/s).

Geschwindigkeit $v_3 = 4, 2$ m/s	Frisch	Müde	Sig.
Herzfrequenz (min-1)	166,0 ± 11,7	175,0 ± 13,1	$p < 0,01$
Laktat (mmol/l)	2,4 ± 1,0	3,7 ± 1,3	$p < 0,01$
Sauerstoffaufnahme (ml/kg/min))	53,2 ± 5,5	53,0 ± 4,1	n.s.

Bewegungsstruktur (Schrittzklusparameter): Im müden Zustand nehmen im Vergleich zum frischen Zustand bei gleicher Laufbandgeschwindigkeit die Stützzeit sowie die Zyklusdauer zu, die Zyklusfrequenz ab, die Knieflexion beim initialen Bodenkontakt und im Mittelstütz zu, die maximale Kniewinkelgeschwindigkeit in der vorderen und hinteren Stützphase (VST) zu und in der hinteren Schwungphase (HSW) ab (Tab. 3). Die Veränderungen sind auf der 3. Belastungsstufe relativ und absolut höher als auf den vorangehenden Laufstufen.

Tab. 3. Mittelwerte und Standardabweichung ($n = 24$) einzelner Schrittzklusparameter im frischen und müden Zustand bei gleicher Laufbandgeschwindigkeit ($v_3 = 4,2$ m/s).

Geschwindigkeit $v_3 = 4, 2$ m/s	Frisch	Müde	Sig.
Stützzeit (ms)	224 ± 26	232 ± 28	$P < 0,01$
Zyklusfrequenz (Hz)	1,44 ± 0,08	1,40 ± 0,07	$P < 0,01$
Zykluslänge (m)	2,92 ± 0,14	2,99 ± 0,16	$P < 0,01$
Knieflexion (Ground contact) (°)	164,6 ± 6,6	161,0 ± 8,1	$P < 0,05$
Max. Knieflexion (Mittelstütz) (°)	136,2 ± 7,5	132,5 ± 9,0	$P < 0,05$
Knieextension (Toe off) (°)	171,9,1 ± 4,3	168,0 ± 6,2	$P < 0,05$
Max. Knieflexion (VST) (°/s)	325,6 ± 30,1	359,7 ± 24,2	$P < 0,05$
Max. Knieextension (HST) (°/s)	224,3 ± 37,7	254,9 ± 35,4	$P < 0,05$
Max. Knieflexion (HSW) (°/s)	421,8 ± 47,7	374,2 ± 42,9	$P < 0,05$
Max. Knieextension (VSW) (°/s)	403,7 ± 53,7	410,4 ± 60,1	n.s.

Mechanische Belastung: Beim Vergleich der mittels der Pedografie erhobenen Werte ergeben sich keine statistisch nachweisbaren Mittelwertunterschiede im frischen und müden Zustand bezüglich des Gesamtimpulses, der vertikal zur Sohle wirkenden Gesamtkräfte und der maximalen Druckwerte (Tab. 4).

Tab. 4. Mittelwerte und Standardabweichung ($n = 24$) von Impuls, Vertikalkraft und Druck im frischen und müden Zustand bei gleicher Laufbandgeschwindigkeit ($v_3 = 4,2$ m/s).

Geschwindigkeit $v_3 = 4, 2$ m/s	Frisch	Müde	Sig.
Impuls (in-shoe) (% BW·s)	27,8 ± 4,3	27,7 ± 4,4	n.s.
Vertikalkraft (in-shoe) (% BW)	217,2 ± 27,9	224,3 ± 31,2	n.s.
Druck (in-shoe) (N/cm ²)	35,0 ± 4,3	36,2 ± 4,6	n.s.

Eine Analyse der Druckverteilung in 9 anatomischen Fußzonen entsprechend den Vorgaben von Bontrager et al. (1997) zeigt eine signifikante Erhöhung des Druckes auf der letzten Belastungsstufe im Bereich des Fußbogens (MA, LA) und hoch signifikant erhöhte Werte im Bereich der Ferse (MH, LH) (Abb. 1, links). Die Veränderungen in der Druckverteilung werden auch im Druck-Zeit-Verlauf deutlich (Abb. 1, rechts).

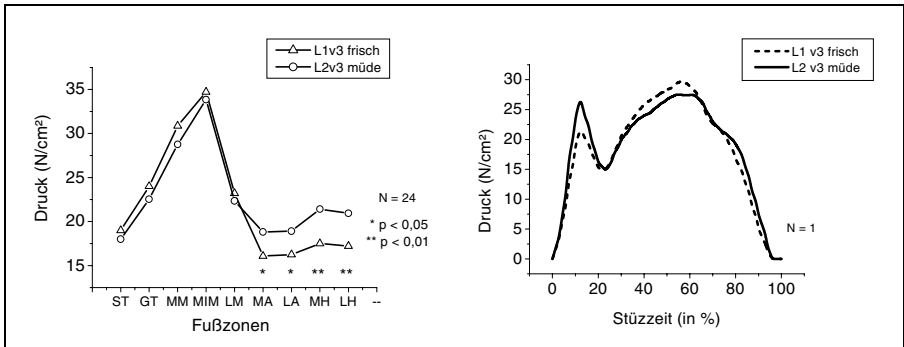


Abb. 1. Druckverteilung im frischen und müden Zustand bei gleicher Laufgeschwindigkeit ($v_3 = 4,2$ m/s) in einzelnen Fußzonen (links) und beispielhaft im Druck-Zeit-Verlauf (rechts). Legende: LH: laterale Ferse (heel), MH: mediale Ferse, LA: laterale Fußwölbung(arch), MA: mediale Fußwölbung, LM: laterale Mittelfußknochen (metatarsal), MIM: mittlere Mittelfußknochen, MM: mediale Mittelfußknochen, GT: Großzehe (great toe), ST: Kleinzehen (small toes).

Neuromuskuläre Aktivität: Die Muskelaktivität steigt mit Erhöhung der Laufbandgeschwindigkeit in allen Phasen des Laufzyklus an, wobei der Aktivitätsanstieg sowohl in den einzelnen Laufphasen als auch zwischen den sechs abgeleiteten Beinmuskeln unterschiedlich stark ausfällt. Im ermüdeten Zustand nimmt die Aktivität der Beinextensoren (VM, VL, RF, GA) signifikant in der Phase der Voraktivierung (100 ms vor Bodenkontakt) und der vorderen Stützphase zu, während die Beinflexoren (TA, BF) keine Veränderungen zeigen (Abb. 2).

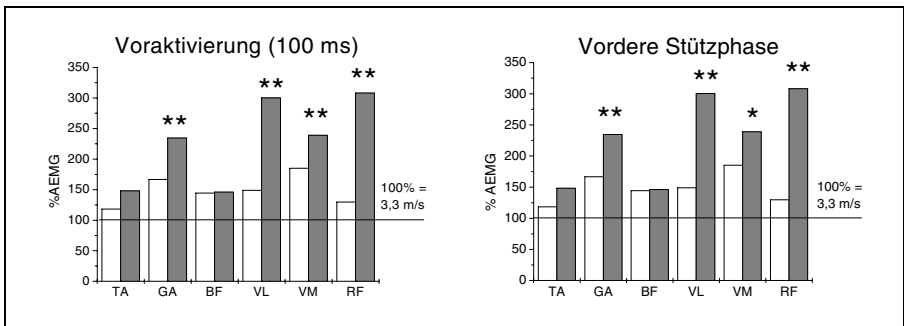


Abb. 2. Mittlere relative Veränderungen der zeitnormierten neuromuskuläre Aktivität (% AEMG) für sechs Beinmuskeln in der Phase der Voraktivierung (100 ms vor Bodenkontakt) und in der vorderen Stützphase beim Laufen im frischen Zustand (helle Säulen) und müden Zustand (dunkle Säulen) mit gleicher Laufbandgeschwindigkeit ($v_3 = 4,2$ m/s), normiert auf die 1. Geschwindigkeitsstufe v_1 ($3,3$ m/s) = 100%, ($n = 24$, * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$).

4 Diskussion

Die Ergebnisse stützen die Erkenntnis, dass unter Ermüdung die Stützzeit beim Laufen zunimmt (Gollhofer et al., 1989; Dutto & Smith, 1999). Darüber hinaus zeigen die Ergebnisse einen Ermüdungseinfluss auf die kinematischen Größen: die signifikant höhere Knieflexion und Kniebeugegeschwindigkeit in der vorderen Stützphase lassen auf eine veränderte mechanische Beanspruchung visko-elastischer Strukturen schließen. Laufbelastungen im ermüdeten Zustand scheinen die Streckmuskulatur stärker als die Beugemuskulatur zu beanspruchen. Es wird davon ausgegangen, dass die muskuläre Aktivitätsdysbalance bei weiterer Ermüdung zunimmt und langfristig Veränderungen in der Körperstatik und Bewegungsstruktur hervorruft, sofern kein Ausgleich geschaffen wird. Die Ergebnisse erlauben zu dem eine Aussage zu den Kompensationsmechanismen bei gleichbleibender äußerer Belastungsvorgabe (Laufbandgeschwindigkeit) und zunehmender Ermüdung. Es lassen sich drei Phasen unterscheiden: Die erste Phase ist durch einen Anstieg der physiologischen Beanspruchungsparameter gekennzeichnet, die Bewegungsstruktur ist unverändert und stabil. In der zweiten Phase nimmt die physiologische Beanspruchung weiter zu und es zeigt sich eine instabile reversible Bewegungsausführung. In der dritten Phase hat sich bei grenzwertiger organischer Beanspruchung die Bewegungsstruktur irreversibel verändert. Eine veränderte Bewegungsstruktur in Ermüdung erhöht nicht nur das Sturz- und Verletzungsrisiko, sondern begünstigt Überbeanspruchungen auf Grund der andersartigen und in der Regel höheren Anforderungen an das Stütz- und Bewegungssystem.

Literatur

- Basmajian, J.V. & De Luca, C.J. (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bontranger, E.L., Boyd, L.A., Heino, J.P., Mulroy, S.J. & Perry, J. (1997). Determination of novel pedar masks using Harris Mat imprints. *Gait & Posture*, 4, 167-168.
- Dutto, D. & Smith, G. (1999). *Changes in vertical ground reaction forces during endurance running to exhaustion on a treadmill*. Paper presented at the 23rd annual meeting of the American Society of Biomechanics. University of Pittsburgh, October, 21-23.
- Hermens, H.J., Merletti, R. & Freriks, B. (1996). *SENIAM – European Activities on Surface ElectroMyoGraphie*. Enschede: Roessingh Research and Development.
- Gollhofer, A., Komi, P.V. & Hyrvärinen, T. (1989). Auswirkungen eines Marathonlaufes auf die Leistungscharakteristik und das Innervationsverhalten der Beinstreckmuskulatur. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 40, 348-352.

Laufen mit Oberschenkelprothesen im Alltag – sinnvoll oder schädlich?

1 Einleitung

Die Fähigkeit, mit einer Alltagsprothese nicht nur gehen sondern auch laufen zu können, ermöglicht Amputierten eine größere Mobilität und kann somit zu einer Verbesserung der Lebensqualität führen. Mit der Prothese beschleunigen und bremsen zu können bietet nicht nur einen größeren Komfort, sondern auch Sicherheit in Alltagssituationen, z.B. beim Erreichen eines öffentlichen Verkehrsmittels oder im Straßenverkehr. Deshalb steht in der folgenden Untersuchung die Fragestellung im Vordergrund, ob es Oberschenkelamputierten möglich ist, mit ihrer Alltagsprothese Laufbewegungen durchzuführen. In Anlehnung an die Kriterien von Hennig und Lafortune (1991) wird zusätzlich analysiert, ob durch das Laufen biologische Strukturen geschädigt werden könnten, was als mögliche Kontraindikation zu diskutieren wäre.

2 Methodik

An der Studie nahmen insgesamt sechs Probanden mit einer Oberschenkelamputation teil. Für alle Probanden war es der erste Versuch, mit ihrer Alltagsprothese zu laufen. Der Versuch wurde dann als Lauf gewertet, wenn eine Flugphase zu erkennen war. Mittels einer dreidimensionalen Kraftmessplattform (Gesamtfläche von 240x80 cm²) wurden Bodenreaktionskräfte in vertikaler, longitudinaler und transversaler Richtung mit einer Messfrequenz von 1000 Hz erfasst. Es erfolgte die Auswertung der vertikalen Kraftmaxima und Krafttraten sowie der Vertikal- und Horizontalimpulse.

Zwei Hochfrequenzkameras (zeitliche Auflösung 250 Hz) ermöglichten die synchrone Erfassung beider Körperhälften der Probanden in der Sagittalebene, so dass Gelenkwinkelverläufe, -geschwindigkeiten und -beschleunigungen von Hüft-, Knie- und Fußgelenk der erhaltenen und der Prothesenseite ermittelt wurden. Aus den kinematischen Daten erfolgte die Berechnung des Gesamtkörperschwerpunkts.

3 Ergebnisse

Allen Probanden gelang es bereits im Erstversuch mit ihren Prothesen zu laufen, wobei die Laufgeschwindigkeit interindividuell zwischen 1,9 m/s und 4,9 m/s variierte.

Diese Geschwindigkeiten können typischerweise beim Joggen gemessen werden. Die Maxima der vertikalen Bodenreaktionskräfte beider Beine (Abb. 1) entsprechen für die Probanden A, B und I ebenfalls Kräften, die für einen Joggingschritt typisch sind, bei den Probanden E und G erreichten die Kraftmaxima jedoch Werte, die von Baumann und Schwitz (1986) für den Sprintlauf ermittelt wurden und die im Einzelfall 5 G (G: Körpergewicht) überschritten (Abb. 2).

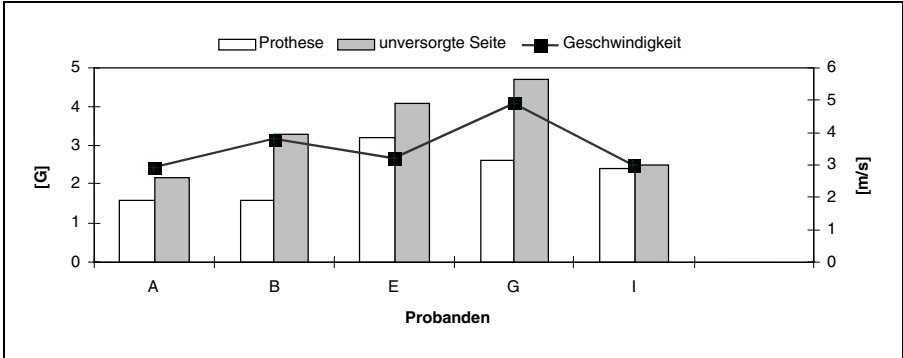


Abb. 1. Maxima der vertikalen Bodenreaktionskraft beider Beine in Abhängigkeit von der Laufgeschwindigkeit.

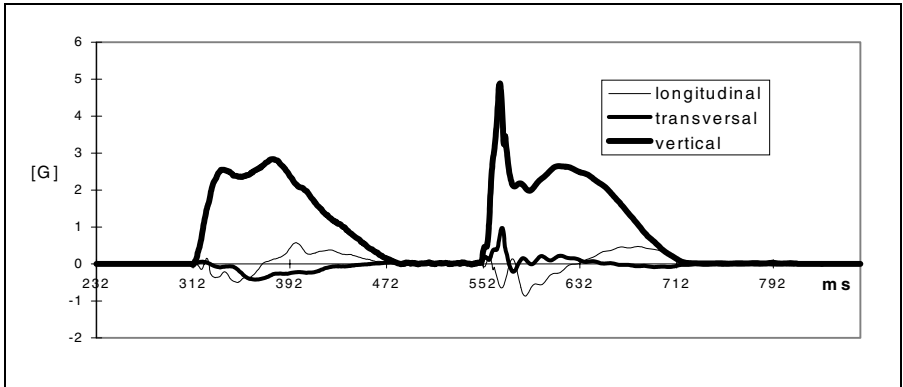


Abb. 2. Bodenreaktionskräfte im Lauf für die Prothesenseite (Schritt 1) und die erhaltene Seite (Schritt 2), $v = 4,9 \text{ m/s}$.

4 Diskussion

Die gemessenen Krafraten im Bereich von 220 G/s bis 600 G/s sind deutlich höher, als bei den ermittelten Laufgeschwindigkeiten zu erwarten. Natrup (1997) erfasste bei nicht amputierten Läufern mit einer Laufgeschwindigkeit von 4,5 m/s etwa

70-80 G/s. Proband A erreichte dazu im Vergleich bereits mit einer Laufgeschwindigkeit von 2,5 m/s die dreifache, Proband G mit etwa der gleichen Laufgeschwindigkeit von 4,9 m/s die achtfache Krafrate. Das diesbezüglich ermittelte Kraftmaximum von 5 G entspricht den durchschnittlichen Kraftmaxima, die van Husen, Peikenkamp und Nicol (2001) bei Landungen nach Sprungwurf im Handball oder Schmetterschlag im Volleyball ermittelten. Bei allen Probanden waren sowohl die Kraftmaxima als auch die Krafraten bzgl. des erhaltenen Beins höher als auf der Prothesenseite. Nach dem Paradigmenwechsel von Nigg (2001) könnten die auftretenden großen Kräfte auch als Regelungssignal für eine Bewegungssteuerung für den nächsten Schrittzyklus und damit als Voraussetzung zu zukünftiger geringerer Beanspruchung interpretiert werden. Die hohen Kräfte traten jedoch regelmäßig über mehrere Schrittzyklen und Läufe auf. Es kann daher vermutet werden, dass sie zu einer Überlastung der passiven Strukturen des Bewegungsapparates führen, wenn sie die Beanspruchbarkeit des Knochengewebes überschreiten.

5 Ausblick

In der Untersuchung zeigte sich eine mögliche Überlastungstendenz passiver Strukturen der unteren Extremität für eine kleine Stichprobe. Weiterführende Studien für eine größere Klientel sind daher zur Überprüfung dieser Tendenz nötig. Ebenso sollte überprüft werden, ob sich die Probanden an das neue Bewegungsmuster Lauf adaptieren und somit die bei den Anfängern auftretenden Belastungen reduziert werden können, insbesondere nach einem speziellen Lauftraining. Diesbezügliche Langzeitenstudien sind anzustreben.

Literatur

- Baumann, W., Schwirtz, A., Groß, V. (1986). Biomechanik des Kurzstreckenlaufs. In R. Ballreich & A. Kuhlrow (Hrsg.), *Biomechanik der Sportarten. Band 1: Biomechanik der Leichtathletik* (S. 1-15). Stuttgart: Enke.
- Hennig, E.M. & Lafortune, M.A. (1991) Relationships between ground reaction forces and tibial bone acceleration parameters. *International Journal of Sports Biomechanics*, 7, 303-309.
- Natrup, J. (1997). *Resultierende Kräfte und Momente an den Gelenken der unteren Extremität während der Stützphase beim Langstreckenlauf*. Münster: Lit.
- Nigg, B.M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clinical Journal of Sports Medicine*, 11, 2-9.
- Van Husen, M., Peikenkamp, K. & Nicol, K. (2001). Influence of landing movements on joint forces. In *Book of abstracts, 17th ISBS Congress* (p. 68). Zürich: ISBS,

Intraoperativ retropatellare Druckkräfte vor, während und nach der Implantation einer Knie totalendoprothese

1 Rationale

Die zementfrei implantierte totale Knieendoprothese (TEP) stellt ein erfolgreiches und international etabliertes Verfahren zur operativen Therapie der primären und sekundären Gonarthrosen dar. Verbesserungen im Prothesendesign und der Implantationstechnik haben Überlebensraten der tibialen und femoralen Komponenten von 90 bis 98% bei 10 bis 18 Jahresnachuntersuchungen gezeigt (Buchel et al., 1990; Colizza et al., 1995; Dennis et al., 1992; Malkani et al., 1995; Vince et al., 1989).

Durch diese längeren Überlebensraten, haben Komplikationen im Bereich des patellaseitigen Gleitflächenersatz, wie aseptische Lockerungen, exzessiver Polyethylen-Abrieb, Patellafrakturen, Instabilitäten und therapieresistente vordere Knie-Schmerzen an Bedeutung zugenommen.

Ein Teil dieser Patienten weist therapieresistente, retropatellare Schmerzen auf. In der internationalen Literatur wird von bis zu 34% Revisionsoperationen wegen Patella-Komplikationen nach Knie totalendoprothesen-Operationen berichtet (Berry et al., 1993). Aufgrund dieser hohen Komplikationsraten, wurde der primäre Patellaersatz im Rahmen der endoprothetischen Versorgung bei Patienten mit gering arthrotisch veränderten Patellagelenksflächen und fehlender Patellasymptomatik in Frage gestellt (Berry et al., 1993; Barrak et al., 1997).

Die Ursachen für die retropatellare Symptomatik können auf zahlreiche Faktoren zurückgeführt werden, neben einer grundlegend veränderten Patellakinematik werden auch vermehrte patellare Druckbelastungen als Ursache diskutiert. Ein Verkippen der Patella als auch ein größeres patellares Offset (Distanz zwischen Patella und Femuroberfläche) wären dabei anzuführen. Dies kann wiederum, wenn die mechanische Belastbarkeit des Knorpels überschritten wird, zu einer Zerstörung der Knorpeloberfläche führen.

Der Mechanismus aus Änderung der biomechanischen Gelenkeigenschaften und einem damit verbundenen Druckanstieg auf die Patellagelenksfläche konnte in mehreren Studien durch in vitro Messungen an Leichenmodellen bereits gezeigt werden. Bei diesen Messungen wurden von den Autoren zum Teil sehr unterschiedliche Messanordnungen verwendet, wodurch auch sehr divergente Ergebnisse vorliegen. Schwachpunkt dieser im Labor an Leichenpräparaten durchgeführten Messungen sind die konstante und maschinell ausgeübte Zugbelastung, die nicht der dynamischen Muskelbelastung entspricht. Weiteres bleibt an diesen Leichenpräparaten der Einfluss der Weichteilspannung völlig unberücksichtigt.

2 Ziel der Studie

Im Rahmen dieser Studie wurden durch intraoperativ durchgeführte Messungen die Änderungen der Patelladruckbelastung und der Druckverteilung vor, während und nach der Implantation einer Knieendoprothese *in vivo* gemessen.

Der große Vorteil der *in vivo* Messung besteht darin, dass die Messung der Druckbelastung und Druckverteilung vollkommen realitätsnah erfolgt, somit die tatsächlichen Änderungen in der Druckbelastung und Druckverteilung auf die retropatellare Gelenksfläche gemessen werden.

3 Material und Methodik

Bei dieser Studie kamen ein Druck- und ein Winkelmeßsystem zur Anwendung. Zur Druckmessung wurden Sensorfolien der Firma TEKSCAN® verwendet (Abb. 1). Jeder TEKSCAN-Sensor besteht aus zwei Polyesterfolien, die leitfähige Elektrodenbahnen enthalten. Diese sind in Form von Zeilen und Spalten angeordnet, wobei sie sich im einfachsten Fall rechtwinklig kreuzen. Dazwischen befindet sich eine patentierte, halbleitende Tintenschicht, bei der je nach angewandter Kraft der elektrische Widerstand geändert wird. Jeder Elektrodenbahn-Kreuzungspunkt wird so zu einem Kraftsensor. Die Widerstandsänderung wird elektronisch abgetastet und entsprechend ausgewertet. Dabei wird der zeitliche Verlauf von Flächenpressungen mit einer Messrate von bis zu etwa 100 Hz aufgelöst. Die Flexibilität der Sensorfläche und die sehr dünne Folienstruktur (0,1mm) führte zur Favorisierung dieses Meßsystems. Die Auflösung bei dem verwendeten Typ „I-SCAN 5040“ beträgt 96,9 Sensorflächen je cm².

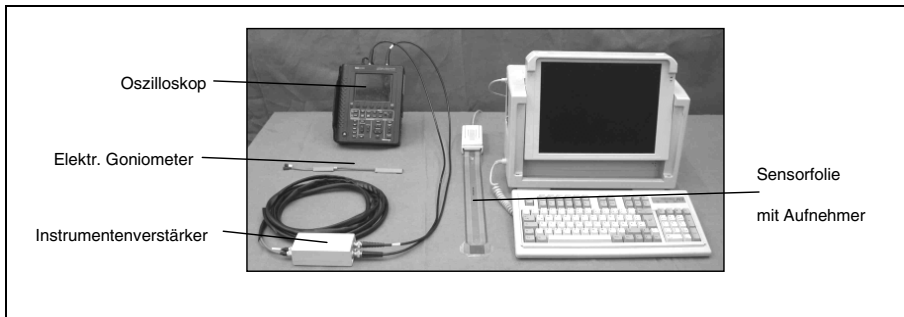


Abb. 1. Oszilloskop, elektr. Goniometer und Instrumentenverstärker (linke Seite); Meßsystem der Firma TEKSCAN® (rechte Seite).

Mit dem Softwarepaket der Firma *TEKSCAN*[®] werden die Druckverläufe während der Flexions- und Extensionsbewegung aufgezeichnet. Die Wanderung der patellofemorale Kontaktzonen kann dabei in 2D- und 3D-Struktur sehr gut veranschaulicht werden

Beim natürlichen Kniegelenk liegt in der Regel in gestreckter Kniestellung die Patella zentral auf (Abb. 2). Mit zunehmender Flexion wandert die Kontaktfläche symmetrisch nach lateral und medial (Abb. 3).

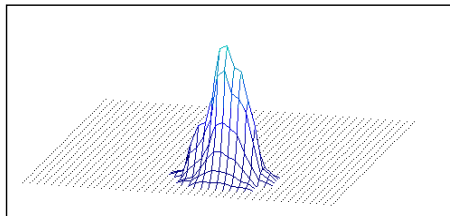


Abb. 2. *Momentaufnahme der Kraftverteilung während einer Messung nach erfolgtem Patellarückflächenersatz bei 10° Kniebeugung.*

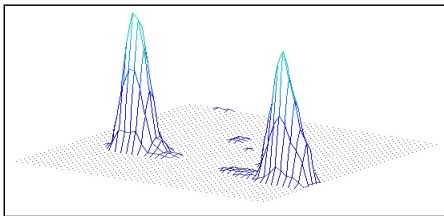


Abb. 3. *Momentaufnahme der Kraftverteilung während einer Messung nach erfolgtem Patellarückflächenersatz bei 90° Kniebeugung.*

Zur Kniewinkelmessung wurde ein elektisches Goniometer der Firma *BIOMETRICS* verwendet. Die Signalamplitude wird mit einem Instrumentenverstärker auf +/- 300mV verstärkt. Um das sehr empfindliche elektr. Goniometer einerseits vor äußeren Kräfteinwirkungen zu schützen und andererseits die Beweglichkeit und Sensitivität dieses Messinstrumentes aufrecht zu erhalten wurde ein „Corrugated Tube“ der Firma *PENNINE HEALTHCARE Ltd.* als Schutzhülle verwendet.

Um ein Arbeiten unter absolut sterilem Kautelen zu gewährleisten, wurden die Sensorfolien mit Ethylenoxidgas sterilisiert (EO-Sterilisation). Die Winkelmesseinrichtung wurde in eine sterile Kameraschutzfolie gewickelt.

Zur Bestimmung eines Ausgangswertes erfolgt die erste Messung vor der Resektion der Gelenksflächen, unmittelbar nach der Eröffnung des Kniegelenkes. Dazu wird wiederum die sterile Druckmessfolie unter die Patellagelenksfläche eingebracht und das Kniegelenk temporär verschlossen. Die Messung erfolgt in einer langsamen und kontinuierlichen Flexions- und Extensionbewegung. Die zweite Messung erfolgt analog dazu nach der Implantation der femoralen und tibialen Komponenten der Totalendoprothese, noch mit natürlicher Patella. Die dritte Messung erfolgt weiter nach einem endoprothetischen Ersatz der patellaren Gelenksfläche.

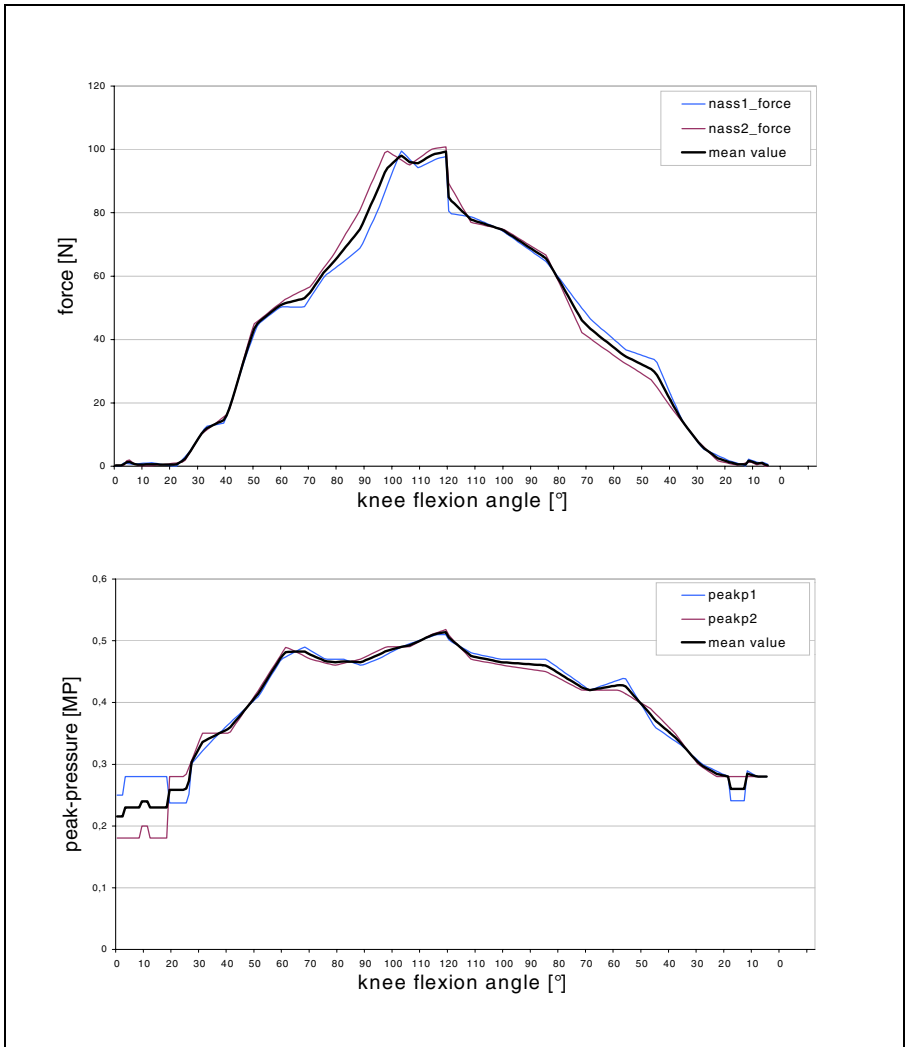


Abb. 4. Kraft und Druckspitzen über Kniebeugewinkel; natürliches Kniegelenk, natürliche Patella.

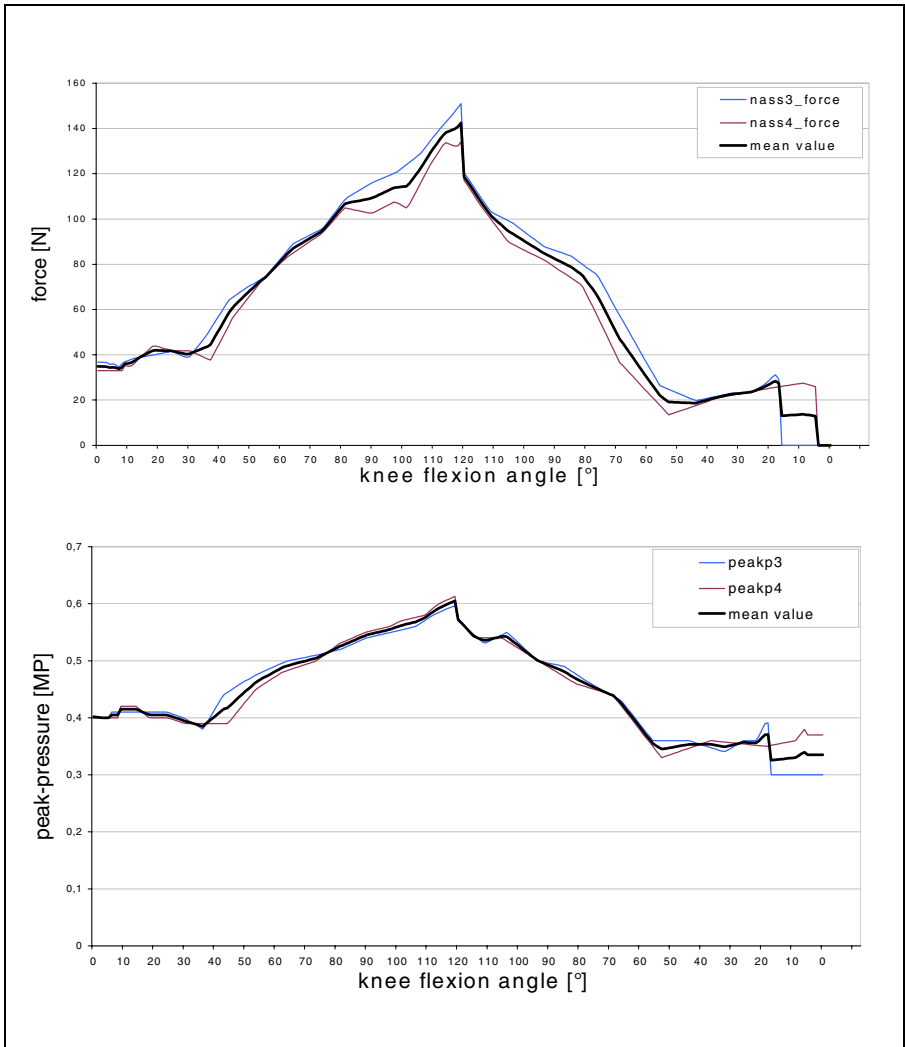


Abb. 5. Kraft und Druckspitzen über Kniebeugewinkel; TEP, natürliche Patella.

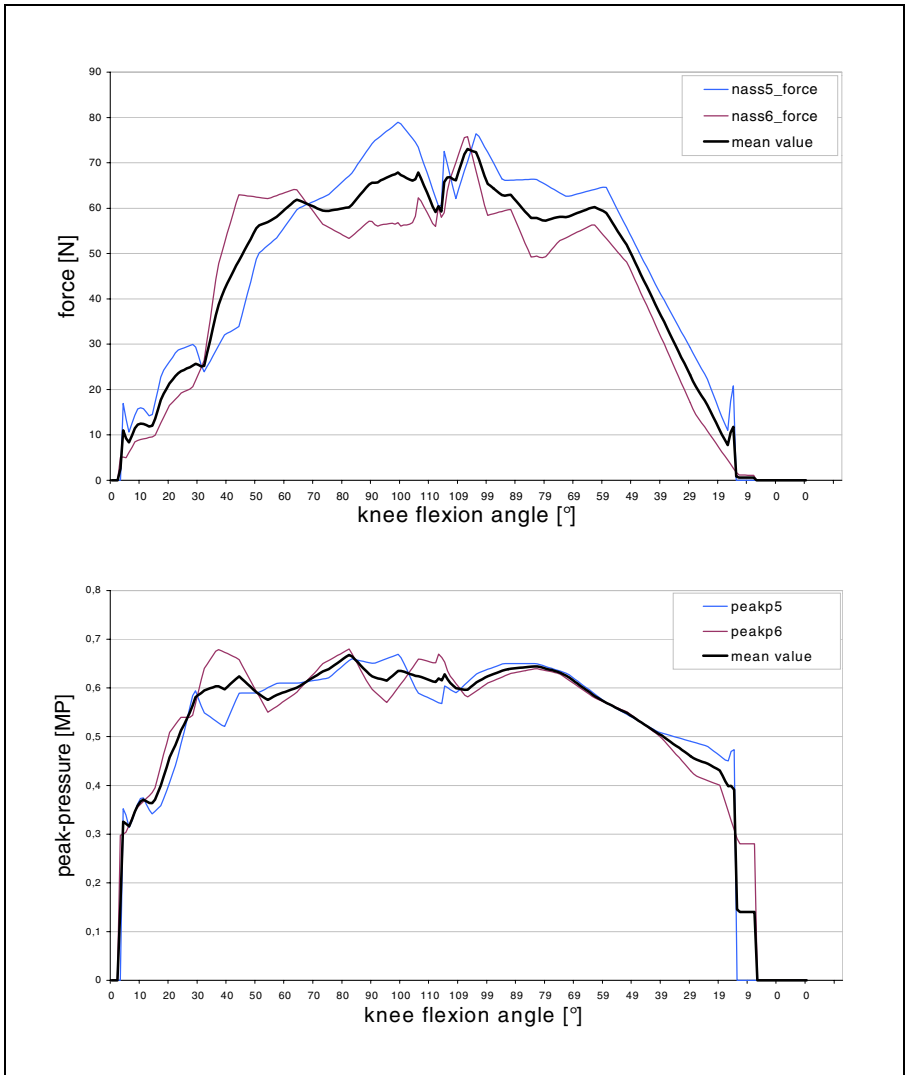


Abb. 6. Kraft und Druckspitzen über Kniebeugewinkel; TEP, künstliche Patella.

4 Ergebnisse

Für die erläuterten drei Operationsschritte wurden in Abb. 4, 5 und 6 die Verläufe von „Gesamtkraft (*force*) je Kniebeugewinkel“ und die „maximalen Druckspitzen (*peak pressure*) je Kniebeugewinkel“ aufgetragen.

Durch einen Vergleich der „Gesamtkraft je Kniewinkel“ – Verläufe aus Abb. 4, oben, und Abb. 5, oben, kann man eine Verschiebung des Gesamtkraftverlaufes in der Flexions- und Extensionsbewegung um ungefähr 40N erkennen. Dies ist auf eine Vergrößerung des patellaren Offsets zurückzuführen, da die endoprothetische, neue Gelenksfläche mehr aufträgt. Weiterhin geht bei der Implantation ohne Ersatz der patellaren Gleitfläche die natürliche Kongruenz zwischen Femur und Patella verloren. Die Kniescheibe wird dadurch etwas angehoben. Diese Inkongruenz hat auch eine höhere „maximale Druckspitzen“ – Belastung des natürlichen Knorpels und dem darunterliegenden subchondralen Knochen zur Folge. (Abb. 5, unten).

Bedingt durch ein genu valgum (X-Bein) jenes erläuterten Probanden, wurde vor der 2. Messung routinemäßig die Verkürzung des lateralen (äußeren) Bandapparates durch eine Spaltung der lateralen Gelenkskapsel entgegengewirkt. Demzufolge wurde ein höheres Tibiaplateau verwendet, wodurch der Gesamtkraftverlauf auf 145N angestiegen ist (Abb. 5, oben).

In Abb. 6, unten, kann man die größten maximalen Druckspitzen an der künstlichen Patella erkennen. Ein Bruchteil der gesamten Patellarückfläche tritt tatsächlich mit dem Gleitlager in Kontakt. Die kleinen Kontaktflächen führen zu erhöhten retropatellaren Flächenpressungen und lassen langfristig einen erhöhten Polyethylenabrieb erwarten.

Bei allen oben genannten Ergebnissen ist zu erwähnen, dass durch das passive Durchbewegen des Kniegelenkes die Absolutkräfte und -drücke um ein vielfaches geringer sind als unter Berücksichtigung sowohl der Gewichtskräfte als auch dynamischen Kräfte.

In Anlehnung daran wird eine Erweiterung dieser Studie mittels Einsatz von Elektrostimulation überlegt. Dadurch wäre es möglich zusätzlich zu den passiven Kräften auch die aktiven Muskelkräfte in die Messungen mit einzubeziehen.

Literatur

- Colizza, W., Insall, J., Scuderi, G. (1995). The posterior stabilized knee prosthesis: assessment of polyethylene damage and osteolysis after a minimum ten-year follow up. *J Bone Joint Surg Am*, 77, 1713.
- Dennis, D., Clayton, M., O'Donell, S. (1992). Posterior cruciate condylar total knee arthroplasty: average 11 year follow-up evaluation. *Clin Orthop*, 281, 168.
- Malkani, A., Rand, J., Byran, R., Wallrich, S. (1995). Total knee arthroplasty with the Kinematic Condylar prosthesis: a ten year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*, 77, 423.
- Vince, K., Insall, J., Kelly, M. (1989). The total condylar prosthesis: 10 to 12-year results of a cemented knee replacement. *J Bone Joint Surg BR*, 71, 793.
- Berry, J. & Rand, J. (1993). Isolated patellar component revision of total knee arthroplasty. *Clin Orthop*, 286, 110.
- Barrack, R., Wolfe, M., Waldmann, D. (1997). Resurfacing of the patella in total knee arthroplasty: a prospective randomized, double blind study. *J Bone Joint Surg Am*, 79, 1121.

Der Einfluss der Gehstützen auf die Einhaltung einer vorgegebenen Teilbelastung in der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation

1 Einleitung

Ein Skelettschaden bzw. ein operativ versorgter Knochendefekt muss den Belastungen in der Rehabilitation durch die Schwerkraft und den Muskelzug so lange standhalten, bis der Knochen eine ausreichende Festigkeit erreicht hat. Die in der Rehabilitation oder im Alltag einwirkenden Kräfte stören die Knochenheilung im Sinne elastischer und plastischer Verformung – manchmal bis hin zum erneuten Bruch. Sie treten als Drehmomente oder Scherkräfte in Gelenken und als Spannungen im heilenden Knochen auf. Dabei übt sowohl die Größe wie auch die Richtung der Kraft einen mehr oder weniger schädlichen Einfluss auf einzelne Osteosynthesen aus. Die Stabilität nach einer operativen Fixation ist eine Mischung aus der ursprünglichen Frakturstabilität, der operativ erreichten Stabilität und dem Stadium der Knochenheilung. Zur Vermeidung einer Fehlstellung oder eines Materialbruches muss bei der Nachbehandlung von Osteosynthesen ein Zeitplan aufgestellt werden, in dem die Größe der erlaubten Belastung eines Skelettabschnittes während der Heilungsphase definiert wird. Die Einhaltung einer solchen vorgegebenen Teilbelastung durch den Patienten stellt ein wesentliches Sicherheits- und Erfolgskriterium für den Genesungsprozess in der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation dar. Bisher durchgeführte Untersuchungen mittels Pedobarographie und Dynamographie haben allerdings gezeigt, dass keiner der Patienten in der Lage war, eine unmittelbar zuvor eingeübte Teilbelastung einzuhalten. Zum einen wurden die vorgegebenen Teilbelastungen (10-30 kg) im Mittel um 70% überschritten und zum anderen waren die Schwankungen von Schritt zu Schritt mit im Mittel weiteren 60% um diesen Wert herum extrem hoch (Jöllenbeck & Bauer, 2002). Die vorliegende Untersuchung verfolgt das Ziel, Ursachen der Fehlbelastungen aufzudecken und Anhaltspunkte für eine genauere Einstellung und Einhaltung der Teilbelastung zu gewinnen und ist zu diesem Zweck auf den Einfluss der Gehstützen fokussiert. Hierbei sollte auch geprüft werden, ob eine Veränderung der Länge der Gehstützen eine bessere Einhaltung der Teilbelastung ermöglichen kann.

2 Methodik

Insgesamt wurden bisher 27 Patienten (14 Männer, 13 Frauen) mit Teilbelastung untersucht, davon 20 Hüft-TEP, 5 Knie-TEP und 2 Oberschenkelfrakturen, Alter

58,8 J. ($\pm 13,1$ J.). Die Teilbelastung wurde durch Physiotherapeuten zunächst auf einer Personenwaage und danach auf einer zweiseitigen eindimensionalen Ganganalysestation (Mechatronic) gemessen und eingestellt. Anschließend wurden die Patienten gebeten, mit der eingestellten Teilbelastung eine längere ebene Strecke zu gehen. Danach wurden die Patienten einer dynamometrischen Ganganalyse unterzogen. Zum Einsatz kamen zwei in eine Gangbahn (Länge ca. 8m) integrierte Kraftmessplatten (Kistler, Abb. 1) und zusätzlich zwei präparierte Gehstützen mit integrierten Kraftaufnehmern und Inclinometern (Biovision, Abb. 2). Die Erhebung und Speicherung der Daten mit einer Samplingrate von 300 Hz erfolgte mit der Software SIMI^oMotion. Nach einer Gewichtsmessung und nach erfolgter schrittlängenabhängiger Einstellung der Startposition wurden die Patienten gebeten, jeweils 4-mal über die Gangbahn zu gehen. Bei 15 Patienten wurde die Prozedur im Anschluss mit verlängerten Gehstützen wiederholt.



Abb. 1. Ganganalyse nach Hüft-TEP mit Teilbelastung, Gangbahn mit 2 Kistler-Kraftmessplatten und Gang mit speziellen Gehstützen (s. Abb. 2).



Abb. 2. Speziell angefertigte Gehstützen mit Inclinometer (Mitte) und Kraftaufnehmer (rechts).

3 Ergebnisse

Die vorgegebene Teilbelastung wird im Mittel um 295 N (± 192 N) bzw. 132% ($\pm 108\%$) überschritten. Lediglich vier jüngere Patienten überschreiten die Teilbelastung um nicht mehr als 40 N bzw. unterschreiten diese sogar. Insgesamt zeigt sich ein sehr signifikanter Zusammenhang zwischen dem Körpergewicht und der Überschreitung der Teilbelastung ($r=.70$). Auf der dem betroffenen Bein zugewandten Seite wird in den Gehstützen im Mittel eine maximale Kraft von 177 N (± 77 N) auf der abgewandten Seite von 229 N (± 67 N) erreicht. Die Krafteinleitung über die

Gehstützen beginnt erst 72 ms (± 74 ms) nach dem Fußaufsatz. Zu dieser Zeit hat die Beinbelastung bereits 170 N erreicht. Zum Zeitpunkt, wenn die Gehstützen zusammen 100 N bzw. 200 N erreichen (0,159s bzw. 0,242s), hat die Beinbelastung 370 N bzw. 500 N und damit die Teilbelastung von im Mittel rd. 270 N bereits erheblich überschritten. Es zeigt sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Verzug des Gehstützenaufsatzes gegenüber dem Fußaufsatz und der Überschreitung der Teilbelastung ($r = .56$). Die Krafteinleitung über die Gehstützen endet zudem schon 58 ms (± 64 ms) vor Ende des Fußkontaktes. Eine Erhöhung der Gehstützen um ein Raster und in Ausnahmefällen sogar um zwei Raster bringt entgegen ersten Beobachtungen keine signifikanten Veränderungen.

4 Diskussion

Die erhebliche Überschreitung der vorgegebenen Teilbelastung bestätigt frühere Ergebnisse (Jöllnbeck & Bauer, 2002). Die Ergebnisse lassen einen deutlichen Einfluss der Gehstützen auf die (Nicht-)Einhaltung der Teilbelastung erkennen. Insbesondere sind hier das mangelnde Timing und die zu geringe Belastung der Gehstützen zu nennen. Der zu späte Aufsatz wie auch das zu frühe Abheben der Gehstützen führen im Gangmuster des betroffenen Beines meist zu deutlichen Belastungsspitzen (Abb. 3). Nur in Ausnahmefällen – ausschließlich bei jüngeren Patienten – ist ein nahezu optimales Zusammenspiel zwischen Timing und Belastung der Gehstützen zu erkennen (Abb. 4). Dass eine Verlängerung der Gehstützen nur unwesentlich zu einem früheren und längeren Gehstützeneinsatz und damit nicht zur Reduzierung der Belastungsspitzen führt, mag seinen Grund in der für Patienten ungewohnten motorischen Aufgabe haben, was durch einige Äußerungen belegt wird. Zur Verbesserung des Timings bieten sich zwei Möglichkeiten an. Zum einen könnten Patienten von Anfang an mit längeren Gehstützen versehen werden, um ein realistisches Bild über das resultierende Timing zu erhalten. Zum anderen könnte geprüft werden, ob durch eine Vorverlagerung des Körperschwerpunktes eine frühere Krafteinleitung über die Gehstützen erzielt werden kann. Beides lässt sich erst in weiteren Untersuchungen aufklären, die gerade vorbereitet werden. Ein zweiter wichtiger Einflussfaktor ist die zu geringe Belastung der Gehstützen. Um die vorgegebene Teilbelastung einhalten zu können, müssten über die Gehstützen auf jeder Seite im Mittel rund 150 N oder 88% bzw. 66% mehr Kraft eingeleitet werden. Dieses enorme Defizit, das bei schweren Patienten zudem noch verstärkt wird, ist nur durch ein rechtzeitiges und intensives Training der beteiligten Rumpf-, Schulter- und Armmuskulatur zu reduzieren bzw. zu beseitigen. Als Konsequenz der vorliegenden Ergebnisse scheint es dringend geboten, präventiv tätig zu werden und bereits präoperativ ein Kraft- und Koordinationstraining zum entlastenden Gang mit Gehstützen durchzuführen, um die Therapiesicherheit zu erhöhen und Folgeschäden zu reduzieren. Postoperativ ist es hierfür zu spät. Aktuell sollte in der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation bei der Gangschule ein besonderes Augenmerk auf die Zeitpunkte von Fuß- und Gehstützenaufsatz gelegt werden.

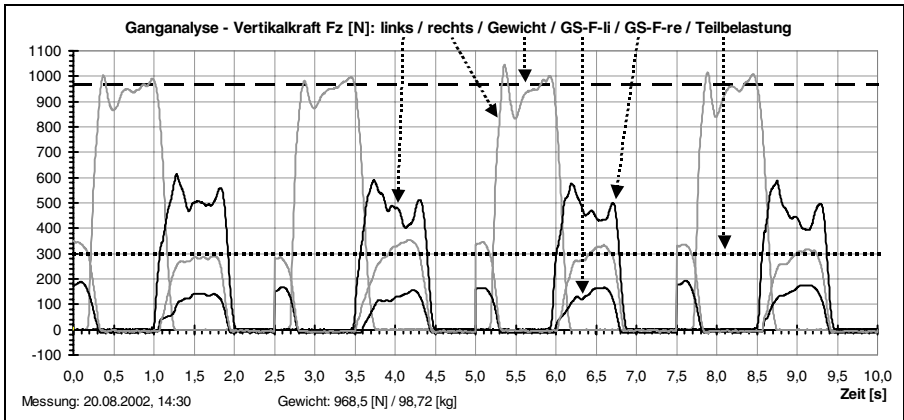


Abb. 3. Kraft-Zeit-Verlauf der Vertikalkräfte beim Gang mit Gehstützen (GS) nach Hüft-TEP links, 4 Gangkurven von je 2,5 s Dauer hintereinander, vorgegebene Teilbelastung von 30 kg wird um rd. 30 kg überschritten.

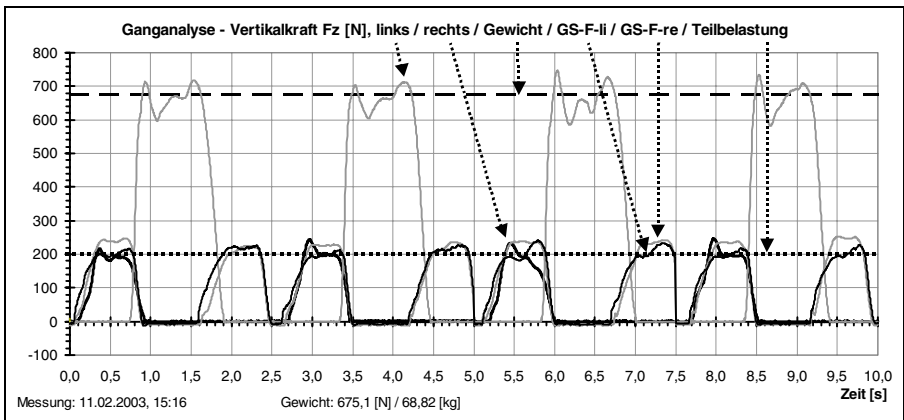


Abb. 4. Kraft-Zeit-Verlauf der Vertikalkräfte beim Gang mit Gehstützen (GS) nach Hüft-TEP rechts, 4 Gangkurven von je 2,5 s Dauer hintereinander, vorgegebene Teilbelastung von 20 kg wird bei maximaler Belastung von rd. 24 kg fast eingehalten.

Literatur

Jölleneck, T. & Bauer, S. (2002). Einsatz der Pedobarographie zur Kontrolle und Korrektur einer vorgegebenen Teilbelastung in der orthopädischen Rehabilitation. In *Abstractband zum 5. Gemeinsamen Symposium der dvs-Sektionen Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft*, 19.-21. September 2002 in Leipzig.

Ökologische Einflüsse auf die isometrische Maximalkraftleistung des M. quadrizeps femoris

1 Einleitung

Mit zunehmender Dauer, die eine Sportart betrieben wird, nehmen Leistungsfortschritte absolut und prozentual ab. Oft entscheiden dann nur noch Bruchteile von Sekunden, Zentimetern oder Gramm über Sieg oder Niederlage. Traditionell wird versucht, eine weitere Steigerung der Leistung im Allgemeinen mittels überproportionaler Zunahme von Reizumfang und -intensität zu erzielen. Die Möglichkeit, neben einer Steigerung des quantitativen Aspekts eine Leistungsverbesserung durch qualitative Änderungen der Trainingsreize (Schöllhorn, 1999) oder durch Entfernung von makroskopisch auf den ersten Blick nur schwer sichtbaren Störeinflüssen (Suter et al., 1999) zu erzielen, findet bislang kaum Anwendung. Nicht selten spielen neben messtechnischen Schwierigkeiten vor allem subjektive Interpretationen epistemologischer Grundlagen eine wesentliche Rolle bei solchen meist impliziten Beschränkungen. Fälschlicherweise wird dabei oft im Widerspruch zu Poppers Falsifikationsansatz (1983) aus ein- oder mehrmaligem Nicht-Auffinden von Zusammenhängen oder Phänomenen generell auf deren Nichtexistenz geschlossen. Dabei wird jedoch weder an der Suchstrategie noch an der damit unmittelbar verbundenen Suchmethodik gezweifelt und die Ablehnung somit nicht nur für die überprüfte Fragestellung und Methodik formuliert. Im Sinne einer möglichst objektiven Suche nach Erklärungsmodellen gilt es dabei auch, relativ unabhängig von bestehenden Theorien und epochal dominanten Interpretationsströmungen auftretende Phänomene zu analysieren (Feyerabend, 1986). Zahlreiche historische Beispiele aus dem Gesundheitsbereich, wie z.B. das der Akkupunktur, zeugen von anfänglichen kulturspezifischen Spannungsverhältnissen, die in einer Akzeptanz münden. In diesen Bereich sind auch Phänomene einzuordnen, die schon seit geraumer Zeit im Bereich der systemischen Medizin zu beobachten und teilweise auch wissenschaftlich nachzuweisen sind (Tanaka et al., 1998; Ludwig, 2001), mittels klassischer Ansätze jedoch bislang nicht in bestehende Erklärungsansätze eingefügt werden können. Die systemisch orientierte Medizin bietet sowohl in Bezug auf qualitative Reizänderungen als auch auf Störeinflüsse mit Hilfe eines nichtlinearen Kausalitätsverständnisses Diagnostik- und Therapieansätze, durch die in Abhängigkeit ganzheitlich-persönlicher Voraussetzungen individuelle Reaktionen identifiziert und individuelle Interventionen abgeleitet werden. Diese Untersuchungen lassen auf Wechselwirkung der Subsysteme des biologischen Systems Mensch schließen, wobei Untersuchungen aus dem osteuropäischen Raum (Lukacova & Tunyi, 1990; Vysocin et al., 1993) nicht nur Verbindungen der Subsysteme innerhalb des Systems Mensch bestätigen, sondern auch mit den Subsystemen der Umwelt vermuten lassen.

In der vorliegenden Untersuchung wird einem Phänomen aus der systemischen Medizin nachgegangen, indem der Einfluss ausgewählter ökologischer Reize auf das neuromuskuläre System in der Maximalkraftleistung des M. quadrizeps femoris analysiert, sowie dessen Adaptionsverhalten auf die einwirkenden Reize überprüft wird.

2 Methodik

Die isometrische Maximalkraftleistung des M. quadrizeps femoris beider Beine, sowie getrennt nach Sprung- und Schwungbein, bei 12 Sportstudenten und 23 Sportstudentinnen (\emptyset -Gewicht $66,46 \pm 10,79$; \emptyset -Alter $25 \pm 2,5$) wurde in Abhängigkeit von randomisiert zugeordneten ökologischen Reizen untersucht. Als Reize dienten mittelbar in der Hand gehaltene Substanzen wie Zucker, Haferflocken und Placebo-Tabletten, sowie ein unmittelbar über dem Testmuskel einwirkendes Magnetfeld (0,51 Tesla). Den Maximalkraftmessungen, die jeweils vor, während und nach Einwirkung der einzelnen Reize durchgeführt wurden, ging ein standardisiertes Aufwärmprogramm voraus. Dieses beinhaltete 10 Minuten Radfahren bei 1 Watt pro Kilogramm und jeweils 2 Kontraktionen des M. quadrizeps femoris mit 50, 75 und 100% der isometrischen Maximalkraft. Die Messungen erfolgten über 2 Sekunden mit einem Kniewinkel von 90° an einer individuell eingestellten Cybex® 6000-Maschine und wurden durch 30-sekündige Pausen voneinander getrennt. Während die Messung vor der Reizintervention zur Bestimmung der Ausgangskraft unter den gegebenen Umständen diente, sollten durch die Maximalkraftmessungen nach Reizeinwirkung evtl. auftretende Ermüdungserscheinungen festgestellt und die Retest-Reliabilität bestimmt werden. Mit Hilfe eines standardisierten Fragebogens wurden zusätzliche individuelle Parameter bezüglich Ernährungsgewohnheiten und der Wahl des Sprungbeines erhoben. Die statistische Auswertung erfolgte anhand einer zweifaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung.

3 Ergebnisse

Die Maximalkraftmessungen ohne Einwirkung der ökologischen Reize unterschieden sich nicht signifikant von den Messungen der Ausgangskraft; die Retest-Reliabilität der Maximalkraftmessungen ist mit 0.97 (Pearsonscher Korrelationskoeffizient) gegeben.

Das unmittelbar über dem Muskel der Schwungbeine applizierte Magnetfeld führte in sämtlichen Fällen zu einer hoch signifikanten Maximalkraftreduktion ($p = 0,007$) um gemittelte 6%, wobei individuelle Maximalkraftverminderungen bis zu 19% mit einwirkendem Magnetfeld beobachtet wurden. Die mittelbar einwirkende Placebo-tablette zeigte durchschnittlich keine Folgen auf das Maximalkraftniveau des M. quadrizeps femoris. Bezüglich der anderen mittelbar verwendeten Reize wurden differenzierte Effekte deutlich. Mit einwirkendem Zuckerreiz wurde in der Gesamtgruppe, ebenso wie unterteilt nach Sprung- und Schwungbeinen, kein signifikanter Unterschied bezüglich des Maximalkraftniveaus beobachtet. Die Unterteilung der

Gesamtgruppe bezüglich ihrer geschätzten täglichen Zuckeraufnahme und in Bezug auf die Funktion der Beine bei sportlicher Betätigung lässt einen signifikanten Wirkungsunterschied erkennen. Während die Sprungbeine aller Probanden wenig Beeinträchtigungen der isometrischen Maximalkraft durch die einwirkenden Reize zeigten, wurde bei den Schwungbeinen derjenigen Probanden, die täglich viel Zucker konsumieren, eine höchst signifikante ($p < 0,001$) Leistungsreduktion um mittlere 7,5% beobachtet (s. Abb. 1). Bei denjenigen jedoch, die subjektiv wenig Zucker aufnehmen, wurde eine höchst signifikante ($p < 0,001$) Maximalkraftsteigerung von durchschnittlich 7,7% diagnostiziert wurde (s. Abb. 2).

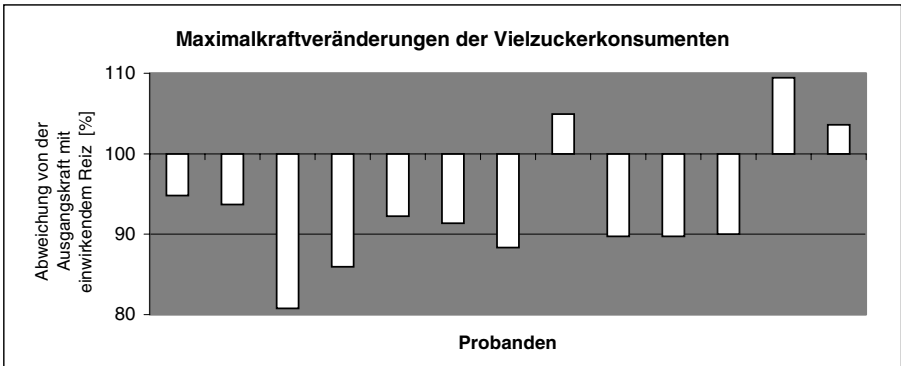


Abb. 1. Prozentuale Maximalkraftveränderungen des Schwungbeines der Probanden, die täglich viel Zucker konsumieren, mit mittelbar einwirkendem Zucker. Ausgangskraft ohne einwirkenden Reiz = 100% (n=13).

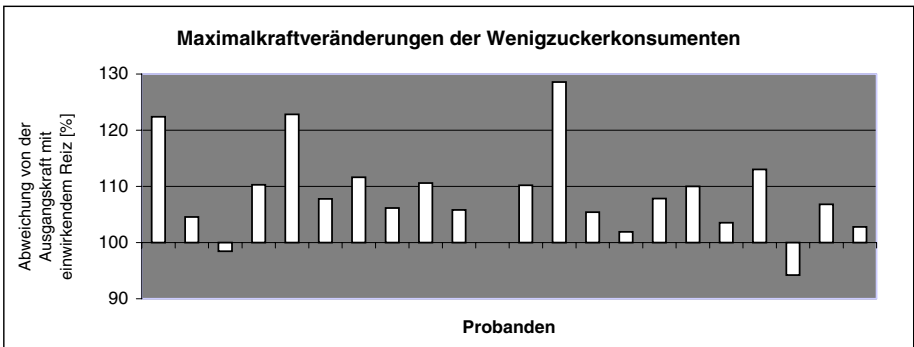


Abb. 2. Prozentuale Maximalkraftveränderungen des Schwungbeines der Probanden, die täglich wenig Zucker konsumieren, mit mittelbar einwirkendem Zucker. Ausgangskraft ohne einwirkenden Reiz = 100%, fehlende Balken sind durch gleichbleibende Kraft bezüglich der Ausgangskraft charakterisiert (n=22).

Im Unterschied zu diesen Ergebnissen wurde mit den mittelbar einwirkenden Haferflocken zwar in der Gesamtgruppe eine signifikante ($p = 0,021$) Maximalkraftsteige-

rung um 5,8% ermittelt, die Unterscheidung der Probanden, die sich vollwertig bzw. nicht vollwertig ernähren, zeigte jedoch auch bei der isolierten Betrachtung der Schwungbeine keinen Trend.

4 Diskussion

Wie der Einfluss von äußerlichen Reizen im Detail auf das neuromuskuläre System zustande kommt, ist bislang ungeklärt. Erklärungsmöglichkeiten für die Wirkungsweise von Interventionen, die Auswirkungen auch in anderen Subsystemen bewirken können, liefern Ansätze wie die Synergetik (Haken, 1969), die Kybernetik (Wiener, 1963), die Theorie thermodynamisch offener Systeme (Prigogine, 1979) oder auch das System der Grundregulation nach Pischinger (1975), durch die die Komplexität und Nichtlinearität biologischer Systeme verdeutlicht wird. Sie beschreiben biologische Systeme mit ihrem netzartigen Charakter als dissipative Strukturen, in der die Reizweiterleitung in den verschiedenen Subsystemen des interaktiven biologischen Systems erheblich schneller als durch enzymatische Prozesse möglich ist und auch kleine Ursachen deutliche Wirkungen haben können (Garten, 2000).

Ein Erklärungsansatz für die Wirkung des unmittelbar applizierten Magnetfeldes kann in einer elektromagnetischen Wechselwirkung des äußeren mit dem vom Muskel erzeugten, gesehen werden, bedarf jedoch in Bezug auf die Überlagerung von Magnetfeldern detaillierterer Untersuchungen. Aufgrund der ausbleibenden Wirkung der Placebotabletten auf das Maximalkraftniveau der Probanden können psychisch oder koordinativ bedingte Haltungseffekte weitestgehend ausgeschlossen werden, die differenzierteren Ergebnisse der übrigen mittelbar einwirkenden Reize lassen jedoch eine grundsätzliche Einflussnahme ökologischer Reize auf das neuromuskuläre System des Menschen vermuten.

Als Erklärungsmöglichkeit für die beobachteten Phänomene unter Einwirkung von Zucker werden aus physiologischer Sicht zwei Modelle diskutiert, durch die eine Einflussnahme einer Substanz allein durch Nähe bzw. durch taktilen Kontakt erklärt werden kann (Schmitt & Yanuck, 1998; Garten, 2000; Gerz, 2002). Zum einen dient ein Modell zur Erklärung, wonach Substanzen prinzipiell minimale elektromagnetische Felder aufweisen, die mit den elektromagnetisch sensiblen Subsystemen des Menschen in Wechselwirkung treten. Bezüglich des taktilen Kontaktes findet ein Modell Anwendung, das freien Nervenendigungen die Aufnahme chemischer Substanzen zuschreibt (Birbaumer & Schmidt, 1991). Beide Modelle münden in einer Veränderung des Summenmembranpotentials am motorischen Vorderhornneuron und dadurch in einer Beeinträchtigung des neuromuskulären Systems (Feinstein, 1954). Die auftretenden Potentialverschiebungen äußern sich wiederum in einer inadäquaten Reizverarbeitung der Rezeptoren, die in einem unzweckmäßigen Muskeltonus oder einer funktionellen Schwäche bzw. Stärke des Muskels resultieren kann (Schmitt & Yanuck, 1999). Metaphorisch lässt sich dieses Phänomen mit dem Prinzip eines überlaufenden Fasses oder einer Schwellenfunktion gleichsetzen,

wonach ein bestimmtes Maß an Störeinflüssen (Schadstoffen) zu kompensieren ist, wird jedoch diese Schwelle überschritten, kommt es zu einer sichtbaren Reaktion. In diesem Zusammenhang kann ein Mindestmaß an Zucker als wichtige Energiequelle bei Beanspruchungen angenommen werden, wobei jedoch das Überschreiten einer kritischen Zuckermenge von dem System Mensch nicht mehr adäquat verarbeitet werden kann und zu einer Leistungsreduktion führt.

Der durchschnittliche Kraftanstieg der Gesamtgruppe mit mittelbar einwirkenden Haferflocken kann durch den hohen Anteil des Muskelnährstoffes Vitamin B₁ in diesen erklärt werden. Die Instabilität dieses Vitamins (Sullivan, 1999) kann als Erklärungsmöglichkeit für die fehlende Tendenz in den nach Ernährungsgewohnheiten unterteilten Gruppen herangezogen werden, wodurch auch bei vollwertiger Ernährung keine ausreichende Vitamin B₁-Versorgung gewährleistet sein muss.

Die unterschiedliche Reaktion der Sprung- bzw. Schwungbeine auf die einwirkenden Stimuli könnte in einer zeitlich schnelleren Adaptionsfähigkeit der Sprungbeine begründet sein, die eventuell durch diffizilere Aufgaben bei sportlichen Beanspruchungen trainiert wurde und zu einer schnelleren Anpassung an sich verändernde äußere Bedingungen führte (zur Verbesserung der Adaptationsfähigkeit – vgl. Schöllhorn, 1999).

Insgesamt weisen die dargestellten Ergebnisse auf einen signifikanten Einfluss äußerer materieller Reize auf die sportliche Leistungsfähigkeit in positiver wie in negativer Richtung und liefern damit einen Hinweis auf die Möglichkeit der Leistungssteigerung durch Entfernung von Störeinflüssen. Wenn auch die Erklärungsmodelle noch nicht im Detail bestätigt wurden, so deuten doch die nachweisbaren Phänomene auf ein bislang wenig genutztes Potential der Leistungssteigerung im Rahmen eines komplexeren Verständnisses des Systems Mensch im ökologischen Kontext hin.

Literatur

- Birbaumer, N. & Schmidt, R.F. (1991). *Biologische Psychologie*. Berlin: Springer.
- Feinstein, B. (1954). Experiments on pain referred from deep somatic tissues. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 36-A, 5, 981-997.
- Feyerabend, P. (1986). *Wider den Methodenzwang*. Frankfurt/Main: Suhrkamp.
- Gerz, W. (2001). *Lehrbuch der Applied Kinesiology in der naturheilkundlichen Praxis*. München: Akse.
- Garten, H. (2000). Applied Kinesiology als funktionelle Neurologie. *Manuelle Medizin*, 38, 120-164.
- Haken, H. (1981). *Erfolgsgeheimnisse der Natur*. Stuttgart: DVA.
- Heine, H. (1991). *Lehrbuch der biologischen Medizin*. Stuttgart: Hippokrates.
- Ludwig, M. (2001). Verbesserung der Trainierbarkeit der Quadrizepsmuskulatur nach vorderer Kreuzbandplastik durch Akupunktur. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 52, 100-103.
- Lukacova, H. & Tunyi, I. (1990). Einflüsse des geomagnetischen Feldes auf Sportunfälle. *Leistungssport*, 20 (5), 26-28.
- Motyka, T.M. & Yanuck, S.F. (1998). Expanding the neurological examination using functional neurological assessment. Part I. *Int J Neuroscience*, 97, 61-76.
- Pischinger, A. (1975). *Das System der Grundregulation* (4. Auflage). Heidelberg: Haug.
- Popper, K.L. (1983). *Realism and the aim of science*. London: Hutchinson.
- Prigogine, I. (1979). *Vom Sein zum Werden*. München, Zürich: Piper.

- Schmitt, W.H. jr. & Yanuck, S.F. (1999). Expanding the neurological examination using functional neurologic assessment: Part II neurologic basis of applied kinesiology. *Intern. J. Neuroscience*, 97, 77-108.
- Schöllhorn, W.I. (1999). Individualität – ein vernachlässigter Parameter? *Leistungssport*, 29 (2), 7-12.
- Suter, E., McMorland, G., Herzog, W. & Bray, R. (1999). Decrease in quadriceps inhibition after sacroiliac joint manipulation in patients with anterior knee pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22, 149-153.
- Tanaka, T.H., Leisman, G. & Nishijo, K. (1998). Dynamic electromyographic response following acupuncture: possible influence on synergistic coordination. *Inter J Neuroscience*, 95, 51-61.
- Vysocin, J., Saposnikova, V. & Sazeeva, N. (1993). Der Einfluss extremer Umweltfaktoren auf den Organismus von Sportlern. *Teor. i Prakt. Fiz. Kult.*, 56 (11), 12-15.
- Wiener, N. (1963). *Kybernetik – Regelung und Nachrichtenübermittlung im Lebewesen und in der Maschine*. Düsseldorf: Econ.

Bestimmung des Einflusses und der Belastung des Reiters auf den Rücken des Pferdes

1 Einleitung

Mit der Domestikation des Pferdes begann die Suche des Menschen nach geeigneten Methoden das Pferd als Arbeits- und Reittier zu nutzen. Bei der Verwendung des Pferdes als Reittier kommt es zu einer verstärkten Belastung. So zeigten Clayton et al. (1999), dass durch einen Reiter mit der Masse von 78 Kg die Vorderextremitäten der Pferde im Trab mit 380 N und die Hinterextremitäten mit 170 N zusätzlich belastet werden. Bei der Belastung des Pferderückens spielt der Sattel eine entscheidende Rolle. Die Entwicklung der Sättel erfolgte von einer simplen Leder- und Filzauflage, die kaum Halt bot und nur den Sitzkomfort erhöhte, bis hin zum hoch modernen Sportsattel. Mit den besseren Sätteln nahm auch die reiterlichen Möglichkeiten zu. Einige extreme Beispiele aus dem Sport sind z.B. im Springreiten oder beim Polo gegeben. Hierbei kann es zu einer teils sehr erheblichen Belastung des Rückens sowohl des Reiters wie auch des Pferdes kommen. Eine grundlegende Übersichtsstudie von Jeffcott et al. (1999) zeigt, dass Druckmessdecken ein akkurates Messinstrument sind, das im Stande der Ruhe und im Schritt die Belastung des Pferderückens dem Körpergewicht des Reiters entspricht. Harman (1997) demonstrierte das Sättel mit Druckpunkten über 150 mm Hg gravierende Mängel aufwiesen. Werner et al. (2002) verglichen zwei Typen von Dressursätteln, und stellten fest, dass es bei Druckwerten über 3,5 N/cm² im Stande der Ruhe zu vermehrten Rückenproblemen bei Reitpferden kommt.

Ziel der Untersuchung war einerseits normale Belastungen durch den Reiter in verschiedenen Gangarten (Schritt, Trab, Galopp) zu messen und diese in ein biomechanisches Modell des Pferderückens einfließen zu lassen, um damit Belastungen des Pferderückens berechnen zu können.

2 Material und Methode

Zu den Messungen wurden 12 Pferde ohne klinische Anzeichen einer Lahmheit oder eines Rückenproblems herangezogen. Die regelmäßig bewegten Pferde, ca. 7 bis 25 Jahre alt, von unterschiedlicher Rasse und unterschiedlichen Ausbildungsstand wurden von ihren gewohnten Reitern unterschiedlichen Könnens geritten. Zur Messung wurden die gewohnten Sättel der Pferde verwendet, die Passform wurde überprüft und es wurde Wert darauf gelegt, dass die Pferde bereits seit mindestens

6 Monaten durchgängig mit den jeweiligen Sätteln geritten wurden, und dabei keinerlei Probleme am Rücken aufgetreten waren. Es wurden durchwegs Dressursättel verwendet.

Zum Erfassen der Druckverteilung unter dem Sattel wurde das Modell Pliance mobile-16 HE (Firma Novel GmbH) mit 224 integrierten Kapazitätssensoren (Messbereich zwischen 0,1 und 10 N/cm², Abtastfrequenz 30 Hz) verwendet. Es wurde großes Augenmerk darauf gelegt, die Messdecke genau symmetrisch zu platzieren, und plan auf den Pferderücken aufzulegen, um ein Verrutschen der Messmatte zu vermeiden. Vor jeder Messung wurde die Satteldecke auf den Nullwert (Entlastung) abgeglichen. Der Reiter konnte mittels eines Druckknopfes die beiden Messsysteme gleichzeitig einschalten.

Für die kinematischen Messungen wurde das ExpertVision System der Firma Motion Analysis Corporation herangezogen, bestehend aus 6 Videokameras (Abtastrate 120 Hz), verwendet. Zur kinematischen Messung wurden auf der rechten Seite sphärische Marker aus reflektierendem Material an Pferd und Reiter angebracht. Die Kameras wurden so aufgestellt, dass eine Messstraße von 12 m Länge entstand, in der gewährleistet war, dass jeder Marker ständig von 2 Kameras aufgezeichnet wurde. Markiert wurden am Pferd rechter Vorderhuf, rechtes vorderes Fesselgelenk, rechtes Karpalgelenk, rechter Hinterhuf, rechtes hinteres Fesselgelenk, rechtes Tarsalgelenk, Nase, Stirn, 3. Halswirbel, 5. Halswirbel, Widerrist, 4. Lendenwirbel, vorderes Ende des Os sacrum, hinteres Ende des Os sacrum, am Reiter Zehe, Ferse, Knie, Hüfte, Schulter, Kopf.

Die Messungen wurden in den verschiedenen Gangarten auf der rechten Hand durchgeführt. Mit dem Reiter erfolgten die Messungen im Schritt, Trab und Galopp, ohne Reiter im Schritt und Trab, da der Reiter aufgrund der Kabellänge neben der linken Flanke des Pferdes herlaufen musste. Pro Messdurchgang wurden mindestens 6 vollständige Bewegungszyklen aufgezeichnet. Ein Bewegungszyklus wurde definiert als vom Beginn der Stützbeinphase des rechten Vorderbeines bis zum nächsten Beginn der Stützbeinphase des rechten Vorderbeines.

Die kinematischen Daten wurden in die jeweiligen Bewegungszyklen periodisiert, unter Bezugnahme des Markers am rechten Vorderhuf auf den Beginn der Stützbeinphase vorne rechts. Anschließend erfolgte die Berechnung der Bewegung und der Beschleunigung der einzelnen Marker in x, y und z-Richtung, sowie ihre Zuordnung zur Kraftkurve der Sattelmessdecke. Aus der gemessenen Druckverteilung wurde die Gesamtkraft bestimmt.

Zur Gewinnung wichtiger Parameter für unser Modell haben wir die Bewegung des Rückens bei induzierter lateraler Flexion sowie ventraler Extension wie auch das EMG des Musculus longissimus dorsi beiderseits im Stand und bei den verschiedenen Gangarten gemessen. Mithilfe der mittels Zugversuch bestimmten Biegekraft (~50N) und der allgemeinen Formel für auf beiden Seiten frei gelagerte Biegestäbe (Gleichung 1 in Verbindung mit Abb. 1) konnte die Elastizität eines Referenzbalkens bestimmt werden, der dem biomechanischen Verhalten des Pferderückens entspricht (Tab. 1).

$$f = \frac{Fa^2b^2}{3EI} \Rightarrow E = \frac{Fa^2b^2}{3Il} \quad (1)$$

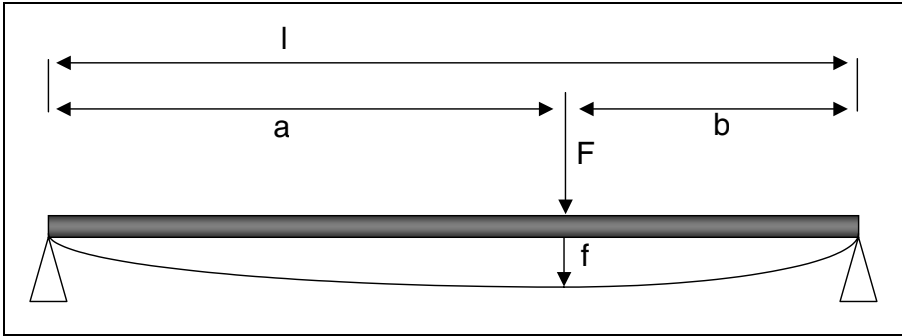


Abb. 1. Seitlich frei gelagerter Biegebalken. F verteilt einwirkende Kraft, f maximale Auslenkung, a & b die entsprechenden Hebelarme, l Balkenlänge, I Flächenträgheitsmoment (s. Gleichung 1).

Tab. 1. Elastizitätsmodule.

Laterale Flexion links	424,68 MPa
Laterale Flexion rechts	440,36 MPa
Ventrale Extension:	387,60 MPa

Dieser „Äquivalenzbalken“ wurde in die mechanische Simulationssoftware ADAMS von Mechanical Dynamics übertragen und dort als beiderseits frei gelagerter flexibler Biegebalken digital rekonstruiert. Der virtuelle Biegebalken besteht aus 99 elastisch miteinander verbundenen Scheibchen und ist an seinen Enden in 3 respektive vier Freiheitsgraden gelagert (cranial 3x für Rotationen um die Hauptachsen, caudal 3x Rotation sowie 1x Translation in X-Richtung, um die Verkürzung des Rückens bei Krümmung zu erlauben). Die auf den Rücken einwirkende Kraft des Reiters wurde mit Hilfe der oben beschriebenen Sattelmessdecke ermittelt, das integrierte EMG des langen Rückenmuskels determinierte den Kraftverlauf des „digitalen“ Longissimus.

Abbildung 2 zeigt die Bewegung des „Äquivalenzbalkens“ von oben während verschiedener Phasen im Schritt. Mit Hilfe des Modells wurden die Biegemomente in den Hauptachsen bestimmt.

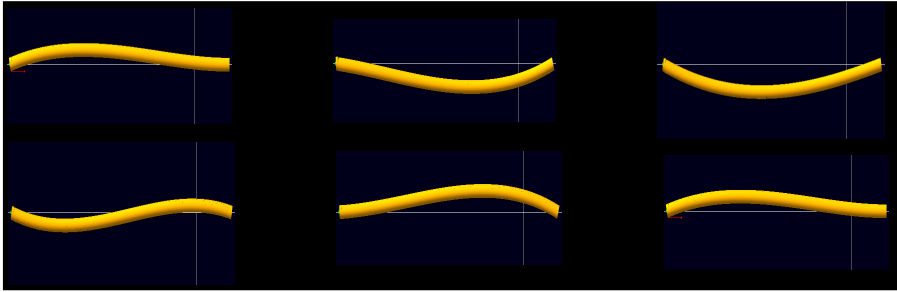


Abb. 2. 5 Phasen eines Bewegungszyklus im Schritt. (Die sechste ist die Wiederholung der ersten).

3 Ergebnisse

Die Messungen mit der Sattelmessdecke ergaben eine maximale Krafteinwirkung auf den Pferderücken, normiert auf das Gewicht des Reiters, von 12,13 N/kg Reitergewicht im Schritt, sowie 24,26 N/Kg im Trab und 27,15 N/kg im Galopp. (siehe Tab. 1). Die Belastung im Schritt entspricht etwa dem Durchschnittsgewicht der Reiter in unserem Versuch (mittleres Gewicht der Reiter: 68 kg). Im Trab und im Galopp steigt der dynamische Kraftanteil, der auf den Pferderücken einwirkt, auf das etwa Zweieinhalbfache, bei einzelnen Reitern sogar auf das Dreifache des Wertes im Schritt an.

In craniocaudaler Schnittebene erfährt der Kraftangriffspunkt eine Vor- und Zurückbewegung, die summiert eine maximale Bewegung von 34,9 mm im Schritt ergibt. Im Trab beträgt die Gesamtbewegung maximal 99,8 mm und im Galopp 86,6 mm. In der transversalen Schnittebene beträgt die Exkursion im Schritt 28,7 mm, im Trab 47,6 mm und im Galopp 29,9 mm.

Tab. 2. Gesamtkraft normiert auf das Reitergewicht [N/kg], Auslenkung des Kraftangriffspunktes in sagittaler (x) und transversaler (y) Richtung [mm].

		Mittelwert			SD		
		Schritt	Trab	Galopp	Schritt	Trab	Galopp
Gesamtkraft	[N/kg]	12,13	24,26	27,15	1,17	4,56	4,37
KAP x	[mm]	34,90	99,80	86,60	1,19	4,92	1,96
KAP y	[mm]	28,70	47,60	29,90	0,64	3,51	1,72

Der zeitliche Verlauf der auf den Rücken einwirkenden Momente im Trab mit und ohne Reiter ist in den folgenden Abbildungen 3 und 4 dargestellt.

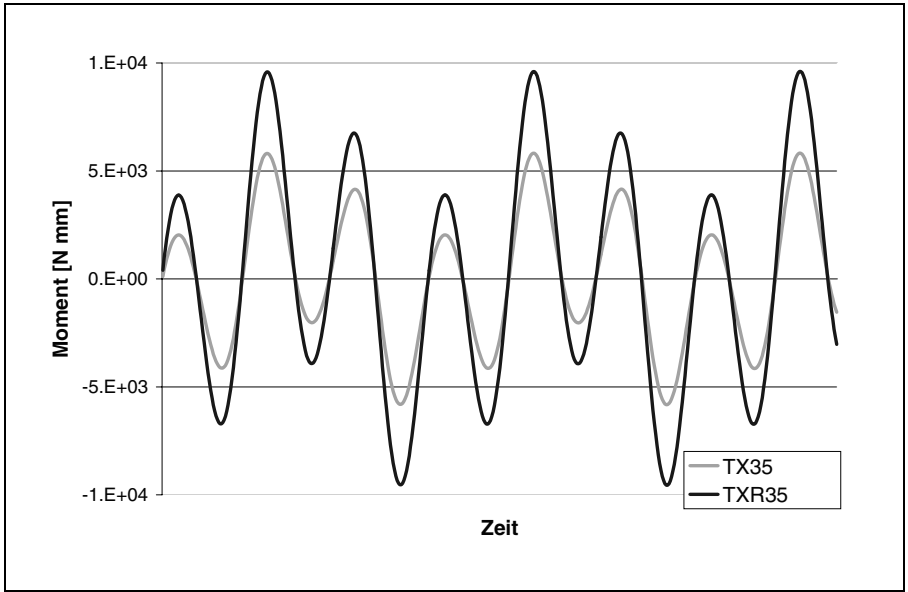


Abb. 3. Zeigt das Moment am Segment 35 des Stabes um die Längsachse. Durch den Reiter nimmt die Strukturbelastung um das 1,5-fache zu.

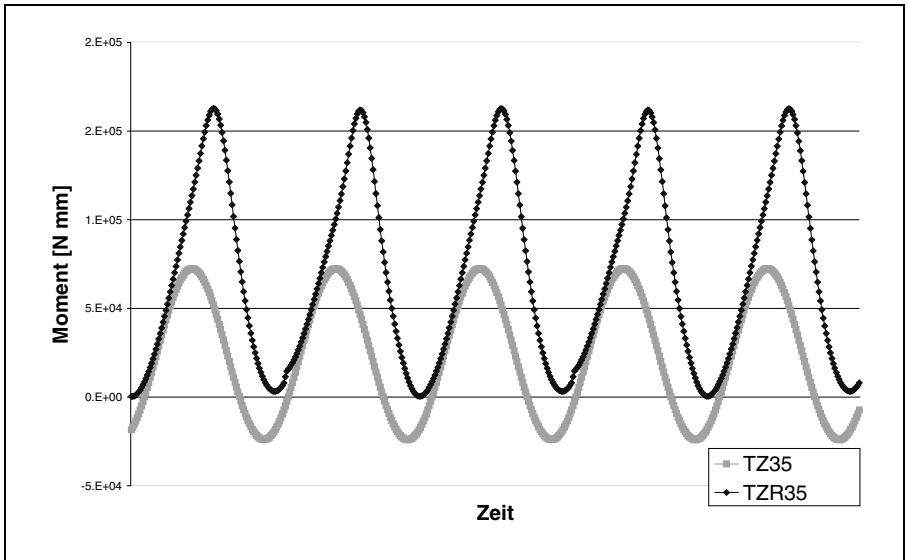


Abb. 4. Zeigt das Moment am Segment 35 des Stabes um die Querachse (transversal). Durch den Reiter nimmt die Strukturbelastung um mehr als das 2-fache zu.

4 Diskussion

Aus der gemessenen Druckverteilung lassen sich Verlauf der Gesamtkraft wie auch die Bewegung des Kraftangriffspunktes präzise und mit guter zeitlicher Auflösung bestimmen. Dabei zeigt sich deutlich die Abhängigkeit der Druckbelastung von der jeweiligen Gangart. Im Schritt entspricht die Kraft lediglich etwa dem Gewicht des Reiters. Im Trab jedoch steigt die Belastung des Pferderückens sprunghaft auf mindestens den doppelten Wert des Reitergewichtes an. Im Galopp erreicht die Belastung noch höhere Werte.

Die Simulation zeigte, dass der Reiter die Momente im Trab, die auf die Wirbel einwirken verdoppelt, das heißt die Belastung der Zwischenwirbelgelenke erhöht sich drastisch. Extreme Belastungen sind hier noch unberücksichtigt, denn wie aus Messungen mit der Satteldecke hervorgeht spielt die Dynamik eine Entscheidende Rolle.

Mit Hilfe des biomechanischen Modells sollen weiterhin Extrembelastungen wie sie im Sport (bei Polo, Vielseitigkeit- oder Springreiten) auftreten abgeschätzt werden. Somit hat sich gezeigt, dass dieses Biegestabmodell zur Bestimmung von den Belastungsverhältnissen wertvolle Hilfe leisten kann und darüber hinaus ein besseres Verständnis und erweiterten Einblick in die Belastungsszenarien des Pferderückens und seiner Strukturbelastungen gibt.

Literatur

- Harman, J.C. (1997). Measurement of the pressures exerted by saddles on the horse's back using a computerized pressure measuring device. *Pferdeheilkunde*, 13, 129-134.
- Jeffcott, L.B., Holmes, M.A. & Townsend, H.G.G. (1999). Validity of saddle pressure measurements using force-sensing technology – preliminary studies. *The Veterinary Journal*, 158, 113-119.
- Werner, D., Nyikos, S., Kalpen, A., Geuder, M., Haas, C., Vontobel, H.-D., Auer, J.A. & von Rechenberg, B. (2002). Druckmessungen unter dem Sattel: Eine Studie mit einem elektronischen Sattel-Messsystem (Novel GmbH). *Pferdeheilkunde*, 18, 125-140.

Isometric contraction at the lower extremity: Geometric and kinetic differences between joint and dynamometer

1 Introduction

The literature often reports the use of torque dynamometers to estimate the moment-angle relationship (Bobbert et al., 1990; Herzog et al., 1991), to describe the muscle architecture (Narici et al., 1996; Muramatsu et al., 2002), and to determine the mechanical properties of the tendon and aponeurosis of the muscle (Maganaris & Paul, 2002; Magnusson et al., 2001). It is usually assumed that the moment measured by the dynamometer is equivalent to the resultant joint moment. Herzog (1988) reported, the influence of the relative motion of the knee to the dynamometer on the resultant knee moments are negligible (lower than 2.2%), when the joint axis and the axis of rotation of the dynamometer arm are carefully aligned before each experimental movement. Herzog (1988) examined only one subject. So it is possible that for this subject, the influence due to the non rigidity of the dynamometer arm-shank foot system was small. No study examining the influence of the relative motion of the foot to the dynamometer on the resultant ankle joint moments during isometric contractions was found. This is an important issue, since it is well known that it is very difficult to completely prevent any joint rotation during a maximal isometric plantar flexion by means of an external strap fixation (Magnusson et al., 2001; Muramatsu et al., 2001). So it can be hypothesized that the axis of rotation of the dynamometer and the joint axis don't remain identical during the contraction.

Further, to estimate the hysteresis of the tendon and aponeurosis it has been assumed that the joint angles are identical during the loading and the unloading condition (Kubo et al., 2001; Maganaris & Paul, 2002). This assumption needs to be examined since it has been reported, that during an isometric plantar flexion the angular rotation of the ankle is up to 8° (Magnusson et al., 2001; Muramatsu et al., 2001). Therefore the purposes of this study were to examine two hypotheses: (a) during isometric contractions there is a significant difference in the moments measured by a dynamometer and the resultant moments at the ankle and knee joint, and (b) during isometric contractions there is a significant difference in the ankle and knee angles at similar resultant moments during the loading and the unloading phases.

2 Methods

Twenty seven long distance runners (weight: 77.06 ± 7.77 kg, height: 182 ± 6 cm) participated in the study. All subjects performed isometric maximal voluntary con-

tractions (MVC) and contractions induced by electrostimulation (Compex 2) at four different ankle-knee and knee-hip angle combinations on a Biodex-dynamometer (tab. 1 and tab. 2).

The kinematics of the leg were recorded using the vicon system (8 cameras 120 Hz). To determine the centre of pressure under the foot, a flexible pressure distribution insole from Novel (pedar-system) operating at 99 Hz was used. The examined parameters (moments and angle values) were identified and analysed at 0, 15, 30, 45, 60, 80 and 100% of the maximum resultant moment of each trial. For the electrostimulation trials, also the unloading phase was analysed at the corresponding percentages. The compensation of moments due to gravitational forces was done for all subjects before each plantar flexion and knee extension.

The differences between the measured and the resultant moments as well as the joint (ankle and knee) angles during loading and unloading were checked using the T-test for two dependent samples. The level of significance was set at $p < 0.05$. The joint angles during loading and unloading were only compared for stimulation trials because in these contractions the activation and deactivation ramps within the muscles (triceps surae and quadriceps femoris) were identical.

Tab. 1. Examined ankle and knee joint positions.

Position	Ankle angle	Knee angle	Contraction
Pos. 1	90°	180°	MVC and stimulation
Pos. 2	120°	110°	stimulation
Pos. 3	110°	160°	stimulation
Pos. 4	90°	170°	stimulation

Tab. 2. Examined knee and hip joint positions.

Position	Knee angle	Hip angle	Contraction
Pos. 1	115°	140°	MVC + stimulation
Pos. 2	170°	140°	stimulation
Pos. 3	140°	140°	stimulation
Pos. 4	80°	140°	stimulation

3 Results

The moment measured by the dynamometer overestimates the resultant moment at the ankle and knee joint. The average differences between the resultant and the maximal measured moment ranged from 6 to 10% for ankle and 3.5 to 7.3% for the knee joint. The maximal differences in the 5 examined variations ranged from 16 to 23% for ankle and 8.6 to 16.8% for the knee joint (fig. 1).

During contraction the foot rotates about 15° around the ankle joint (fig. 2). The measured leg rotation around the knee ranged between 10 and 15° (fig. 2), except at position 4 which showed only 3° rotation.

Another important finding of this study was, that in all cases the ankle and knee angles showed significant differences ($p < 0.05$) between the loading and the unloading phases at the same resultant ankle and knee joint moments (fig. 3).

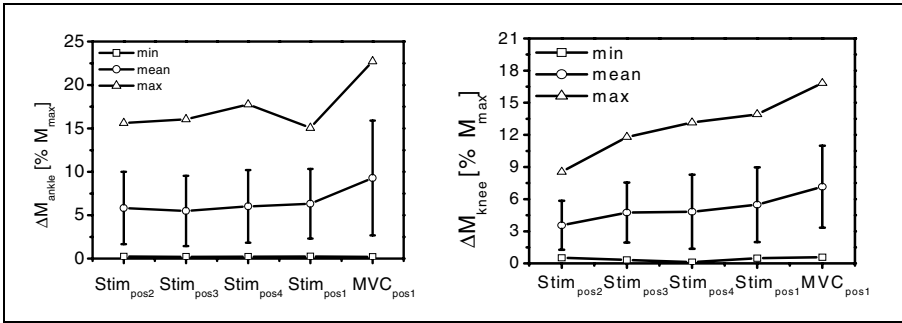


Fig. 1. Mean \pm SD, minimal (min) and maximal (max) values of the moment differences (resultant vs. measured) at the ankle (left) and knee (right) joint during maximal voluntary contraction (MVC) and stimulation (Stim) ($n=27$).

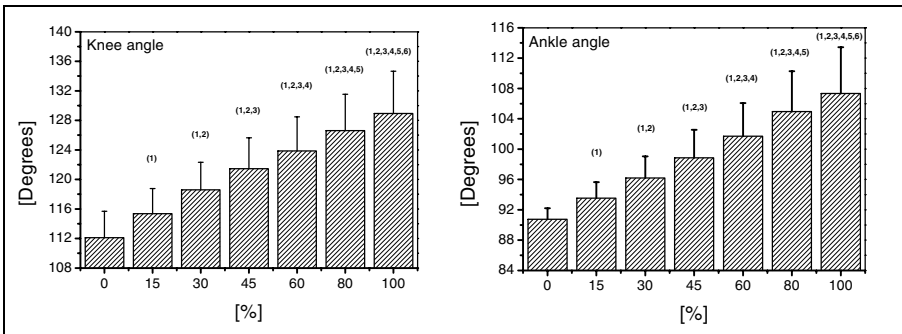


Fig. 2. Knee (left) and ankle (right) angles at the examined levels of relative resultant moment during plantar flexion and knee extension at position 1 (mean \pm SD, $n=27$).

1. statistically significant ($p<0.05$) difference between 0 % and 15, 30, 45, 60, 80 and 100 %
2. statistically significant ($p<0.05$) difference between 15 % and 30, 45, 60, 80 and 100 %
3. statistically significant ($p<0.05$) difference between 30 % and 45, 60, 80 and 100 %
4. statistically significant ($p<0.05$) difference between 45 % and 60, 80 and 100 %
5. statistically significant ($p<0.05$) difference between 60 % and 80 and 100 %
6. statistically significant ($p<0.05$) difference between 80 % and 100 %

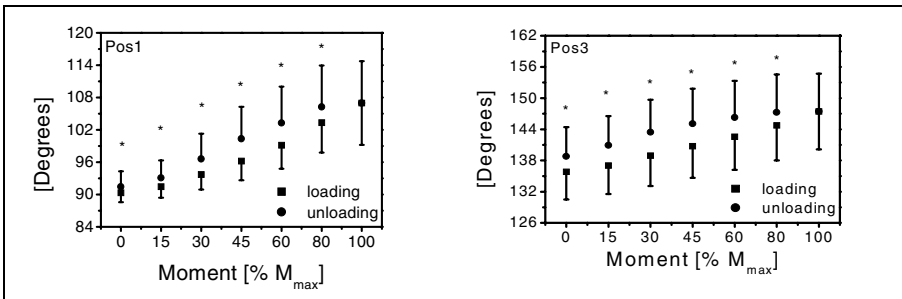


Fig. 3. Ankle (left) and knee (right) angles at the loading-unloading phases with stimulation (mean \pm SD, $n=27$).

4 Discussion

Generally the differences between the resultant moments at the ankle and knee joint and the measured moments at the Biodex-dynamometer can be explained due to (a) gravitational effects, (b) inertial effects and (c) non-rigidity of the Biodex arm-foot system (Herzog, 1988). The effect of the gravitational forces on the resultant joint moments, especially at the knee joint turned out to be large, and should always be taken into account (Winter et al., 1981; Herzog, 1988). In this study the effects of gravity was corrected for every subject and every position. The inertial effects in this study are zero since only isometric contractions were examined (Herzog, 1988). Therefore, the observed differences between the resultant and measured moments can only be due to the non-rigidity of the Biodex arm-foot system. The relative motion of the foot and leg to the dynamometer significantly influences the resultant moments. It is very difficult to completely avoid any joint motion using an external strap fixation during a plantar flexion effort where the moments around the joint are large (Magnusson et al., 2001; Muramatsu et al., 2001). Also the deformation of the soft tissues of the foot and leg may influence the relative motion between foot / leg and dynamometer. The relative motion changes the lever arms of the reaction force to the corresponding joint and to the dynamometer (fig. 4). Despite of a careful alignment of the joint axis (ankle and knee) with the axis of rotation of the dynamometer, the lever arms do not remain constant during the plantar flexion and knee extension effort (fig. 4).

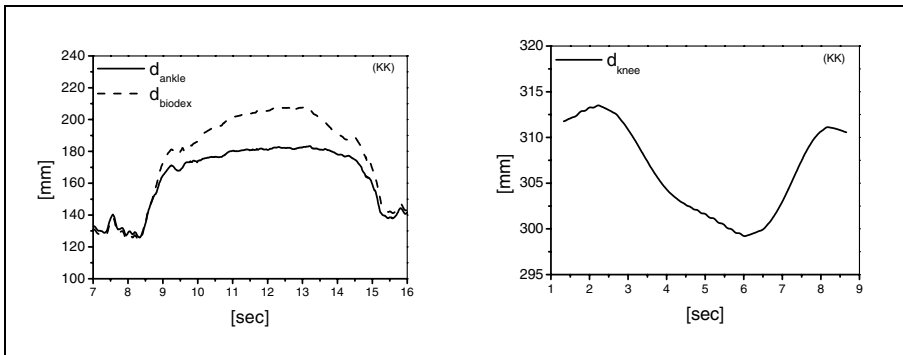


Fig. 4. Leverarm of the reaction force at the foot to the ankle joint (d_{ankle}) and to the axis of the dynamometer (d_{biodex}) (left) and leverarm of the reaction force at the leg to the knee joint (d_{knee}) (right) for one subject (KK).

Another important phenomenon and to our knowledge reported for the first time in the literature was that the ankle and knee angles were different during the loading and unloading phases at the same resultant ankle and knee joint moments during the electrostimulation trials. This difference may have a dramatic effect in the estimation of the hysteresis of the tendon and aponeurosis.

5 Summary

From this we can conclude that (a) the measured and the resultant moments at the ankle and knee joint are different and (b) the ankle and knee angles at the same resultant joint moment are also different for the loading and the unloading phases. The observed differences may lead to erroneous results concerning the following: (1) diagnostic of muscle architecture, (2) estimation of the moment-ankle and knee angle relationship and (3) estimation of the strain and hysteresis of the tendon and aponeurosis.

Acknowledgements

This project has been supported by the BISp (Federal Institute for Sport Science, Germany).

References

- Bobbert, M.F. & van Ingen Schenau, G.J., (1990). Isokinetic plantar flexion: experimental results and model calculations. *Journal of Biomechanics*, 23, 105-119.
- Herzog, W. (1988). The relation between the resultant moments at a joint and the moments measured by an isokinetic dynamometer. *Journal of Biomechanics*, 21, 5-12.
- Herzog, W., Read, L.J. & ter Keurs, H.E.D.J. (1991). Experimental determination of force-length relations of intact human gastrocnemius muscles. *Clinical Biomechanics*, 6, 230-238.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. (2001). Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 90, 520-527.
- Maganaris, C.N. & Paul, J.P. (2002). Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon. *Journal of Biomechanics*, 35, 1639-1646.
- Magnusson, S.P., Aagaard, P., Rosager, S., Dyhre-Poulsen, P. & Kjaer, M. (2001). Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *Journal of Physiology*, 531.1, 277-288.
- Muramatsu, T., Muraoka, T., Kawakami, Y. & Fukunaga, T., (2002). Intramuscular variability of the architecture in human medial gastrocnemius muscle in vivo and its functional implications. *Advances in Exercise Sports Physiology*, 8, 17-21.
- Muramatsu, T., Muraoka, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Hirano, Y. & Fukunaga, T. (2001). Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 90, 1671-1678.
- Narici, M.V., Binzoni, T., Hiltbrand, E., Fasel, J., Terrier, F. & Cerretelli, P. (1996). In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *Journal of Physiology*, 496.1, 287-297.
- Winter, D.A., Wells, R.P. & Orr, G.W. (1981). Errors in the use of isokinetic dynamometers. *European Journal of Applied Physiology*, 46, 397-408.

Muskelfunktionen – Aufgaben des muskulären Systems bei alltäglichen und sportlichen Bewegungsformen

1 Einleitung

Der Skelettmuskel ist ein Organ des Haltungs- und Bewegungsapparates. Er ist uns bekannt als ein Verursacher organismischer Bewegungsformen. Die Aufgaben des Muskels im Haltungs- und Bewegungsapparat sind viel komplexer als es der erste Augenschein offenbart.

Bereits Nemessuri (1968) hat aus der Sicht der funktionellen Anatomie drei verschiedene Aufgaben der Skelettmuskulatur beschrieben. Er postulierte die Kinetor-Funktion, die Modulator-Funktion und die Fixator-Funktion als elementare Aufgaben, welche der Skelettmuskulatur im Koordinationsprozess des Bewegungsapparates übertragen sind.

Die Aufgaben der Muskulatur sind bei genauerer Analyse weitaus vielfältiger als die bloße Entwicklung von Kräften, um Bewegungen zu initiieren. Es sollen über die oben genannten Aufgaben hinaus weitere Funktionen des Skelettmuskels im Haltungs- und Bewegungsapparat dargestellt werden. Weiter wird der Frage nachgegangen, in wie weit, die oben postulierten Funktionen im Rahmen biomechanischer Betrachtungen tatsächlich identifiziert werden können.

2 Die Muskelfunktionen

Die ureigenste Aufgabe der Skelettmuskulatur scheint der Antriebsbewegung zugeschrieben zu sein. Der Muskel dient offensichtlich als Aktuator, wie es Motoren oder Hydraulik-Antriebe in Maschinen darstellen. Diese Aufgabe, die als Kinetor-Funktion beschrieben ist, wird in den meisten natürlichen Bewegungsformen zu beobachten sein. Aber es sind gerade auch bei sportlichen Bewegungen zahlreiche Ausnahmen bekannt, in denen durch die muskuläre Kraftentwicklung keine Fortbewegung realisiert wird.

Es gibt muskuläre Aktionen, in denen keine Bewegung des Körpers realisiert wird. Vielmehr wird bei diesen Muskelaktivitäten die Kraftentwicklung genutzt, um zum Beispiel eine Körperposition gegen eine äußere Kraft aufrechtzuerhalten. Die hier aufgeführten Muskelfunktionen sind typisch für organismische Bewegungsformen, speziell bei höheren Wirbeltieren anzufinden. In technischen Systemen wird die Koordination einer Bewegung typischerweise über die zeitgenaue und auch dosierungsgenaue Kraftentwicklung einzelner Aktuatoren organisiert. Hier unterscheiden sich also die Koordinationsprinzipien zwischen artifizierlicher und natürlicher Bewegung erheblich:

- Absorbator-Funktion zur Dämpfung
- Fixator-Funktion zur Stabilisierung
- Kinetor-Funktion zum Antrieb
- Regulator-Funktion zur Koordination
- Stressor-Funktion zur Zuggurtung
- Tremor-Funktion zur Wärmeregulation
- Utilisator-Funktion zur Energiespeicherung

Der Muskel – als Bewegter – ist in zahlreiche andere Aufgabenstellungen mit einbezogen, die zunächst nicht evident sind. Weiter ist von Interesse, in welchen Aufgaben-Situationen die verschiedenen Muskelfunktionen in welchem Ausmaß genutzt werden. Überlegenswert ist auch eine Nutzung dieser Koordinationsprinzipien für die Steuerung autonomer Bewegter-Systeme. Die Muskelfunktionen besitzen möglicherweise durch entsprechende Redundanzen einige Vorteile gegenüber der zeit- und dosierungsgenauen Aktuator-Aktivierung.

3 Die Identifizierung der Muskelfunktionen

Die oben genannten Funktionen der Skelettmuskulatur besitzen zunächst eine gewisse Plausibilität, die sich aus der funktionellen Anatomie der Bewegung darstellen lässt. Die Frage stellt sich, ob diese Muskelfunktionen über eine Plausibilität hinaus auch durch biomechanische Untersuchungen identifizierbar sind.

Die einzelnen Aspekte der Koordinationsprinzipien werden an beispielhaften Bewegungsabläufen dargestellt werden. Im Zusammenhang der Kinetor-Funktion soll am Schluss noch das Problem der Abschätzung der muskulären Kraftentwicklung mit aufgegriffen werden.

Absorbator-Funktion

Durch die Muskelaktivierung dynamisch regulierbare Stiffness des muskulären Organs, ist es der Natur ermöglicht, den Muskel als Dämpfungssystem einzusetzen. In vielen Bewegungen wird diese Aktivität auch reflektorisch genutzt.

Fixator-Funktion

Durch eine Kokontraktion antagonistischer Muskulatur lassen sich anatomische Gelenkstrukturen fixieren oder in ihren Freiheitsgraden einschränken. Das neuromotorische System nutzt diese Möglichkeiten u.a. für feinmotorische Präzisionsaufgaben und in frühen Lernsituation (Bernstein, 1975). Die muskuläre Stabilisation lässt sich relativ gut über die funktionsanatomischen Betrachtungen in spezifischen Bewegungen darstellen. Definierte motorische Aufgaben machen genau diese Funktion in Abhängigkeit zur kinetorischen Komponente der muskulären Aktion deutlich.

Kinetor-Funktion

Die Messung der äußeren Kräfte ist eine Möglichkeit, die muskuläre Aktivität indirekt zu bestimmen. Es ist aus sehr vielen Untersuchungen bekannt, dass die Beziehung zwischen dem Interferenz-EMG und der entwickelten Kraft einen hohen statistischen Zusammenhang aufweist. Auch die Methode der Bestimmung der maximalen Willkürkontraktion ist ein durchaus nutzvolles Instrument zur Abschätzung des muskulären Aktivitätsgrades.

Eine direkte Bestimmung der tatsächlich entwickelten Kraft eines Muskels ist mithilfe der Myographie nur über aufwendige Modellierungen abschätzbar. Grundsätzlich lassen sich hier verschiedene Vorgehensweisen unterscheiden von denen die Methode der Optimierung (Herzog 1985), die Kontrolltheorie (Hof & Berg, 1977) und die Systemanalyse die am weit reichendsten Ansätze darstellen. Der systemanalytische Ansatz (Zschorlich, 1996) bietet grundsätzlich den Vorteil, dass zur Bestimmung des Kraftübertragungsprozesses sowohl auf der Seite des System-Einganges als auch auf der Seite des Systemausganges auf Messdaten zugegriffen werden kann. Das System wird bei diesem Vorgehen im Gegensatz zu den anderen erwähnten Ansätzen ohne Annahmen bestimmter Systemeigenschaften geschätzt.

Regulator-Funktion

Die Bewegung eines Wirbeltieres ist durch ein hoch redundant ausgelegtes System auf sehr unterschiedliche Weisen zu koordinieren. Es zeigt sich bei komplexen Bewegungsabläufen, dass diese nicht nur dadurch reguliert werden, dass bestimmte Muskeln zu definierten Zeitpunkten mit definierten Kraftdosierungen aktiviert werden. Vielmehr werden Ungenauigkeiten im Bewegungsablauf durch ein mehr oder weniger an Aktivierung anderer synergistisch oder antagonistisch arbeitenden Muskeln reguliert. Dieses Phänomen wird leicht in periodischen Bewegungsabläufen sichtbar. Dabei zeigen sich Muskelaktivitäten mit höheren und niedrigeren Autoregressivitäten.

Stressor-Funktion

Die Muskulatur hat in weiten Bereichen des Haltungsapparates die Aufgabe, die ossären Beanspruchungen durch Verspannung der starren Strukturen zu minimieren. Durch aktive muskuläre Kraftentwicklung in Phasen der Beanspruchung der knöchernen Strukturen können Biegemomente reduziert werden. Die Funktion ist seit langem (Pauwels, 1965) als Prinzip der Zuggurtung in der Anatomie bekannt und dient dem Leichtbau des Halteapparates.

Tremor-Funktion

Der muskuläre Tremor dient den höheren Wirbeltieren für die Aufrechterhaltung der Körpertemperatur und hat keine weiteren Aufgaben in der Bewegungskoordination.

Utilisator-Funktion

Der Skelettmuskel ist in der Lage, Spannungen, die in das Organ eingeleitet werden, elastisch zu speichern. Es sind serien – elastische und parallel – elastische Komponenten des muskulären Organs, die diese Energie besonders in Phasen der exzentrischen Krafteinwirkung speichern und auch nutzbringend wieder in den Koordinationsprozess reproduzieren. Bekannt sind diese Eigenschaften bei typischen Laufftieren.

4 Schlussbetrachtungen

Die hier aufgeführten Muskelfunktionen sind diejenigen Funktionen, die durch biomechanische Verfahren identifizierbar sind. Es lassen sich bei weiterer eingehender Betrachtung möglicherweise noch andere Funktionen der Skelettmuskulatur darstellen. Offensichtlich ist, dass bei einer genauen Analyse komplexer Bewegungsabläufe, diese Muskelfunktionen nicht eliminiert auftreten, sondern parallel mehrere Funktionen zugleich bewältigt werden. Damit wird deutlich, dass sich die Koordination der Skelettmuskulatur nicht nur auf die Aufgabe der angemessenen Kraftentwicklung zwischen verschiedenen Muskelgruppen beschränken kann. Vielmehr müssen eine ganze Reihe weiterer Aufgaben gewährleistet werden, die wohl neben der Aufgabe der Bewegung und Fortbewegung auch primär dem Schutz des gesamten Bewegungsapparates und einer gewissen Fehlertoleranz dienen.

Literatur

- Bernstein, N.A. (1975). *Bewegungsphysiologie*. Leipzig: Barth.
- Herzog, W. (1985). *Individual muscle force prediction in athletic movements*. Calgary: University of Calgary Press.
- Hof, A L. & Berg, J. van den (1977). Linearity between the weighted sum of EMG's of the human triceps surae and the total torque. *J. Biomechanics*, 10, 529-539.
- Nemessuri, M. (1968) Der binäre, antagonistische Mechanismus der Bewegungssteuerung. In J. Wartenweiler & E. Joki (Eds.), *Biomechanics I* (S. 165-171). Basel: Karger.
- Pauwels, F. (1965). *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Berlin: Springer.
- Zschorlich, V. (1996). Optimierung mit Hilfe von Evolutionsstrategien. In A. Gollhofer (Hrsg.), *Integrative Forschungsansätze in der Bio & Mechanik* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 71) (S. 173-184). Sankt Augustin: Academia.

Vergleich der leistungsbasierten Beanspruchungskontrolle im Wasser – Einsatz eines Unterwasserfahrradergometers (UWF)

1 Einleitung

Die Bedeutung des Wassers als therapeutisches Medium ist unumstritten. Ein Grundproblem bei der Leistungsbestimmung im Wasser besteht, vor allem aus medizinisch-therapeutischer Sicht, in der Validierung des bekannten leistungsphysiologischen Zusammenhangs zwischen mechanischer Leistung (P_{mech}) und Sauerstoffaufnahme unter Berücksichtigung der physikalischen Eigenschaften des Mediums Wasser. Für die Bedingungen des aktiven Schwimmens konnte dieser Zusammenhang nachhaltig aufgeklärt und beschrieben werden (Niklas et al., 1988). Arbeiten aus dem Bereich des Rehabilitationssportes belegen ebenfalls diese Beziehung (u.a. Schega, 1995).

Die Klärung des geschilderten Sachverhaltes könnte die nach wie vor bestehenden Unsicherheiten im Transfer fahrradergometrischer Beanspruchungsempfehlungen nach Landdiagnostik für die Intensitätssteuerung im Wasser lösen. Dementsprechend lag ein Schwerpunkt unseres Arbeitsansatzes in der Entwicklung und Überprüfung eines Untersuchungsverfahrens, das die Bestimmung der P_{mech} im Wasser auf der Grundlage eines mechanischen Arbeitsansatzes (MA) im Vergleich zum leistungsphysiologischen Ansatz (LA) gewährleistet.

2 Problemstellung

In Nutzung eines Unterwasserfahrradergometers (UWF) gingen wir der Frage nach, ob eine hinreichend gesicherte Leistungsbestimmung im Wasser über einen mechanischen Ansatz (s. Methode) im Vergleich zu dem bekannten leistungsphysiologischen Ansatz möglich ist und weiterführend die Validität des leistungsphysiologischen Ansatzes gestützt werden kann. Das sogenannte Transferproblem, in Übertragung relevanter Leistungsparameter nach Fahrradergometrie an Land auf die Bedingungen im Medium Wasser, wäre nach diesem Arbeitsansatz einer Lösung zuzuführen.

3 Methodik

Es wurden 8 Frauen und 9 Männer im Alter von 22 bis 64 Jahren (Alter: \bar{x} = 40, SD = 15,55; Gewicht: \bar{x} = 76,65 kg, SD = 17,19; Größe: \bar{x} = 173,74 cm, SD = 7,97;

Körperoberfläche: $\bar{x} = 1,77 \text{ m}^2$, $SD = 0,27$) in die Studie einbezogen. Alle Probanden absolvierten einen ansteigenden Belastungstest auf einem Unterwasserfahrrad (modifiziert nach Morlock & Dressendorfer, 1964; Dressendorfer et al., 1976) mit head-out water immersion.

Die Bestimmung der mechanischen Leistung über den mechanischen Ansatz (P_{mechMA}) erfolgte durch den Antrieb des UWF mit einem an Land befindlichen Motor, dessen Reaktionskraft in seiner Aufhängung (Drehmomentenwaage) gemessen wurde (Abb. 1). Die Berechnung der mechanischen Leistung (P_{mechMA}) erfolgte auf der Grundlage folgender mathematischer Gesetzmäßigkeiten:

$$P_{\text{mechMA}} = M \cdot \omega \quad \begin{array}{l} M = \text{Drehmoment} \\ \omega = \text{Drehwinkelgeschwindigkeit,} \end{array} \quad (1)$$

wobei gilt, dass:

$$M = F \cdot r \quad \begin{array}{l} F = \text{Kraft} \\ r = 0.25\text{m (def. Länge Hebelarm)} \end{array} \quad (2)$$

und

$$\omega = 2\pi \cdot f \quad f = U / \text{min (Tretfrequenz)}. \quad (3)$$

Daraus schlussfolgernd ergibt sich für die Berechnung der mechanischen Leistung folgende Gleichung:

$$P_{\text{mechMA}} = F \cdot r \cdot 2\pi \cdot f. \quad (4)$$

Nach der Kalibrierung des Messsystems (Kraftaufnehmer) mit resultierender Kalibriergleichung wurden zunächst die Leerlaufleistung des Unterwasserfahrradergometers (ohne Proband) und danach die individuelle Leerlaufleistung der Probanden bestimmt. Dazu saß der Proband mit head-out water immersion auf dem Fahrrad im Wasser.

Die Bestimmung der mechanischen Leistung auf der Grundlage des leistungsphysiologischen Ansatzes (P_{mechLA}) wurde mittels Spiroergometrie vorgenommen. Ausgangspunkt dieses Vorgehens ist der o.g. linearproportionale Zusammenhang zwischen mechanischer Leistung und Sauerstoffaufnahme. Über den Verlauf des ansteigenden Stufentestes erfolgte eine Regressionsanalyse durch Extrapolation der Arbeitssauerstoffaufnahme auf die Ruhesauerstoffaufnahme, so dass im Schnittpunkt der Abszisse die Kraft bestimmt werden kann, die notwendig ist, um den eigenen hydrodynamischen Widerstand im Wasser zu überwinden.

Zusätzlich wurde eine Fahrradergometrie an Land (WHO-Standard) bis zur symptomlimitierten Ausbelastung durchgeführt und mit den Ergebnissen auf dem Unterwasserfahrradergometer verglichen.

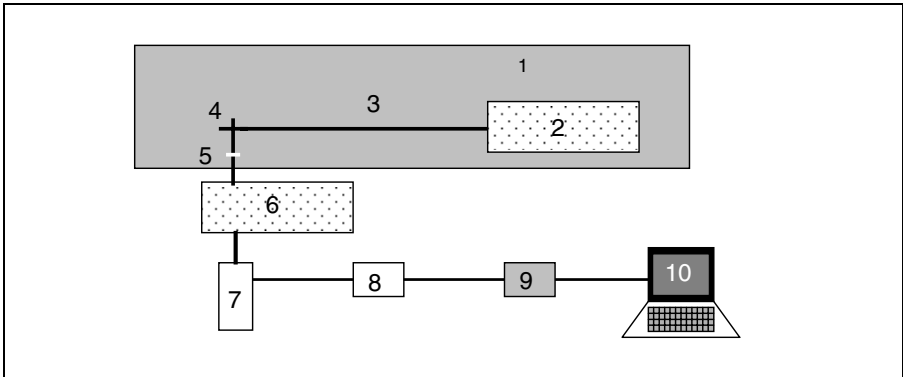


Abb. 1. Skizze des Versuchsaufbaus (1: 130 cm tiefes Wasserbecken; 2: modifiziertes Fahrrad im Wasser; 3: 5m lange, wassergeschmierte Kette; 4: Verbindung von Kettenblatt und Welle (über Wasseroberfläche); 5: Wellenfixierung am Pedalarm des Fahrradergometers; 6: Fahrradergometer an Land; 7: Drehmomentenwaage mit Motor; 8: Kraftaufnehmer; 9: Stellglied; 10: Datenaufnahme mit Myoresearch®, Fa. Noraxon).

4 Darstellung und Diskussion der Ergebnisse

Für die untersuchten Probanden wurde eine zusätzliche Leistungsabgabe ohne körperliche Aktivität im Wasser von im Mittel 32,5 Watt über den mechanischen Ansatz ermittelt (Tab. 1).

Tab. 1. Kennwerte der Leistungsbestimmung nach mechanischem Arbeitsansatz (P_{mechMA}).

Mechanische Leistung	Stichprobe: n = 17			
	\bar{x}	SD	Min.	Max.
P_{mechMA} (Watt)	32,5	4,89	23,8	39,4

Im Vergleich dazu konnte über den leistungsphysiologischen Ansatz eine Leistungsabgabe von im Mittel 30,9 Watt ($P_{\text{mechLA-Min}} = 24,9$ Watt; $P_{\text{mechLA-Max}} = 37,3$ Watt; $SD = 3,58$) bestimmt werden (Abb. 2).

Grundsätzlich muss im Wasser von einer zusätzlichen Leistungsabgabe im Bereich von ca. 32 Watt pro Belastungsstufe ausgegangen werden, die additiv zur manuell eingestellten Leistung am Fahrradergometer an Land berücksichtigt werden muss. Demnach stellt die Leistung im Wasser eine medienabhängige, individuelle Grundleistung dar, die, in Abhängigkeit der anthropometrischen Verhältnisse des Probanden und unter Berücksichtigung der mechanischen Bedingungen des Unterwasserfahradergometers (u.a. mechanische Reibungsverluste), zur Überwindung des eigenen hydrodynamischen Widerstandes im Wasser notwendig ist.

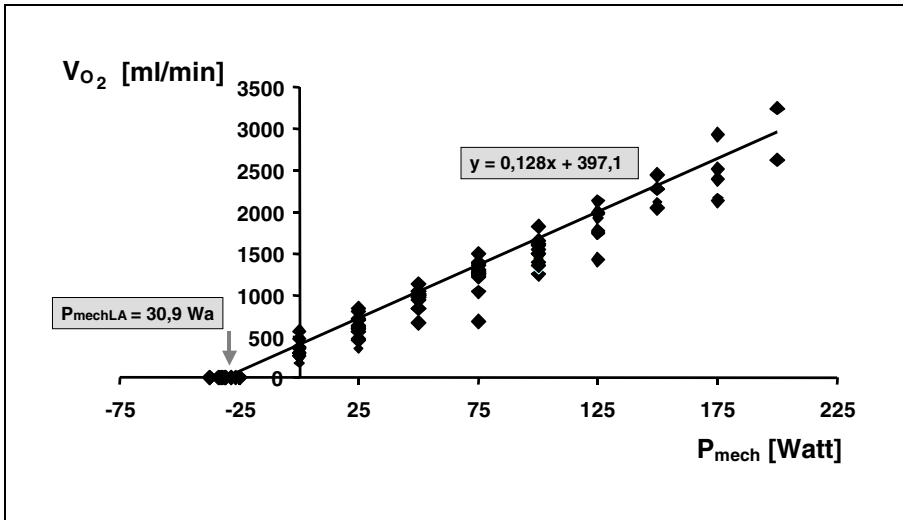


Abb. 2. Regressionsanalyse über den Verlauf des ansteigenden Belastungstests (25 Watt-Stufen) aller 17 Probanden zur Bestimmung der mechanischen Leistung nach leistungsphysiologischem Ansatz (P_{mechLA}).

Um die leistungsphysiologischen Anforderungen in Abhängigkeit des Mediums vergleichend zu betrachten, bietet die symptomlimitierte Ausbelastungssituation eine erste Abschätzung (Tab. 2). Die Belastungsuntersuchungen an Land ergaben eine im Bereich von 10,6-51,2 Watt höhere Leistung als im Wasser, bei vergleichbarer Arbeitskapazität und Stoffwechsellage. Die geringere Auslenkung der Herzfrequenz im Wasser kann auf die immersions- und tauchreflexbedingte Senkung der Hf zurückzuführen sein. Im Gegensatz zu Befunden von McMurray et al. (1983, 1988), die bei körperlicher Aktivität an Land und im Wasser vergleichbare Anpassungsreaktionen oberhalb einer Arbeitssauerstoffaufnahme von 1 l/min feststellten, lassen die vorliegenden Ergebnisse vermuten, dass die vegetative Adaptation unter Wasserbedingungen eingeschränkt verläuft. Ein hinreichend gesicherter Leistungsvergleich ist weiterführend auf der Grundlage energetischer Betrachtungen möglich (Wirkungsgradberechnungen).

Tab. 2. Vergleich der leistungsphysiologischen Adaptation (symptomlimitierte Ausbelastung) beim Belastungstest Land vs. Wasser (n = 17).

	Land		Wasser	
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD
P_{mech} (Watt)	175	50,0	125	25
V_{O₂} (ml/min)	2149	563,66	2248	775,73
Hf (min⁻¹)	175	11,37	165	11,58
RQ	1,13	0,16	1,06	0,15

5 Schlussfolgerungen

Es wurde nachgewiesen, dass mit Hilfe des mechanischen Ansatzes eine Validierung des leistungsphysiologischen Ansatzes hinreichend gesichert werden kann. Bei Arbeitsaufgaben im Wasser muss die zusätzliche Leistungsabgabe ohne körperliche Aktivität (Reibungsverluste, anthropometrische Widerstandsflächen, u.a.) individuell berücksichtigt werden. Dies gilt vor allem für Belastungsempfehlungen im Rahmen präventiv gesundheitsfördernder Maßnahmen und für bewegungstherapeutische Interventionen in der Rehabilitation, insbesondere bei Patienten mit eingeschränkter kardio-pulmonaler Leistungsfähigkeit.

In der Konsequenz der vorliegenden Untersuchungsergebnisse wird deutlich, dass bei Belastungsuntersuchungen unter Wassereexposition (head-out water immersion) ein im Vergleich zum Leistungstest an Land verändertes Testregime notwendig ist. Unter Berücksichtigung der vorliegenden Validierung der tatsächlichen Leistungsabgabe im Wasser, sollte die externe Eingangsbelastung (manuell einstellbar am Fahrradergometer an Land) für primärpräventive Untersuchungen im Bereich von 0 bis 20 Watt liegen. Im Testverlauf kann die Belastung um jeweils 25 Watt (WHO-Standard) gesteigert werden.

Für sekundär- und tertiärpräventive Untersuchungen in der Rehabilitation wird empfohlen, dass die initiale Eingangsbelastung extern nicht zusätzlich erhöht werden darf, um eine mögliche Überforderung zu vermeiden. Die durch die Testkonstruktion und das Medium Wasser applizierte Beanspruchung sollte weiterführend über den Verlauf des ansteigenden Belastungstests um jeweils maximal 20 Watt gesteigert werden, um eingeschränkte leistungsphysiologische Anpassungsreaktionen zu kennzeichnen.

Literatur

- Dressendorfer, R.H., Morlock, J.F., Baker, D.G. & Hong, S.K. (1976). Effects of head-out water immersion on cardiorespiratory responses to maximal cycling exercise. *Undersea Biomedical Research*, 3 (3), 177-187.
- McMurray, R.G., Horvath, S.M. & Miles, D.S. (1983). Hemodynamic responses of runners and water polo players during exertion in water. *Eur. J. Appl. Physiol*, 51, 163-173.
- McMurray, R.G., Fieselmann, C.C., Avery, K.E. & Sheps, D.S. (1988). Exercise hemodynamics in water and on land in patients with coronary artery disease. *J. Cardiopulmonary Rehabil.*, 8, 69-75.
- Morlock, J.F. & Dressendorfer, R.H. (1974). Modification of a standard ergometer for underwater use. *Undersea Biomedical Research*, 1 (4), 335-342.
- Niklas, A., Fuhrmann, P., Hottowitz, R., Walther, G. & Welger, K. (1988). Verfahren und Vorrichtung zur Spiroergometrie im Wasser. *Med. u. Sport*, 28, 5, 150-153.
- Schega, L. (1995). *Zur Belastungssteuerung in der Schwimmtherapie mit Herzinfarktrehabilitanden auf der Grundlage unterschiedlicher spiroergometrischer Diagnosen*. Frankfurt am Main: Peter Lang.

Ist die Prävention von Shin-Splints durch ein Krafttraining der Dorsalflexoren möglich?

1 Einleitung

Die Pronation des unteren Sprunggelenkes beim Laufen spielt für die Entstehung von Überlastungsschäden der unteren Extremität eine entscheidende Rolle (Nigg, 1986). Das mediale Tibiakantensyndrom bzw. Shin-Splint-Syndrom stellt ein typisches Beispiel für ein Missverhältnis von mechanischer Belastung und individueller Belastbarkeit dar, das häufig bei Läufern auftritt (James et al., 1978).

Die durch eine Periostitis bedingten Schmerzen an der medialen Tibiakante werden beim Läufer durch eine exzessive Pronation hervorgerufen. Untersuchungen des Rückfußes in der Frontalebene zeigten, dass beim Laufen die Pronation bei Shin-Splint-Patienten größer ist als bei gesunden Läufern (Gehlsen & Seger, 1980; Viitasalo & Kvist, 1983). Diskutiert werden Stressreaktionen des Knochens auf einwirkende Biege- und Rotationsmomente, insbesondere die Innenrotation der Tibia (Detmer, 1986; Oakes, 1988), sowie Zugkräfte von Muskeln und deren Faszien, die zu einer Insertionstendopathie bzw. einem funktionellen Kompartmentsyndrom führen (Segesser & Nigg, 1980; Segesser et al., 1980; Beck & Osternig, 1994). Verantwortlich ist hierfür die in der Stützphase der Pronation exzentrisch entgegenarbeitende tiefe retrotibiale Muskulatur (Kues, 1990; Thacker et al., 2002).

Zur vollständigen Ausheilung der Schmerzen ist meist eine längere und für den Sportler sehr unbefriedigende Trainingspause notwendig. Um der Entstehung der Schmerzen entgegenzuwirken, wird versucht, die Pronation durch adäquate Einlagen und Sportschuhe zu reduzieren (Thacker et al., 2002). Es stellt sich die Frage, ob neben diesen passiven Maßnahmen nicht eine aktive Reduktion der Pronation herbeigeführt werden kann. Ein Krafttraining der Dorsalflexoren des Fußes wirkt einer exzessiven Pronation entgegen (Feltner et al., 1994) und könnte somit die Ursache des medialen Tibiakantensyndroms vermeiden bzw. einschränken.

Ziel der Arbeit ist es, einen Zusammenhang von Krafttrainingseffekten der Dorsalflexoren und dem Rückfußwinkel beim Laufen in Verbindung mit der Schmerzsymptomatik des Shin-Splint-Syndroms (medialen Tibiakantensyndroms) zu untersuchen. Kurz gesagt: Kann durch ein Training der Dorsalflexoren in die Biomechanik des typischen Shin-Splint-Patienten eingegriffen und somit seine Schmerzen behoben bzw. reduziert werden?

2 Methodik

15 Sportstudenten im Alter von 20 bis 26 Jahren ($x_{\text{Mean}}=22,6$), die unter belastungsabhängigen Schmerzen an der posteromedialen Schienbeinkante litten, wurden un-

tersucht. Es handelte sich bei allen Probanden um Fersnläufer, die eine abgeflachte Fußwölbung und zumindest eine Tendenz zur Überpronation aufwiesen. 8 Teilnehmer, (5 männliche, 3 weibliche) wurden in ein Krafttraining der Dorsalflexoren eingewiesen, welches sie danach eigenständig durchführten und ihre Trainingswerte dokumentierten. Trainiert wurde an einer Maschine (MedX Inc., Ocala, USA). Bei jeder Trainingseinheit wurde eine Serie bis zur vollständigen muskulären Erschöpfung durchgeführt, die nach 9 bis 12 Wiederholungen in 90 bis 120 Sekunden erreicht werden sollte. Die Probanden absolvierten über einen Zeitraum von 8 Wochen zwei bis drei Trainingseinheiten in der Woche. 7 Probanden (5 männliche, 2 weibliche) dienten als Kontrollgruppe.

Vor und nach der Trainingsphase wurden die Gruppen untersucht. Das maximale isometrische Drehmoment wurde an einem Isokinetikgerät (Multi-Joint-System, Biodex, Medical Systems Inc., NY, USA) bestimmt. Bei Pre- und Posttest wurden die identischen Einstellungen des Gerätes und die gleiche Positionierung der Probanden auf dem Gerät vorgenommen. Die Teilnehmer führten die Muskeltests in sitzender Position durch, das Kniegelenk war gestreckt, der Körper wurde durch Gurte fixiert, und die Arme wurden vor dem Brustkorb verschränkt. Bei der Messung der isometrischen Maximalkraft wurde in 115°-Position (aus 90°-Stellung des Fußes 25° nach plantar) der beste der drei Versuche gewertet. Zwischen den Versuchen wurde 60 Sekunden pausiert.

Des Weiteren wurde eine Laufanalyse durchgeführt, um den Einfluss des Krafttrainings auf die biomechanischen Parameter festzustellen. Dabei wurde die Pronation mit einem Rückfußgoniometer mehrmals gemessen. Um die Vergleichbarkeit der einzelnen Lauftests zu gewährleisten wurde zusätzlich zu der Pronation die Bodenreaktionskraft mit einer Kraftmessplatte (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Schweiz) bestimmt, wobei Versuche mit stark abweichendem Verlauf der vertikalen Bodenkraft nicht in die Auswertung mit einbezogen wurden. Berechnet wurden die Mittelwerte des Pronationswinkels über alle Laufversuche jeweils vor und nach der Trainingsphase.

Per Fragebogen wurden vor und nach der Trainingsphase mittels einer numerischen Ratingskala (1 = keine Schmerzen, 9 = sehr große Schmerzen) die Einschätzung der Intensität der Tibiakantenschmerzen sowie der Einfluss der Schmerzen auf das Ausüben der Sportarten bestimmt. Zudem wurden allgemeine Daten, bevorzugte Sportarten und wöchentliche Laufkilometer abgefragt.

3 Ergebnisse und Diskussion

Die statistische Auswertung der Ergebnisse wurde mit dem Vorzeichen-Test durchgeführt.

Die Auswertung der Fragebögen ergab bei allen Trainierenden einen signifikanten Rückgang der Schmerzen nach der Trainingsphase ($p = 0,031$, $\alpha = 0,05$) im Vergleich zur Kontrollgruppe.

Das maximale Drehmoment der Dorsalflexoren zeigte bei der Trainingsgruppe einen hoch signifikanten Anstieg ($p = 0,008$, $\alpha = 0,05$). Das durchschnittliche maximale Drehmoment der Trainingsgruppe stieg von $M_{\max\text{pre}} = 286,75$ Nm auf $M_{\max\text{post}} = 397,25$ Nm an.

Der Betrag des Pronationswinkels wurde als die Auslenkung des Goniometers von der Nullmessung bis zum ersten relativen Pronationsmaximum in der Stützphase bestimmt. Der Mittelwert der Trainingsgruppe betrug vor der Trainingsphase $\beta_{\text{PRO}} = 10,3^\circ \pm 3,4^\circ$, am Ende $\beta_{\text{PRO}} = 7,6^\circ \pm 2,2^\circ$ und zeigt eine Tendenz zur Signifikanz ($p = 0,070$, $\alpha = 0,05$). Die Mittelwerte der Kontrollgruppe zeigten keine signifikanten Veränderungen.

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass sich durch das Krafttraining der Dorsalflexoren die Schmerzen bei allen Probanden reduzieren ließen. Zudem scheint ein Zusammenhang darin zu liegen, dass die Reduktion der Rückfußbewegungen respektive der Pronation durch das Krafttraining der Rückgang der Schmerzen begründet liege. Die Aussagekraft einer Studie mit einer relativ kleinen Probandenzahl ist natürlich begrenzt, dennoch zeigen unsere Ergebnisse, dass sowohl zur Prävention von Shin-Splints als auch anderer Überpronations Syndrome ein Krafttraining der Dorsalflexoren eine effiziente Maßnahme ist, der die funktionelle Bewegungstherapie mehr Beachtung schenken sollte. Zudem soll diese Studie Anlass dazu geben, den Einfluss der Muskelkraft auf die Biomechanik des Laufens weiter zu untersuchen.

Literatur

- Beck, B.R. & Osternig, L.R. (1994). Medial Tibial Stress Syndrome. The Location of Muscles in the Leg in Relation to Symptoms. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 76 A, 1057-1061.
- Detmer, D.E. (1986). Chronic shin splints: classification and management of medial tibial stress syndrome. *Sports Medicine*, 3, 436-446.
- Feltner, M.E., MacRae, H.S.H., MacRae, P.M., Turner, N.S., Hartman, C.A., Summers, M.L. & Welch, M.D. (1994). Strength training effects on rearfoot motion in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26, 1021-1027.
- Gehlsen, G.M. & Seger, A. (1980). Selected measures of angular displacement strength, and flexibility in subjects with and without shin splints. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51, 478-485.
- James, S.L., Bates, B.T. & Osternig, L.R. (1978). Injuries to runners. *American Journal of Sports Medicine*, 6 (2), 40-49.
- Kues, J. (1990). The Pathology of Shin Splints. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 12 (3), 115-121.
- Nigg, B.M. (1986). Biomechanical aspects of running. In B.M. Nigg (ed.). *Biomechanics of Running Shoes* (pp. 1-25). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Oakes, B. (1988). Tibial Pain or Shin Soreness. *Australian Sports Commission, State of the Art Review*, 16, 47-51.
- Perry, J. (1983). Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clinical Orthopedics*, 177, 9-15.
- Segesser, B. & Nigg, B.M. (1980). Insertionstendinosen am Schienbein, Achillodynie und Überlastungsfolgen am Fuß. Ätiologie, Biomechanik, therapeutische Möglichkeiten. *Orthopäde*, 9, 207-214.
- Segesser, B., Nigg B.M. & Morell, F. (1980). Achillodynie und tibiale Insertionstendinosen. *Medizin und Sport*, 20 (3), 79-83.
- Thacker, S., Gilchrest, J., Stroup, D. & Kimsey, D. (2002). The prevention of shin splints in sports: a systematic review of literature. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34, 32-40.
- Viitasalo, J.T. & Kvist, M. (1983). Some biomechanical aspects of the foot and ankle in athletes with and without shin splints. *American Journal of Sports Medicine*, 11, 125-130.

Different triggers underly adaptation in mono- and biarticular muscles in running and cycling

1 Introduction

Muscles have a remarkable ability to adapt to required performance. On a structural level muscle can adapt by changing number of sarcomeres in series or in parallel. These adaptations affect the length at which maximal force can be generated, the dynamic force and power and the maximal force (Lieber & Fridén, 2000). In sport and rehabilitation the adaptability of muscle is exploited to affect motor performance. Optimal design of intervention programs requires insight in mechanisms that trigger and control adaptation. Different mechanisms have been suggested. One is the length-at-use hypothesis, which states that muscles adapt to generate maximal force at the length it is most frequently confronted. An alternative is the contraction-mode hypothesis, which states that morphology of muscles is changed to have eccentric actions occur on the ascending limb of the force-length curve, in order to prevent damage that is assumed to result from eccentric contractions on the descending limb.

In this study, the end result of adaptations in mono- and biarticular knee extensors of runners and cyclists were compared. In running the monoarticular knee extensors operate at considerable smaller lengths than in cycling, moreover in running eccentric activity is required, while in cycling only concentric activity is required. The biarticular muscle operates at similar length in both activities; however in running the muscle is involved in an active stretch-shortening cycle, while in cycling this muscle is only concentrically active. If length-at-use hypothesis governs adaptation larger optimal lengths in the monoarticular knee extensors in cyclists are expected and similar optimal lengths in the biarticular muscle. If alternatively, contraction-mode controls adaptation it is predicted that in runners optimal lengths of both mono- and biarticular knee extensors are larger than in cyclists.

2 Methods

Ten recreationally trained runners and ten cyclists participated in the study. The runners covered at least 20Km/week, while cyclists rode at least 100Km/week. On a dynamometer [Cybex II] they performed maximal voluntary isometric contractions at twenty different combinations of knee and hip joint angles. Five knee joint angles, ranging from full extension [0 degrees] to 100 degrees flexion, and four hip joint angles, covering the range from full extension [180 degrees] to 80 degrees anteflexion,

were applied. Each contraction was maintained two seconds, between the contractions three minutes of rest were allowed. A procedure described elsewhere (Savelberg & Meijer, in press) was applied to separate the contribution of mono- and biarticular muscles. This protocol enabled the change in contribution to the extending knee joint moment of the monoarticular *vasti*-group to be presented as function of the knee joint angle and the change in the moment generated by the biarticular *rectus femoris* to be presented as function of the normalised muscle length (Hawkins & Hull, 1990). These patterns are referred to as delta-vasti and delta-RF.

3 Results

The maximal extending knee joint moments did not differ significantly between runners ($194 \pm 47 \text{ Nm}$) and cyclists ($222 \pm 49 \text{ Nm}$). The knee joint angle at which this maximum was reached was significantly larger, i.e. less extended in cyclists. In the properties of the mono- and biarticular muscles that underlie these overall curves significant differences were found. In cyclists two classes of moment-length curves of the biarticular muscle were found. Half of the group showed *rectus femoris* that operated on the ascending slope of the moment-length curve, as appeared in the runners too; the other half of the cyclists had descending moment-length curves for the biarticular *rectus femoris* (Fig. 1).

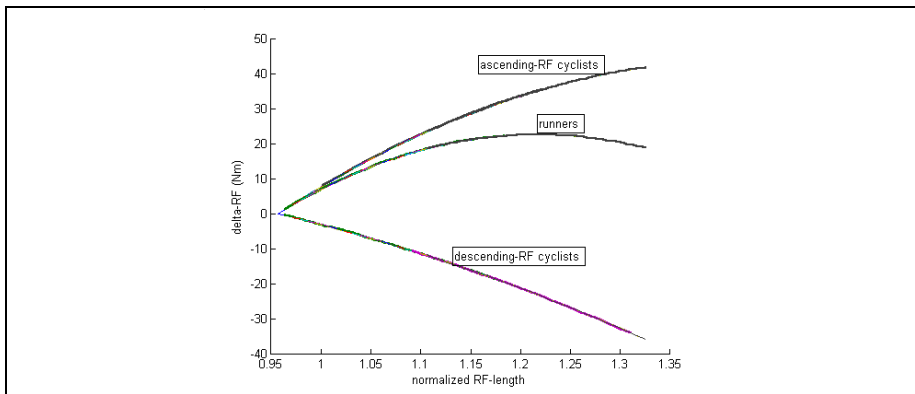


Fig. 1. The length-moment relationship of *m. rectus femoris* for runners and cyclists. Delta-RF is presented as the change with respect to moment generated at the shortest normalizes (Hawkins and Hull, 1990) muscle length considered. This reference length resembles the length at an extended knee joint angle and to 80 degrees anteflexed hip joint angle.

The range of delta-vasti was significantly larger in the cyclists ($154 \pm 41 \text{ Nm}$) than in the runners ($111 \pm 31 \text{ Nm}$). Moreover, the optimal length of this muscle group occurred at 10 degrees larger knee joint angles in the descending-RF cyclists (87 ± 7 degrees) than in the runners (74 ± 7 degrees) and the ascending-RF cyclists (77 ± 7 degrees; Fig. 2).

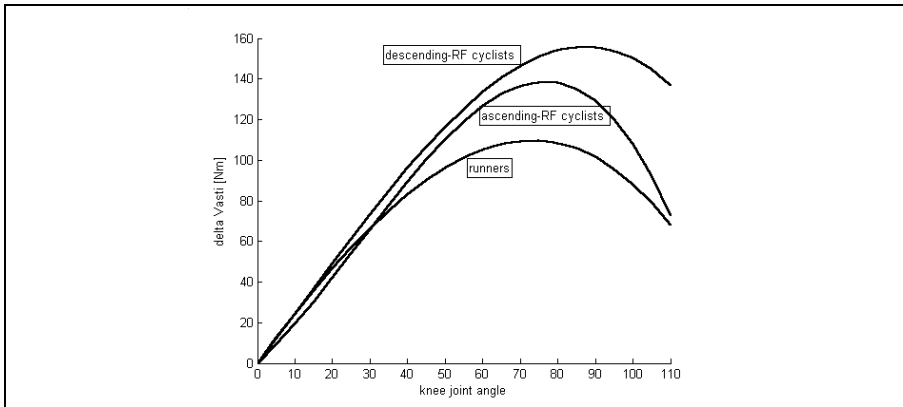


Fig. 2. Change in extending knee joint moment (*delta-vasti*) generated by the *mm. vasti* as a function of knee joint angle for runners and cyclists. *Delta-vasti* is presented as the change relative to the joint moment generated at an extended knee joint (0 degrees).

4 Discussion

This study demonstrated that runners and cyclists have different moment-length/angle relationships for both mono- and biarticular knee extensors. Assessment of total extending knee joint moments does not reveal these differences. Consequently, the common practice of determining maximal (knee) joint moments is not sufficient to characterise or evaluate adaptations in muscles in response to therapy or training. Also the assumption of fixed optimal lengths of muscles and fixed relations between muscles, as often applied in simulation studies, is challenged by the present results.

The data on the biarticular muscle show that two groups of cyclists exist: an ascending-RF and a descending-RF group. Herzog et al. (1991) found ascending RF-curves for elite runners and descending-RF curves for elite cyclist. The subjects in the present study were less specialized, consequently it can be expected that their adaptations are less pronounced. The discrimination of two groups of cyclists, and the idea that elite cyclists display descending moment-length curves for the *m. rectus femoris* (Herzog et al., 1991) suggests that adaptation from running (the evolutionary starting point) to cycling occurs in stages. In a first stage the range of *mm. vasti* is adapted (as seen in the ascending-RF cyclists) and in a second stage optimal length of both mono- and biarticular muscles are tuned.

The differences in the biarticular muscles of the runners and the descending-RF cyclists reject the length-at-use hypothesis for this muscle. If length-at-use was to control optimal length of this muscle, similar optimal lengths were expected. Contrarily, the differences found for *m. rectus femoris* agree with what would have been expected based on the contraction-mode hypothesis. In running an eccentric phase is present. Keeping optimal length at large muscle lengths might prevent the muscle

to operate on the descending limb of the force-length curve during an eccentric contraction (Morgan, 1990). For the monoarticular muscle group the opposite is seen: the adaptations in the *mm. vasti* contradict the contraction-mode hypothesis, but are in accordance to expectations based on the length-at-use hypothesis. Under the contraction-mode hypothesis, it was expected that to avoid eccentric contractions on the descending limb of the length-force relationship, optimal length of *mm. vasti* would occur at larger muscle lengths in runners. The opposite was found. This observation fits the fact that cyclists use these muscles at larger lengths. Based on this we conclude that triggers that control adaptation in muscles is related to performance requirements. In runners the contraction-mode seems to trigger the biarticular extensor to maintain a large optimal length, while in cyclists length-at-use seems to push the monoarticular extensors to adapt to larger optimal lengths. For runners this can be interpreted as optimising muscle length of the biarticular muscle to have it operate on the ascending limb in order to protect it from damage during eccentric actions. The increased length of the *mm. vasti* allows cyclists to increase dynamic force and power output. Moreover, differences found might be triggered by constraints imposed by coordination. Hof (2001) showed that the relative contribution of mono- and biarticular muscles affect the direction of the external force, *i.e.* the force applied to the ground in running or to the pedal in cycling. In particular, an increased contribution of the biarticular *m. rectus femoris* will direct the external force more forwardly. This study found that compared to cyclists, runners have a relatively higher contribution of *m. rectus femoris*. This will give runners more freedom to direct the external force optimally. It can be speculated that in running directing the external force is more crucial than in cycling, as it has a direct impact on stability. From these interpretations it can be concluded that training or therapy should focus on the required performance. Not just any (strength) training fits for any performance improvement. For example, training on a bicycle, although it improves strength, might be counterproductive for running activities, as it seems to neglect the development of the biarticular extensors.

References

- Hawkins, D. & Hull, M.L. (1990). A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *J Biomech*, 23, 487-494.
- Herzog, W., Guimaraes, A.C., Anton, M.G. & Carter-Erdman, K.A. (1991). Moment-length relations of rectus femoris of speed skaters/cyclists and runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23, 1289-1296.
- Hof, A.L. (2001). The force resulting from the action of mono- and biarticular muscles in a limb. *J.Biomech.*, 34, 1085-1089.
- Lieber R.L. & Fridén, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*, 23, 1647-1666.
- Morgan, D.L. (1990). New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophys. J.*, 57, 209-221.
- Savelberg, H.H.C.M. & Meijer, K. (in press; 2003). Contribution of mono- and biarticular muscles to extending knee joint moments in runners and cyclists. *Journal of Applied Physiology* [online publication, doi: 10.1152/jappphysiol.01001.2002].

Veränderung von Muskel-Sehneneigenschaften während zyklischer Muskelkontraktionen

1 Einleitung

Adaptation als Antwort auf Belastungen ist eine Grundeigenschaft biologischer Systeme, z.B. des Muskel-Sehnen-Komplexes. Die Veränderung der Muskeleigenschaften kann langfristig durch Training erfolgen, es gibt aber auch eine kurzzeitige Adaptation der Muskeleigenschaften während zyklischer Kontraktionen, z.B. laufen, rennen, schwimmen. Work-Loop-Experimente (Josephson, 1985) ermöglichen die Untersuchung isolierter Muskeln unter zyklischen Bedingungen. Ergebnisse verschiedener Studien (James, 1996; Altringham, 1990; Siebert, subm. a) zeigen eine Veränderung in der Form des Kraft-Zeit Verlaufs sowie die Abnahme der vom Muskel pro Zyklus verrichteten Arbeit mit zunehmender Zyklusnummer. Work-Loop-Experimente können auf Basis eines biomechanischen Muskelmodells simuliert werden. Die spezifischen Muskeleigenschaften wurden mit der ISOFIT-Methode an einer Serie isokinetischer Kontraktionen bestimmt (Siebert, subm. b). Der erste Zyklus konnte mit einer hohen Genauigkeit beschrieben werden (Siebert, subm. a). Im Vergleich zur Simulation entsprach die Arbeitsabgabe des ersten Zyklus $102 \pm 6\%$. Alle weiteren Zyklen zeigten zunehmend größere Unterschiede zwischen den Messungen und der Simulation. Bezogen auf die Arbeitsabgabe des ersten Zyklus ergab sich eine Abnahme um $10 \pm 6\%$ für den zweiten, $13 \pm 7\%$ für den dritten und $17 \pm 11\%$ für den vierten Zyklus. Das Muskelmodell mit einem konstanten Muskelparametersatz ist nicht in der Lage, diese Veränderungen zu beschreiben. Dies führt zu der Frage, welche Muskeleigenschaften für die beobachteten Veränderungen verantwortlich sind. In dieser Studie variieren wir innerhalb unseres Modellansatzes verschiedene Muskeleigenschaften und vergleichen die Simulationen mit den experimentellen Daten:

- Veränderung der Kraft-Geschwindigkeits Beziehung zur Simulation metabolischer Ermüdung;
- Veränderung der Länge der serienelastischen Komponente (SEC) während zyklischer Belastungen;
- Veränderung der Steifigkeit der SEC zur Simulation von Preconditioning Effekten.

2 Methodik

Der isolierte M. dorsal semitendinosus von *Rana pipiens* wurde an einem Hebelarm-system (Cambridge Technologies 300 B) fixiert, welches in der Lage war, eine sinusförmige Bewegung vorzugeben, sowie gleichzeitig die Längenänderung und die vom Muskel produzierte Kraft zu messen. Amplitude und Frequenz der Schwingung

sowie die Stimulationsdauer wurden mit dem Ziel der Maximierung der Arbeitsabgabe variiert. Die Stimulation des Muskels erfolgte 10 ms vor Beginn der Verkürzungsphase. Die Reaktion des Muskels wurde über 5 Work-Loop Zyklen gemessen. Die Simulation der Experimente erfolgte auf Grundlage eines biomechanischen Modells bestehend aus einer parabolischen Kraft-Längen Funktion, einer Kraft-Geschwindigkeits-Funktion, einem linearen serienelastischen Element (SEC), sowie einer Aktivierungs-Deaktivierungsfunktion. Die für die Simulation notwendigen Muskelparameter wurden sämtlich mit der ISOFIT-Methode bestimmt (Siebert, subm. b). Ergebnis der ISOFIT-Methode sind 3 Parameter für die Kraft-Geschwindigkeits Relation, 2 Parameter für die Kraft-Längen Relation und 1 Parameter für die Charakteristik der SEC. Die Parameter der Aktivierungs-Deaktivierungsfunktion werden durch isometrische Kontraktionen bei der optimalen Muskellänge (L_0) mit dem Muskelmodell und den festgesetzten Muskelparametern bestimmt. Die Simulation des ersten Work-Loops wurde mit unveränderten Muskelparametern durchgeführt. In den folgenden Loops wurde die Variation jeweils eines Parameters hinsichtlich der Optimierung des Kraftmaximums während des Zyklus zugelassen. Die Sehnensteifigkeit wurde geändert und die metabolische Ermüdung wurde durch Multiplikation der Muskelkraft mit einem Ermüdungsfaktor e ($0 < e < 1$) simuliert. Simulationen mit Verlängerung der SEC bei gleichbleibender Steifigkeit wurden hinsichtlich der experimentellen Arbeitsabgabe des Muskels pro Zyklus optimiert. Die Variation der Muskelparameter wurde für eine Work-Loop Studie mit 5 Hz Zyklusfrequenz, 1 mm Amplitude und 70 ms Stimulationsdauer durchgeführt (Abb. 1). Simulation und Messung wurden bezüglich der vom Muskel pro Zyklus verrichteten Arbeit

$$W = \int F dL, \quad (1)$$

wobei F die Muskelkraft und L die Muskellänge ist, sowie der mittleren-quadrischen Abweichung (S_m) zwischen dem simulierten (F_{sim}) und experimentellen (F_{mess}) Kraft-Zeit Verlauf verglichen. F_{isom} ist die isometrische Maximalkraft des Muskels bei L_0 .

$$S_m = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (F_{sim(i)} - F_{mess(i)})^2}{(n-1)}} \cdot F_{isom}^{-1} \quad (2)$$

Durch eine Sensitivity Analyse wurde der Ermüdungsparameter e sowie die Steifigkeit der SEC hinsichtlich der minimalen mittleren-quadrischen Abweichung S_m bei größtmöglicher Übereinstimmung in der Arbeitsabgabe optimiert.

3 Ergebnisse

Die Simulationen können den Kraft-Zeit Verlauf des ersten Zyklus gut beschreiben (Abb. 1). Das Muskelmodell mit einem unabhängig bestimmten Muskelparametersatz ist nicht in der Lage die Veränderungen in den weiteren Belastungszyklen zu beschreiben (Abb. 1). Während der Messung nimmt die vom Muskel pro Zyklus verrich-

tete Arbeit vom ersten auf den fünften Zyklus um 20% ab. Die mittlere-quadratische Abweichung S_m zwischen simulierten und experimentellen Kraft-Zeit Verlauf nimmt von 2.3% für den ersten Zyklus auf 4.2% für den fünften Zyklus zu (Tab. 1). Als Ergebnis der Optimierung der Sehnensteifigkeit auf das Kraftmaximum des jeweiligen Zyklus ergab sich ein ‚weicher werden‘ der SEC (Abb. 1). Die Steifigkeit der SEC nahm von dem Ursprungswert $k_{sec}= 860$ N/m für den ersten Zyklus auf 600 N/m für den Zweiten, 450 N/m für den Dritten, 380 N/m für der Vierten und 350 N/m für den fünften Zyklus ab. Die Verringerung der Steifigkeit führt zur Erhöhung der Kontraktionsgeschwindigkeit im kontraktile Element während des Kraftanstieges in der ersten Phase des Work-Loops. Dies führt, bedingt durch die Kraft-Geschwindigkeits Abhängigkeit, zur Verringerung der vom Muskel generierten Kraft. Während des Kraftabfalls in der zweiten Phase des Work-Loops verkürzt sich die Sehne, was eine Verringerung der Kontraktionsgeschwindigkeit im kontraktile Element und somit erhöhte Kraftwerte zur Folge hat (Abb. 1, *). Beide Effekte heben sich bezüglich der resultierenden Arbeitsabgabe des Muskels nahezu auf. Die Netto Arbeitsgabe des Muskel bleibt annähernd unverändert (minimale Zunahme) und ist nahezu unabhängig von der Sehnensteifigkeit (Tab. 1). Die mittlere Abweichung S_m zwischen beiden Kurven wird unter anderen durch die übereinstimmende erste Kraftspitze auf 3.5% für den fünften Zyklus reduziert (Tab. 1).

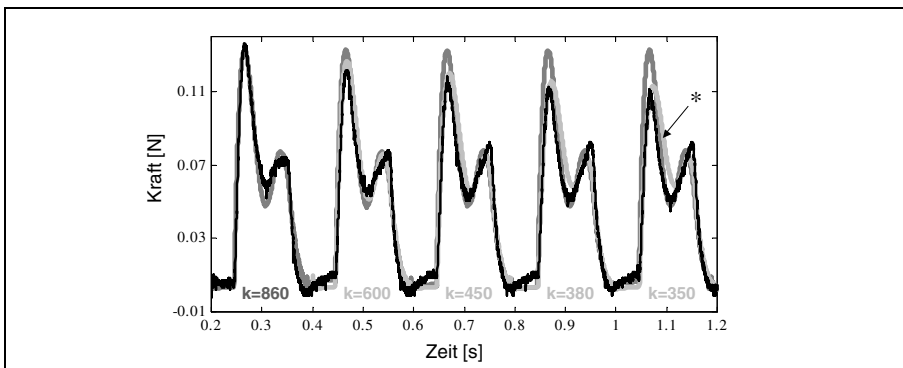


Abb. 1. Kraft-Zeit Verlauf für ein Work-Loop-Experiment mit 5 Hz Zyklusfrequenz, 1 mm Amplitude und 70 ms Stimulationsdauer (5 Zyklen). Schwarze Kurve: Messung. Dunkelgraue Kurve: Simulation mit unveränderten Parametersatz. Hellgraue Kurve: Simulation mit abnehmender Steifigkeit (k) der SEC.

Die Einführung des Ermüdungsfaktors e senkt die isometrische Maximalkraft sowie die maximale Leistung des Muskels. Optimiert auf das Kraftmaxima des jeweiligen Zyklus ergab sich $e=0.94$ für den zweiten Zyklus, $e=0.89$ für den Dritten, $e=0.86$ für den Vierten und $e=0.84$ für den fünften Zyklus (Tab. 1). Die simulierte Arbeitsabgabe nimmt in Übereinstimmung mit der Messung mit zunehmender Zyklusnummer ab, unterschätzt aber die experimentellen Werte um etwa 3%. Dies entspricht bei Übereinstimmung mit der ersten Kraftspitze einer Unterbewertung der zweiten Kraftspitze im Zyklus (Abb. 2, Δ), resultierend in einer Zunahme der mittleren-quadratischen

Abweichung S_m von 2.3% im ersten auf 3.8% im fünften Zyklus (Tab. 1). Als Ergebnis der Optimierung der Länge der SEC auf die Arbeitsabgabe des jeweiligen Zyklus ergab sich eine Verlängerung der SEC. Bezüglich der Ausgangslänge wurde die SEC im zweiten Zyklus 7.6%, im Dritten 10% im Vierten 11.5% und im Fünften 12.3% länger (Tab. 1). Bei reproduzierter Arbeitsabgabe des Muskels führte dies zur Zunahme der Abweichungen im Kraft-Zeit Verlauf (Abb. 2, dunkelgr. Kurve). Die Verlängerung der SEC verschiebt den Arbeitspunkt der Muskulatur auf den aufsteigenden Ast der Kraft-Längen Kurve.

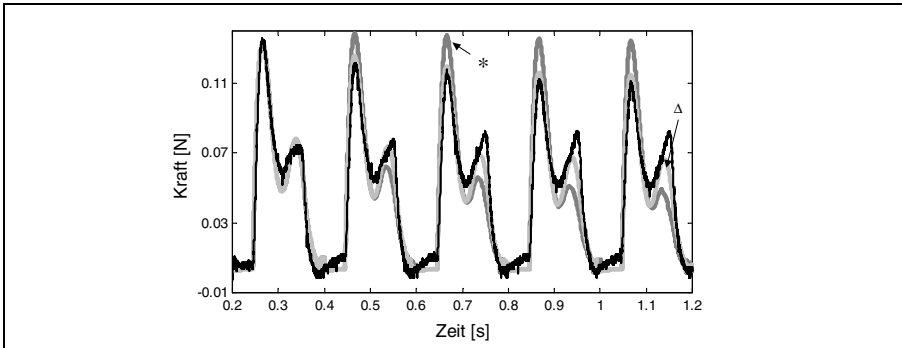


Abb. 2. Kraft-Zeit Verlauf für ein Work-Loop-Experiment mit 5 Hz Zyklusfrequenz, 1 mm Amplitude und 70 ms Stimulationsdauer (5 Zyklen). Schwarze Kurve: Messung. Dunkelgraue Kurve: Simulation mit Variation der SEC Länge. Hellgraue Kurve: Simulation mit zunehmend metabolisch ermüdetem Muskel.

Zu Beginn des Work-Loop Zyklus befindet sich der Muskel im gedehnten Zustand und somit bezüglich der Kraft-Längen Abhängigkeit auf einem höheren Kraftwert. Die Zunahme der Kraftmaxima sowie die deutliche Abnahme der zweiten Kraftspitze (Abb. 2, *) entspricht nicht den Experimenten. Dies führt zu einer Zunahme der mittleren-quadratischen Abweichung S_m auf 7% (Tab. 1).

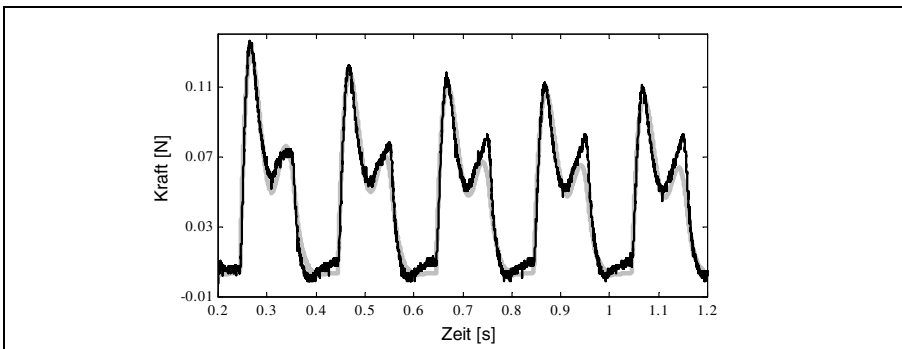


Abb. 3. Kraft-Zeit Verlauf für ein Work-Loop-Experiment mit 5 Hz Zyklusfrequenz, 1 mm Amplitude und 70 ms Stimulationsdauer (5 Zyklen). Schwarze Kurve: Messung. Hellgraue Kurve: Simulation mit optimierten Ermüdungsfaktor e und optimierter Steifigkeit der SEC.

Tab. 1. Experimentelle (W_{mess}) und simulierte (W_{sim}) Arbeitsabgabe des Muskels pro Zyklus in Abhängigkeit von den veränderten Parametern. S_m : mittlere Abweichung. e : Ermüdungsfaktor. L_{sec+} : Verlängerung der SEC. k_{sec} : Steifigkeit der SEC.

		1. Zyklus	2. Zyklus	3. Zyklus	4. Zyklus	5. Zyklus
ISOFIT Parameter	$W_{mess} (J) \cdot 10^{-4}$	1.51	1.36	1.28	1.24	1.21
	$W_{sim} (J) \cdot 10^{-4}$	1.42	1.42	1.42	1.42	1.42
	$W_{mess(i)} / W_{mess(j)}$	100%	90%	85%	82%	80%
	S_m	2.3%	2.8%	3.6%	4.0%	4.2%
	$W_{mess(i)} / W_{sim(i)}$	106%	96%	90%	87%	85%
Variation k_{sec}	$K_{sec} (N/m)$	860	600	450	380	350
	$W_{sim} (J) \cdot 10^{-4}$	1.42	1.44	1.47	1.48	1.48
	S_m	2.3%	2.6%	3.0%	3.3%	3.5%
	$W_{mess(i)} / W_{sim(i)}$	106%	95%	87%	84%	82%
	e	1	0.94	0.89	0.86	0.84
Variation Ermüdung	$W_{sim} (J) \cdot 10^{-4}$	1.42	1.32	1.25	1.21	1.16
	S_m	2.3%	2.9%	3.4%	3.7%	3.8%
	$W_{mess(i)} / W_{sim(i)}$	106%	103%	103%	103%	104%
	$L_{sec+} (mm)$	0	1	1.3	1.5	1.6
	Variation SEC Länge	$W_{sim} (J) \cdot 10^{-4}$	1.42	1.36	1.29	1.25
S_m		2.3%	4.4%	5.7%	6.5%	7.0%
$W_{mess(i)} / W_{sim(i)}$		106%	100%	100%	100%	100%
e		1	0.94	0.89	0.87	0.85
Optimierung		$K_{sec} (N/m)$	650	500	460	420
	$W_{sim} (J) \cdot 10^{-4}$	1.44	1.37	1.30	1.28	1.25
	S_m	2.0%	2.1%	2.6%	2.8%	2.9%
	$W_{mess(i)} / W_{sim(i)}$	105%	99%	99%	97%	97%

Die Optimierungsrechnungen bezüglich des Ermüdungsparameters e und der Steifigkeit der SEC ergaben eine reduzierte mittlere Abweichung zwischen 2 und 3% für die Beschreibung der 5 Zyklen bei geringfügiger Unterschätzung der Arbeitsabgabe (Tab. 1). Die Veränderungen des experimentellen Kraft-Zeit Verlaufs kann in der Simulation gut beschrieben werden (Abb. 3). Die Variation beider Parameter führte zu einer Abnahme der Steifigkeit der SEC um 38% vom ersten bis zum fünften Zyklus verbunden mit einer metabolischen Ermüdung um 15%. Die über 5 Zyklen annähernd gleich bleibende 2. Kraftspitze wird in den Simulationen unterschätzt (Abb. 3).

4 Diskussion

Auf der Grundlage des verwendeten Muskelmodells ist es möglich den Einfluss der im Model integrierten Eigenschaften auf die beobachteten Veränderungen während der Work-Loop Studien zu untersuchen. Die Verlängerung der SEC sowie die Einführung eines Ermüdungsfaktors resultieren in der gewünschten Verringerung der Arbeitsabgabe des Muskels, wobei die Verlängerung der SEC um bis zu 12,5% zu stark abweichenden Kraft-Zeit Verläufen führt und im maximalen Dehnungsbereich von 10-15% der Sehne liegt (Fung, 1993). Weiterhin führt die Verlängerung der SEC zu einer unbefriedigenden Beschreibung der Messungen verbunden mit einer maximalen mittleren-quadratischen Abweichung S_m von 7%. Somit scheint die Variation der SEC Länge nicht hauptverantwortlich für die Veränderungen innerhalb der Work-Loops Zyklen zu sein.

Die Verringerung der Steifigkeit der SEC kann die reduzierte Arbeitsabgabe im Muskel nicht erklären führt aber bei Minimierung der ersten Kraftspitze zu annähernd unveränderten Kraftwerten für die zweite Kraftspitze, wie sie in den Messungen zu beobachten sind. Die Verringerung der Steifigkeit um über 50% innerhalb von 5 Zyklen kann nicht mit den von Wang (1995a, 1995b) an isolierten Sehnen beschriebenen Effekten erklärt werden, da es sich bei diesen Untersuchungen um eine deutlich größere Zykluszahl und höhere Zeitkonstanten (1 h) handelt. Die Abnahme der Steifigkeit ist in diesem Fall auf die zunehmende Zerstörung von Kollagenfasern zurückzuführen. Für unsere Experimente ist dies auszuschließen, da es sich um eine kurzzeitige aber reversible Veränderung der Muskelparameter handelt. Vidik (1973) zeigt an Kollagenfasern die Abnahme der Steifigkeit um über 100% in 3 Zyklen für konstante Dehnungen, wobei hier die Zyklusdauer nicht angegeben ist. Die Steifigkeit der SEC in dem von uns untersuchten Muskel-Sehnen Komplex ist die Summe aus der Steifigkeit der Sehne, der Aponeurose und der kontraktile Einheit. Veränderungen der Steifigkeit können also durch das kontraktile Element beeinflusst sein, z.B. durch Variation der Anzahl der verbundenen Querbrücken. Die Optimierungsrechnungen führen im Hinblick auf eine Anpassung an die experimentellen Daten zu einer Verringerung der Steifigkeit, vor allem vom ersten auf den zweiten Zyklus, verbunden mit einer metabolischen Ermüdung des Muskels. Das Niveau der Beschreibung des ersten Zyklus kann durch diese Anpassungen für die folgenden Zyklen erhalten bleiben. Basierend auf den vorgestellten Simulationen vermuten wir, dass die experimentell gemessene Veränderung der Work-Loops auf eine Veränderung der Steifigkeit der SEC und einer metabolischen Ermüdung des Muskels zurückzuführen ist. Diese Vermutung ist durch geeignete Experimente zu überprüfen. Im Sport können diese Effekte Einfluss auf die ersten Wiederholungen zyklischer Kontraktionen sowie auf den Übergang von statischen Kontraktionen zu ‚stretch-shortening-cycles‘ haben.

Literatur

- Altringham, J.D. & Johnston, I.A. (1990). Modelling muscle power output in a swimming fish. *J Exp Biol*, 148, 395-402.
- Fung, Y.C. (1993). *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. New York: Springer.
- James, R.S., Young, I.S., Cox, V.M., Goldspink, D.F. & Altringham, J.D. (1996). Isometric and isotonic muscle properties as determinants of work loop power output. *Pflügers Arch*, 432, 767-774.
- Josephson, R.K. (1985). Mechanical power output from striated muscle during cyclical contraction. *J Exp Biol*, 114, 493-512.
- Siebert, T., Wagner, H. & Blickhan, R. (submitted a). Prediction of work and power loops based on a biomechanical model. *J Muscle Res Cell Motility*.
- Siebert, T., Wagner, H. & Blickhan, R. (submitted b). ISOFIT – A model-based method to measure muscle-tendon properties simultaneously. *J Exp Biol*.
- Viidik, A. (1973). Functional Properties of Collagenous Tissues. In D.A. Hall & D.S. Jackson (eds.), *International Review of connective Tissue Research* (pp. 127-209). New York: Academic Press.
- Wang, X.T. & Ker, R.F. (1995a). Creep rupture of wallaby tail tendons. *J Exp Biol*, 198, 831-845.
- Wang, X.T., Ker, R.F., Alexander, R.M. (1995b). Fatigue rupture of wallaby tail tendons. *J Exp Biol*, 198, 847-852.

Form-Funktions-Analyse des Gelenkknorpels mit quantitativer Magnetresonanztomographie (qMRT)

1 Einleitung

Eine der grundsätzlichen Fragen der Biomechanik ist, ob bzw. inwieweit der Aufbau der Gewebe des Bewegungsapparates und anderer Organsysteme als Ausdruck ihrer mechanischen (funktionellen) Beanspruchung anzusehen ist. Die alternative Auffassung besteht darin, deren Form als vollständig genetisch vorprogrammiert zu betrachten, ohne eine Möglichkeit der postnatalen Anpassung an aktuelle mechanische Bedingungen.

Für den Knochen wurden bereits Ende des 19. Jahrhunderts Gesetzmäßigkeiten formuliert (Wolffsches Gesetz), nach denen sich dessen äußere und innere Form als Ausdruck der Einwirkung von Kräften interpretieren lässt (Roesler, 1987). Moderne Bone-Remodeling-Theorien sind heute in der Lage, auf Basis mathematisch formulierter Algorithmen die funktionelle Anpassung des Knochengewebes mit hoher Zuverlässigkeit vorherzusagen (Carter et al., 1991; Huiskes & Hollister, 1993; Van Rietbergen et al., 1993). Dies ist nicht nur aus grundlagen-wissenschaftlicher Sicht von Bedeutung, sondern lässt sich z.B. auch für die Optimierung von Endoprothesen nutzen, die den Knochen nicht vollkommen von mechanischer Beanspruchung abschirmen dürfen (sog. stress shielding) (Huiskes, 1997; Van Rietbergen et al., 1993). Auch das Muskelgewebe weist offenkundige Anpassungsmöglichkeiten an die aktuelle bis mittelfristige mechanische Beanspruchung auf. Dies kommt sowohl beim sportlichen Training (vor allem beim Body Building) als auch bei postoperativer Immobilisation oder beim Aufenthalt in der Schwerelosigkeit augenscheinlich zum Ausdruck (Edgerton et al., 2002).

Für den Gelenkknorpel ist der Zusammenhang von mechanischer Beanspruchung und biologischer Anpassung jedoch in weit geringerem Maße erforscht. Dies ist nicht zuletzt darauf zurückzuführen, dass sich dieses Gewebe bis vor kurzem einer direkten, nichtinvasiven Darstellung am Lebenden entzogen hat (s.u.). Die morphologische Integrität und mechanische Kompetenz des Gelenkknorpels stellt jedoch eine unabdingbare Voraussetzung für die Funktionstüchtigkeit synovialer Gelenke dar, welche die Bewegungsfreiheit und Leistungsfähigkeit im Alltag gewährleisten. Es ist daher auch von großem praktischen Interesse, das physiologische Fenster zu bestimmen, innerhalb dessen sich Gelenke bzw. der Gelenkknorpel an mechanische Beanspruchung anpassen können, ohne irreversiblen Schaden zu erleiden. Diese Kenntnis kann u.U. auch dazu genutzt werden, Heilungsvorgänge des Gewebes nach Verletzungen bzw. das Einheilen von Knorpeltransplantaten durch adäquate mechanische Stimuli zu fördern (Salter, 1989, 1994).

In diesem Zusammenhang ergeben sich drei wesentliche Fragen:

1. Wie hoch sind die mechanischen Reize/Stimuli im Gelenkknorpel unter In-situ bzw. In-vivo-Bedingungen bei physiologischer Belastung der Gelenke?
2. Wie reagieren die Chondrozyten auf diese Stimuli (z.B. Einfluss auf biosynthetische Aktivität, Apoptose, etc.)?
3. Wie wirkt sich diese Modifikation der Zellaktivität auf die Morphologie und Struktur des Knorpelgewebes aus?

Das vorliegende Kapitel befasst sich mit neuen Möglichkeiten, welche sich mit der quantitativen MRT für die Beantwortung der Fragen 1 und 3 ergeben.

2 Form und Funktion des Gelenkknorpels

Die spezifische Funktion des Gelenkknorpels ist es, Kräfte gleichmäßig von einem Segment des Bewegungsapparates auf ein anderes zu übertragen und, insbesondere bei dynamischer Aktivität, ein möglichst reibungsfreies Gleiten der Gelenkflächen zu gewährleisten (Hills, 2000; Jin et al., 2000). Dieser Aufgabe kann der Knorpel deshalb adäquat nachkommen, weil er aufgrund seines komplexen morphologischen Aufbaus ein im mechanischen Sinne höchst funktionelles und widerstandfähiges Gewebe darstellt (Mow et al., 1984, 1993).

Das Volumen des Gelenkknorpels besteht nur zu ca. 2-4% aus Zellen und zu ca. 96-98% aus Zwischenzellsubstanz (Hunziker et al., 2002). Obwohl er lichtmikroskopisch zunächst recht einheitlich erscheint, besitzt er ein hohes Maß an Heterogenität, welche sowohl die verschiedenen Knorpelschichten (Tangentialzone, Transitionalzone, Radiärzone, verkalkter Gelenkknorpel) wie auch unterschiedliche Regionen der Gelenkfläche (Hauptbelastungszonen und Randzonen) betrifft. Die biosynthetische Aktivität der Zellen wird sowohl in Kultur als auch in situ von externen (mechanischen) Stimuli beeinflusst, wobei dynamische Beanspruchung zu einer Erhöhung und statische Belastung zu einer Reduktion der Syntheseleistung führt (Buschmann et al., 1996; Kim et al., 1995; Quinn et al., 1998; Sah et al., 1989; Urban, 1994; Wong et al., 1997).

Das für das Knorpelgewebe typische Kollagen ist der Typ II, welches durch Kollagen IX und andere Makromoleküle (z.B. COMP, Decorin, Fibromodulin u.a.) zu einem komplexen Maschenwerk vernetzt werden (Hunziker et al. 2002). Im Alter können nicht-enzymatisch Glykolisierungsprodukte (Pentosidin) zu einer erhöhten Steifigkeit des Gelenkknorpels führen (Bank et al., 2002; Verzijl et al., 2002). Das Kollagenetzwerk weist in der Tangentialzone eine horizontale, parallel zur Gelenkfläche ausgerichtete und in der Radiärzone eine vertikale Vorzugsrichtung der Fasern auf.

Der Tangentialzone kommt eine besondere Bedeutung für die Mechanik des Gelenkknorpels zu; sie verformt sich stärker als die anderen Zonen, bewirkt eine gleichmäßigere Verteilung der mechanischen Dehnungen im Gewebe (Glaser &

Putz, 2002) und ermöglicht einen hydrostatischen Druckaufbau, indem sie den Flüssigkeitsfluss aus dem Gewebe in die Gelenkhöhle limitiert (Setton et al., 1993). Zwischen der Kollagenmatrix und dem Zytoskelett der Chondrozyten scheint über die sog. Integrine eine transmembranäre Kopplung zu bestehen, so dass bei Deformation des Gewebes nicht nur das Volumen der Zellen selbst, sondern auch das ihres Zellkerns abnimmt (Guilak et al., 1999; Guilak, 2000). Es wird diskutiert, ob dieser Mechanismus neben anderen, wie z.B. elektrischen Potentialen durch Flüssigkeitsströme in der Matrix (Kim et al., 1995), zur Regulation der synthetischen Aktivität der Chondrozyten beiträgt.

An die Kollagenmatrix sind die große Proteoglykanmoleküle gebunden, deren Turn-over-Zeit ca. 80 Tage beträgt. Hauptvertreter der Proteoglykane ist das Aggrecan, welches sich dadurch auszeichnet, dass über seine mit Keratansulfat und Chondroitinsulfat besetzten Seitenketten große Mengen Flüssigkeit gebunden werden können. Der Knorpel besteht daher zu 70-80% aus Flüssigkeit; der in ihm aufgebaute „Quellungsdruck“ führt dazu, dass die Kollagenmatrix unter Spannung gesetzt wird (Maroudas, 1976). Dies verleiht dem Gelenkknorpel seine typischen Eigenschaften. Mechanisch kann der Gelenkknorpel als biphasisches Gewebe betrachtet werden (Mow et al., 1984, 1993), dessen Deformationsverhalten durch das Zusammenwirken der „solider“ (Proteoglykan-Kollagen-)Matrix und der an sie gebundenen, ionenreichen Flüssigkeit bestimmt wird. Initial kommt es bei Druckbelastung zu einem hydrostatischen Druckaufbau im Gewebe, wobei sich das Material isokorisch verhält, d.h. sein Volumen bleibt konstant. Während diese initiale Deformation als „elastisch“ beschrieben werden kann (einwirkende Kraft und Deformation stehen in einem konstanten, linearen Verhältnis), kommt es bei kontinuierlicher Belastung sehr rasch zu Flüssigkeitsverschiebungen innerhalb und aus der Matrix. Diese Verschiebungen bedingen das „zeitabhängige“ Deformationsverhalten (z.B. Kriechen, Spannungsrelaxation und Hysterese), welches sich nicht auf Basis des Hookschen Gesetzes beschreiben lassen. Die einwirkende Last wird zwischen Flüssigkeit (hydrostatischer Druckaufbau) und Matrix (Spannung und Dehnung des Proteoglykan-Kollagen-Gerüsts) aufgeteilt (Ateshian et al., 1994): Mit zunehmender Zeitdauer der Druckeinwirkung geht zunehmend mehr Kraft auf die „solide“ Matrix über. Wirkt die Last über ausreichend lange Zeit, so kommt der Flüssigkeitsfluss schließlich zum Stillstand. Die gesamte Last wird schließlich von der Matrix getragen und das System befindet sich im Gleichgewichtszustand. Im diesem Zustand besteht wiederum ein proportionaler (linearer) Zusammenhang zwischen der einwirkenden Last und der Deformation. Die unter diesen Bedingungen gemessene Steifigkeit (ca. 0,5-1 MPa) ist jedoch deutlich geringer als diejenige bei initialer oder dynamischer Deformation (Kim et al., 1995) des Knorpels (ca. 10-40 MPa).

Da nur die Deformation der Matrix, nicht jedoch der hydrostatische Druck für eine Schädigung des Gewebes verantwortlich gemacht werden kann, ist die zeitabhängige Lastaufteilung zwischen beiden Phasen von großer Bedeutung für die Aufrechterhaltung der morphologischen und funktionellen Integrität des Gewebes. Analytische Berechnungen legen nahe, dass der hydrostatische Druckaufbau für die

ersten 100-200 s der Belastung die Matrix vor über 90% der einwirkenden Last abschirmt (Ateshian et al., 1994; Ateshian & Wang, 1995). Diese Berechnungen konnten unter In-vitro-Bedingungen experimentell verifiziert werden (Soltz & Ateshian, 1998, 2000). Vorhersagen in physiologisch inkongruenten Gelenken erfordern jedoch aufwendige numerische Berechnungen sowie adäquate Algorithmen für die Beschreibung des nicht-linearen Kontaktverhaltens biphasischer Materialien (Donzelli et al., 1999). Diese Lastaufteilung zwischen der soliden Matrix und der flüssigen Phase kann nur berechnet, nicht aber experimentell gemessen werden.

Funktionelle Anpassungsprozesse des Gelenkknorpels konnten bis vor kurzem ausschließlich im Tierexperiment gewonnen werden. In diesen hat sich gezeigt, dass der Gelenkknorpel bei Minderbeanspruchung atrophischen Veränderungen unterworfen ist (Vanwanseele et al., 2002b). Was jedoch die Anpassung des Knorpels an erhöhte Beanspruchung (Helminen et al., 1992; Newton et al., 1997) sowie bei Remobilisation (nach Immobilisation) betrifft (Haapala et al., 1999, 2000; Kiviranta et al., 1994; Setton et al., 1997), ergeben sich aus diesen Untersuchungen widersprüchliche Befunde.

3 Quantitative Knorpeldarstellung mit der Magnet-Resonanz-Tomographie (qMRT)

Mit der Magnetresonanztomographie (MRT) haben sich neue und bislang einzigartige Möglichkeiten der Darstellung von Weichteilgeweben unter In-vivo-Bedingungen ergeben. Die MRT ist nichtinvasiv, multiplanar, dreidimensional und kann, bei Einsatz adäquater Sequenzen, den Gelenkknorpel mit hohem Kontrast zu seiner Umgebung sowie hoher räumlicher Auflösung darstellen (Disler et al., 2000; Eckstein et al., 2001a; Peterfy, 2002; Peterfy & Genant, 1996; Recht et al., 2001; Recht & Resnick, 1994) (Abb. 1).

Durch Einsatz moderner Bildverarbeitungsmethoden können aus seriellen Schnittbildern quantitative Parameter extrahiert werden, anhand derer sich die Makromorphologie des Knorpelgewebes umfassend charakterisieren lässt [Knorpelvolumen, Knorpeldicke, Gelenkflächengröße, Gelenkflächenkrümmung usw. (Cohen et al., 1999; Eckstein et al., 2001a; Hohe et al., 2002; Lynch et al., 2001; Peterfy et al., 1994; Stammberger et al., 1999a)]. Für die Bestimmung dieser Parameter haben sich T1-gewichtete Gradientenecho-Sequenzen mit Fettunterdrückung (Recht et al., 1993; Sittek et al., 1996) bzw. mit direkter Wasseranregung (Glaser et al., 2001; Hardy et al., 1998) etabliert. Mit diesen Sequenzen lässt sich das Kniegelenk bei einer Auflösung von 1,5 mm x 0,3 mm x 0,3 mm (Akquisition von ca. 16 Mio. Bildeinheiten) in weniger als 10 Minuten darstellen (Abb. 1).

Die Validität dieser Messungen konnte an Präparaten durch Vergleich mit anderen Meßmethoden, wie der Wasserverdrängung von chirurgisch entferntem Gewebe (Peterfy et al., 1994), anatomischen Schnitten (Eckstein et al., 1996; Sittek et al., 1996), dem A-mode Ultraschall (Eckstein et al., 1997; Graichen et al., 2000), der CT-



Abb. 1. MRT eines menschlichen Kniegelenks (T1-gewichtete, fettunterdrückte Gradientenechosequenz mit direkter Wasseranregungstechnik); links: sagittal; rechts: koronar.

Arthrographie (Eckstein et al., 1998a, 2000b; Graichen et al., 2000) und der Stereophotogrammetrie (Cohen et al., 1999) gesichert werden. Eine hohe Übereinstimmung ergab sich auch zwischen dem mit der MRT in vivo gewonnenen Werten und einer postoperativen Analyse der Gewebemorphologie nach Kniegelenkersatz bei fortgeschrittener Osteoarthrose (Burgkart et al., 2001).

Unter In-vivo-Bedingungen wurden bei Wiederholungsmessungen mit jeweiliger Neupositionierung des Gelenks Präzisionsfehler in der Größenordnung von nur 1% bis 4% im Kniegelenk ermittelt (Cicuttini et al., 2000; Eckstein et al., 2000a, 2002b; Stammberger et al., 1999a). Somit lassen sich sowohl Unterschiede zwischen Individuen (Eckstein et al., 2001b) wie auch longitudinale Veränderungen der Knorpelmorphologie (Cicuttini et al., 2002; Wluka et al., 2002) mit hoher Zuverlässigkeit detektieren.

Trotz semiautomatischer Segmentierungsalgorithmen (Lynch et al., 2000; Stammberger et al., 1999b) ist das „Postprocessing“ von MRT-Datensätzen ein sehr zeitaufwendiger Prozess, welcher ein hohes Maß von Benutzerinteraktion und Erfahrung erfordert.

4 In vivo Deformationsverhalten des Gelenknorpels

Mit der Möglichkeit der sehr exakten Bestimmung der Knorpelmorphologie in vivo ergibt sich auch erstmals die Möglichkeit einer Analyse seines Deformationsverhaltens im intakten Gelenk am Lebenden.

Unter Einsatz „schneller“ Sequenzen konnten wir zeigen, dass sich nach Kniebeugen eine Deformation des patellaren Knorpels von durchschnittlich ca. 5%-6% beobachten lässt (Eckstein et al., 1998b, 2000a) (Abb. 2). Eine Wiederholung der Kniebeugen in Intervallen von 15 Minuten führte zu keiner weiteren Steigerung der patellaren Knorpeldeformation; eine vollständiger „Erholung“ des Knorpels (vollständiger Rückstrom der interstitiellen Flüssigkeit) nach Kniebeugen ließ sich erst nach einem Zeitraum von ca. 90 Minuten beobachten (Eckstein et al., 1999). In Abb. 2 ist das Ausmaß der patellaren Knorpeldeformation nach unterschiedlichen Aktivitäten und in Abbildung 3 das räumliche Verteilungsmuster der Deformation innerhalb des patellaren Knorpels nach statischer und dynamischer Aktivität dargestellt (Eckstein et al., 2000a).

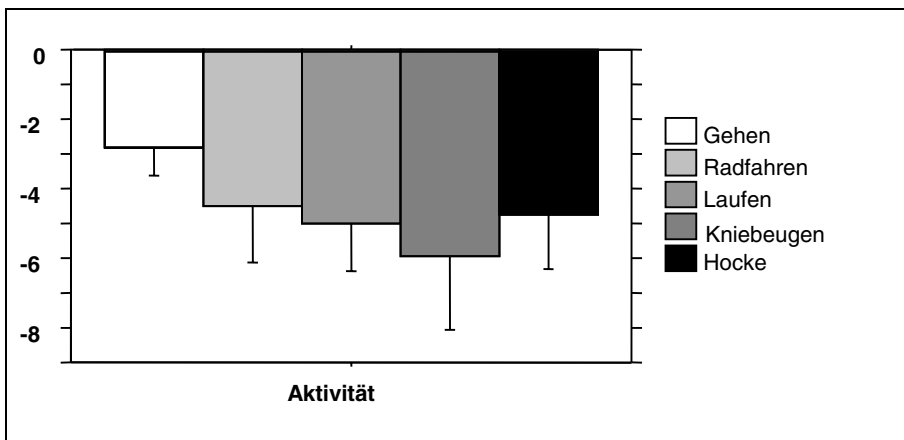


Abb. 2. Ausmaß der patellaren Knorpeldeformation (%) nach unterschiedlichen Aktivitäten bei 12 Proband(inn)en.

Während sich für statische Aktivität aufgrund der engumschriebenen Kontaktflächen eine Deformation nur eines kleinen Teils der Gelenkfläche ergab, waren bei dynamischer Aktivität, aufgrund der sich verschiebenden Kontaktflächen, größere Anteile der Gelenkfläche von der Deformation betroffen (Abb. 3).

Bei älteren Probanden fanden wir gegenüber jüngeren Personen ein geringeres Maß an Deformation des patellaren Knorpels (Hudelmaier et al., 2001). Dies könnte auf die Zunahme von Crosslinks (s.o.) mit dem Alter und der damit verbundenen Steifigkeitszunahme zurückzuführen sein. Zwischen trainierten Kraftsportlern und Normalpersonen fanden sich dagegen keine signifikanten Unterschiede des patellaren Deformationsverhaltens (Gratzke et al., 2002). Im femorotibialen Gelenkkompartiment fand sich im Vergleich zur Patella ein geringeres Maß an Deformation von maximal 4% nach physiologischer Aktivität (Tieschky et al., 2002). Dies ist am wahrscheinlichsten auf die höhere Steifigkeit des femoralen und tibialen Gelenkknorpels zurückzuführen, welcher auch in vitro nachgewiesen wurde (Froimson et al., 1997).

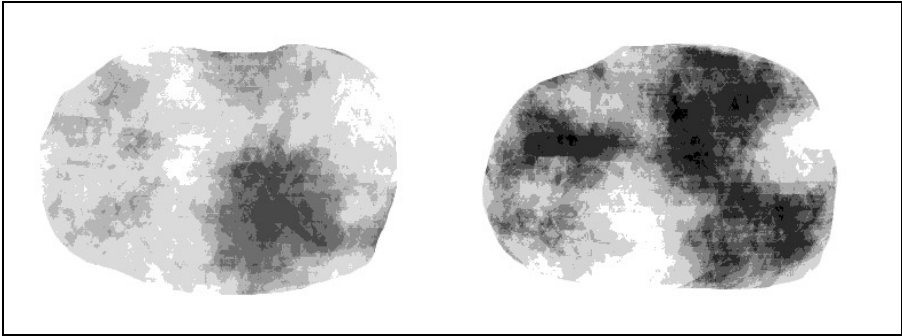


Abb. 3. Regionales Deformationsmuster des patellaren Knorpels: Links nach statischer Belastung (Wandsitzen); rechts nach dynamischer Belastung (Kniebeugen). Gemittelte Durchschnittsverteilung von 12 Probanden. Schwarz stellt Areale hoher Deformation, weiß Areale geringer Deformation dar.

In vivo lässt sich aufgrund der notwendigen Akquisitionszeiten von ca. 4 min für 3D-Datensätze des patellaren Knorpels lediglich die „residuale“ Deformation des Knorpels nach einer Aktivität messen, nicht jedoch das Deformationsverhalten während der Belastung. Aus diesem Grund haben wir einen metallfreien, pneumatischen Deformationsapparat entwickelt, mit dem sich ein Kniegelenkspräparat innerhalb einer Kniegelenksspule mit bis zu 1,5-fachem Körpergewicht statisch belasten lässt (Herberhold et al., 1998). Um die Deformation des patellaren Knorpels mit schnellen 2D Sequenzen in kurzen Intervallen bestimmen zu können, wurde die Patella in einem Schlitten geführt, so dass Verschiebungen relativ zur Bildebene (welche eine Deformation des Knorpels vortäuschen könnten) ausgeschlossen werden konnten (Herberhold et al., 1998). Diese Experimente ergaben, dass auch während statischer Belastung innerhalb der ersten Minuten eine Deformation des Gelenkknorpels von 5% bis 10% nicht überschritten wird. Ein höheres Ausmaß an Deformation von bis zu 50% ergab sich erst nach mehrstündiger Belastung. Dies legt nahe, dass der „Gleichgewichtszustand“ (s.o) unter physiologischen Bedingungen niemals erreicht wird und dass unter In-situ-Bedingungen die hydrostatische Kompression einen effektiven Schutz vor übermäßiger Deformation bzw. Beanspruchung der „soliden“ und „verletzlichen“ Knorpelmatrix darstellt.

Darüber hinausgehend kann die MRT kann dazu genutzt werden, ultrastrukturelle Veränderungen des Gelenkknorpels während der Deformation darzustellen, welche sich durch Veränderungen der Orientierung der Vorzugsrichtung der Kollagenfibrillen sowie des interstitiellen Flüssigkeitsgehaltes ergeben (Kaufman et al., 1999; Liess et al., 2002; Stammberger et al., 1998).

5 Funktionelle Anpassung der Knorpelmorphologie an mechanische Stimuli

Beim Vergleich unterschiedlicher Individuen überrascht zunächst die hohe interindividuelle Variabilität des Knorpelvolumens im Kniegelenk (Eckstein et al., 2001b;

Hudelmaier et al., 2001). Frauen weisen nur einen geringfügig dünneren Knorpel auf als Männer (ca. 5-10%), aber deutlich kleinere Gelenkflächen (ca. 20-30%) (Faber et al., 2001). Bei Ausschluss osteoarthritischer Veränderungen wurde nur eine geringfügige Abnahme der Knorpeldicke mit der Alter von ca. 3-5% pro Dekade beobachtet (Hudelmaier et al., 2001, 2003). Unterschiede im Körpergewicht und der Körpergröße erklären nur einen geringfügigen Anteil der Variabilität der Knorpelmorphologie (Eckstein et al., 2001b; Hudelmaier et al., 2003; Karvonen et al., 1994). In multiplen Regressionsmodellen können die mit der MRT gemessenen Querschnittsflächen der Oberschenkelmuskulatur in geringem Maß zu einer Verbesserung der Abschätzung der individuellen Knorpeldicke beitragen (Hudelmaier et al., 2003); ein relativ großer Anteil der interindividuellen Variabilität bleibt jedoch durch diese Parameter ungeklärt. Die altersbedingte Abnahme der Knorpeldicke war nicht mit einer proportionalen Abnahme der Muskelquerschnittsflächen assoziiert (Hudelmaier et al., 2003). Lediglich die etwas stärkere Abnahme der patellaren Knorpeldicke bei älteren Frauen konnte mit einer Reduktion an Muskelquerschnittsfläche bei diesen in Zusammenhang gebracht werden.

Bei einem direkten Seitenvergleich der Kniegelenke wurden nur geringe Links-Rechts-Unterschiede der Knorpelmorphologie festgestellt (Eckstein et al., 2002c). Dieser korrelierte zwar nicht mit der Kraftdominanz der unteren Extremität (Füßigkeit); korrelierte jedoch in moderatem Ausmaß mit den Seitenunterschieden der Muskelquerschnittsflächen des Oberschenkels bzw. des M. quadriceps femoris (Eckstein et al., 2002c). Dies traf insbesondere auf den femoropatellaren Gelenknorpel zu, welcher am unmittelbarsten von der Krafteinwirkung der Streckmuskulatur betroffen ist.

An paraplegischen Patienten wurde eine moderate (und statistisch signifikante) Reduktion der Dicke des patellaren und tibialen Gelenknorpels nach Einsetzen der spastischen Lähmung beobachtet (Vanwanseele et al., 2002a). An der Schulter, welche nach Querschnittslähmung einer erhöhten Beanspruchung ausgesetzt ist, wurden dagegen keine Veränderungen der Knorpelmorphologie beobachtet (Vanwanseele et al., unpublizierte Daten).

Nach unilateraler, postoperativer Entlastung eines Kniegelenks (Meniskusnaht) wurden bei einem Patienten Seitendifferenzen der Muskelquerschnittsfläche von 36% und Seitendifferenzen der Knorpeldicke von 14% beobachtet. Während die Differenzen der Muskulatur im Laufe einer 18-monatigen Remobilisationsphase weitestgehend reversibel waren, verblieben ausgeprägtere Seitendifferenzen der Knorpelmorphologie (Hudelmaier et al., unpublizierte Daten).

In einer australischen Studie (Jones et al., 2000) wurde eine Abhängigkeit des Knorpelvolumens von dem Ausmaß der vorhergehenden körperlichen Betätigung (Fragebogen) bei Jugendlichen in der Wachstumsphase berichtet. Wir fanden dagegen zwischen jungen, ausgewachsenen, ambitionierten Triathlet(inn)en (ohne Anzeichen für arthrotische Veränderungen) und Personen, die niemals in ihrem Leben regelmäßig Sport betrieben hatten, keine signifikanten Unterschiede der Knorpeldicke (Eckstein et al., 2002a) (Abb. 4). Bei professionellen Kraftsportlern (Ge-

wichtheber) und Sprintern (Bobfahrer) ergaben sich im Unterschied zu Personen, welche niemals Kraftsport betrieben hatten, ebenfalls keine signifikanten Unterschiede in der Knorpeldicke des Kniegelenks, trotz erheblich höherer Muskelquerschnittsflächen und dynamischer Kraftentwicklung (Cybex) der Streckmuskulatur des Oberschenkels (+23 bis +43%; $p < 0.01$) bei den Sportlern (Gratzke et al., 2002). Eine Ausnahme bildete lediglich der patellare Knorpel, welcher eine signifikant (ca. + 15 %; $p < 0.05$) höhere Dicke in beiden Sportlergruppen aufwies. Dennoch ist zu beachten, dass die Knorpeldickenwerte zwischen Leistungssportlern und untrainierten Personen auch an der Patella erheblich überlappten, während dies für die Muskelquerschnittsflächen und Muskelkräfte der Extensoren zwischen den Gruppen nicht der Fall war.

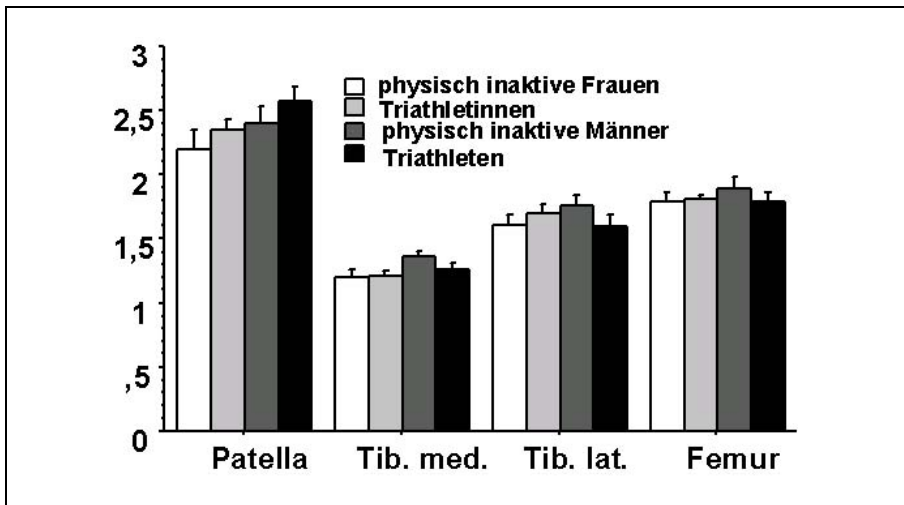


Abb. 4. Knorpeldicke (in mm) der Kniegelenksflächen bei Triathlet(innen) im Vergleich zu physisch inaktiven Personen (aus: (Eckstein et al., 2002a). Es fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen Sportler(inne)n und Nicht-Sportler(inne)n.

Beim Vergleich der Variabilität der Knorpelmorphologie eineiiger Zwillinge (CV% ca. 3%) zeigte sich eine große phänotypische Ähnlichkeit der Knorpeldickenwerte, dagegen jedoch eine erheblich größere Variabilität bei genetisch nicht-verwandten Individuen (CV% ca. 15%) beobachtet (Siedek et al., 2002).

Dies legt nahe, dass die Knorpeldicke im Unterschied zu Knochen- und Muskelgewebe, in weit größerem Ausmaß von genetischen Faktoren bestimmt wird als von den einwirkenden mechanischen Kräften. Die Knorpeldicke weist zwischen unterschiedlichen Gelenken (z.B. Knie- und Sprunggelenk) nur eine geringe Korrelation auf; in beiden Gelenken fanden sich jedoch nur geringe Unterschiede zwischen Zwillingen (Siedek et al., 2002). Daher ist zu vermuten, dass die Knorpeldicke in unterschiedlichen Gelenken von unterschiedlichen Genen determiniert wird.

Interessanterweise fanden sich bei den Triathlet(inn)en zwar keine signifikanten Unterschiede der Knorpeldicke im Vergleich zu physisch inaktiven Personen, jedoch signifikant größere Gelenkflächen (ca. + 8%; $p < 0.01$ bei Männern; $p = 0.08$ bei Frauen) (Eckstein et al., 2002a). Dies führte uns zu der Hypothese, dass eine funktionelle Anpassung der Gelenke durch eine Vergrößerung der Gelenkfläche (stärkeres Breitenwachstum der Epiphyse während des Knochenwachstums) erzielt wird, um die Kraft auf eine größere Fläche zu verteilen. Eine „Verdickung“ des Gelenkknorpels scheint dagegen nicht mit einer höheren mechanischen Kompetenz verknüpft zu sein, u.U. weil die interstitielle Flüssigkeit in dickem Knorpel schneller aus den Kontaktzonen entweichen kann und der hydrostatische Druckaufbau hierdurch eingeschränkt ist (s.o.).

Obwohl diese Theorie plausibel ist, konnten weder bei den Gewichthebern noch bei den Sprintern signifikante Unterschiede der Gelenkflächengröße im Vergleich zu Normalpersonen beobachtet werden (Gratzke et al., 2002). In der Phylogenese scheint dieser Mechanismus der Anpassung der Gelenke jedoch eine wichtige Rolle zu spielen. Im Kniegelenk eines mehr als 1.200 kg schweren Nashorns (Abb. 5) bestimmten wir eine Knorpeldicke von nur 1,3 mm, während sich beim Menschen eine durchschnittliche Dicke von $1,9 \pm 0,3$ mm ($n = 124$) ergab. Dagegen wies das Nashorn eine Gelenkflächengröße von ca. 460 cm^2 auf, während diese beim Menschen lediglich $91 \pm 13 \text{ cm}^2$ betrug (unpublizierte Daten).

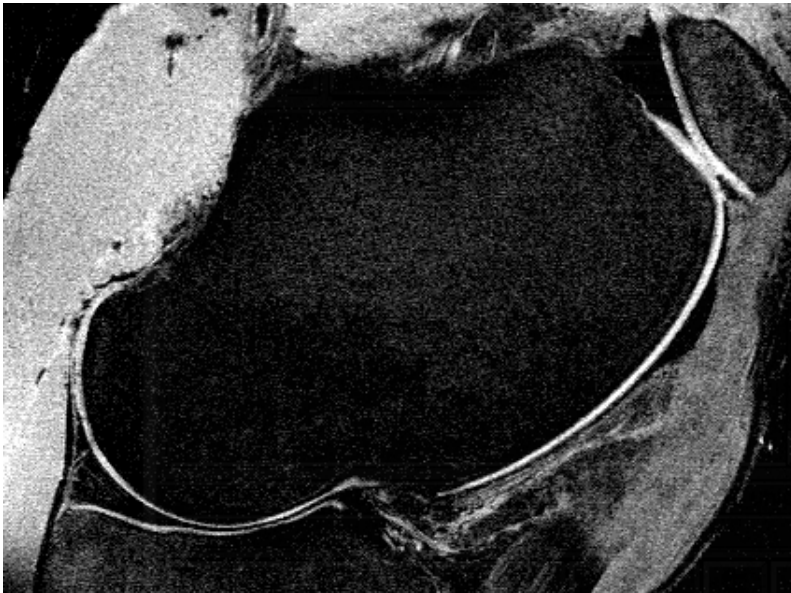


Abb. 5. Kniegelenk eines ca. 1.200 kg schweren, ausgewachsenen Nashorns. Kooperation Prof. Thomas Hildebrand, Institute for Zoo Biology and Wildlife Research, Berlin).

6 Schlussfolgerungen

Mit der MRT ist es erstmals möglich geworden, die Morphologie des Gelenkknorpels und Form-Funktions-Beziehungen des Knorpels am Lebenden zu analysieren. Die Technik eignet sich insbesondere dazu, das Ausmaß mechanischer Deformation im Knorpel unter In-vivo-Bedingungen (bei physiologischer Belastung der Gelenke) sowie die Modifikation der Knorpelmorphologie durch diese Stimuli beim Menschen zu untersuchen.

Die bisher vorliegenden Befunde zeigen, dass der Knorpel in situ bei physiologischer Belastung nur einem relativ geringem Ausmaß an Deformation unterworfen ist (ca. 5%). Im Unterschied zum Knochen- und Muskelgewebe scheint der Gelenkknorpel nur eine sehr geringe Anpassungsfähigkeit an mechanische Stimulation aufzuweisen. Während bei Immobilisation bzw. Minderbelastung ein Rückgang der Knorpeldicke beobachtet wird, ergeben sich bislang keine überzeugenden Hinweise, dass die Knorpeldicke durch erhöhte sportliche Aktivität bzw. Belastung gesteigert werden kann. Befunde an eineiigen Zwillingen legen dagegen nahe, dass die Knorpeldicke in hohem Maß durch genetische Faktoren beeinflusst wird.

Danksagung

Besonderen Dank schulde ich meinem Chef, Herrn Prof. Dr. med. R. Putz, der mich für die Frage der funktionellen Anpassung begeistert hat. Danken möchte ich auch Herr Dr. med. Christian Glaser und Herrn Prof. Dr. med. M. Reiser (Institut für Radiologische Diagnostik der LMU München) sowie Herrn PD Dr. K.-H. Englmeier (Medis Institut, GSF Neuherberg) für die fruchtbare Kooperation sowie allen anderen Kopperationspartnern, Doktoranden und Probanden, welche an den vorliegenden Studien mitgewirkt haben.

Literatur

- Ateshian, G.A., Lai, W.M., Zhu, W.B. & Mow, V.C. (1994). An asymptotic solution for the contact of two biphasic cartilage layers. *J. Biomech.*, *27*, 1347-1360.
- Ateshian, G. & Wang, H.A. (1995). A theoretical solution for the frictionless rolling contact of cylindrical biphasic articular cartilage layers. *J. Biomech.*, *28*, 1341-1355.
- Bank, R.A., Verzijl, N., Lafeber, F.P. & TeKoppele, J.M. (2002). Putative role of lysyl hydroxylation and pyridinoline cross-linking during adolescence in the occurrence of osteoarthritis at old age. *Osteoarthritis. Cartilage*, *10*, 127-134.
- Burgkart, R., Glaser, C., Hyhlik-Durr, A., Englmeier, K.H., Reiser, M. & Eckstein, F. (2001). Magnetic resonance imaging-based assessment of cartilage loss in severe osteoarthritis: accuracy, precision, and diagnostic value. *Arthritis Rheum*, *44*, 2072-2077.
- Buschmann, M.D., Hunziker, E.B., Kim, Y.J. & Grodzinsky, A.J. (1996). Altered aggrecan synthesis correlates with cell and nucleus structure in statically compressed cartilage. *J. Cell Sci.*, *109* (Pt 2), 499-508.
- Carter, D.R., Wong, M. & Orr, T.E. (1991). Musculoskeletal ontogeny, phylogeny, and functional adaptation. *J. Biomech.*, *24*, Suppl 1, 3-16.

- Cicutтини, F., Forbes, A., Asbeutah, A., Morris, K. & Stuckey, S. (2000). Comparison and reproducibility of fast and conventional spoiled gradient-echo magnetic resonance sequences in the determination of knee cartilage volume. *J. Orthop. Res.*, *18*, 580-584.
- Cicutтини, F., Wluka, A., Wang, Y. & Stuckey, S. (2002). The determinants of change in patella cartilage volume in osteoarthritic knees. *J Rheumatol.*, *29*, 2615-2619.
- Cohen, Z.A., McCarthy, D.M., Kwak, S.D., Legrand, P., Fogarasi, F., Ciaccio, E.J. & Ateshian, G.A. (1999). Knee cartilage topography, thickness, and contact areas from MRI: in-vitro calibration and in-vivo measurements. *Osteoarthritis.Cartilage*, *7*, 95-109.
- Disler, D.G., Recht, M.P. & McCauley, T.R. (2000). MR imaging of articular cartilage. *Skeletal Radiol.*, *29*, 367-377.
- Donzelli, P.S., Spilker, R.L., Ateshian, G.A. & Mow, V.C. (1999). Contact analysis of biphasic transversely isotropic cartilage layers and correlations with tissue failure. *J. Biomech.*, *32*, 1037-1047.
- Eckstein, F., Adam, C., Sittek, H., Becker, C., Milz, S., Schulte, E., Reiser, M. & Putz, R. (1997). Non-invasive determination of cartilage thickness throughout joint surfaces using magnetic resonance imaging. *J. Biomech.*, *30*, 285-289.
- Eckstein, F., Faber, S., Muhlbauer, R., Hohe, J., Englmeier, K.H., Reiser, M. & Putz, R. (2002a). Functional adaptation of human joints to mechanical stimuli. *Osteoarthritis.Cartilage*, *10*, 44-50.
- Eckstein, F., Gavazzeni, A., Sittek, H., Haubner, M., Losch, A., Milz, S., Englmeier, K.H., Schulte, E., Putz, R. & Reiser, M. (1996). Determination of knee joint cartilage thickness using three-dimensional magnetic resonance chondro-crassometry (3D MR-CCM) *Magn Reson.Med.*, *36*, 256-265.
- Eckstein, F., Heudorfer, L., Faber, S.C., Burgkart, R., Englmeier, K.H. & Reiser, M. (2002b). Long-term and resegmentation precision of quantitative cartilage MR imaging (qMRI). *Osteoarthritis.Cartilage*, *10*, 922-928.
- Eckstein, F., Lemberger, B., Stammberger, T., Englmeier, K.H. & Reiser, M. (2000a). Patellar cartilage deformation in vivo after static versus dynamic loading. *J.Biomech.*, *33*, 819-825.
- Eckstein, F., Muller, S., Faber, S.C., Englmeier, K.H., Reiser, M. & Putz, R. (2002c). Side differences of knee joint cartilage volume, thickness, and surface area, and correlation with lower limb dominance-an MRI-based study. *Osteoarthritis.Cartilage*, *10*, 914-921.
- Eckstein, F., Reiser, M., Englmeier, K.H. & Putz, R. (2001a). In vivo morphometry and functional analysis of human articular cartilage with quantitative magnetic resonance imaging – from image to data, from data to theory. *Anat.Embryol.(Berl)*, *203*, 147-173.
- Eckstein, F., Schnier, M., Haubner, M., Priebsch, J., Glaser, C., Englmeier, K.H. & Reiser, M. (1998a). Accuracy of cartilage volume and thickness measurements with magnetic resonance imaging. *Clin.Orthop.*, 137-148.
- Eckstein, F., Stammberger, T., Priebsch, J., Englmeier, K.H. & Reiser, M. (2000b). Effect of gradient and section orientation on quantitative analysis of knee joint cartilage. *J. Magn Reson.Imaging*, *11*, 161-167.
- Eckstein, F., Tieschky, M., Faber, S., Englmeier, K.H. & Reiser, M. (1999). Functional analysis of articular cartilage deformation, recovery, and fluid flow following dynamic exercise in vivo. *Anat.Embryol. (Berl)*, *200*, 419-424.
- Eckstein, F., Tieschky, M., Faber, S.C., Haubner, M., Kolem, H., Englmeier, K.H. & Reiser, M. (1998b). Effect of physical exercise on cartilage volume and thickness in vivo: MR imaging study. *Radiology*, *207*, 243-248.
- Eckstein, F., Winzheimer, M., Hohe, J., Englmeier, K.H. & Reiser, M. (2001b). Interindividual variability and correlation among morphological parameters of knee joint cartilage plates: analysis with three-dimensional MR imaging. *Osteoarthritis.Cartilage*, *9*, 101-111.
- Edgerton, V.R., Roy, R.R., Allen, D.L. & Monti, R.J. (2002). Adaptations in skeletal muscle disuse or decreased-use atrophy. *Am.J Phys.Med.Rehabil.*, *81*, S127-S147.
- Faber, S. C., Eckstein, F., Lukasz, S., Muhlbauer, R., Hohe, J., Englmeier, K.H. & Reiser, M. (2001). Gender differences in knee joint cartilage thickness, volume and articular surface areas: assessment with quantitative three-dimensional MR imaging. *Skeletal Radiol.*, *30*, 144-150.
- Fromson, M.I., Ratcliffe, A., Gardner, T.R. & Mow, V.C. (1997). Differences in patellofemoral joint cartilage material properties and their significance to the etiology of cartilage surface fibrillation. *Osteoarthritis.Cartilage*, *5*, 377-386.

- Glaser, C., Faber, S., Eckstein, F., Fischer, H., Springer, V., Heudorfer, L., Stammberger, T., Englmeier, K.H. & Reiser, M. (2001). Optimization and validation of a rapid high-resolution T1-w 3D FLASH water excitation MRI sequence for the quantitative assessment of articular cartilage volume and thickness. *Magn Reson.Imaging*, 19, 177-185.
- Glaser, C. & Putz, R. (2002). Functional anatomy of articular cartilage under compressive loading Quantitative aspects of global, local and zonal reactions of the collagenous network with respect to the surface integrity. *Osteoarthritis.Cartilage*, 10, 83-99.
- Graichen, H., Springer, V., Flaman, T., Stammberger, T., Glaser, C., Englmeier, K.H., Reiser, M. & Eckstein, F. (2000). Validation of high-resolution water-excitation magnetic resonance imaging for quantitative assessment of thin cartilage layers. *Osteoarthritis.Cartilage*, 8, 106-114.
- Gratzke, C., Glaser, C., Englmeier, K.H., Reiser, M. & Eckstein, F. (2002). Comparison of cartilage morphology in professional weight-lifters and sprinters with normal volunteers suggests that human articular cartilage cannot adapt to functional stimulation. *Osteoarthritis.Cartilage*, 10 [Suppl. A], S11 [Abstract]
- Guilak, F. (2000). The deformation behavior and viscoelastic properties of chondrocytes in articular cartilage. *Biorheology*, 37, 27-44.
- Guilak, F., Jones, W.R., Ting-Beall, H.P. & Lee, G.M. (1999). The deformation behavior and mechanical properties of chondrocytes in articular cartilage. *Osteoarthritis.Cartilage*, 7, 59-70.
- Haapala, J., Arokoski, J., Pirttimäki, J., Lyyra, T., Jurvelin, J., Tammi, M., Helminen, H.J. & Kiviranta, I. (2000). Incomplete restoration of immobilization induced softening of young beagle knee articular cartilage after 50-week remobilization. *Int.J Sports Med.*, 21, 76-81.
- Haapala, J., Arokoski, J.P., Hyttinen, M.M., Lammi, M., Tammi, M., Kovanen, V., Helminen, H. J. & Kiviranta, I. (1999). Remobilization does not fully restore immobilization induced articular cartilage atrophy. *Clin.Orthop.*, 218-229.
- Hardy, P.A., Recht, M.P. & Piraino, D.W. (1998). Fat suppressed MRI of articular cartilage with a spatial-spectral excitation pulse. *J Magn Reson.Imaging*, 8, 1279-1287.
- Helminen, H.J., Kiviranta, I., Saamanen, A.M., Jurvelin, J., Arokoski, J., Oettmeier, R., Abendroth, K., Roth, A.J. & Tammi, M.I. (1992). Effect of motion and load on articular cartilage in animal models. In K.E. Kuettner (ed.), *Articular cartilage and osteoarthritis*. (pp. 501-510). New York: Raven.
- Herberhold, C., Stammberger, T., Faber, S., Putz, R., Englmeier, K.H., Reiser, M. & Eckstein, F. (1998). An MR-based technique for quantifying the deformation of articular cartilage during mechanical loading in an intact cadaver joint. *Magn Reson.Med.*, 39, 843-850.
- Hills, B.A. (2000). Boundary lubrication in vivo. *Proc.Inst.Mech.Eng [H.]*, 214, 83-94.
- Hohe, J., Ateshian, G., Reiser, M., Englmeier, K.H. & Eckstein, F. (2002). Surface size, curvature analysis, and assessment of knee joint incongruity with MRI in vivo. *Magn Reson.Med.*, 47, 554-561.
- Hudelmaier, M., Glaser, C., Englmeier, K.H., Reiser, M., Putz, R. & Eckstein, F. (2003). Correlation of knee-joint cartilage morphology with muscle cross-sectional areas vs. anthropometric variables. *Anat.Rec.*, 270A, 175-184.
- Hudelmaier, M., Glaser, C., Hohe, J., Englmeier, K.H., Reiser, M., Putz, R. & Eckstein, F. (2001). Age-related changes in the morphology and deformational behavior of knee joint cartilage. *Arthritis Rheum.*, 44, 2556-2561.
- Huiskes, R. (1997). Validation of adaptive bone-remodeling simulation models. *Stud.Health Technol. Inform.*, 40, 33-48.
- Huiskes, R. & Hollister, S.J. (1993). From structure to process, from organ to cell: recent developments of FE-analysis in orthopaedic biomechanics. *J Biomech.Eng*, 115, 520-527.
- Hunziker, E.B., Quinn, T.M. & Hauselmann, H.J. (2002). Quantitative structural organization of normal adult human articular cartilage. *Osteoarthritis.Cartilage*, 10, 564-572.
- Jin, Z.M., Pickard, J.E., Forster, H., Ingham, E. & Fisher, J. (2000). Frictional behaviour of bovine articular cartilage. *Biorheology*, 37, 57-63.
- Jones, G., Glisson, M., Hynes, K. & Cicuttini, F. (2000). Sex and site differences in cartilage development: a possible explanation for variations in knee osteoarthritis in later life. *Arthritis Rheum.*, 43, 2543-2549.
- Karvonen, R.L., Negendank, W.G., Teitge, R.A., Reed, A.H., Miller, P.R. & Fernandez-Madrid, F. (1994). Factors affecting articular cartilage thickness in osteoarthritis and aging. *J Rheumatol.*, 21, 1310-1318.

- Kaufman, J.H., Regatte, R.R., Bolinger, L., Kneeland, J.B., Reddy, R. & Leigh, J.S. (1999). A novel approach to observing articular cartilage deformation in vitro via magnetic resonance imaging. *J Magn Reson. Imaging*, 9, 653-662.
- Kim, Y.J., Bonassar, L.J. & Grodzinsky, A.J. (1995). The role of cartilage streaming potential, fluid flow and pressure in the stimulation of chondrocyte biosynthesis during dynamic compression. *J Biomech.*, 28, 1055-1066.
- Kiviranta, I., Tammi, M., Jurvelin, J., Arokoski, J., Saamanen, A.M. & Helminen, H.J. (1994). Articular cartilage thickness and glycosaminoglycan distribution in the young canine knee joint after remobilization of the immobilized limb. *J Orthop. Res.*, 12, 161-167.
- Lies, C., Lüsse, S., Karger, N., Heller, M. & Glüer, C.C. (2002). Detection of changes in cartilage water content using MRI T2-mapping in vivo. *Osteoarthritis. Cartilage*, 10, 907-913.
- Lynch, J.A., Zaim, S., Zhao, J., Peterfy, C.G. & Genant, H.K. (2001). Automatic measurement of subtle changes in articular cartilage from MRI of the knee by combining 3D image registration and segmentation. *Proceedings SPIE (International Society for Optical Engineering)*, 4322, 431-439.
- Lynch, J.A., Zaim, S., Zhao, J., Stork, A., Peterfy, C.G. & Genant, H.K. (2000). Cartilage segmentation of 3D MRI scans of the osteoarthritic knee combining user knowledge and active contours. *Proceedings SPIE (International Society for Optical Engineering)*, 3979, 925-935.
- Maroudas, A.I. (1976). Balance between swelling pressure and collagen tension in normal and degenerate cartilage. *Nature*, 260, 808-809.
- Mow, V.C., Ateshian, G.A. & Spilker, R.L. (1993). Biomechanics of diarthrodial joints: a review of twenty years of progress. *J. Biomech. Eng.*, 115, 460-467.
- Mow, V.C., Holmes, M.H. & Lai, W.M. (1984). Fluid transport and mechanical properties of articular cartilage: a review. *J Biomech.*, 17, 377-394.
- Newton, P.M., Mow, V.C., Gardner, T.R., Buckwalter, J.A. & Albright, J.P. (1997). Winner of the 1996 Cabaud Award. The effect of lifelong exercise on canine articular cartilage. *Am.J Sports Med.*, 25, 282-287.
- Peterfy, C.G. (2002). Imaging of the disease process. *Curr. Opin. Rheumatol.*, 14, 590-596.
- Peterfy, C.G. & Genant, H.K. (1996). Emerging applications of magnetic resonance imaging in the evaluation of articular cartilage. *Radiol. Clin. North Am.*, 34, 195-213, ix.
- Peterfy, C.G., van Dijke, C.F., Janzen, D.L., Gluer, C.C., Namba, R., Majumdar, S., Lang, P & Genant, H.K. (1994). Quantification of articular cartilage in the knee with pulsed saturation transfer subtraction and fat-suppressed MR imaging: optimization and validation. *Radiology*, 192, 485-491.
- Quinn, T.M., Grodzinsky, A.J., Buschmann, M.D., Kim, Y.J. & Hunziker, E.B. (1998). Mechanical compression alters proteoglycan deposition and matrix deformation around individual cells in cartilage explants. *J Cell Sci.*, 111 (Pt 5), 573-583.
- Recht, M., Bobic, V., Burstein, D., Disler, D., Gold, G., Gray, M., Kramer, J., Lang, P., McCauley, T. & Winalski, C. (2001). Magnetic resonance imaging of articular cartilage. *Clin. Orthop.*, S379-S396.
- Recht, M.P., Kramer, J., Marcelis, S., Pathria, M.N., Trudell, D., Haghghi, P., Sartoris, D. J. & Resnick, D. (1993). Abnormalities of articular cartilage in the knee: analysis of available MR techniques. *Radiology*, 187, 473-478.
- Recht, M.P. & Resnick, D. (1994). MR imaging of articular cartilage: current status and future directions. *Am.J Roentgenol.*, 163, 283-290.
- Roesler, H. (1987). The history of some fundamental concepts in bone biomechanics. *J Biomech.*, 20, 1025-1034.
- Sah, R.L., Kim, Y.J., Doong, J.Y., Grodzinsky, A.J., Plaas, A.H. & Sandy, J.D. (1989). Biosynthetic response of cartilage explants to dynamic compression. *J Orthop. Res.*, 7, 619-636.
- Salter, R.B. (1989). The biologic concept of continuous passive motion of synovial joints. The first 18 years of basic research and its clinical application. *Clin. Orthop.*, 12-25.
- Salter, R.B. (1994). The physiologic basis of continuous passive motion for articular cartilage healing and regeneration. *Hand Clin.*, 10, 211-219.
- Setton, L.A., Mow, V.C., Muller, F.J., Pita, J.C. & Howell, D.S. (1997). Mechanical behavior and biochemical composition of canine knee cartilage following periods of joint disuse and disuse with remobilization. *Osteoarthritis. Cartilage*, 5, 1-16.

- Setton, L.A., Zhu, W. & Mow, V.C. (1993). The biphasic poroviscoelastic behavior of articular cartilage: role of the surface zone in governing the compressive behavior. *J Biomech.*, *26*, 581-592.
- Siedek, V., Glaser, C., Englmeier, K.H., Reiser, M. & Eckstein, F. (2002). MRI-based analysis of knee and ankle cartilage in monozygotic twins suggests that its morphology is strongly determined by genetics. *Osteoarthritis.Cartilage*, *10* [Suppl. A], S56 (PS 110). [Abstract].
- Sittek, H., Eckstein, F., Gavazzani, A., Milz, S., Kiefer, B., Schulte, E. & Reiser, M. (1996). Assessment of normal patellar cartilage volume and thickness using MRI: an analysis of currently available pulse sequences. *Skeletal Radiol.*, *25*, 55-62.
- Soltz, M.A. & Ateshian, G.A. (1998). Experimental verification and theoretical prediction of cartilage interstitial fluid pressurization at an impermeable contact interface in confined compression. *J. Biomech.*, *31*, 927-934.
- Soltz, M.A. & Ateshian, G.A. (2000). Interstitial fluid pressurization during confined compression cyclical loading of articular cartilage. *Ann.Biomed.Eng.*, *28*, 150-159.
- Stammler, T., Eckstein, F., Englmeier, K.H. & Reiser, M. (1999a). Determination of 3D cartilage thickness data from MR imaging: computational method and reproducibility in the living. *Magn Reson.Med.*, *41*, 529-536.
- Stammler, T., Eckstein, F., Michaelis, M., Englmeier, K.H. & Reiser, M. (1999b). Interobserver reproducibility of quantitative cartilage measurements: comparison of B-spline snakes and manual segmentation. *Magn Reson.Imaging*, *17*, 1033-1042.
- Stammler, T., Herberhold, C., Faber, S., Englmeier, K.H., Reiser, M. & Eckstein, F. (1998). A method for quantifying time dependent changes in MR signal intensity of articular cartilage as a function of tissue deformation in intact joints. *Med.Eng Phys.*, *20*, 741-749.
- Tieschky, M., Glaser, C., Putz, R. & Eckstein, F. (2002). In-vivo-Analyse der femorotibialen Knorpeldeformation bei physiologischer Belastung. *Annals of Anatomy*, *184* (Suppl.), 145 [Abstract].
- Urban, J.P. (1994). The chondrocyte: a cell under pressure. *Br.J Rheumatol.*, *33*, 901-908.
- Van Rietbergen, B., Huiskes, R., Weinans, H., Sumner, D.R., Turner, T.M. & Galante, J. O. (1993). ESB Research Award 1992. The mechanism of bone remodeling and resorption around press-fitted THA stems. *J Biomech.*, *26*, 369-382.
- Vanwanseele, B., Eckstein, F., Knecht, H., Stussi, E. & Spaepen, A. (2002a). Knee cartilage of spinal cord-injured patients displays progressive thinning in the absence of normal joint loading and movement. *Arthritis Rheum.*, *46*, 2073-2078.
- Vanwanseele, B., Lucchinietti, E. & Stussi, E. (2002b). The effects of immobilization on the characteristics of articular cartilage: current concepts and future directions. *Osteoarthritis.Cartilage*, *10*, 408-419.
- Verzijl, N., DeGroot, J., Ben, Z.C., Brau-Benjamin, O., Maroudas, A., Bank, R.A., Mizrahi, J., Schalkwijk, C.G., Thorpe, S.R., Baynes, J.W., Bijlsma, J.W., Lafeber, F.P. & TeKoppele, J.M. (2002). Crosslinking by advanced glycation end products increases the stiffness of the collagen network in human articular cartilage: a possible mechanism through which age is a risk factor for osteoarthritis. *Arthritis Rheum.*, *46*, 114-123.
- Wluka, A.E., Stuckey, S., Snaddon, J. & Cicuttini, F.M. (2002). The determinants of change in tibial cartilage volume in osteoarthritic knees. *Arthritis Rheum.*, *46*, 2065-2072.
- Wong, M., Wuethrich, P., Buschmann, M.D., Egli, P. & Hunziker, E. (1997). Chondrocyte biosynthesis correlates with local tissue strain in statically compressed adult articular cartilage. *J Orthop.Res.*, *15*, 189-196.

Objektive Effekte eines standardisierten Muskeldehn- und Relaxationsverfahrens

1 Einleitung

Im Zusammenhang mit Fehl- und Überbelastungen sowie Verletzungen des Muskel-Skelett-Systems wird unter anderem die Einschränkung der muskulären Dehnbarkeit als Ursache diskutiert. Eine ausreichend dehnbare Muskulatur ist neben den kontraktilen Eigenschaften eine wichtige Voraussetzung für einen ökonomischen Bewegungsablauf. So ist z.B. die Extension des Kniegelenks bei gleichzeitiger Flexion des Hüftgelenks beim Hürdensprint durch eine kraftvolle Kontraktion des M. quadriceps femoris nur bei gleichzeitiger Verlängerung der kniebeugenden und hüftgelenksstreckenden Muskeln (Mm. ischiocrurales) gewährleistet. Ist die Dehnbarkeit der Muskulatur vermindert, können sich muskuläre Dysbalancen, welche einerseits die artikuläre Belastung erhöhen und die Entstehung von Überlastungen bzw. Verletzungen begünstigen, entwickeln. Damit stellt eine gute muskuläre Dehnbarkeit eine wichtige organismische Leistungsvoraussetzung für alle sportlichen Bewegungsabläufe dar. In der sportlichen und auch physiotherapeutischen Praxis sind verschiedene Methoden und Techniken zur Beweglichkeitsverbesserung bekannt. Neben aktiven und passiv-statischen Dehnübungen werden in zunehmendem Maße relaxierende Techniken mit vorgeschalteter Kontraktion der zu dehnenden Muskelgruppe oder gleichzeitiger Kontraktion der antagonistisch arbeitenden Muskulatur angewendet. Die Wirksamkeit der verschiedenen Dehnmethode wird in der Literatur kontrovers dargestellt. Wydra et al. (1999) zeigen kurzfristige Bewegungsgewinne ohne eindeutige Hinweise der Überlegenheit einer speziellen Dehntechnik. Er empfiehlt für die Praxis einen Methodenpluralismus, bei dem die individuellen Gegebenheiten und Zielstellungen im Vordergrund stehen. Nach Wiemann (1998) kann die Intervention bei Muskeldysbalancen nur durch Kräftigung des defizitären Muskels erfolgen, da Dehnungstraining die Spannung des Muskels nicht reduzieren kann. Diese unterschiedlichen Ansichten verlangen die Objektivierung von Dehnmethoden, denn häufig sind subjektive Einflüsse vorhanden. Deshalb entwickelten wir ein objektives Verfahren zur Standardisierung von Dehninterventionen der ischiocruralen Muskulatur. Mit der vorliegenden Studie sollen unmittelbare und mittelfristige Interventionseffekte analysiert werden.

2 Methodik

An den Untersuchungen nahmen fünfzehn Sportstudenten der Universität Potsdam mit leichten bzw. deutlichen Dehnbarkeitseinschränkungen (nach Janda) der ischioc-

ruralen Muskulatur teil. Sie unterzogen sich einem 4-wöchigen Dehnprogramm mit einer Einheit pro Woche (vgl. 2.2). Die wichtigsten Daten zur Charakterisierung des Kollektivs sind der Tabelle 1 zu entnehmen.

Tab. 1. *Probandendaten.*

Probanden (n=15)	Körperhöhe (in cm)	Körpermasse (in kg)	Alter (in Jahren)
Mittelwert	181	76,1	25
STABW	7,31	8,46	2,81
Maximum	192	94,0	32
Minimum	167	62,0	22

2.1 Messmethode

Die objektive Überprüfung der Dehnbarkeit erfolgte unter Nutzung eines praxisüblichen isokinetischen Diagnose- und Therapiesystems (Biodex 2; Abb.1). Die von Bittmann (1999) vorgestellte Methodik ermöglicht die Messung von Winkeln mit zugehörigen Drehmomenten während eines passiven Dehnungstests der Ischiocruralmuskulatur. Somit konnte die passive Beweglichkeit (Range of Motion) und der Winkel-Drehmoment-Verlauf – gemessen am Motorkopf als äquivalent der Dehnungsspannungskurve (Elastizität des Muskels) – objektiv beurteilt werden. Die Messung erfolgte in standardisierter Position und Fixierung. Aus der Rückenlage wurde das – im Kniegelenk gestreckte – Bein im Hüftgelenk flektiert. Diese passive Bewegung realisierte das isokinetische System mit einer Winkelgeschwindigkeit von 10°/sec.. Sobald die als Drehmoment am Motorkopf wirkende Dehnungsspannung einen definierten Wert überschritt, wurde die Bewegung gestoppt. Eingangs- und Ausgangstest erfolgten an jedem Testtag unmittelbar vor und nach dem Dehntraining (Bittmann, 1999).

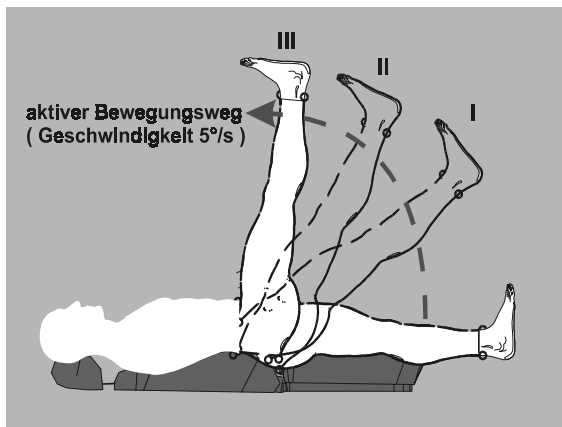


Abb. 1. *Darstellung eines Dehnzyklus im apparativ unterstützten Dehntraining. Die Ziffern I bis III bezeichnen die vom Probanden selbstgewählten Positionen.*

2.2 Apparatives Dehntraining

Um die Vergleichbarkeit des Dehntrainings zu optimieren und subjektive Einflüsse zu minimieren, wurde für diese Studie ein standardisiertes apparativ unterstütztes Dehn-/Relaxationsverfahren verwendet (Luther, 2000). Im Aktiv-Assistiv-Modus des isokinetischen Diagnose- und Therapiesystems erfolgte das Training bei einer Geschwindigkeitslimitierung von 5%/s. Der Proband flektierte aktiv-isokinetisch im Hüftgelenk. Fiel sein Kräfteinsatz unter einen vorher festgelegten Schwellenwert, so stand die Maschine still und fixierte das Bein in dieser Position. Die für den Test eingestellte Drehmomentschwelle von 27 Nm lag unter dem vom Gewicht der Extremität ausgeübtem Drehmoment. Damit unterstützte der Motor die Bewegung, solange der Proband das Bein aktiv flektierte. Dieser Betriebsmodus ermöglichte die Aktivierung der hüftbeugenden Muskulatur bei gleichzeitiger Antagonistenhemmung der zu relaxierenden Ischiocruralmuskeln. Während der Pausen wurde in der Dehnlage verharret und ggf. isometrisch gegen den Widerstand der Maschine in Richtung Extension angespannt. Dies erlaubt die Integration der Postisometrischen Relaxation (PIR). Die Dehnintervention erfolgte nach folgendem standardisiertem Ablauf:

1. Der Proband flektierte das Bein aktiv bis er eine deutliche – jedoch noch nicht schmerzhaft – Dehnungsspannung spürte. Durch die aktive Einnahme der Position sollte der Effekt der Antagonistenhemmung für die Dehnung genutzt werden.
2. In dieser Position (siehe Abb. 1 Position I) verharrete der Proband 30 Sekunden. Dabei kontrahiert er 10 Sekunden isometrisch in die Hüftextension, um anschließend 20 Sekunden zu entspannen (Postisometrische Relaxation). Nach Ablauf der 30 Sekunden flektierte der Proband erneut aktiv, um einen Bewegungszuwachs zu realisieren (siehe Abb.1 Position II).
3. Die postisometrische Relaxation wurde nach dem Schema (2) wiederholt.
4. Die dritte Position (siehe Abb.1 Position III) wurde ebenfalls nach 30 Sekunden durch eine aktive Flexion im Hüftgelenk eingenommen. Auch in dieser Position wurde postisometrisch relaxiert und die Dehnlagerung beibehalten, wobei der Proband diesmal die Zeitspanne (maximal 30 Sekunden) selbst festlegte.
5. Auf ein Zeichen des Probanden wird anschließend das Gerät langsam in die Ausgangsstellung gebracht.

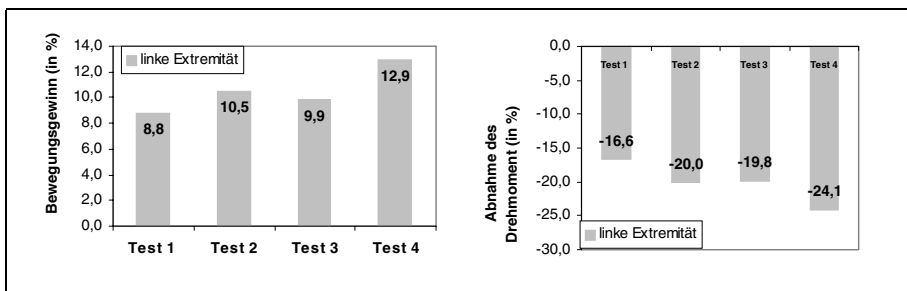


Abb. 2. Durchschnittlicher Bewegungszuwachs und durchschnittliche Abnahme des Drehmomentes aufgeschlüsselt für die einzelnen Testtage.

Die beschriebenen Positionen waren nicht durch konkrete Winkelgrade vorgegeben, sondern wurden durch die Probanden nach eigenem Ermessen bei Spüren einer Dehnungsspannung gewählt.

2.3 Statistik

Von den Messwerten wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. Die statistische Prüfung erfolgte bei gepaarten abhängigen Stichproben durch den Wilcoxon-Test und bei nicht gepaarten abhängigen Stichproben durch den Friedman-Test. Bei allen Tests wurde das Signifikanzniveau von $p \leq 0.05$ als Ausschlusskriterium gewählt.

3 Ergebnisse

3.1 Unmittelbarer Dehneffekt

Es konnte eine signifikante an jedem Testtag reproduzierbare unmittelbare Erhöhung der Bewegungsreichweite um $\varnothing 10,5\%$ ($\varnothing 8,0^\circ$, $p=0.025$) nachgewiesen werden. Die am Motorkopf gemessenen Drehmomente verringerten sich signifikant durchschnittlich um $15,3\%$ ($\varnothing 10,8 \text{ Nm}$, $p=0.031$). Auch diese Abnahme der Dehnspannung war an jedem Testtag reproduzierbar. Die durchschnittlichen Ergebnisse von jedem Testtag sind in Abbildung 2 zusammengefasst.

3.2 Mittelfristige Nachhaltigkeit

Die Aussage der mittelfristigen Nachhaltigkeit bezieht sich auf den Vergleich der Ausgangstests (Messtermin 1 und 4). Dabei konnte nach drei Wochen eine nicht signifikante größere der Bewegungsreichweite um $\varnothing 2,8^\circ$ ($p=0,272$) für die linke Extremität festgestellt werden. Auch die statistische Prüfung der Veränderung der gemessenen Drehmomente als Äquivalent zur Dehnungsspannung ergab keine signifikanten Unterschiede ($p=0,108$). Vergleiche der zweiten, dritten und vierten Woche untereinander ergaben ebenfalls keine signifikanten Veränderungen.

Bei individueller Betrachtung fallen aber divergierende Anpassungen auf. Bei 47% der Probanden blieb nach drei Dehninterventionen ein mittelfristiger Bewegungsgewinn $\geq 5^\circ$ erhalten. Bei den anderen Probanden stagnierte der Bewegungsumfang auf dem Testeingangsniveau bzw. verringerte sich.

4 Diskussion

Die Ergebnisse bestätigen einen unmittelbaren signifikanten Einfluss der apparativ unterstützten Dehnintervention auf die Dehnbarkeit der ischiocruralen Muskulatur. Mit einer durchschnittlichen Zunahme der Bewegungsreichweite von 8° bzw. $10,5\%$ bei einer Dehndauer von 70-90 Sekunden bei einmaliger Durchführung erreicht das Ergebnis die in der Literatur beschriebenen Effekte (Wydra et al., 1999) oder überschreitet sie (Marschall, 1999). Dieser Anstieg der Bewegungsreichweite verbunden

mit der Reduzierung der Dehnspannung (gemessenes Drehmoment) unmittelbar nach der Dehnintervention konnte an jedem der vier Testtage beobachtet werden. Die Ursachen für die reversible Zunahme der maximalen Bewegungsreichweite sind in kurzfristigen Änderungen der viskoelastischen Eigenschaften des Muskel-Sehnen-Komplexes zu sehen. Infolge der Zugwirkung durch die Dehnung kommt es zu einer zeitabhängigen reversiblen Längenanpassung mit gleichzeitiger Spannungsreduktion des myotendinösen Gewebes (Ullrich & Gollhofer; 1994), die eine Erhöhung der Bewegungsreichweite zur Folge haben. Neben diesen unmittelbaren Änderungen der „Materialeigenschaften“ des Muskels liegen die Ursachen für die erhöhte Dehnbarkeit wahrscheinlich auch in neurogenen Effekten. Insbesondere Relaxation bewirkt eine verminderte Sensibilität der Muskelspindeln und damit eine reflektorisch vermittelte Tonuserabsetzung des Muskels. Die gefundene Reduzierung der Dehnspannung bei vergleichbarem Winkel würde diese Aussage stützen. Als weiterer Erklärungsansatz ist eine Anhebung der Schmerztoleranzgrenze denkbar, so dass nach einer Dehnintervention ein höherer Spannungswert (maximal gemessenes Drehmoment) angesteuert werden kann.

Betrachtet man die Nachhaltigkeit der unmittelbar erzielten Beweglichkeitsgewinne, so konnten für die Gruppe keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Die unmittelbaren Effekte waren eine Woche nach der Dehnintervention im Gruppenniveau nur noch geringfügig nachweisbar. Dies stützt die Vermutung, dass sich das beschriebene Dehntraining nur kurzfristig auf viskoelastische und neurogene Effekte stützt, aber nicht nachhaltig auf die Dehnbarkeit der ischiocruralen Muskulatur wirkt. Gegen diese These sprechen aber die interindividuellen Unterschiede zwischen den Probanden. Hier decken die Reaktionsweisen das gesamte Spektrum der Möglichkeiten ab. Einerseits gibt es sehr gute Nachhaltigkeit und sogar weiteren Zuwachs, auf der anderen Seite aber auch weitgehende Rückkehr zum Ausgangszustand und damit völligen Verlust des erzielten Effekts und schließlich die absolute Interventionsresistenz. Dehnbarkeit ist damit ein höchst individuelles Phänomen und jeweils davon abhängig, in welchem Zustand sich das System befindet, auf das die entsprechende Intervention trifft. Es liegt die Annahme nahe, dass eine prononcierte Dehn-/Relaxationsbehandlung im Sinne der Auslenkung aus einem individuellen Gleichgewicht zu verstehen ist. Das mit dem Abgleich der arthromuskulären Balance befasste biokybernetische System ist bestrebt, jederzeit ein hinreichendes Equilibrium der muskulären Gelenksicherung aufrecht zu erhalten. Stellt die Intervention keine gravierende Störung dar, scheinen nachhaltige Bewegungsgewinne möglich. Trifft die Intervention ein belastetes System, erfolgt wahrscheinlich eine regulative Gegenkorrektur auf das vorher bestandene Niveau, teilweise sogar darunter. Letztlich bleibt die Frage, welche konkreten Umstände im kybernetischen Wechselspiel zu einem erhöhten Ansteuerungsniveau und damit zu neurogener Dehnhemmung führen könnten. Auch hier bewegen wir uns noch weitgehend auf dem Terrain von Hypothesen.

Zusammenfassend zeigt sich, dass der durch ein standardisiertes apparatives Dehn- und Relaxationsverfahren mittelfristig erzielte Effekt auf die Dehnbarkeit der

ischocruralen Muskulatur sehr unterschiedlich sein kann. Der Grund hierfür liegt in den komplexen biokybernetischen Regelprozessen, welche im Zusammenhang mit Dehnung/Relaxation im arthromuskulären System ablaufen (Bittmann, 2001). Das Grundproblem einer jeden Dehntherapie ist demnach eine spezifische Diagnostik der Ursache einer muskulären Bewegungseinschränkung, auf deren Grundlage eine bestimmte Methode zur Behandlung ausgewählt wird. Die mit unserer Methode gemessenen Parameter (Bewegungsreichweite und Drehmoment) stellen eine effiziente Möglichkeit dar, Einschränkungen der muskulären Dehnbarkeit objektiv zu ermitteln. In jedem Fall sollte sich eine kausale Behandlung anschließen. Insbesondere bei wiederholt erfolglosem Dehnen bzw. Relaxieren ist an primäre Auslöser zu denken.

Literatur

- Bittmann, F. & Badtke, G. (2000). Sport bei Hyper- und Hypomobilität. In P. Saur (Hrsg.), *Sport und Beweglichkeit* (S. 49-56). Aachen. Shaker.
- Bittmann, F., Luther, S., Wanagas, T. & Kittel, R. (1999). Objektive Beurteilung der muskulären Elastizität unter Nutzung von praxisüblichen isokinetischen Testsystemen. *Sportverl. Sportschad.*, 13, 24-28.
- Bittmann, F., Böhme, C., Luther, S. & Wanagas, T. (2001). Zur Nachhaltigkeit der Wirkung eines apparativ unterstützten Dehn- und Relaxationsverfahrens. *Sportverl. Sportschad.*, 15, 53-60.
- Butler, D.S. (1995). *Mobilisation des Nervensystems*. Berlin. Springer.
- Hutton, R.S. (1994). Neuromuskuläre Grundlagen des Stretchings. In P.V. Komi (Hrsg.), *Kraft und Schnellkraft im Sport* (S. 41-50). Köln: Dt. Ärzte-Verlag.
- Huijijng, P.A. (1994). Das elastische Potential des Muskels. In P.V. Komi (Hrsg.), *Kraft und Schnellkraft im Sport* (S. 155-171). Köln: Dt. Ärzte-Verlag.
- Janda, V. (1994). *Manuelle Muskelfunktionsdiagnostik*. Berlin: Ullstein Mosby.
- Luther, S., Bittmann, F., Böhme, C. & Wanagas, T. (2000). Dehn- und Relaxationstraining mit Hilfe isokinetischer Trainingssysteme. *Sportverl. Sportschad.*, 14, 11-16
- Marschall, F. (1999). Wie beeinflussen unterschiedliche Dehnintensitäten kurzfristig die Veränderung der Bewegungsreichweite? *Dt. Z. f. Sportmedizin*, 50, 5-9.
- Ullrich, K. & Gollhofer, A. (1994). Physiologische Aspekte und Effektivität unterschiedlicher Dehnmethoden. *Dt. Z. f. Sportmedizin*, 45, 336-345.
- Wiemann, K., Klee, A. & Startmann, M. (1998). Filamentäre Quellen der Muskel-Ruhespannung und die Behandlung muskulärer Dysbalancen. *Dt. Z. f. Sportmedizin*, 49, 111-118.
- Wiemann, K. (1994). Beeinflussung muskulärer Parameter durch unterschiedliche Dehnverfahren. In M. Hoster & H.-U. Nepper (Hrsg.), *Dehnen und Mobilisieren* (S. 40-71). Waldenburg: Sport Consult.
- Wydra, G., Glück, S. & Roemer, K. (1999). Kurzfristige Effekte verschiedener singulärer Muskeldehnungen. *Dt. Z. f. Sportmedizin*, 50, 10-16.

Vermehrte mechanische Belastung des wachsenden Knochens durch körperliche Aktivität: ein Verletzungsrisiko oder ein Adaptationsstimulus für die Epiphysenfuge?

1 Einleitung

Jeder Röhrenknochen besitzt am Übergang von Epiphyse zur Diaphyse je eine Epiphysenfuge, in der das Längenwachstum stattfindet. In der charakteristischen Zytostuktur des knorpeligen Anteils der Fuge spiegelt sich die enchondrale Ossifikation wider. Morphologisch und dementsprechend funktionell lässt sich die Wachstumsfuge grob in drei verschiedene Zonen unterteilen (Brighton, 1984; Iannotti, 1990; s. Abb. 1). Sie beginnt distal der Epiphyse mit der Reservezone, gefolgt von der Proliferations- und der Hypertrophiezone. Jede dieser einzelnen Schichten beinhaltet ein Entwicklungsstadium der Knorpelzelle im Verlauf des Knochenlängenwachstums.

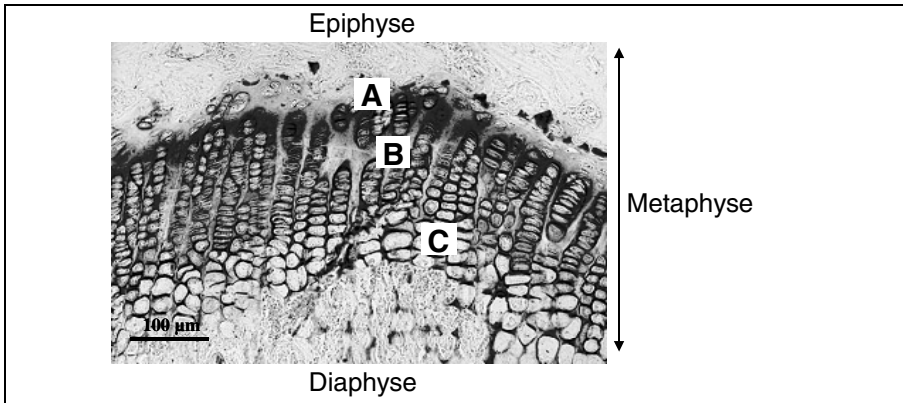


Abb. 1. Immunhistochemischer Nachweis von Kollagen II in der distalen Femurepiphysenfuge einer Ratte (Lichtmikroskopische Aufnahme). A = Reservezone, B = Proliferationszone, C = Hypertrophiezone).

Die Epiphysenfuge wird als weiche knorpelige Schicht im harten Knochengewebe als besonders verletzungsanfällig bei vermehrter mechanischer Belastung durch Sport angesehen (Maffulli, 1990; Segesser et al., 1995). Eine typische Sportverletzung der Wachstumsfuge existiert nicht, am häufigsten werden Frakturen, Weitungen oder Epiphysenolysen diskutiert (Caine et al., 1997; Krüger-Franke et al., 1992;

Lipp, 1998). Die Häufigkeit von Fugenverletzungen im Sport und damit die Höhe des Verletzungsrisikos ist nicht eindeutig geklärt. Fraglich ist, ob zwangsläufig jede vermehrte mechanische Belastung im Sport ein Verletzungsrisiko für die Epiphysenfuge darstellt oder ob die Fuge in der Lage ist, sich an die Beanspruchung anzupassen.

Über die Adaptationsfähigkeit der Epiphysenfuge an die mechanische Belastung durch körperliche Aktivität sind bis heute keine eindeutigen Erkenntnisse vorhanden. Einige Autoren konnten nach Training Veränderungen auf zellulärer Ebene feststellen (Nyska et al., 1995; Swissa-Sivan et al., 1989). Über die Adaptation der mechanischen Eigenschaften liegen keine Ergebnisse vor.

Das Ziel der Studie ist es, die alters- und belastungsabhängigen Veränderungen der Höhe der Wachstumsfuge und ihrer Scherfestigkeit an die mechanische Belastung durch körperliche Aktivität zu untersuchen und in einen Zusammenhang zu stellen.

2 Methodik

Neunzig drei Wochen alte weibliche Sprague Dawley Ratten wurden zufällig in eine hochtrainierte (HT, n = 30), eine niedrigtrainierte (NT = 30) und eine nicht-aktive Kontrollgruppe (KON, n = 30) eingeteilt. Die Trainingstiere wurden freiwillig in einem Laufrad trainiert. Jedes Tier besaß einen eigenen Käfig, der an ein Laufrad gekoppelt war. Die hochtrainierte Gruppe hatte täglich freien Zugang zu dem Laufrad und bei der niedrigtrainierten Gruppen war der Zugang zum Laufrad jeden zweiten Tag gesperrt. Wasser und Futter waren *ad libitum* erhältlich und die Ratten lebten bei einem Tag/Nachtzyklus von 12 h/12 h. Zehn Tiere von jeder Gruppe wurden nach 4, 8 und 12 Wochen durch Dekapitation getötet und beide Femora entnommen. Die Länge des Femurs wurde mit einer Schieblehre gemessen. Die distale Epiphyse des rechten Femurs wurde in Bouinscher Lösung fixiert, in 20 %igem EDTA (pH 7,5) bei 37°C für 4 Wochen entkalkt und anschließend in Paraffin eingegossen. Es wurden 10 µm dicke Schnitte angefertigt, die immunhistochemisch auf Kollagen II (II-4C11, Calbiochem, Darmstadt, Deutschland) getestet wurden. Von jedem gefärbten Schnitt der Fuge wurden fünf Bilder in den Computer eingelesen und mit dem Programm Scion Image (Scion Corporation, Maryland, USA) ausgewertet. Dadurch wurde die Höhe der gesamten Wachstumsfuge bestimmt.

Die linken Femora wurden bis zu den Materialtests bei -80°C eingefroren. Für die Materialtests wurden die eingefrorenen Knochen 10 min lang bis auf Zimmertemperatur aufgetaut. Das Femur vom linken Hinterlauf wurde anschließend mit Hilfe einer Halterung bis zur Wachstumsfuge anterior und posterior unterhalb der *Fascia patellaris* mit PMMA (Technovit 4004, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) in einen Metallzylinder (Ø: 3,2 cm, Höhe: 4,5 cm) eingegossen. Auf den Metallzylinder um das Präparat herum wurde ein Plastikrohr befestigt und mit Trispuffer aufgefüllt, so dass ein Austrocknen des Gewebes während der Materialtests verhindert wurde. Das eingegossene Femur wurde horizontal in die Testapparatur

eingespannt, so dass die Epiphyse von lateral nach medial mit einem der Präparatgröße angepassten c-förmigen Stempel an der Epiphyse auf Scherung belastet wurde. Es wurde ein 100 N Kraftsensor benutzt. Mit der Materialprüfmaschine Z2.5/TN1S (Zwick GmbH & Co, Ulm, Deutschland) wurden auf die distale Femurepiphysenfuge Scherbelastungen aufgebracht. Die Proben wurden mit 0,5 N bei einer Geschwindigkeit von 0,05 mm/s vorbelastet und genullt. Anschließend wurden die Proben mit einer Geschwindigkeit von 15 mm/min bis zum Bruch belastet. Es wurde die maximale Kraft F_{\max} beim Bruch der Fuge ermittelt.

Die Unterschiede der untersuchten Parameter zwischen den Gruppen gleichen Alters mit unterschiedlicher Belastungsintensität und unterschiedlichen Alters mit gleicher Belastungsintensität wurden durch ANOVA (post hoc Prüfverfahren: Tukey) geprüft.

3 Ergebnisse

Die hochtrainierten Tiere liefen in dem jeweiligen Belastungszeitraum von 4, 8 oder 12 Wochen mehr als doppelt so viel wie die niedrigtrainierten Tiere und unterscheiden sich signifikant ($p < 0,001$) voneinander (Tab. 1). Die Laufstrecke ist bei innerhalb der hochtrainierten oder niedrigtrainierten Tiere zwischen den verschiedenen Belastungszeiträumen nicht unterschiedlich.

Tab. 1. Laufstrecke, Körpermasse und Femurlänge (Mittelwert aus rechter und linker Extremität) der untersuchten Gruppen; Unterschiede zwischen den Gruppen gleichen Alters mit unterschiedlicher Belastungsintensität [Mittelwert \pm Stabw; $n = 10$].

	Anzahl [n]	Belastungs- zeitraum [Wochen]	Alter bei Ende der Studie [Wochen]	Laufstrecke pro Woche [km]	Körpermasse [g]	Femurlänge [mm]
Gruppe 1 [HT]	10	4	7	67,5 \pm 28,8	187,3 \pm 11,1	29,3 \pm 0,8
Gruppe 2 [NT]	10	4	7	30,9 \pm 10,3 ¹	185,8 \pm 13,8	29,3 \pm 0,8
Gruppe 3 [KON]	10	4	7	–	199,7 \pm 15,3	29,8 \pm 0,8
Gruppe 4 [HT]	10	8	11	89,0 \pm 20,5	237,3 \pm 19,9	32,6 \pm 1,2
Gruppe 5 [NT]	10	8	11	29,1 \pm 13,8 ⁴	255,3 \pm 17,4	33,1 \pm 1,1
Gruppe 6 [KON]	10	8	11	–	265,1 \pm 23,0 ⁴	33,2 \pm 0,8
Gruppe 7 [HT]	10	12	15	55,2 \pm 26,5	264,4 \pm 20,8	33,0 \pm 0,7
Gruppe 8 [NT]	10	12	15	24,2 \pm 10,9 ⁷	258,0 \pm 28,6	32,7 \pm 1,1
Gruppe 9 [KON]	10	12	15	–	271,9 \pm 33,1	32,7 \pm 1,0

¹ Statistisch signifikanter ($p \leq 0,05$) Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2.

⁴ Statistisch signifikanter ($p \leq 0,05$) Unterschied zwischen Gruppe 4 und Gruppe 5 bzw. 6.

⁷ Statistisch signifikanter ($p \leq 0,05$) Unterschied zwischen Gruppe 7 und Gruppe 8.

Im Alter von 11 Wochen ist die Masse der Kontrolltiere signifikant höher als die der hochtrainierten Tiere (Tab. 1). In der Länge des Femurs unterscheiden sich die Gruppen gleichen Alters zu keinem Zeitpunkt. Im Alternsgang weisen die Gruppen

mit gleicher Belastungsintensität sowohl in der Zunahme der Körpermasse, als auch in der Femurlänge ein signifikante ($p < 0,001$) Steigerung zwischen 7 und 11 Wochen auf (s. Abb. 1). Die hochtrainierten Tiere besitzen tendenziell auch nach 11 Wochen eine erhöhte Körpermasse und Femurlänge. Die anderen beiden Gruppen erreichen hier bereits ein Plateau.

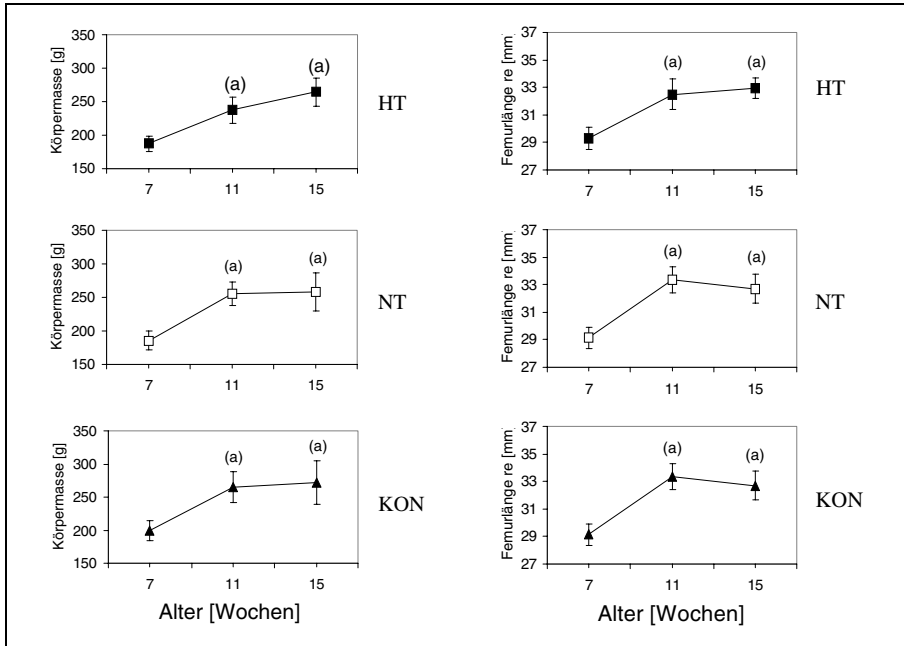


Abb. 1. Veränderung der Körpermasse und der Femurlänge im Alternsgang. (a) Statistisch signifikanter ($p \leq 0,05$) Unterschied zwischen 7 Wochen und 11 bzw. 15 Wochen [Mittelwert \pm Stabw; $n = 10$].

Zwischen den Gruppen gleichen Alters existiert kein Unterschied in der maximalen Kraft F_{max} (Abb. 2). Bei den hochtrainierten Tieren erfolgt eine signifikante ($p < 0,01$) Zunahme von F_{max} zwischen 11 und 15 Wochen, bei den niedrigtrainierten und nicht-aktiven Tieren erhöht sich F_{max} schon zwischen 7 und 11 Wochen (s. Abb. 2). Im Alter von 11 Wochen ist die Wachstumsfuge der Kontrollgruppe signifikant ($p < 0,05$) höher als bei den hoch- und niedrigtrainierten Tieren (Abb. 3). Im Alternsgang nimmt bei den Kontrolltieren die Höhe der Wachstumsfuge erst nach 15 Wochen signifikant ($p < 0,05$) ab (s. Abb. 3). Bei den hoch- und niedrigtrainierten Tieren reduziert sich die Fughöhe schon signifikant ($p < 0,05$ bzw. $p \leq 0,01$) zwischen 7 und 11 Wochen.

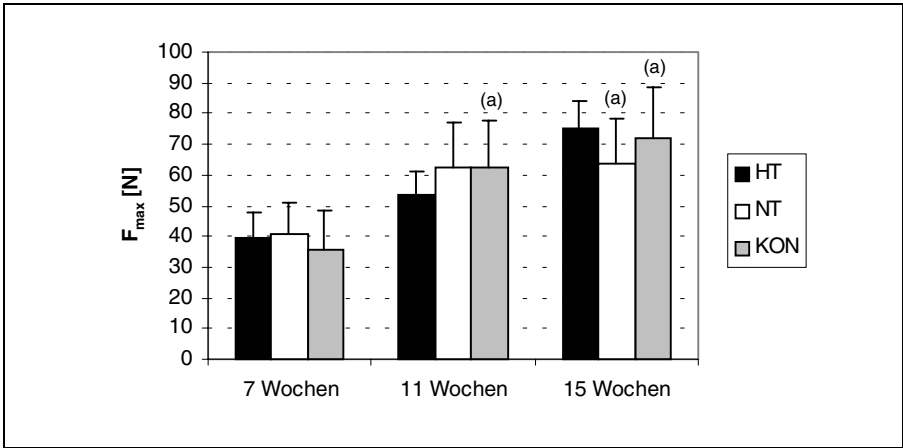


Abb. 2. Maximale Kraft F_{max} beim Bruch der Fuge. Unterschiede zwischen den Gruppen gleichen Alters und im Alternsgang. (a) Statistisch signifikanter ($p \leq 0,05$) Unterschied zwischen 7 und 11 bzw. 15 Wochen innerhalb der Gruppe mit gleicher Belastungsintensität (b) Statistisch signifikanter ($p \leq 0,05$) Unterschied zwischen 11 und 15 Wochen innerhalb der Gruppe mit gleicher Belastungsintensität [Mittelwert \pm Stabw; $n = 10$].

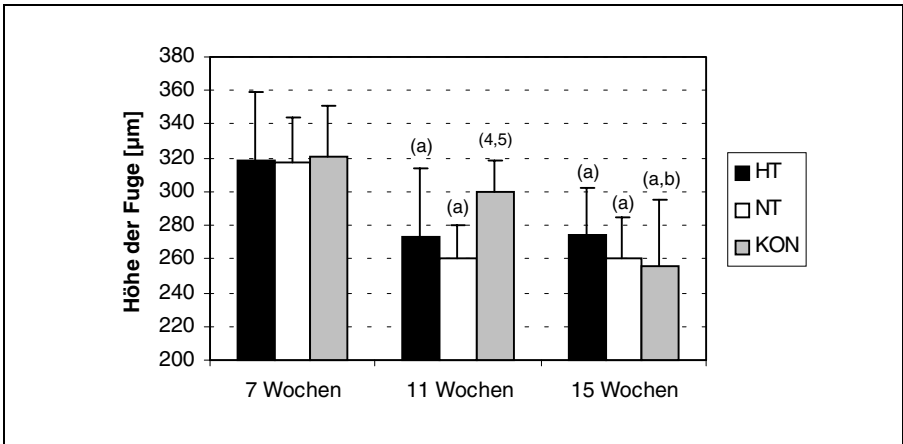


Abb. 3. Höhe der Wachstumsfuge. Unterschiede zwischen den Gruppen gleichen Alters und im Alternsgang. (4,5) Statistisch signifikanter ($p \leq 0,05$) Unterschied zwischen Gruppe 6 und 4 bzw. 5. (a) Statistisch signifikanter ($p \leq 0,05$) Unterschied zwischen 7 und 11 bzw. 15 Wochen innerhalb der Gruppe mit gleicher Belastungsintensität (b) Statistisch signifikanter ($p \leq 0,05$) Unterschied zwischen 11 und 15 Wochen innerhalb der Gruppe mit gleicher Belastungsintensität [Mittelwert \pm Stabw; $n = 10$].

4 Diskussion

Die hochtrainierten Tiere weisen im Alter von 11 Wochen eine reduzierte Körpermasse im Vergleich zur Kontrollgruppe auf, die aber im Alter von 15 Wochen nicht mehr vorhanden ist. Nach 11 Wochen erreichen die niedrigtrainierten und nicht-aktiven Tiere eine Masse, die sich danach nahezu nicht mehr erhöht. Die hochtrainierten Tiere nehmen auch nach 11 Wochen noch tendenziell an Körpermasse zu und können schließlich die Masse der anderen beiden Gruppen erreichen. Die Massenzunahme im Alternsgang ist bei den hochtrainierten Tieren durch die körperliche Aktivität zeitlich verzögert.

Verschiedene Autoren berichten, dass vermehrte mechanische Belastung das Knochenlängenwachstum unterdrückt (Bourrin et al., 1994; Foorwood & Parker, 1987; Kiiskinen, 1977), fördert (Steinberg & Trueta, 1981; Swissa-Sivan et al., 1989; Umemura et al., 1995) oder nicht beeinflusst (Nyska et al., 1995). Hier hat die vermehrte mechanische Belastung durch das Lauftraining keinen Einfluss auf die Länge des Femurs bei den Tieren gleichen Alters. Im Alternsgang nimmt ebenfalls bei allen Tieren die Femurlänge bis 11 Wochen deutlich zu, was sich dadurch erklären lässt, dass dieser Zeitraum die Phase des größten Wachstums der Ratten ist. Ein Vergleich mit den oben genannten Studien erweist sich als schwierig, da sich die Untersuchungen in Belastung und Spezies unterscheiden. Die körperliche Belastung in dieser Studie erreicht noch nicht die Beanspruchungen, die ein Knochenlängenwachstum unterdrücken oder fördern.

Die morphologischen Untersuchungen ergaben, dass keine der untersuchten distalen Femurepiphysen Verletzungen aufwies, die durch die vermehrte mechanische Belastung hätten hervorgerufen werden können. Die Wachstumsfuge war im Alter von 11 Wochen bei den Kontrolltieren höher als bei den trainierten Tieren. Nyska et al. (1995) und Swissa-Sivan et al. (1989) stellten nach Schwimmtraining bei Ratten eine höhere Wachstumsfuge bei den trainierten Tieren im Gegensatz zu den nicht-aktiven Kontrolltieren fest, wobei diese Tiere jedoch älter als 11 Wochen waren. Im Alter von 15 Wochen kehrt sich in dieser Studie das Verhältnis um und die Kontrolltiere weisen eine tendenziell niedrigere Fuge auf. Das Alter der Ratten hat somit einen Einfluss auf die Adaptationsantwort der Wachstumsfuge.

Die vermehrte mechanische Belastung hatte keinen Effekt auf die maximale Kraft F_{\max} der Fuge bei den Ratten gleichen Alters. Im Alternsgang fällt auf, dass die maximale Scherfestigkeit der hochtrainierten Ratten erst zwischen 11 und 15 Wochen deutlich zunimmt. Bei den anderen beiden Gruppen ist das schon zwischen 7 und 11 Wochen festzustellen. Dann wird ein Plateau erreicht, wohingegen die hochtrainierte Gruppe noch ein deutliches Potenzial zur Zunahme der maximale Kraft F_{\max} aufweist. Das könnte darauf hindeuten, dass die Adaptationskapazität dieser Tiere noch nicht erschöpft ist. Auffällig ist, dass die maximale Kraft F_{\max} bei den hochtrainierten Tieren nach 11 Wochen zunimmt, aber die Fughöhe sich praktisch nicht mehr verändert. Bei den niedrigtrainierten Tieren erreichen beide Parameter nach 11 Wochen keine Veränderungen mehr.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass die vermehrte mechanische Belastung keinen negativen Effekt auf die distale Femurepiphysenfuge von Ratten hat. Ein Adaptationspotenzial der Wachstumsfuge scheint gegeben, da sowohl die Höhe der Fuge, als auch die Scherfestigkeit durch die mechanische Belastung beeinflusst werden. Die Wachstumsprozesse haben jedoch einen großen Einfluss. Weitere Untersuchungen mit höheren z.B. stoßförmigen Belastungen wären nötig.

Literatur

- Bourrin, S., Genty, C., Palle, S., Gharib, C. & Alexandre, C. (1994). Adverse effects of strenuous exercise: a densitometric and histomorphometric study in the rat. *J Appl Physiol*, 76, 1999-2005.
- Brighton, C.T. (1984). The growth plate. *Orthop Clin North Am*, 15, 571-595.
- Caine, D., Howe, W., Ross, W. & Bergman, G. (1997). Does repetitive loading inhibit radial growth in female gymnasts? *Clin J Sports Med*, 7, 302-308.
- Forwood, M.R. & Parker, A.W. (1987). Effects of exercise on bone growth: mechanical and physical properties in the rat. *Clin Biomech*, 2, 185-190.
- Iannotti, J.P. (1990). Growth plate physiology and pathology. *Orthop Clin North Am*, 21, 1-17.
- Kiiskinen, A. (1977). Physical training and connective tissues in young mice - physical properties of Achilles tendons and long bones. *Growth*, 41, 123-137.
- Krüger-Franke, M., Siebert, C.H. & Pfürringer, W. (1992). Sports-related physeal injuries of the lower extremity. *J Sports Med Phy Fit*, 32, 106-111.
- Lipp, E. (1998). Athletic physeal injury in children and adolescents. *Orthop Nur*, 17, 17-22.
- Maffulli, N. (1990). Intensive training in young athletes. The orthopaedic surgeon's viewpoint. *Sports Med*, 9, 229-243.
- Nyska, M., Nyska, A., Swissa-Sivan, A. & Samueloff, S. (1995). Histomorphometry of long bone growth plate in swimming rats. *Int J Exp Path*, 76, 241-245.
- Segesser, B., Morscher, E. & Goesle, A. (1995). Störungen der Wachstumsfugen durch sportliche Überbelastung. *Orthopädie*, 24, 446-456.
- Steinberg, M.E. & Trueta, J. (1981). Effects of activity on bone growth and development in the rat. *Clin Ortho Rel Res*, 156, 52-60.
- Swissa-Sivan, A., Simkin, A., Leichter, I., Nyska, A., Nyska, M., Statter, M., Bivas, A., Menczel, J. & Samueloff, S. (1989). Effect of swimming on bone growth and development in young rats. *J Bone Miner Res*, 7, 91-105.
- Umemura, Y., Ishito, T., Tsujimoto, H., Miura, H., Mukushi, N. & Suzuki, H. (1995). Effects of jump training on bone hypertrophy in young and old rats. *Int J Sports Med*, 16, 364-367.

Energy storage capacity of the muscle-tendon-units at the lower extremities and its effect on running economy

1 Introduction

The rate of oxygen consumption ($\dot{V}O_2$) whilst running at steady-state is indicating the running economy (Daniels et al., 1978; Williams & Cavanagh, 1987). Many studies about running economy were motivated by the suggestion that biomechanical factors might explain the differences of running economy between individuals (Cavanagh & Williams, 1982; Williams & Cavanagh, 1987; Kyröläinen et al., 2001; Heise & Martin, 2001). Nevertheless the relationships observed between biomechanical factors and running economy are in general weak and it has been concluded that descriptive kinematic and kinetic parameters can not explain the complexity of running economy (Williams & Cavanagh, 1987; Martin & Morgan, 1992; Lake & Cavanagh, 1996; Kyröläinen et al., 2001). Further it has been concluded that variables describing muscular effort appear to have the greatest potential for explaining the economy of running (Martin & Morgan, 1992). The elasticity and so the energy storage capacity of the muscle-tendon-unit can be an important factor affecting motion economy (Alexander & Bennet-Clark, 1977; Ker et al., 1987; De Haan, 1989; Ettema, 1996; Roberts et al., 1997). During a given movement, strain energy can be stored in the series elastic element and this way the whole energy delivery of the muscle can be enhanced (Alexander & Bennet-Clark, 1977; Bobbert et al., 1986; De Haan et al., 1989; Ettema et al., 1990a,b). Further, the higher elongation capacity of the series elastic element with respect to the contractile one, allows a bigger change in length of the muscle-tendon unit (Prilutsky et al., 1996). Therefore, the contractile elements may work on a lower shortening velocity and as a consequence of the force-velocity relationship their force producing potential will be higher (Ettema et al., 1990a,b). The series elastic element may also enhance the force producing potential as a result of the force-length relationship and this way influence the force and energy production of the muscle-tendon-unit (Ettema et al., 1990b). Nevertheless we did not find any study examining the influence of the energy storage capacity of the muscle-tendon-unit on running economy. Therefore the purpose of this study was to examine the energy storage capacity of the tendons and aponeuroses of the muscles triceps surae and quadriceps femoris on runners having different running economy.

2 Methods

Twenty eight long distance runners (weight: 76.46 ± 7.66 kg, height: 182 ± 6 cm) participated in the study. The subjects run on a treadmill at three velocities (3.0, 3.5 and 4.0 m/s) for 15 minutes each. The $\dot{V}O_2$ was measured using a spirometer (Jaeger Oxycon α). Further the runners performed isometric maximal voluntary plantarflexion and knee extension contractions (MVC) of their left leg on a dynamometer (Biodex System3). During plantar flexion the ankle angle was set at 90° and the knee was fully extended. During knee extension the knee angle was set at 115° and the hip angle at 140° . The subjects were placed in a position where the axis of rotation of the dynamometer lever was carefully aligned with the axis of rotation of the ankle and knee joint. The axis of rotation of the ankle joint was defined as the line connecting both malleoli. Velcro straps around the foot and the dynamometer foot plate were used to restrict the ankle movement during the contraction. The axis of rotation of the knee joint was defined as the line connecting the most prominent points of the lateral and medial femoral condyles. After a warm-up period of 2 min by means of electrostimulation plus three maximal voluntary contractions, the athletes were instructed to exert a slow maximal isometric force ramp, gradually increasing the plantarflexion effort over 4-6 seconds. The kinematics of the leg were recorded using the vicon system (8 cameras 120 Hz) to calculate the resultant moments around both studied joints. The moments measured by the Biodex dynamometer were synchronously registered by the vicon-system at a sampling rate of 1080 Hz. To determine the centre of pressure under the foot, a flexible pressure distribution insole (pedar-system, Novel GmbH, Germany) operating at 99 Hz was used. The output TTL-signal from the pedar-system was also registered by the vicon unit to synchronise both measuring systems. For compensating the moments due to gravitational forces the subjects were instructed to completely relax their muscles of their left leg at the studied position prior to each test contraction. Then the ankle/knee was passively rotated at $5^\circ/\text{sec}$ in a range of motion between 80 and 135° for the ankle joint and 80 to 180° for the knee joint. After three cycles the kinematic data and the moments were captured during the passive motion. This allowed to calculate the contribution of the gravitational forces to the measured moment for each angular position. The moments measured during the maximal plantarflexion or kneeextension were corrected by these values (see also Bobbert and Harlaar, 1992).

The proximal part of the distal aponeurosis of the gastrocnemius medialis and vastus lateralis during plantar flexion and knee extension respectively were visualised by ultrasound (Aloka SSD 4000). The ultrasound images were recorded on video tape (50 Hz) for further analysis (fig. 1).

To synchronise the video data (ultrasound images) with the data from the vicon system, a synchronization box of the Peak-Performance system (Peak Performance Technologies) was used. The experiment leader manually triggered a TTL signal which was displayed on the video images and simultaneously captured as an analogue signal

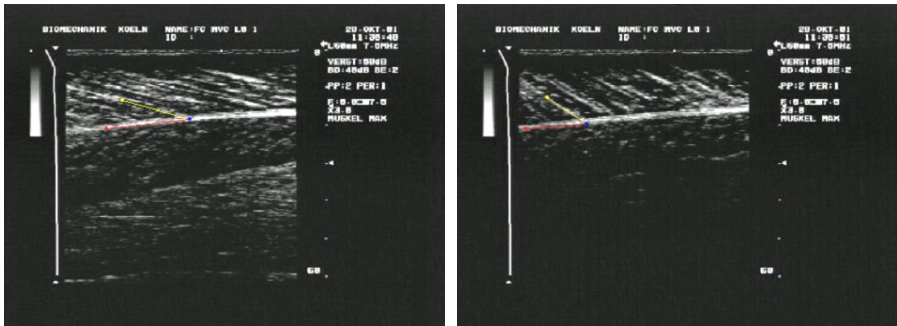


Fig. 1. Ultrasound image of the proximal part of the distal aponeurosis of the gastrocnemius medialis at rest (left) and at maximal voluntary contraction (right).

by the vicon system. It has been reported that during maximal „isometric” plantarflexion efforts it is extremely difficult to completely prevent any joint rotation despite using external fixations (Magnuson et al., 2001; Muramatsu et al., 2001; Rosager et al., 2002). This joint rotation influences the elongation of the tendon and aponeurosis (Spoor et al., 1990; Muramatsu et al., 2001). Therefore, any joint rotation during the maximal „isometric” plantarflexion or kneeextension effort contributes to the estimated elongation of the tendon and aponeurosis. The ankle and knee joint rotation during the plantarflexion and kneeextension was measured by the 8 cameras of the vicon system. To define the elongation of the tendon and aponeurosis due to ankle or knee joint rotation the motion of the tendon and aponeurosis was captured by the ultrasound probe during the passive motion (correction for the gravitational forces) and recorded on video tape for further analysis. This allowed to correct the obtained elongation of the tendon and aponeurosis due only to ankle or knee joint rotation for each maximal plantarflexion or kneeextension trial. The elongation of the triceps surae and quadriceps tendons and aponeuroses were analysed at 0, 15, 30, 45, 60, 80 and 100% of the maximum force exerted on the tendon for each trial. Cluster analysis was used to divide the subjects into three groups according to their $\dot{V}O_2$ at all three velocities. The differences between the groups were determined using one-way analysis of variance.

3 Results

At all examined velocities the three groups showed statistically significant ($p < 0.05$) differences in $\dot{V}O_2$ (3.0 m/s: 37.42 ± 1.86 , 39.86 ± 1.75 , 44.38 ± 1.94 ; 3.5 m/s: 43.59 ± 1.34 , 45.71 ± 1.62 , 49.85 ± 2.51 ; 4.0 m/s: 48.93 ± 2.01 , 51.98 ± 1.47 , 58.93 ± 1.48 ; ml/kg/min). The runners of group 1 ($n=10$) demonstrated the best running economy followed by group 2 ($n=12$) and group 3 ($n=6$). The maximal moment and force of the muscle triceps surae were greater for group 1 (tab. 1 and fig. 2). No differences in weight and height of the subjects and the maximal strain and elongation of the triceps surae between groups were found (tab. 1).

Tab. 1. Weight, height and examined parameters from the triceps surae muscle in all three groups [mean \pm SD].

Parameter	group 1	group 2	group 3
weight [kg]	81.0 \pm 9.1	74.2 \pm 6.1	73.5 \pm 4.6
height [cm]	185 \pm 6.0	180 \pm 5.0	180 \pm 5
maximal moment [Nm]	108.1 \pm 21.2	74.8 \pm 31.8 *	70.3 \pm 25.1 *
maximal elongation [mm]	14.8 \pm 3.9	12.8 \pm 5.2	13.4 \pm 4.5
maximal strain [%]	5.10 \pm 1.32	4.52 \pm 1.96	4.69 \pm 1.86

* :statistically significant ($p < 0.05$) differences to group 1.

So the maximal energy storage capacity (integral of tendon force over tendon-aponeurosis elongation) of the triceps surae tendon and aponeurosis was greater in the most efficient group (fig. 2).

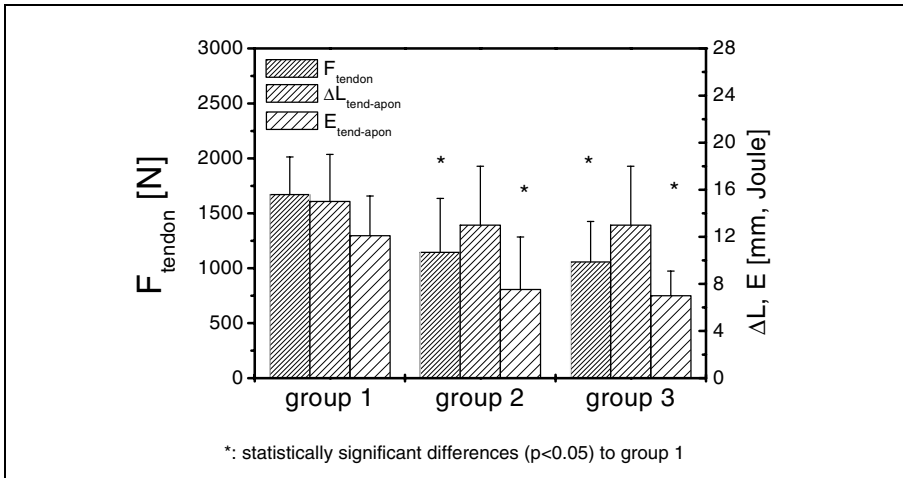


Fig. 2. Tendon force (F_{tendon}), elongation of the tendon and aponeurosis ($\Delta L_{tend-apon}$) and maximal energy storage capacity of the tendon and aponeurosis ($E_{tend-apon}$) in the triceps surae muscle (mean \pm SD).

Further, group 1 demonstrated a greater maximal strain and elongation at the quadriceps tendon and aponeurosis but no statistically significant ($p < 0.05$) differences in maximal moment and force of the quadriceps muscle (tab. 2 and fig. 3). The maximal energy storage capacity of the quadriceps tendon and aponeurosis was again greater for group 1 (fig. 3).

Tab. 2. Examined parameters from the quadriceps femoris muscle in all three groups [mean \pm SD].

Parameter	group 1	group 2	group 3
maximal moment [Nm]	210.1 \pm 25.2	175.9 \pm 49.1	167.3 \pm 47.6
maximal elongation [mm]	31.9 \pm 6.3	20.2 \pm 7.1 *	24.4 \pm 6.9
maximal strain [%]	10.03 \pm 2.10	6.31 \pm 2.026 *	7.45 \pm 2.08

* :statistically significant ($p < 0.05$) differences to group 1.

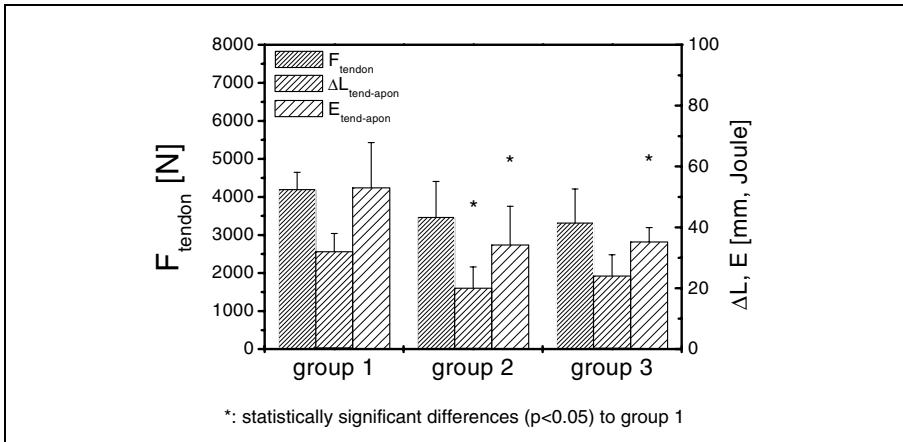


Fig. 3. Tendon force (F_{tendon}), elongation of the tendon and aponeurosis ($\Delta L_{tend-apon}$) and maximal energy storage capacity of the tendon and aponeurosis ($E_{tend-apon}$) in the quadriceps muscle (mean \pm SD).

4 Discussion

The main findings of the present study were: (a) the most efficient runners exhibit a higher maximal energy storage capacity in both, the triceps surae and the quadriceps femoris muscle tendon units (b) the maximal elongation and strain of the gastrocnemius tendon and aponeurosis do not differ between the three groups and (c) the maximal elongation and strain of the vastus lateralis tendon and aponeurosis is greater in the most efficient group. This means that at the triceps surae the higher energy storage capacity of the muscle tendon unit is due to a higher contractile capacity of the muscle and in the quadriceps it is due to a higher elongation of the tendon and aponeurosis of the muscle.

These findings indicate that running economy is affected by a proper design of the muscles. A higher contractile capacity of the triceps surae muscles can decrease the volume of muscle which must be active (amount of muscle fibres that must be recruited) to produce force. A decrease in active muscle volume causes a decrease in energy cost for comparable rate of force generation (Roberts et al., 1998 a,b). On the other hand a greater elongation of the tendon and aponeurosis in the quadriceps muscle can cause an increase in the energy storage and return in tendon and aponeurosis and a decrease in the shortening velocity of the muscle fibre during the contraction. So the volume of muscle required for the same force generation can again be reduced.

Acknowledgements

This project has been supported by the BISP (Federal Institute for Sport Science, Germany).

References

- Alexander, R. McN. & Bennet-Clark, H.C. (1977). Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature*, *265*, 114-117.
- Bobbert, M.F., Huijting, P.A., & van Ingen Schenau, G.J. (1986). A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *J. Biomech.*, *19*, 887-898.
- Bobbert, M.F. & Harlaar, J. (1992). Evaluation of moment-angle curves in isokinetic knee extension. *Med. Sci. Sports Exerc.*, *25*, 251-259.
- Cavanagh, P.R. & Williams, K.R. (1982). The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Med. Sci. Sports Exerc.*, *14*, 30-35.
- Daniels, J.T., Yarbrough, R.A., Foster, C. (1978) Changes in VO_2max and running performance with training. *Eur. J. Physiol.*, *39*, 249-254.
- De Haan, A., van Ingen Schenau, G.J., Ettema, G.J., Huijting, P.A. & Lodder, A.N. (1989). Efficiency of rat medial gastrocnemius muscle in contractions with and without an active pre-stretch. *J. Exp. Biol.*, *141*, 327-341.
- Ettema, G.J.C. (1996). Mechanical efficiency and efficiency of storage and release of series elastic energy in skeletal muscle during stretch-shorten cycles. *J. Exp. Biol.*, *199*, 1983-1997.
- Ettema, G.J.C., Huijting, P.A., van Ingen Schenau, G.J. & de Haan, A. (1990a). Effects of pre-stretch at the onset of stimulation on mechanical work output of rat medial gastrocnemius muscle-tendon complex. *J. Exp. Biol.*, *152*, 333-351.
- Ettema, G.J.C., van Soest, A.J. & Huijting, P.A. (1990b). The role of series elastic structures in pre-stretch-induced work enhancement during isotonic and isokinetic contractions. *J. Exp. Biol.*, *154*, 121-136.
- Heise, G.D. & Martin, P.E. (2001). Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *Eur. J. Appl. Physiol.*, *84*, 438-442.
- Ker, R.F., Bennet, M.B., Bibby, S.R., Kester, R.C. & Alexander, R. McN. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature*, *325*, 147-149.
- Kyröläinen, H., Belli, A. & Komi, P.V. (2001). Biomechanical factors affecting running economy. *Med. Sci. Sports Exerc.*, *8*, 1330-1337.
- Lake, M. & Cavanagh, P.R. (1996). Six weeks of training does not change running mechanics or improve running economy. *Med. Sci. Sports Exerc.*, *28*, 860-869.
- Magnusson, S.P., Aagaard, P., Rosager, S., Dyhre-Poulsen, P. & Kjaer, M. (2001). Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *J. Phys.*, *531.1*, 277-288.
- Martin, P.E. & Morgan, D.W. (1992). Biomechanical considerations for economical walking and running. *Med. Sci. Sports Exerc.*, *24*, 467-474.
- Muramatsu, T., Muraoka, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Hirano, Y. & Fukunaga, T. (2001). Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *J. Appl. Phys.*, *90*, 1671-1678.
- Prilutsky, B.I., Herzog, W., Leonard, T.R. & Alligner, T.L. (1996). Role of the muscle belly and tendon of soleus, gastrocnemius, and plantaris in mechanical energy absorption and generation during cat locomotion. *J. Biomech.*, *29*, 417-434.
- Roberts, T.J., Marsh, R.L., Weyand, P.G. & Taylor, C.R. (1997). Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science*, *275*, 1113-1115.
- Roberts, T.J., Kram, R., Weyand, P.G., Taylor, C.R. (1998a). Energetics of bipedal running I. Metabolic cost of generating force. *J. Exp. Biol.*, *201*, 2745-2751.
- Roberts, T.J., Chen, M.S. & Taylor, C.R. (1998b). Energetics of bipedal running II. Limb design and running mechanics. *J. Exp. Biol.*, *201*, 2753-2762.
- Rosager, S., Aagaard, P., Dyhre-Poulsen, P., Neergaard, K., Kjaer, M. & Magnusson, S.P. (2002). Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scandin. J. Med. Sci. Sports*, *12*, 90-98.
- Spoor, C.W., van Leeuwen, J.L., Meskers, C.G.M., Titulaer, A.F. & Huson, A. (1990). Estimation of instantaneous moment arms of lower-leg muscles. *J. Biomech.*, *23*, 1247-1259.
- Williams, K.R. & Cavanagh, P.R. (1987). Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J. Appl. Physiol.*, *63*, 1236-1245.

Abhängigkeit der intramuskulären Gen-Expression unter Belastung vom endokrinen Milieu bei Sportlerinnen

1 Einleitung

1.1 Vorbemerkungen

Spezifische Trainingsreize wie Kraft- oder Ausdauerbelastungen führen zu spezifischen Anpassungen und Verbesserungen der Leistungsfähigkeit des Gesamto rganismus sowie insbesondere auch auf Ebene der Skelettmuskulatur (Hollmann & Hettinger, 2000, S. 158ff., S. 262ff.). Dies gilt prinzipiell für den Leistungssport in gleicher Weise wie für den Freizeitsport und den Gesundheitssport.

Dopingfälle im Frauensport belegen immer wieder aufs neue, dass Steroidhormone offensichtlich als unerlaubte Maßnahme zur Leistungssteigerung in allen Bereichen, in Sprint-, Kraft- und Ausdauerdisziplinen, eingesetzt werden. Um so erstaunlicher erscheint die Tatsache, dass das natürliche Potential der Sportlerin bezüglich ihrer zyklusphasenabhängigen körpereigenen Steroidhormonproduktion keine systematische Beachtung im Training zu finden scheint, obwohl hier eine erhebliche Reserve zur Optimierung und Effektivierung des Trainings, der Trainierbarkeit und der Regenerationsfähigkeit zu liegen scheint.

1.2 Hormonveränderungen im Menstruationszyklus und Belastungseffekte

Im Verlauf des weiblichen Menstruationszyklus kommt es zu zyklischen Schwankungen der Serumkonzentrationen einer Vielzahl von Hormonen, insbesondere der Sexualsteroidhormone, mit unterschiedlichen Effekten auf den weiblichen Organismus (Reichlin, 1992, S. 135; Silbernagel & Despopulus, 1988, S. 263).

Akute und chronische körperliche Belastungen können eine Vielzahl von Effekten auf Blutkonzentrationen von Hormonen, insbesondere auf die Serumkonzentration von Steroidhormonen ausüben, wie in einer Vielzahl von Studien belegt wurde (allgemeine Übersicht in Weicker & Strobel, 1994; Platen, 1996). Akute intensive Belastungen sowie längere Dauerbelastungen führen hierbei vor allem aufgrund einer Hemmung der hepatischen Clearance zu einem Anstieg der Blutkonzentrationen der Sexualsteroidhormone. Es erscheint sehr wahrscheinlich, dass dies auch zu Veränderungen der Gewebekonzentrationen und damit der Gewebewirkungen dieser Hormone führt.

1.3 Bedeutung der Steroidhormone für Trainingsadaptationen

Die Steroidhormone Östrogene, Gestagene und Androgene sind unter trainingswissenschaftlichen Gesichtspunkten, insbesondere unter dem Aspekt der Muskelkraft

als motorische Hauptbeanspruchungsform von Bedeutung. Untersuchungen an der Skelettmuskulatur von Frauen bezüglich der direkten und unmittelbaren Effekte von Östrogenen in Zusammenhang mit dem Proteinstoffwechsel liegen bisher nicht vor. Die bisherigen Annahmen über trainings- und leistungsrelevante Effekte beruhen auf Übertragung vorliegender tierexperimenteller Untersuchungen und sind somit mit erheblichen Unsicherheiten verbunden. Insgesamt weisen die vorliegenden Ergebnisse auf ein synergistisches Zusammenwirken von Östrogenen und Androgenen auf Rezeptorebene im Cytosol hin (Reis, 1996, S. 22). Angaben über Östrogenrezeptoren bei Frauen in der Skelettmuskulatur liegen nicht vor, insbesondere auch nicht unter dem Aspekt akuter oder chronischer Belastungen. Auch zu indirekten Effekten von Östrogenen auf den Proteinstoffwechsel der Skelettmuskulatur ist die Datenlage äußerst dünn. Die wenigen vorliegenden tierexperimentellen Studien hierzu lassen vermuten, dass die Östrogenwirkung an der Skelettmuskulatur zumindest teilweise über weitere Hormone, insbesondere das Wachstumshormon und das nachgeschaltete IGF1 und Insulin vermittelt werden (Reis, 1996, S. 26; Rogol, 1989). Zu den Gestagenen liegen bisher keine Studien vor, die eine proteinkatabole Wirkung des Progesterons unmittelbar im Bereich der Skelettmuskulatur untersucht haben. Ferner gibt es bisher keine Angaben über Gestagen-Rezeptoren im Bereich der Skelettmuskulatur, so dass weder Angaben über eine direkte Zyklusphasenabhängigkeit noch über spezifische Belastungseffekte gemacht werden können. Androgene werden bei Frauen außer in den Ovarien in der Nebennierenrinde gebildet. Die protein-anabolen Wirkungen sind zumindest für den Mann gut dokumentiert, wobei die exakten Wirkmechanismen auch hier noch in vielen Bereichen unklar sind. Großes Unwissen besteht insbesondere bezüglich der protein-anabolen Wirkungen von Androgenen in physiologischen Konzentrationen bzw. im Rahmen der zyklusphasen- und belastungsabhängigen Konzentrationsschwankungen bei Frauen.

Über die aus sportmedizinischer und trainingsphysiologischer Sicht relevanten Skelettmuskelgewebe-Konzentrationen der Steroidhormone bei der Frau in Abhängigkeit vom Menstruationszyklus liegen in der Literatur keine Daten vor. Tierexperimentelle Untersuchungen konnten jedoch eine Zunahme des Östrogen- und Androgengehaltes innerhalb der Muskulatur von Ratten nach einer akuten Belastung nachweisen (Chaikovskii et al., 1985a, b; Tchaikovsky et al., 1986), so dass eine hohe Wahrscheinlichkeit für ähnliche Effekte bei Frauen besteht.

1.4 Zyklusabhängige Trainierbarkeit und Trainingsadaptation

In der späten Follikelphase sowie insbesondere prä- und periovulatorisch liegen hohe Östrogenkonzentrationen im Blut vor (s.o.). Der biologische Sinn der hiermit verbundenen eiweißanabolen Effekte der Östrogene könnte in einer Aminosäurere-tention für den Fall einer Schwangerschaft liegen (Reis, 1996, S. 72). Während zyklusphasenabhängige Veränderungen der Leistungsfähigkeit, wie z. B. eine verbesserte Ausdauer in der Lutealphase (Hall-Jurkowski et al., 1981, Nicklas et al., 1989) zwar postuliert, nicht jedoch ausreichend systematisch untersucht wurden, liegen

über die Trainierbarkeit in Abhängigkeit von der Zyklusphase neben der Untersuchung von Reis (1996) überhaupt keine Untersuchungen vor. In der Trainings-Interventionsstudie von Reis wurde eine stärkere Zunahme der Maximalkraft durch Follikelphasen-betontes im Vergleich zu Lutealphasen-betontem Training gefunden.

1.5 *cFOS*

cFOS ist ein früh nach verschiedenen Stimuli exprimiertes Gen (immediate early gene) und spielt eine Rolle in der Regulation weiterer cFOS-induzierbarer Gene. cFOS und cJUN werden in menschlichem Skelettmuskel unmittelbar nach Laufbelastung exprimiert (Puntschart et al., 1998). Die exakten Stimuli für die Aktivierung der Expression von cFOS im Skelettmuskel sind unbekannt. Als Regulator-Gen spielt es wahrscheinlich eine Rolle in der Induktion von Trainingsadaptationen.

2 Fragestellung

Es ist nach wie vor unklar, ob und in welcher Weise es zu zyklusphasenabhängigen Adaptationen der Skelettmuskulatur kommt. Bisher gibt es insbesondere keine Informationen über die möglichen molekularbiologischen Mechanismen, die in Zusammenhang mit einer Zyklus- und damit hormonabhängigen Trainierbarkeit eine Rolle spielen könnten. Daher untersuchten wir die mRNA-Expression von cFOS sowie diejenige des Estrogen- (ER), Progesteron- (PR) und Androgen- (AR) Rezeptors in der Skelettmuskulatur von Sportlerinnen in unterschiedlichen Phasen ihres Menstruationszyklus sowie in Abhängigkeit von einer akuten Kraft- oder Ausdauerbelastung.

3 Methodik

Für die Untersuchungen stellten sich 28 weibliche Probandinnen mit regelmäßigem Zyklus im Alter von 21 bis 42 Jahren zur Verfügung (26.2 ± 4.3 Jahre, 172.0 ± 5.5 cm, 64.1 ± 6.7 kg). 15 Probandinnen nahmen orale Kontrazeptiva, 13 keine. Die Sportlerinnen wurden in zwei aufeinanderfolgenden Menstruationszyklen untersucht: am Tag 4-5 in der Follikelphase (FO) und am Tag 20-21 in der Lutealphase (LU) des Zyklus. Die Zyklusintegrität wurde durch Analyse der Östrogen- und Progesteron-Konzentrationen im venösen Blut an den Untersuchungstagen nachgewiesen. Im ersten Zyklus absolvierten die Probandinnen sowohl in FO als auch in LU eine einstündige Ausdauerbelastung auf dem Fahrradergometer bei moderater Intensität (80% der Leistung bei 4 mmol/l Blutlaktat eines vorausgegangenen Stufentests). Im nächsten Zyklus waren an denselben Tagen einstündige isokinetische Maximalkraftbelastungen der Oberschenkel-Streckmuskulatur zu absolvieren (Serien á 15 Wiederholungen mit zweiminütigen Pausen). Muskelbiopsien des m. vastus lateralis wurden vor und jeweils direkt nach den Belastungen durchgeführt. Das entnommene Muskelgewebe wurde sofort bei -70 °C bis zur weiteren Analyse tiefgefroren. Nach Präparation der Gesamt-RNA wurde die mRNA Expression von ER, PR, AR und cFOS mittels real time PCR bestimmt.

4 Ergebnisse

4.1 Blutwerte von Estradiol und Progesteron

Erwartungsgemäß waren bei den eumenorrhöischen Sportlerinnen die Estradiol- und Progesteron-Konzentrationen in der Lutealphase höher als in der Follikelphase. Bei den Sportlerinnen mit oraler Kontrazeption unterschieden sich die Werte nicht wesentlich zwischen den Zyklusphasen und waren in der Lutealphase niedriger als bei den eumenorrhöischen Frauen (Abb. 1).

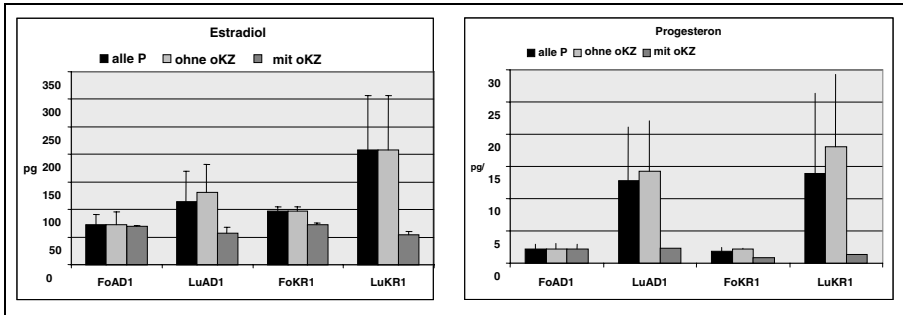


Abb. 1. Konzentrationen von Estradiol und Progesteron in beiden Zyklusphasen (Fo/Lu) in der Gesamtgruppe sowie bei den Sportlerinnen mit und ohne orale Kontrazeption (oKZ) für die Untersuchungen mit Ausdauer- (AD) und Kraftbelastung (KR).

4.2 cFOS-Expression

Die einstündige akute Belastung führte zu einer signifikanten Zunahme der Expression von cFOS, hier dargestellt an einer Abnahme des Delta-Threshold-Cycle (TC) bei einer einzelnen Probandin (Abb. 2).

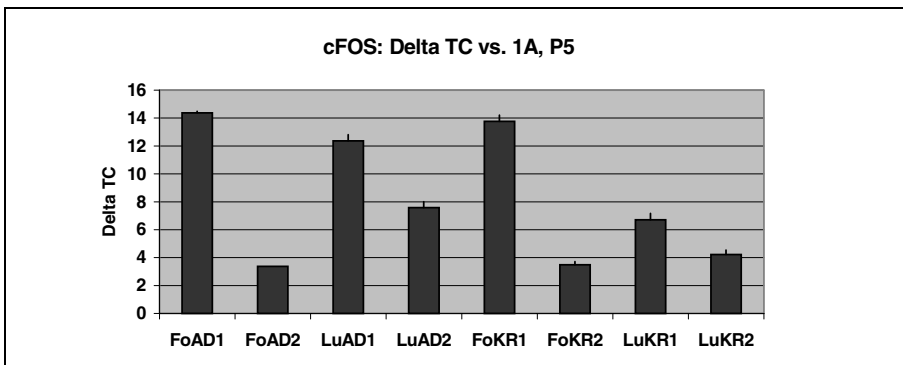


Abb. 2. Zunahme der cFOS-Expression, dargestellt an der Abnahme des Delta-TC-Wertes bei einer einzelnen Probandin P5 nach (2) gegenüber vor (1) Belastung in beiden Zyklusphasen (Fo, Lu) sowie nach Ausdauer- (AD) und Kraftbelastung (KR).

Hierbei fanden sich keine Unterschiede zwischen beiden Belastungsformen, ferner hatte die Einnahme eines Kontrazeptivums keinen Einfluss auf die belastungsinduzierte cFOS-Expression. Die Höhe der belastungsinduzierten Induktion (Foldinduction) war in der Gesamtgruppe in der Follikelphase signifikant höher als in der Lutealphase (Abb. 3). Die interindividuelle Variation in der Höhe der cFOS-Expression war jedoch sehr groß (Abb. 4). Bei den Sportlerinnen, die in der Lutealphase eine höhere belastungsinduzierte cFOS-Expression aufwiesen, ließen sich hormonelle Auffälligkeiten (Lutealinsuffizienz, auffallend hohe oder niedrige Estradiol-Konzentrationen etc.) nachweisen.

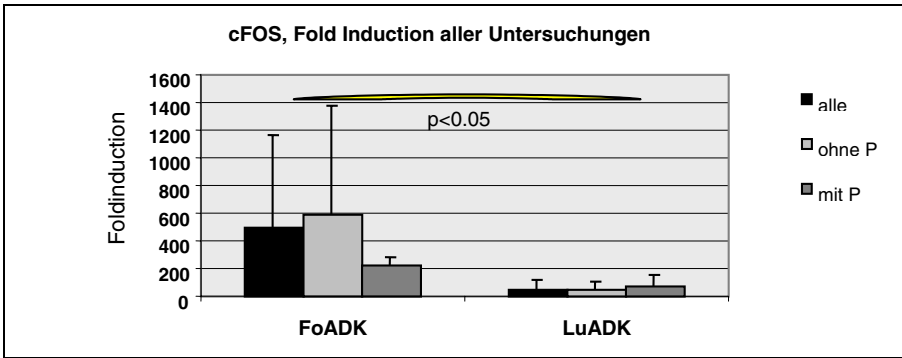


Abb. 3. Höhere cFOS-Expression in der Follikel- vs. Lutealphase in der Gesamtgruppe sowie bei den Sportlerinnen mit (mit P) und ohne (ohne P) Einnahme oraler Kontrazeptiva, unabhängig von der Art der Belastung.

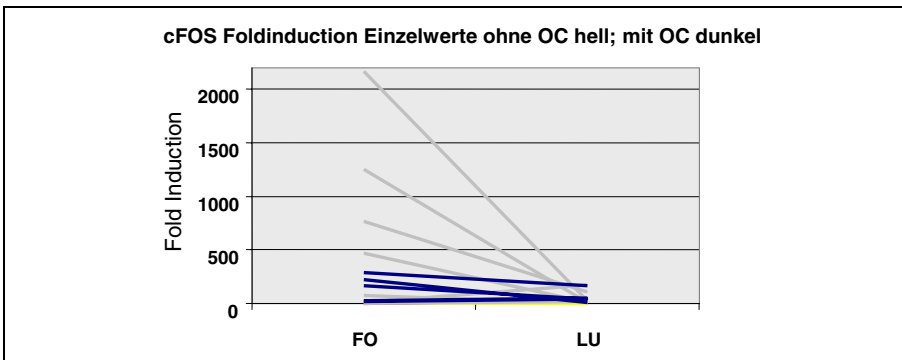


Abb. 4. Interindividuelle Variation in der Höhe der cFOS-Induktion nach Belastung, Darstellung der Einzelwerte der untersuchten Proben.

4.3 Expression des Estrogen-, Androgen- und Progesteron-Rezeptors

Die bei einzelnen Probandinnen analysierte Expression des Estrogen-, Progesteron- und Androgenrezeptors zeigte unmittelbar nach Belastung keine Veränderung und war Zyklusphasen-unabhängig.

5 Diskussion und Zusammenfassung

Die Ergebnisse zur cFOS-Expression belegen erstmals eine zyklusphasenabhängige Reaktion eines Gens der Skelettmuskulatur auf körperliche Belastung. Der Transkriptionsfaktor cFOS kann hierbei in die Regulation der Expression einer Reihe weiterer, für die Belastungsadaptation relevanter muskulärer Gene involviert sein. Dies könnte ein molekularbiologischer Erklärungsansatz für eine zyklusphasenabhängige Trainierbarkeit bei Sportlerinnen sein.

Die quantitativ zwar geringeren, aber grundsätzlich ähnlichen Reaktionen bei Sportlerinnen mit und ohne Einnahme oraler Kontrazeptiva lassen vermuten, dass neben den gonadalen Steroiden Estradiol, Progesteron und den Androgenen wahrscheinlich andere Faktoren (Wachstumshormon, IGF1) in der zyklusphasenabhängigen cFOS-Expression mitwirken.

Danksagung

Wir bedanken uns bei den Probandinnen für die Mitarbeit in der Untersuchung. Die Studie wurde gefördert durch das Bundesinstitut für Sportwissenschaft, Köln (VF 0407/01/19/2000-2001).

Literatur

- Chaikovskii V.S., Evtinova, I.V. & Basharina, O.B. (1985a). Steroid levels and androgen receptors in skeletal muscles during adaptation to physical effort. *Vopr Med Khim*, 31 (6), 80-86.
- Chaikovskii V.S., Ivanova, E.I. & Rogozkin, V.A. (1985b). Content and utilisation of testosterone in the cardiac and skeletal muscles of male rats during physical exercise. *Probl Endokrinol (Mosk)*, 31 (3), 78-82.
- Hall-Jurkowski, N., Jones, L., Toews, C.J. & Sutton, R.J. (1981). Effects of menstrual cycle on blood lactate, O₂ delivery, and performance during exercise. *J Appl Physiol*, 51, 1493-1499.
- Hollmann, W. & Hettinger, T. (2000). *Sportmedizin*. Stuttgart: Schattauer.
- Nicklas B.J.A., Hackney, C. & Sharp, R.L. (1989). The menstrual cycle and exercise: Performance, muscle glycogen, and substrate responses. *Int J Sports Med*, 10, 264-269.
- Platen, P. (1996). Das reproduktive endokrine System der Frau: Auswirkungen körperlicher Belastung unter Berücksichtigung der kalorischen Bilanzierung. Habilitationsschrift, DSHS Köln.
- Puntschart, A., Wey, E., Jostarndt, K., Vogt, M., Wittwer, M., Widmer, H.R., Hoppeler, H. & Billeter, R. (1998). Expression of fos and jun genes in human skeletal muscle after exercise. *Am J Physiol*, 274, C129-C137.
- Reichlin, S. (1992). Neuroendocrinology. In J.D Wilson & D.W. Foster (eds.), *Textbook of Endocrinology* (8th ed.) (pp. 135-220). Philadelphia: Saunders.
- Reis, E. (1996). *Menstruationszyklus-gesteuertes Krafttraining*. Köln: Sport und Buch Strauß.
- Rogol A.D. (1989). Growth hormone: physiology, therapeutic use, and potential for abuse. In K.B. Pandolf (ed.), *Exercise and sports science reviews*, vol. 17 (pp. 252-377). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Silbernagel, S. & Despopoulos, A. (1988). *Taschenatlas der Physiologie*. Stuttgart: Thieme.
- Tchaikovsky, V.S., Astratenkova, J.V. & Basharina, O.B. (1986). The effect of exercises on the content and reception of the steroid hormones in rat skeletal muscles. *J Steroid Biochem*, 24 (1) 251-253.
- Weicker, H. & Strobel, G. (1994). *Sportmedizin*. Stuttgart: Fischer.

Mechanical properties of tendons in-vivo and adaptations through training

The mechanical characteristics that tendons exhibit in-vivo have important implications for the function of the neuromuscular system and, therefore, are highly relevant for training and clinical applications. This review paper summarises some of the relevant findings of our research group on different aspects of tendon and muscle mechanical behaviour under in-vivo conditions.

1 Tendon moment arms

In musculoskeletal modelling applications the moment arm of a tendon is a very important parameter because any calculation of the tendon force from the measured joint moment requires an accurate estimation of the moment arm. In most studies the moment arms from inactive muscles at rest are assumed representative of those measured during isometric muscle contraction. The validity of this assumption is questionable and we have shown previously that the moment arm of the patella tendon measured in-vivo using videofluoroscopy varies throughout the joint range of motion and is different from measurements at rest or on cadavers and even other in-vivo measurements using subjects with different characteristics (Baltzopoulos, 1995; Kellis & Baltzopoulos, 1999). In a series of studies that we aimed to examine the mechanical parameters of the tibialis anterior and Achilles tendons in-vivo, the measurement of their moment arms during maximum voluntary contraction (MVC) was essential. For this purpose, we examined the hypothesis that the tibialis anterior and Achilles tendon moment arms increase during maximum isometric dorsiflexion as compared with rest.

For the tibialis anterior tendon sagittal-plane magnetic resonance images of the right ankle were taken in six subjects at rest and during maximum isometric dorsiflexion at six ankle angles between dorsiflexion and plantarflexion having the body placed in the supine position and the knee flexed at 90 degrees. Instant centres of rotation in the tibio-talar joint, tibialis anterior tendon action lines and moment arms were identified in the sagittal plane at ankle angles of -15 degrees, 0 degrees, +15 degrees and +30 degrees at rest and during maximum isometric dorsiflexion.

For the Achilles tendon sagittal magnetic resonance (MR) images of the right ankle were taken in six subjects both at rest and during a plantarflexor MVC in the supine position at a knee angle of 90 deg and at ankle angles of -30 deg (dorsiflexed direction), -15 deg, 0 deg (neutral ankle position), +15 deg (plantarflexed direction), +30 deg and +45 deg. A system of mechanical stops, support triangles and velcro straps was used to secure the subject in the above positions. Location of a moving

centre of rotation was calculated for ankle rotations from -30 to 0 deg, -15 to +15 deg, 0 to +30 deg and +15 to +45 deg. All instant centres of rotation were calculated both at rest and during MVC. Achilles tendon moment arms were measured at ankle angles of -15, 0, +15 and +30 deg.

At any given ankle angle, the tibialis anterior tendon moment arm during maximum isometric dorsiflexion increased by 0.9-1.5 cm ($P < 0.01$) compared with rest. This was attributed to a displacement of both tibialis anterior tendon action line by 0.8-1.2 cm ($P < 0.01$) and all instant centres of rotation by 0.3-0.4 cm ($P < 0.01$) distally in relation to their corresponding resting positions (Maganaris et al., 1999). At any given ankle angle, Achilles tendon moment arm length during MVC increased by 1-1.5 cm (22-27 %, $P < 0.01$) compared with rest. This was attributed to a displacement of both Achilles tendon by 0.6-1.1 cm ($P < 0.01$) and all instant centres of rotation by about 0.3 cm ($P < 0.05$) away from their corresponding resting positions (Maganaris et al., 1998).

Substantially unrealistic Achilles tendon forces and moments generated around the ankle joint during a plantarflexor MVC would be calculated using resting Achilles tendon moment arm measurements. For the tibialis anterior, the assumption that the tendon moment arm does not change from rest to maximum isometric dorsiflexion is invalid. Erroneous tendon forces, muscle stresses and joint moments by as much as 30% would be calculated using resting tibialis anterior tendon moment arms in the moment equilibrium equation around the ankle joint during maximum isometric dorsiflexion. A substantial increase in the tibialis anterior tendon moment arm occurs from rest to maximum isometric dorsiflexion. The findings of these studies have important implications for estimating loads in the musculoskeletal system and must be taken into consideration when using planimetric musculoskeletal modelling for analysing maximal static ankle plantarflexion or dorsiflexion loads and tendon forces.

2 Time-dependent properties in intact human tendon

In vitro tendons exhibit time dependent properties such as force relaxation when stretched, as do all excised collagenous structures. Information about such viscoelastic phenomena is of crucial practical and clinical relevance. However, the extent to which results from in vitro tests represent the behaviour of the tendon under in vivo conditions is unknown. Therefore, we conducted a study to investigate whether and to what extent in vivo human tendons exhibit time dependent properties of force production when subjected to cyclic tensile loading.

Measurements were taken in the gastrocnemius tendons of six men. Cyclic tensile loading was applied in the tendon by five repeated isometric contractions (*contractions*) of the gastrocnemius muscle at the anatomically neutral ankle position (the sole of the foot at right angles to the tibia). The moments generated were recorded by a dynamometer. The *contractions* were elicited by electrical stimulation of the muscle. In each stimulation, pulses of 50- μ s duration were delivered for 1 s at 100 Hz

by a custom-built unit, through two percutaneous muscle electrodes. The voltage above which no further increase in moment could be recorded in a single stimulation was used to elicit all the five *contractions*. The behaviour of the gastrocnemius tendon in the test was obtained from sagittal-plane plane sonographs of the gastrocnemius tendon end in the myotendinous junction, recorded in real time. The moments corresponding to tendon elongations of 7 and 11 mm in each *contraction* relative to the length of the tendon before the 1st *contraction* were identified. A curvilinear reduction in the moment recorded in each test was considered to be indicative of force relaxation.

The moment corresponding to 7 mm of elongation decreased curvilinearly from 50 ± 5 Nm (mean \pm SD) in the 1st *contraction* to 41.7 ± 7 Nm in the 5th *contraction* ($17 \pm 6.6\%$ decrease, $P < 0.001$). Similarly, the moment corresponding to 11 mm of elongation decreased curvilinearly from 96.8 ± 10 Nm in the 1st *contraction* to 80.3 ± 12 Nm in the 5th *contraction* ($17.7 \pm 3.4\%$ decrease, $P < 0.001$). The difference in moment between the two tests ranged between 38.7 ± 7 and 46.8 ± 5.4 Nm ($P < 0.001$) in any given *contraction* number. However, there was no difference ($P > 0.05$) in relative moment (with respect to the 1st *contraction*) between the 7 and 11-mm tests in any given *contraction* number. The above results indicate that the gastrocnemius tendon exhibited time dependent properties of force production in response to the five repeated stretches applied. The similarity in relative moment reduction between the two tendon elongations examined are in line with previous in vitro results. These findings in tendons under in vivo conditions have important implications for a) the geometry and function of the in-series muscles, b) fusimotion, and c) joint flexibility.

3 Tendon creep and its effect on the geometry of skeletal muscle

It is well known from our experiments (Maganaris & Baltzopoulos, 1998, 1999) and from other studies that isometric contraction changes the length and pennation angle of muscle fascicles. These changes in a single contraction depend on the force elicited in the muscle and the compliance of the in-series tendon. However, during repeated contractions the fascicular geometry could also be affected by the tendon's time-dependent properties. It is well known that tendons exhibit creep (i.e., they elongate over time) when loaded in an oscillating pattern which suggests that repeated contractions might result in greater fascicular shortening and pennation angle increase compared with a single contraction, thus altering the muscle's potential for force and joint moment production. We studied the fascicular geometry of the in vivo human medial gastrocnemius (MG) muscle in order to investigate the effect of repeated contractions (Maganaris et al., 2002).

Six men performed two sets (*sets A and B*) of 10 repeated isometric plantarflexion contractions at 80% of the moment generated during plantarflexion maximal voluntary contraction (MVC), with a rest interval of 15 min between sets. By use of ultrasound, the geometry of the medial gastrocnemius (MG) muscle was measured in

the contractions of *set A* and the displacement of the MG tendon origin in the myotendinous junction was measured in the contractions of *set B*. In the transition from the 1st to the 10th contractions, the fascicular length at 80% of MVC decreased from 34 ± 4 (means \pm SD) to 30 ± 3 mm ($P < 0.001$), the pennation angle increased from 35 ± 3 to $42 \pm 3^\circ$ ($P < 0.001$), the myotendinous junction displacement increased from 5 ± 3 to 10 ± 3 mm ($P < 0.001$), and the average fascicular curvature remained constant ($P > 0.05$) at ~ 4.3 m⁻¹. No changes ($P > 0.05$) were found in fascicular length, pennation angle, and myotendinous junction displacement after the fifth contraction. Electrogoniometry showed that the ankle rotated by $\sim 6.5^\circ$ during contraction, but no differences ($P > 0.05$) were obtained between contractions. The present results show that repeated contractions induce tendon creep, which substantially affects the geometry of the in-series contracting muscles, thus altering their potential for force and joint moment generation.

4 The effect of strength training on the stiffness of human tendons in older individuals

In vitro studies have shown that ageing decreases tendon stiffness. However, physical activity has been found to alter the properties and/or the dimensions of tendons, yielding ultimately stiffer structures. In a recent study (Reeves et al., 2003) the effect of strength training (ST) on the mechanical properties of the patella tendon (PT) *in vivo* in older individuals was investigated. After receiving ethical approval and written informed consent, 18 elderly individuals (nine per sex) were randomly assigned to ST (means \pm S.D.: age 74.3 ± 3.5 years, body mass 69.7 ± 14.8 kg and height 163.4 ± 9.1 cm) and control (age 67.1 ± 2 years, body mass 73.5 ± 14.9 kg and height 168.3 ± 11.5 cm) groups. Two sets of ~ 10 leg-extension and leg-press exercises at ~ 80 % of the five repetition maximum, were performed three times per week for 14 weeks. PT elongation was measured *in vivo* using B-mode ultrasonography (HDI 3000, ATL, USA) during a ramp isometric knee extension at 90 deg. PT forces were calculated by dividing joint moments by MRI-measured PT moment arm length, after taking into account antagonist coactivation estimated from EMG activity. Stress and strain were calculated by normalizing forces and elongations to tendon dimensions, measured using ultrasound. Tendon stiffness (gradient of the force–elongation relationship) was multiplied by the ratio of tendon length to cross-sectional area to obtain Young's modulus. All measurements were performed before and after the ST period. Results were analysed using ANOVA; level of significance was set at $P < 0.05$. Data are presented as means \pm S.D. Training induced a left shift of the stress–strain relationship indicating a decreased elongation and strain at all levels of force and stress. Whereas at baseline, PT elongation and strain at maximal tendon load were 4.7 ± 1.1 mm and 9.9 ± 2.2 %, respectively (maximum force: 3346 ± 1168 N; maximum stress: 40 ± 11 MPa), after training these values decreased to 2.9 ± 1.2 mm and 5.9 ± 2.4 % ($P < 0.01$), respectively (maximum force: 3555 ± 1257 N; maximum stress: 42.1 ± 10.5 MPa). As a result

PT stiffness increased by 65 % after ST (2187 ± 713 to 3609 ± 1220 N mm⁻¹; $P < 0.05$) and Young's modulus increased by 69 % (1.3 ± 0.3 to 2.2 ± 0.8 GPa; $P < 0.01$). In contrast, no significant changes in elongation, strain, stiffness or Young's modulus occurred in the control group. There was no significant tendon hypertrophy following the training or the control periods. The rate of torque development increased by 27% following training ($P < 0.01$). In conclusion, this study shows that ST alters the structural and material properties of human elderly tendons. The decreased tendon strain after training may help to reduce the risk of tendon injuries in old age. The increased tendon stiffness after training would increase the rate of force development and may enable the muscle to operate closer to resting length.

References

- Baltzopoulos, V. (1995). A videofluoroscopy method for optical distortion correction and measurement of knee-joint kinematics. *Clinical Biomechanics*, 10, 85-92.
- Kellis, E. & Baltzopoulos, V. (1999). In vivo determination of the patella tendon and hamstrings moment arms in adult males using videofluoroscopy during submaximal knee extension and flexion. *Clinical Biomechanics*, 14, 118-124.
- Maganaris, C. & Baltzopoulos, V. (1998). In vivo measurements of architectural characteristics in the triceps surae complex in man. *Journal of Sports Sciences*, 16, 12.
- Maganaris, C.N. & Baltzopoulos, V. (1999). Predictability of in vivo changes in pennation angle of human tibialis anterior muscle from rest to maximum isometric dorsiflexion. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 79, 294-297.
- Maganaris, C.N., Baltzopoulos, V. & Sargeant, A.J. (1998). Changes in Achilles tendon moment arm from rest to maximum isometric plantarflexion: in vivo observations in man. *Journal of Physiology*, 510, 977-985.
- Maganaris, C.N., Baltzopoulos, V. & Sargeant, A.J. (1999). Changes in the tibialis anterior tendon moment arm from rest to maximum isometric dorsiflexion: in vivo observations in man. *Clinical Biomechanics*, 14, 661-666.
- Maganaris, C.N., Baltzopoulos, V. & Sargeant, A.J. (2002). Repeated contractions alter the geometry of human skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, 93, 2089-2094.
- Reeves, N., Narici, M.V. & Maganaris, C.N. (2003). Strength training alters the viscoelastic properties of tendons in elderly humans. *Muscle & Nerve*, in press.

Dehnung und Längenänderung der Sehne und der Aponeurose des Muskels Gastrocnemius während maximaler isometrischen Plantarflexion

1 Einleitung

Es ist wichtig, die mechanischen Eigenschaften der menschlichen Sehnen und der Aponeurosen zu kennen: (a) Um die Funktion der Muskel-Sehnen-Einheit zu verstehen (Ettema, 1996; Trestik & Lieber, 1993), (b) um Information bezüglich der Eingangsparameter für Simulationsmodelle des menschlichen Systems zu bekommen (Anderson & Pandy, 1993; Bobbert, 2001), (c) um eine Leistungsdiagnose der Muskel-Sehnen-Einheit zu ermöglichen (Kubo et al., 2000a; Rosager et al., 2002) und (d) um die Adaptation der Sehnen und Aponeurosen als Folge körperlicher Belastung zu untersuchen (Kubo et al., 2000b, 2001). In der Literatur sind in Bezug auf die Verteilung der Dehnung und Längenänderung zwischen Sehne und Aponeurose unterschiedliche Aussagen zu finden (Maganaris & Paul, 2000; Muramatsu et al., 2001). Diese Unterschiede, hauptsächlich solche aus *in vivo* Experimenten an Menschen, sind möglicherweise auf methodologische Ursachen zurückzuführen. Es konnte z.B. keine *in vivo* Untersuchung gefunden werden bei der, die Längenänderung der menschlichen Sehne und die der Aponeurose gleichzeitig während ein und derselben Kontraktion untersucht wurden. Die Längenänderung von Sehne und Aponeurose ist eine von der Vorgeschichte abhängige mechanische Eigenschaft, die durch den Kriecheffekt beeinflusst wird. Daher kann die gleichzeitige Untersuchung beider Parameter eine entscheidende methodologische Rolle spielen. Das Ziel dieser Untersuchung war die gleichzeitige Bestimmung der Längenänderung und Dehnung der Sehne und der Aponeurose des menschlichen M. gastrocnemius *in vivo* während einer und derselben maximalen willkürlichen Kontraktion.

2 Methodik

Zwölf Probanden (Gewicht 76.86 ± 6.94 kg, Größe 185 ± 6 cm) nahmen an dieser Studie teil. Die Probanden führten maximal willkürliche isometrische Plantarflexion-Kontraktionen an einem Dynamometer (Biodex System3) aus. Um das resultierende Moment um das Sprunggelenk zu berechnen wurden zusätzlich: (a) die Bewegung des Beines mittels des vicon Systems (8 cameras 120 Hz) registriert, (b) der Kraftangriffspunkt unter dem Fuß mit einer Druckmesssohle (Pedar/Novel) bestimmt

und (c) das Oberflächen-EMG des Antagonisten M. tibialis anterior mittels bipolarer Ableitung (Biovision) mit zwei Zentimetern Interelektrodenabstand gemessen. Zwei lineare Ultraschallsonden (7.5 MHz, Aloka SSD 4000 und Shimadzu, JPN, SDU-350 XL) lieferten gleichzeitig Bilder des distalen (Muskel-Sehnenübergang) und proximalen (ca. acht Zentimeter proximal zu dem identifizierten Muskel-Sehnenübergang) Anteils der distalen Aponeurose des M. gastrocnemius medialis. Um die Ausgangslänge der Sehne und der Aponeurose zu bestimmen, wurden die Probanden auf den Dynamometerstuhl mit einem Kniewinkel von 120° und einem Sprunggelenkwinkel von 110° platziert, bei dem nach Riener & Edrich (1999) das passive Moment um das Sprunggelenk nahezu null ist. In dieser Position wurden Referenzpunkte in Bezug auf Markierungen zwischen Haut und Ultraschallsonde identifiziert und vermessen (Abb. 1). Die Ruhelängen der Sehne und der Aponeurose wurden als der jeweilige Abstand (der Haut entlang gemessen) zwischen tuberositas calcanei und den auf den entsprechenden Ultraschallbildern untersuchten Schnittpunkten definiert. Die Längenänderung der Sehne und die der Aponeurose wurden bei 0, 15, 30, 45, 60, 80 und 100% des maximalen Momentes um das Sprunggelenk für jeden Versuch bestimmt. Ein T-Test für zwei abhängige Stichproben wurde verwendet um eventuelle Unterschiede in Längenänderung und Dehnung zwischen Sehne und Aponeurose zu finden.

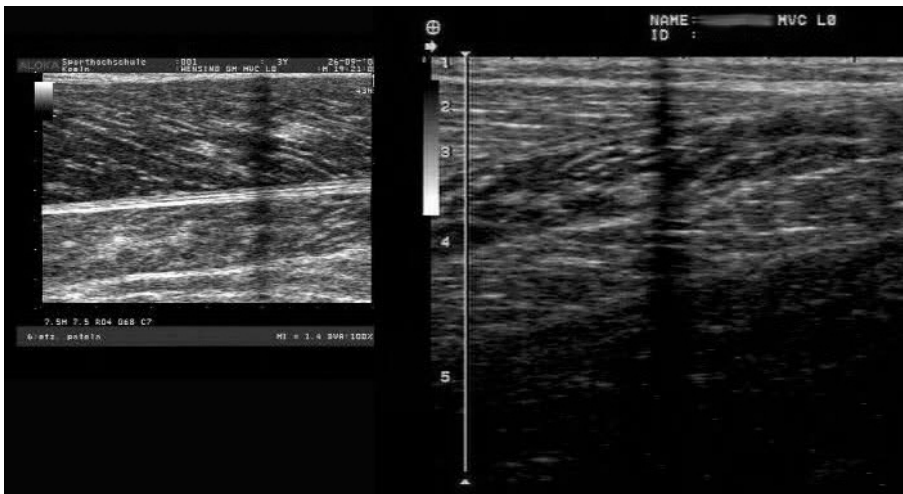


Abb. 1. Proximales (links) und distales (rechts) Ultraschallbild des M. gastrocnemius medialis in Ruhelänge.

3 Ergebnisse und Diskussion

Die wichtigsten Ergebnisse dieser Untersuchung waren: (a) während maximal willkürlicher isometrischer Plantarflexion sind die absoluten Längenänderungen der Sehne und der Aponeurose des M. gastrocnemius unterschiedlich (Abb. 2 links),

(b) bei allen Untersuchten Belastungsstufen unterscheidet sich die Dehnung der Sehne des M. gastrocnemius nicht von der seiner Aponeurose (Abb. 2 rechts), (c) während der „isometrischen“ Plantarflexion veränderte sich der Sprunggelenkwinkel erheblich, (d) die Verformbarkeit des Systems Fuß-Dynamometerhebel und die Co-Aktivierung des M. tibialis anterior haben einen signifikanten Einfluss auf das Moment um das Sprunggelenk. Dabei war der Einfluss der Verformbarkeit des Systems Fuß-Dynamometerhebel doppelt so hoch wie der dieser Co-Aktivierung.

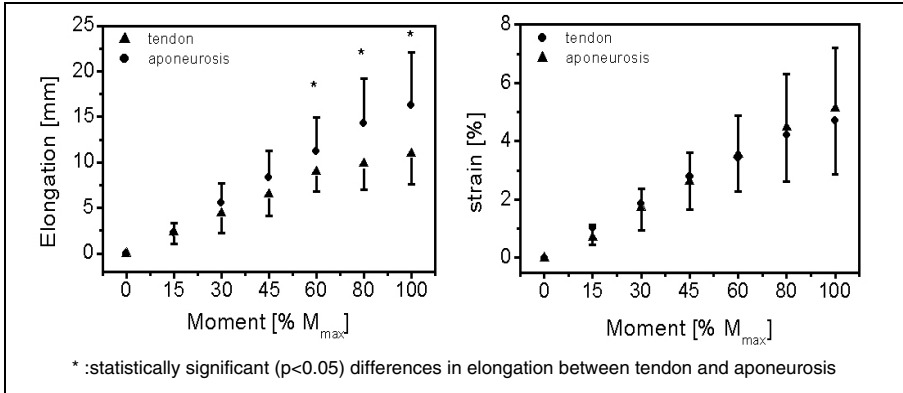


Abb. 2. Längenänderung (links) und Dehnung (rechts) der Sehne und Aponeurose in Bezug auf das Moment um das Sprunggelenk (Mittelwert \pm SD, n=12).

4 Zusammenfassung

Die wichtigsten Probleme der Methodik zur *in vivo* Bestimmung der Dehnung der Sehne und der Aponeurose mittels Ultraschall sind: (a) Die Änderung des Sprunggelenkwinkels bei einer vermeintlich isometrischen Kontraktion, (b) die Verformbarkeit des Systems Fuß-Dynamometerhebel, (c) die Co-Aktivierung der Antagonisten, (d) die Veränderung des Hebelarmes der Sehne, (e) der Krieeffekt und (f) die Limitierung auf eine zweidimensionale Bestimmung der Längenänderung der Sehne und der Aponeurose. Das experimentelle Design der Vorgestellten Studie berücksichtigt die ersten drei dieser Probleme. Die Punkte (d) und (e) dürften die Ergebnisse dieser Studie nicht beeinflussen, da die Längenänderung der Sehne und der Aponeurose gleichzeitig gemessen wurde. Der letzte Punkt, Projektionsfehler aufgrund der zweidimensionalen Analyse einer gebogenen Struktur, konnte in dieser Studie nicht berücksichtigt werden. Wir schlussfolgern, dass die Dehnung der Sehne des menschlichen M. gastrocnemius und die seiner Aponeurose, wenn sie mittels zweidimensionalem Ultraschall bestimmt werden, sich nicht voneinander unterscheiden. Die Längenänderung der Aponeurose ist signifikant größer als die der Sehne. Daraus ergibt sich, dass die Wahl des analysierten Übergangs an dem Ultraschallbild die Berechnung der Steifigkeit der Sehne und der Aponeurose beeinflusst.

Literatur

- Anderson, F.C. & Pandy, M.G. (1993). Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *Journal of Biomechanics*, 26, 1413-1427.
- Bobbert, M.F. (2001). Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: a simulation study. *Journal of Experimental Biology*, 204, 533-542.
- Ettema, G.J.C. (1996). Mechanical efficiency and efficiency of storage and release of series elastic energy in skeletal muscle during stretch-shorten cycles. *Journal of Experimental Biology*, 199, 1983-1997.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. (2000a). Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiologica Scandinavica*, 168, 327-335.
- Kubo, K., Akima, H., Kouzaki, M., Ito, M., Kawakami, Y., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2000b). Changes in the elastic properties of tendon structures following 20 days bed-rest in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 83, 463-468.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y. & Fukunaga, T., (2001). Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 90, 520-527.
- Maganaris, C.N. & Paul, J.P. (2000). Load-elongation characteristics of in vivo human tendon and aponeurosis. *Journal of Experimental Biology*, 203, 751-756.
- Muramatsu, T., Muraoka, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Hirano, Y. & Fukunaga, T. (2001). Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 90, 1671-1678.
- Rosager, S., Aagaard, P., Dyhre-Poulsen, P., Neergaard, K., Kjaer, M. & Magnusson, S.P. (2002). Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 12, 90-98.
- Trestik, C.L. & Lieber, R.L. (1993). Relationship between Achilles tendon mechanical properties and gastrocnemius muscle function. *Journal of Biomechanical Engineering*, 115, 225-230.

Simulation der Bewegungen während der bipedalen Landung nach Sprüngen mit Hilfe eines gedämpften Feder-Masse-Systems

1 Einleitung

Beim Laufen sowie während der bipedalen Landung nach einem Sprung kann die Bodenreaktionskraft kurzzeitig ein Vielfaches des Körpergewichtes erreichen. Nicht nur der Spitzenwert dieser Kraft, sondern auch durch die Krafrate ist eine Ausschöpfung der mechanischen Festigkeit von Knochen und Knorpel möglich (Hennig & Lafortune, 1991; Peikenkamp, van Husen & Nicol, 1999; Peikenkamp, Fritz & Nicol, 2002). Dies gilt insbesondere bei häufiger Wiederholung der schnellen Bewegungen, wie dies z.B. während des Trainings oder in der Sportgymnastik geschieht (Snook, 1979; Teitz, 1983; Özgüven & Berme, 1988).

Die Bodenkontaktphase wird u.a. von Nigg, Denoth, Neukomm und Segesser (1979) in eine passive und eine längere aktive Phase unterteilt. Die passive Phase beginnt mit dem Bodenkontakt und dauert 30-40 ms. Bedingt durch ihre Latenzzeit schafft es die Beinmuskulatur trotz möglicher Vorinnervation nicht, in der passiven Phase die Abwärtsbewegung des Körpers kontrolliert abzubremsen. Durch die Dorsalflexion des Fußes wird ein Dehnungsreflex ausgelöst, der aber erst nach ungefähr 40 ms zu einem Anstieg im Elektromyogramm des M. gastrocnemius führt (Gollhofer & Schmidbleicher, 1988).

Um nun einen Einblick in die Bewegungen und Interaktionen der Beinsegmente zu ermöglichen, wurde ein gedämpftes Feder-Masse-Modell eines Springers mit vier Freiheitsgraden entwickelt.

2 Methodik

In dem Modell wird der Körper des Springers durch vier starre Massen nachgebildet (Abb. 1). Die Massen repräsentieren die beiden Füße, die Unterschenkel, die Oberschenkel sowie den Rumpf mit Kopf und Armen. Benachbarte Massen sind durch Federn und Dämpfer miteinander verbunden, so dass die Massen sich in vertikaler Richtung bewegen können. Weiterhin ist während des Bodenkontaktes die Masse der Füße über eine Feder und einen Dämpfer mit dem Boden verbunden. Die Kräfte in diesen beiden Elementen ergeben die vertikale Komponente der Bodenreaktionskraft. Die vier Massen imitieren einen Springer mit einer Gesamtmasse von 74 kg (Tab. 1). Mit dem Modell wurde die bipedale Landung nach einem Sprung aus 45 cm Höhe simuliert. Die Eigenschaften der Federn und Dämpfer wurden in der Weise ermittelt, dass ausgehend von Startwerten die aktuellen Werte sukzessive

verändert wurden, bis die simulierte Bodenreaktionskraft gemessenen Verläufen möglichst gut entsprach. Bei den Startwerten wurden die Massen 1 (Füße) und 2 (Unterschenkel) durch eine steife Feder verbunden, so dass sie sich fast wie eine Masse verhielten und zu hohen Bremskräften in der passiven Phase führten. Bei der Auslegung der Feder für die Masse 4 (Rumpf) wurde davon ausgegangen, dass diese Masse ihren tiefsten Bahnpunkt, also ihr größte Auslenkung aus der Anfangslage, zur Zeit des aktiven Kraftmaximums erreicht.

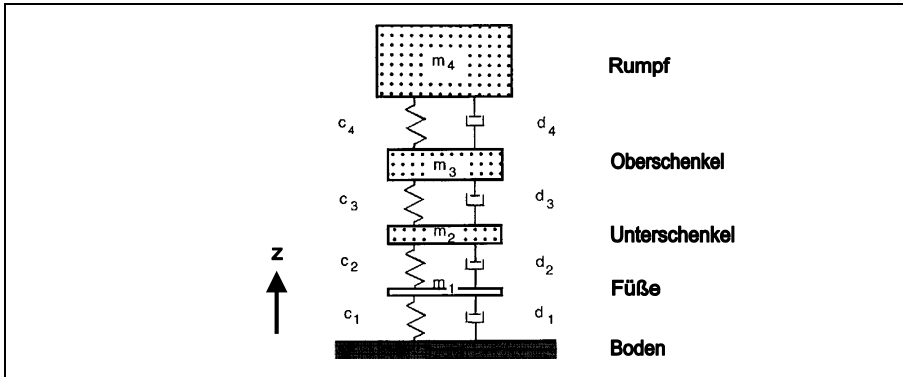


Abb. 1. Modell mit vier Freiheitsgraden zur Simulation eines Springers während der bipedalen Landung (nach Fritz & Peikenkamp, 2001).

Tab. 1. Werte der angepassten Modellparameter für eine Landung aus 45 cm Höhe.

Index i	Masse m [kg]	Feder c [N/m]	
		weiche Landung	harte Landung
1	2,1	105000	105000
2	6,7	300000	250000
3	14,2	22000	420000
3	51,0	12000	3000
		Dämpfer d [Ns/m]	
1		250	250
2		150	150
3		1000	380
4		1400	600

In Abhängigkeit insbesondere von der Steifigkeit der Feder zwischen Unter- und Oberschenkel ergaben sich für die Bodenreaktionskraft Zeitverläufe mit unterschiedlichen charakteristischen Eigenschaften. Bei einer weiteren Simulationsrechnung wurden dann die Werte der Federn und Dämpfer im Zeitintervall zwischen 25 ms und 65 ms nach dem ersten Bodenkontakt kontinuierlich verändert. Hierdurch wird unter Berücksichtigung der Latenzzeit der Muskulatur und des EMD (electromechanical delay) die zum kontrollierten Abbremsen der Landebewegungen der Körpersegmente notwendige zeitliche Veränderung der Muskelkräfte nachgeahmt.

3 Ergebnisse

In Abb. 2 sind die Auslenkungen der vier Massen aus der Lage zu Beginn des Bodenkontaktes und die Bodenreaktionskraft dargestellt. Die Massen landen entgegen der positiven z-Richtung mit einer Geschwindigkeit von $-2,9$ m/s. Die Zeitverläufe auf der linken Seite von Abb. 2 wurden mit den Werten in der dritten Spalte von Tab. 1, also der weichen Landung, ermittelt. Diese Werte ergeben eine nachgiebige Bindung der Massen 2 und 3. Dies führt bei den Massen 3 und 4 zu großen Bewegungsausschlägen und einem langsamen Einschwingen in die statische Gleichgewichtslage. Das passive Maximum der Bodenreaktionskraft beträgt $4,2$ BW ($4,2$ Körpergewicht) und wird nach 40 ms erreicht. Bedingt durch die Schwingungsbewegungen der Massen verringert sich dann nach 325 ms die Kraft auf einen Wert von $0,3$ BW.

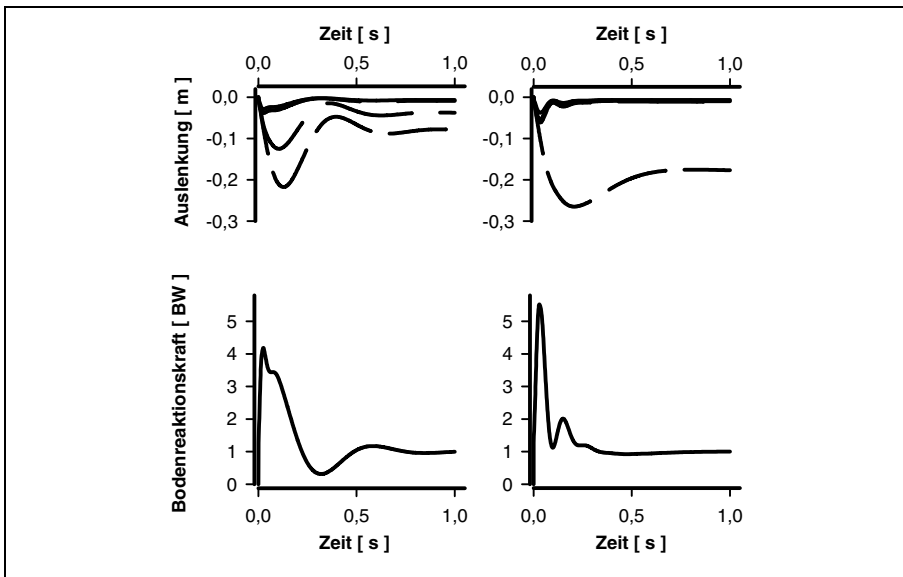


Abb. 2. Zeitliche Verläufe der vertikalen Auslenkungen der vier Massen nach dem ersten Bodenkontakt sowie der Bodenreaktionskraft bei weicher (links) und harter (rechts) Landung.

Die Zeitverläufe auf der rechten Seite von Abb. 2 ergaben sich mit den Werten in der vierten Spalte von Tab. 1 (harte Landung). Die Massen 2 und 3 sind nun fast starr miteinander verbunden. Zusammen mit der Masse 1 bewegen sich die drei Massen wie eine einzelne schwere Masse und werden auf einem kurzen Wege hart abgebremst. Die Masse 4 wird langsamer abgebremst und ihre Bewegungsausschläge sind wesentlich größer. Das passive Maximum der Bodenreaktionskraft beträgt nun $5,5$ BW und wird schon nach 30 ms erreicht. Nach dem Abbremsen unterschreitet die Kraft nur minimal das Eigengewicht des Springers.

Bei der Simulation der Zeitverläufe in Abb. 3 wurden die Feder- und Dämpferwerte innerhalb vom 40 ms von den Werten in Spalte 4 zu den Werten in Spalte 3 (Tab. 1) kontinuierlich verändert. Die sich ergebenden Bewegungsabläufe sind eine Kombination der zuvor beschriebenen Bewegungen. Nach einem starken Abbremsen der Massen der Beine schwingen die Massen 3 und 4 langsam in die statische Gleichgewichtslage. Das Phasendiagramm zeigt die Spannweite der Geschwindigkeiten der vier Massen. Auch wird hier deutlich, dass im Umkehrpunkt der Bewegungen die Geschwindigkeiten gleich Null sind. Der Zeitverlauf der Bodenreaktionskraft ist gekennzeichnet durch ein hohes passives Maximum (5,6 BW), ein kleineres aktives Maximum (2,6 BW) und ein ausgeprägtes aktives Minimum (0,5 BW).

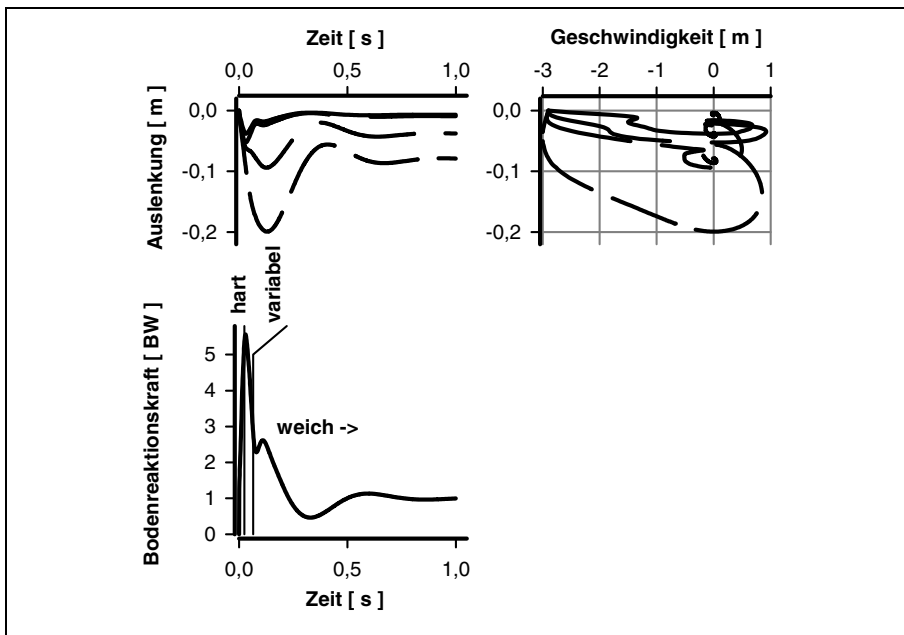


Abb. 3. Zeitliche Verläufe der vertikalen Auslenkungen sowie der Bodenreaktionskraft bei der Landung mit variablen Modellparametern. Das Phasendiagramm rechts oben zeigt den Zusammenhang zwischen den Geschwindigkeiten und den Auslenkungen der vier Massen.

In Abb. 4 sind die zeitlichen Verläufe der Bodenreaktionskraft bei der harten und der weichen Landung direkt dem mit den variablen Modellparametern simulierten Kraftverlauf gegenübergestellt. Deutlich ist zu erkennen, dass dieser Kraftverlauf die für die Bodenreaktionskraft typischen Eigenschaften der beiden anderen Verläufe enthält.

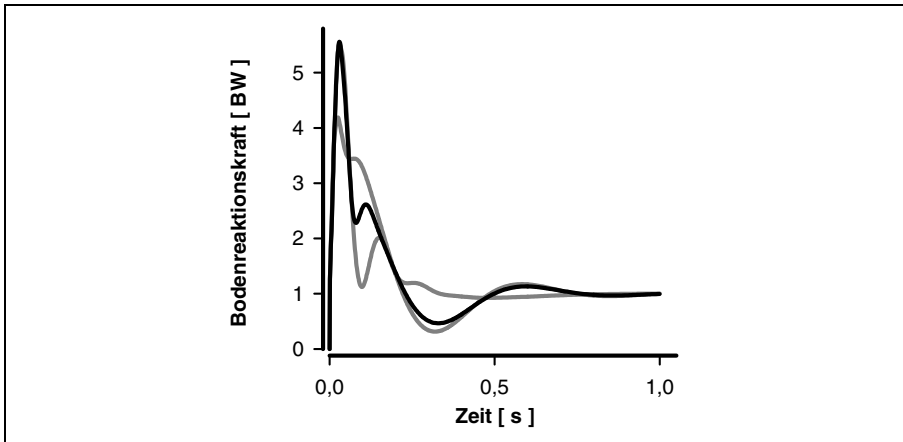


Abb. 4. Vergleich der Zeitverläufe der Bodenreaktionskraft bei harter und weicher Landung (graue Linien) mit dem Kraftverlauf bei variablen Modellparametern (schwarze Linie).

4 Diskussion und Schlussfolgerungen

Werden die beiden in Abb. 2 dargestellten Zeitverläufe der Bodenreaktionskraft mit gemessenen Verläufen verglichen, so zeigt sich, dass zu Beginn der harten Landung die simulierte Kraft den Bodenreaktionskräften, die während der passiven Phase gemessen werden, entspricht. Durch die sehr steifen Federn hat das Modell fast die Eigenschaften eines Modells, das nur aus zwei Massen besteht und somit auch nur zwei Freiheitsgrade hat. Auch Özgüven und Berme (1988) konnten mit einem Modell aus zwei Massen die individuellen Variationen des passiven Kraftmaximums, die bei gleicher Sprunghöhe zwischen 4,2 und 5,9 BW betragen, simulieren. War dagegen die Verbindung zwischen den Massen 2 und 3 weich und damit deutlich nachgiebiger, so entsprach der simulierte Zeitverlauf eher Zeitverläufen, die während der aktiven Phase der Landung gemessen werden. Die unterschiedlich schnellen Bewegungen der vier Massen ermöglichen ein langsames Abbremsen bis zum Stillstand verbunden mit niedrigen Kräften.

Durch die zeitliche Veränderung der Feder- und Dämpferwerte ließ sich ein Zeitverlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft nachahmen, bei dem sowohl die Höhe des passiven Kraftmaximums als auch der Verlauf während der aktiven Phase gemessenen Kraftverläufen entspricht (Fritz & Peikenkamp, 2001). Überträgt man das von der Federsteifigkeit beeinflusste Verhalten der Modellmassen auf die Bewegungen des Springers während der Landung, so ist anzunehmen, dass

- in der passiven Phase der Springer sich verhält wie ein Modell aus zwei Massen, nämlich Füße, Unter- und Oberschenkel einerseits sowie Rumpf, Kopf und Arme andererseits. Durch das Abbremsen der Beine mit ihrer großen Masse ergibt sich das hohe passive Kraftmaximum. Würden in dieser Phase nur die

Füße abgebremst, so müsste aufgrund der geringen Masse (2,8 % der Gesamtkörpermasse) die Bremsbeschleunigungen über 200 g betragen. Solch hohe Werte werden in der Literatur nicht erwähnt.

- zu Beginn der aktiven Phase die starre Bindung zwischen den Beinsegmenten gelockert wird. Dies ist gleichbedeutend mit einer Vergrößerung des Freiheitsgrades für die Beinbewegungen. Die Beinsegmente führen nun kontrolliert zeitlich versetzte Bewegungen durch, die ein langsames Abbremsen des Rumpfes ermöglichen.

Aus diesen Analogieschlüssen folgt z.B. für die Landung nach einem Block beim Volleyball, dass eine zu starke Voraktivierung des M. quadriceps femoris vermieden werden sollte, damit das Bein schon durch eine geringe Bodenreaktionskraft im Kniegelenk gebeugt werden kann. Hierdurch lassen sich schnell ansteigende Kräfte mit hohen Spitzenwerten vermeiden. Andererseits sollte das Bein im Knie- und Sprunggelenk aber nicht schon aktiv gebeugt werden, damit ein langer Bremsweg erhalten bleibt.

Weiterhin kann das Modell genutzt werden, um den Einfluss der Elastizität und Dämpfung eines Sportbodens auf die Bodenreaktionskraft unter Standardbedingungen zu analysieren, wie dies von Peikenkamp et al. (2002) durchgeführt wurde. Gegenüber Untersuchungen mit Probanden hat dies den Vorteil, dass die Analyse nicht verfälscht wird durch die Reaktionen der Probanden auf die unterschiedlichen Böden.

Literatur

- Fritz, M. & Peikenkamp, K. (2001). Simulating the impact during human jumping by means of a four degrees-of-freedom model with time dependent properties. *Journal of Motor Behavior*, 33, 268-294.
- Gollhofer, A. & Schmidtbleicher, D. (1988). Muscle activation patterns of human leg extensors and force-time-characteristics in jumping exercises under increased stretching loads. In G. de Groot, A.P. Hollander, P.A. Huijing & G.J. van Ingen Schenau (eds.), *International Series on Biomechanics, Biomechanics XI-A* (pp. 141-147). Amsterdam: Free University Press.
- Hennig, E.M. & Lafortune, M.A. (1991). Relationship between ground reaction forces and tibial bone acceleration parameters. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7, 303-309.
- Nigg, B.M., Denoth, J., Neukomm, P.A., Segesser, B. (1979). *Biomechanische Aspekte zu Sportplatzbelägen* (2. Auflage). Zürich: Juris.
- Peikenkamp, K., van Husen, M., Nicol, K. (1999). Probleme der Bestimmung der äußeren Belastungen auf einem Schwingboden. In J. Jerosch, K. Nicol & K. Peikenkamp (Hrsg.), *Rechnergestützte Verfahren in Orthopädie und Unfallchirurgie* (S. 230-241). Darmstadt: Steinkopff.
- Peikenkamp, K., Fritz, M. & Nicol, K. (2002). Simulation of vertical ground reaction force on sport surfaces during landing. *Journal of Applied Biomechanics*, 18, 122-134.
- Özgüven, H.N. & Berme, N. (1988). An experimental and analytical study of impact forces during human jumping. *Journal of Biomechanics*, 21, 1061-1066.
- Snook, G.A. (1979). Injuries in women's gymnastics. *American Journal of Sports Medicine*, 7, 242-244.
- Teitz, C.C. (1983). Sports medicine concerns in dance and gymnastics. *Clinical Sports Medicine*, 2, 571-593.

Entwicklung eines nichtlinearen Bandscheibenmodells zur Beurteilung des Schädigungspotenzials

1 Einleitung

Wirbelsäulenerkrankungen stellen in der heutigen Zeit einen wesentlichen volkswirtschaftlichen Faktor dar. In den USA wird geschätzt, dass infolge aller Wirbelsäulenerkrankungen jährliche Kosten von 25 bis 95 Milliarden Dollar für die Volkswirtschaft entstehen. Auch in Deutschland besitzen diese Erkrankungen nach den Aussagen von Krankenkassen und medizinischen Berufsverbänden eine ähnliche Relevanz. Ein Anteil der Wirbelsäulenerkrankungen geht hierbei auf die Einwirkung von Ganz-Körper-Schwingungen im Rahmen beruflicher Tätigkeiten zurück. Die schädigende Wirkung der Ganz-Körper-Schwingungen wurde schon frühzeitig durch experimentelle und epidemiologische Untersuchungen (Christ & Dupuis, 1966; Rossegers, 1970) aufgezeigt. Eine besonders gefährdete Berufsgruppe sind Berufskraftfahrer, die am Arbeitsplatz vorwiegend lang andauernden Vertikalschwingungen ausgesetzt sind (Bovenzi, 1996). Nach Magnussen, Pope und Wilder (1996) klagen Berufskraftfahrer signifikant häufiger über Rückenschmerzen als Personen nicht schwingungsbelasteter Vergleichsgruppen. Wallentowitz (1996) weist darauf hin, dass das Fahrpersonal im öffentlichen Personennahverkehr im Durchschnitt im Alter von 49 Jahren und damit nach nur 21 Arbeitsjahren fahrdienstuntauglich wird.

Aus den genannten Statistiken ergibt sich für die Mediziner die Frage nach geeigneten Therapien und Präventivmaßnahmen. Die Aufgabe der Ingenieure ist es, in Zusammenarbeit mit den Medizinern die schädlichen Belastungen zu erkennen und deren Auftreten durch technische Lösungen auf ein Minimum zu beschränken. Für die Beurteilung der auftretenden Schädigungen an der Wirbelsäule und für die Entwicklung technischer Lösungen zur Schädigungsminimierung sind numerische Simulationsmodelle auf Grund der Problematik experimenteller Versuche unbedingt erforderlich.

2 Simulationsmodell

Das entwickelte Simulationsmodell basiert auf der Finite-Elemente-Methode (FEM) und setzt sich aus einem Modul zur künstlichen *Generierung von Straßenebenenheiten* sowie *FE-Modellen von Lastkraftwagen, sitzendem Menschen und Lendenwirbelsäule* zusammen. Durch den modularen Aufbau der Simulationsumgebung ist die Erweiterung oder der Austausch aller Einzelkomponenten möglich. Im Folgenden werden die genannten Komponenten und ihre Interaktionen in Ihren Grundzügen beschrieben.

2.1 Lastkraftwagen und Straßenunebenheit

Das räumliche FE-Modell des Lastkraftwagens, das auf von Steinauer (1991) durchgeführten Untersuchungen basiert, ist ein System aus Massen, Federn und Dämpfern. Mit diesem Modell kann die Übertragungsfunktion einer Anregung des Fahrzeugs durch Straßenunebenheiten auf den Fahrersitz berechnet werden. Als Eingabe hierzu dient ein aus der spektralen Dichte künstlich generiertes und beliebig langes Straßenunebenheitsprofil. Als Resultat liefert das Modell die Sitzbeschleunigungen, die als Eingabe für das Modell des sitzenden Menschen benötigt werden.

2.2 FE-Modell des sitzenden Menschen – simple Approach

Die Modellierung des sitzenden Menschen unter besonderer Berücksichtigung der Wirbelsäulenmodellierung stellt eine komplexe Aufgabenstellung dar. Auf Grund der Komplexität ist es sinnvoll einen Ansatz zu wählen, der das Gesamtsystem möglichst einfach beschreibt und an den kritischen Stellen im Wirbelsäulenbereich eine detaillierte Modellierung vorsieht. Abb. 1 zeigt das einfache Modell, in dem die Wirbelsäule mit Hilfe von linearen Balkenelementen abgebildet wird, an denen die visceralen Massen mit Federelementen angehängt werden.

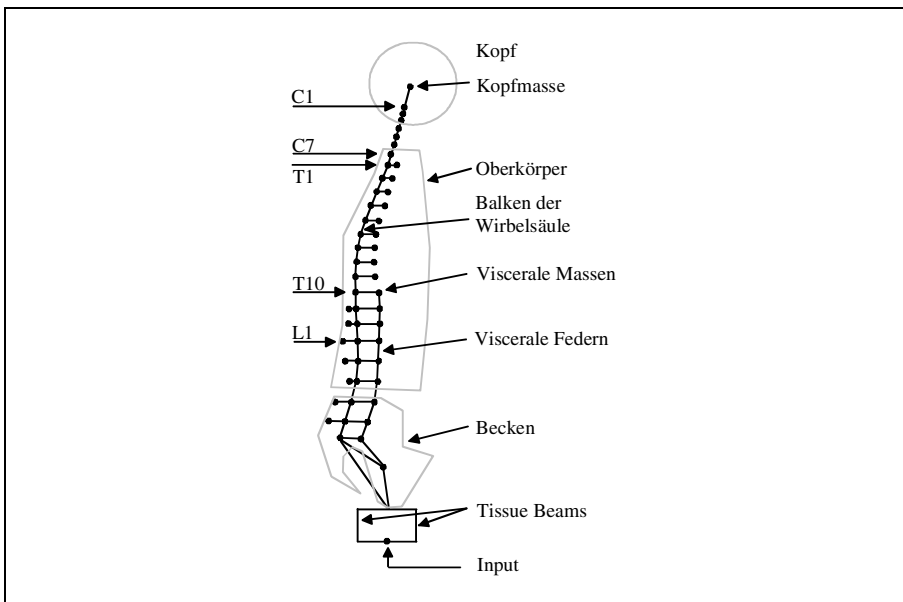


Abb. 1. Modell des sitzenden Menschen (nach Schube, 2002).

Zur genaueren Untersuchung der Lendenwirbelsäule werden im Bereich der Lendenwirbelsäule des einfachen Modells die Balken durch detaillierte Modelle der Bewegungselemente ersetzt (Abb. 2).

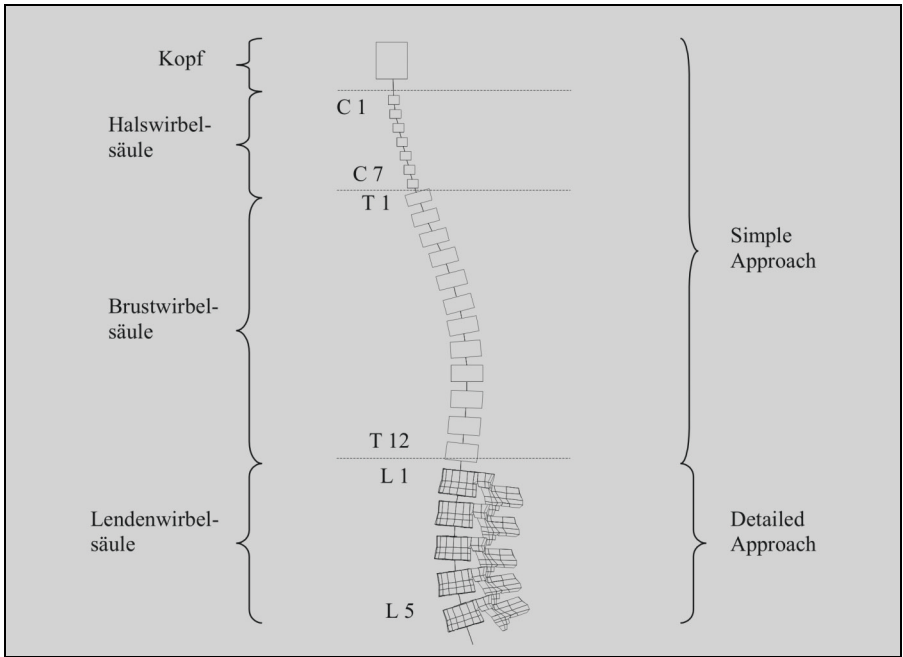


Abb. 2. Combined simple and detailed approach (nach Schube, 2002).

2.3 FE-Modell der Lendenwirbelsäule – detailed Approach

Abbildung 3 zeigt das von Schube (2002) verwendete Modell eines Bewegungselementes. Die geometrische Modellierung der Wirbelkörper basiert hierbei auf einer Auswertung von CT-Scans von Pingel (1991). Des Weiteren wurden vier der sieben Ligamente mit ihren nichtlinearen Eigenschaften berücksichtigt. Die Bandscheibe wurde durch vier lineare Federn idealisiert.

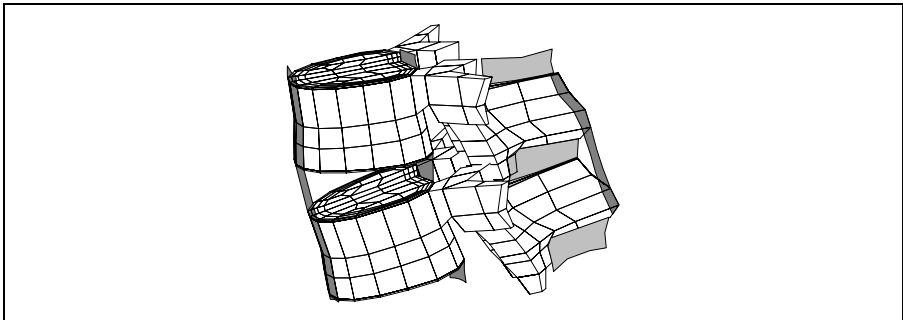


Abb. 3. Bewegungselement von Schube (2002).

2.4 Weiterentwicklung des detailed approach

In aktuellen Untersuchungen wird das Modell des Bewegungselementes weiter entwickelt. Insbesondere die Modellierung der Bandscheibe und ihre viskoelastischen Eigenschaften stehen dabei im Vordergrund.

Die Geometrie des derzeit verwendeten Modells eines Bewegungselementes beruht auf den Daten von Smit (1996). Es wurde um eine Berücksichtigung der knorpeligen Endplatte sowie einer ca. 1 mm dicken Schicht des Kompakta erweitert. Das orthotrope Materialverhalten des Knochens sowie die Nichtlinearität der Ligamente und die Steifigkeitswerte der knorpeligen Platte wurden der Literatur entnommen (Lu et al., 1996; Nolte et al., 1990; Pingel, 1991; Shirazi-Adl, 1989; Smit, 1996). Das Modell der Bandscheibe setzt sich der Annulusmatrix, den collagenen Fasern und dem Nucleus zusammen. Annulusmatrix und Nucleus werden hierbei mit Volumenelementen abgebildet, die collagenen Fasern mit Hilfe von Stabelementen. Das Materialverhalten der Annulusmatrix ist linear-isotrop, ebenso das des Nucleus. Zur Abbildung der InkompRESSIBILITÄT des Nucleus wird ein Mooney-Rivlin Materialgesetz verwendet. Für die collagenen Fasern wurde anhand von Literaturwerten (Haut & Little, 1972; Sanjeevi et al., 1982) eine nichtlineare Spannungs-Dehnungs-Beziehung implementiert.

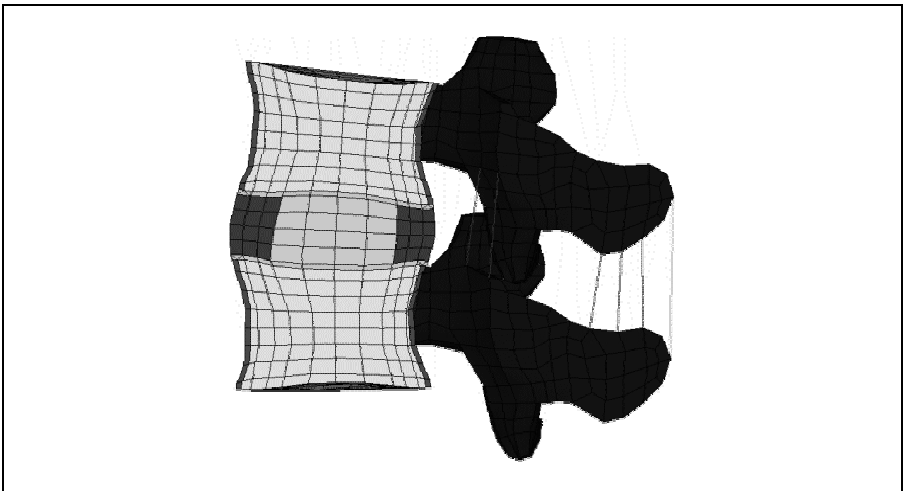


Abb. 4. Aktuelles Modell eines Bewegungselementes, sagittaler Schnitt.

Neben diesen zeitunabhängigen Materialeigenschaften der Bandscheibe sind für dynamische Berechnungen die zeitabhängigen, viskoelastischen Eigenschaften von zentraler Bedeutung. In verschiedenen Versuchen wurde das viskoelastische Verhalten von Annulusmatrix, collagenen Fasern und Nucleus nachgewiesen (Best et al., 1994; Haut & Little, 1972; Iatridis et al., 1996). Anhand dieser Versuche werden die Parameter zur Steuerung der viskoelastischen Eigenschaften optimiert.

Mit diesem Modell können Aussagen über die auftretenden Kräfte innerhalb der Bandscheibe getroffen werden. Das Schädigungspotenzial in diesem Bereich wird so quantifizierbar.

2.5 Schädigungssimulation

Der Entstehungsprozess einer durch Ganzkörperschwingungen hervorgerufenen Schädigung des Zwischenwirbelbereichs der menschlichen Lendenwirbelsäule ist aus medizinischer Sicht noch nicht eindeutig geklärt. Nach Dupuis (1988) ist jedoch unumstritten, dass vibrationsbedingte degenerative Veränderungen der Wirbelsäule unter anderem durch eine mechanische Überbeanspruchung hervorgerufen werden können. Hierbei handelt es sich um eine mechanische Schädigung bis hin zum Bruchversagen im Zwischenwirbelbereich. Durch Überschreiten eines kritischen Lastniveaus erfolgt eine akkumulative Schädigung der Bandscheibe durch die Zerstörung einzelner collagener Fasern, die bis zum schlagartigen Versagen der Bandscheibe durch Überlast führen kann.

Neben den o.g. Erweiterungen ist die Implementierung eines Schädigungsalgorithmus vorgesehen, der das Versagen einzelner Annulusfasern abbildet und damit die Simulation einer Schädigungspropagation ermöglicht.

2.6 Simulationsergebnisse

In Berechnungen wurde nachgewiesen, dass ein nichtlinearer Zusammenhang zwischen der Zunahme der Straßenebenheit und der daraus resultierenden Belastung der Wirbelsäule besteht (Schube, 2002).

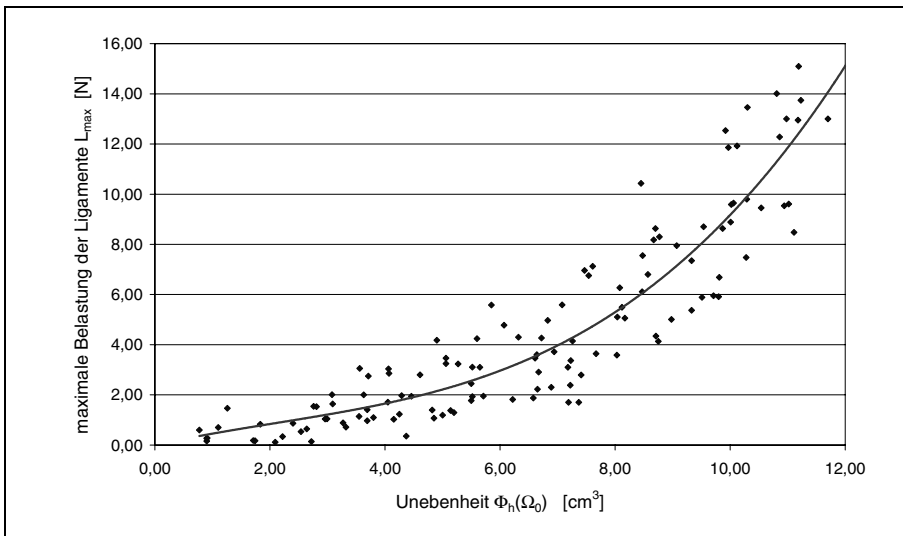


Abb. 5. Zusammenhang zwischen $\Phi_n(\Omega_0)$ und L_{max} für $w = 2,00$ (Schube, 2002).

Hierzu wurde für verschiedene Welligkeitsklassen w die maximal auftretende Summe der Ligamentkräfte L_{\max} , die in jedem Zeitpunkt t einer simulierten LKW-Fahrt berechnet wurde, gegen eine Steigerung der Unebenheit $\Phi_h(\Omega_0)$ aufgetragen (Abb. 5). Grundlage dieser Berechnungen sind die von Schube (2002) entwickelten Modelle des sitzenden Menschen und der Bewegungselemente der Lendenwirbelsäule. Es wird deutlich, dass eine Verschlechterung des Straßenzustandes zu einer überproportionalen Mehrbelastung der Wirbelsäule führt. Eine quantitative Aussage über eine Schädigung der Wirbelsäule im Zwischenwirbelbereich konnte mit diesem Modell jedoch nicht gemacht werden.

3 Ausblick

Belastungen der Wirbelsäule unter dynamischer Anregung werden in dem derzeit verwendeten Modell des sitzenden Menschen nur durch reine Trägheitskräfte der visceralen Massen hervorgerufen. Die Reaktionen der die Wirbelsäule stabilisierenden Muskulatur sind noch unberücksichtigt. Eine erhöhte einseitige Muskelaktivität kann jedoch ebenfalls zu einer Degeneration der knöchernen Strukturen führen. Andererseits bedingen degenerative Veränderungen der Wirbelsäule stets eine Erhöhung des Muskeltonus. Bei der Abschätzung der Folgen vertikaler Schwingungen auf den Stütz- und Bewegungsapparat des Rückens sollten daher zukünftig sowohl die knöchernen wie auch die muskulären Strukturen betrachtet werden.

Literatur

- Best, B.A., Guilak, F., Setton, L.A., Zhu, W., Saed-Nejad, F., Ratcliffe, A., Weidenbaum, M. & Mow, V.C. (1994). Compressive mechanical properties of human annulus fibrosus and their relationship to biochemical composition. *Spine*, 19, 212-221.
- Bovenzi, M. (1996). Low Back Pain Disorder and Exposure to Whole-Body Vibration in the Workplace. *Seminars in Perinatology*, 20 (1), 38-53.
- Christ, W. & Dupuis, H. (1966). Über die Beanspruchung der Wirbelsäule unter dem Einfluss sinusförmiger stochastischer Schwingungen. *Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol.*, 22, 258-278.
- Dupuis, H. (1988). Zur Gefährdung der Wirbelsäule unter Belastung durch mechanische Schwingungen und mitwirkende Faktoren. *Wehrmedizin und Wehrpharmazie*, Nr. 3.
- Haut, R.C. & Little, R.W. (1972). A constitutive equation for collagen fibers. *J. Biomechanics*, 5, 423-430.
- Iatridis, J.C., Weidenbaum, M., Setton, L.A. & Mow, V.C. (1996). Is the nucleus pulposus a solid or a fluid? Mechanical behaviors of the nucleus pulposus of the human intervertebral disc. *Spine*, 21, 1174-1184.
- Lu, Y.M., Hutton, W.C. & Gharpuray, V.M. (1996). Can variations in intervertebral disc height affect the mechanical function of the disc? *Spine*, 21, 2208-2217.
- Magnussen, M. L., Pope, M.H. & Wilder, D.G. (1996). Are occupational drivers at an increased risk for developing musculoskeletal disorders? *Spine*, 21, 710-717.
- Nolte, L.P., Panjabi, M.M. & Oxland, T.R. (1990). Biomechanical properties of lumbar spinal ligaments. *Advances in Biomaterials*, 9, 663-668.
- Pingel, T.H. (1991). *Beitrag zur Herleitung und numerischen Realisierung eines mathematischen Modells der menschlichen Wirbelsäule*. Mitteilungen aus dem Institut für Mechanik, Nr. 77, Ruhr-Universität Bochum.

- Roseggers, S. (1970). Vorzeitige Aufbraucherscheinungen bei Kraftfahrern. *Z. Orthop. u. ihre Grenzgeb.*, 108, 510-516.
- Sanjeevi, R., Somanathan, N. & Ramaswamy, D. (1982). A viscoelastic model for collagen fibers. *J. Biomechanics*, 15, 181-183.
- Schube, F. (2002). *Beitrag zur numerischen Simulation des Wirbelsäulenverhaltens eines Kraftfahrers infolge durch Straßenunebenheiten induzierter Ganzkörperschwingungen*. Dissertation, RWTH Aachen.
- Shirazi-Adl, A. (1989). On the fibre composite material models of the disc annulus – comparison of predicted stresses. *J. Biomechanics*, 22, 357-365.
- Smit, T.H. (1996). *The mechanical significance of the trabecular bone architecture in a human vertebra*. Aachen: Shaker.
- Steinauer, B. (1991). *Stochastische und periodische Unebenheiten auf Fahrbahnen*. Information Verkehrsplanung und Straßenwesen der Universität der Bundeswehr München-Neubiberg.
- Wallentowitz, H. (1996). Der neue Fahrerarbeitsplatz. *Nahverkehr-Praxis* (6), 10.

Erkennung von Ermüdungszuständen anhand von Bodenreaktionskräften mittels neuronaler Netze

1 Einleitung

Die Analyse der Beanspruchung biologischer Systeme stellt ein klassisches Anwendungsfeld biomechanischer Forschung dar. In Folge von Beanspruchung eintretende Ermüdungsreaktionen des Bewegungsapparates wurden mehrfach anhand von EMG-Aufzeichnungen gezeigt (u.a. Bigland-Ritchie et al., 1983; Häkkinen & Komi, 1983). Auch Veränderungen der vertikalen Bodenreaktionskräfte konnten am Beispiel eines Marathonlaufs dokumentiert werden (Nicol et al., 1991). Biomechanische Ermüdungsdiagnostik ist jedoch bislang relativ komplex und zeitaufwendig und findet überwiegend in einer mittelfristigen Trainingssteuerung Anwendung. Vor allem im Hinblick auf eine optimale Intensitätssteuerung in Training und Therapie scheint eine Schnelldiagnose anhand von Bodenreaktionskräften bei einer Alltagsbewegung von Vorteil. Vor dem Hintergrund, dass neuronale Netze bereits erfolgreich zur Identifikation individueller Gangmuster eingesetzt wurden (Schöllhorn et al., 2002), sollen hier Veränderungen solcher Muster im Hinblick auf Intensitätssteuerung mit ähnlichen Verfahren analysiert werden. Forschungsdefizite bestehen hier vor allem in Bezug auf die Veränderung individueller Ausprägungen durch kurzzeitige subjektive muskuläre Ausbelastung und deren automatische Erkennbarkeit bzw. Klassifizierbarkeit.

In der vorliegenden Untersuchung wird die Erkennung und Klassifikation der Veränderungen von Gangmustern mittels künstlicher neuronaler Netze untersucht. Besonderes Augenmerk gilt dabei akuten und lokalen Ermüdungssituationen der unteren Extremitäten.

2 Methodik

Vier freiwillige Probanden (2 m, 2 w) im Alter von $25 \pm 2,2$ Jahren nahmen an der Untersuchung teil, davon ein Proband zweimal an verschiedenen Tagen. Die Datenerhebung umfasste drei Messtermine (s. Abb. 1: Pretest/nicht ermüdet (T_0), nach Ermüdung (T_1) und nach Ermüdungsaufstockung (T_2)). Zu jedem Messtermin wurden die Bodenreaktionskräfte während des Gehens bei sechs Fußaufsätzen (rechts) mittels Kistler-Kraftmessplatte aufgezeichnet. Die Messungen T_1 und T_2 fanden direkt im Anschluss an die Ermüdung und Ermüdungsaufstockung statt. Die Übungen zur Ermüdung der unteren Extremitäten zwischen den Messterminen T_0 - T_1 und T_1 - T_2 bestanden aus einer subjektiv erschöpfenden Beanspruchung der sprunggelenks- bzw. kniegelenksstreckenden Muskulatur. Dabei wurden während

der Ermüdungsübungen individuelle Zusatzgewichte eingesetzt, die eine schnell einsetzende (innerhalb von 1-3 min.) und kurzzeitig wirksame muskuläre Ermüdung ermöglichen sollte. Die beiden Ermüdungsbedingungen wurden unter den Probanden in ihrer zeitlichen Reihenfolge randomisiert. Die Ganggeschwindigkeit war jeweils selbstgewählt und wurde mittels zwei Doppellichtschranken (Abstand 3m) bestimmt.

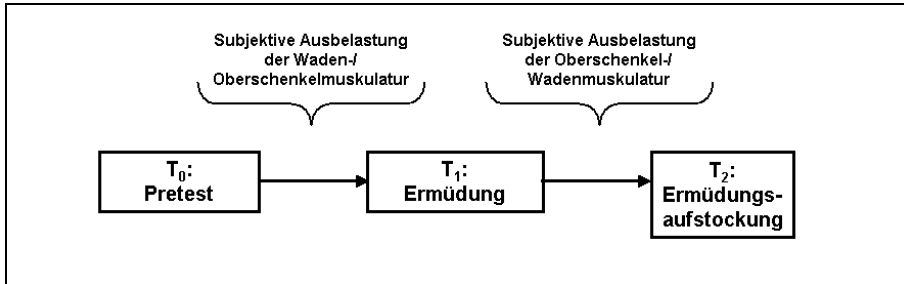


Abb. 1. Zeitlicher Verlauf der Untersuchung.

Die Datenanalyse erfolgte ausschließlich anhand der horizontalen (y) Bodenreaktionskräfte in Gangrichtung und der vertikalen (z) Kraftanteile. Für die weitere Verarbeitung wurden sämtliche Daten zeit- und amplitudennormiert, um Gewichts- und Geschwindigkeitseffekte weitestgehend auszuschließen. Dabei wurden die Kraftmesswerte während des Fußaufsatzes zeitlich auf 100 Stützstellen und auf ein Maximum von eins bei den vertikalen (s. Abb. 2) bzw. ein Maximum von eins bei den horizontalen (s. Abb. 3) normiert.

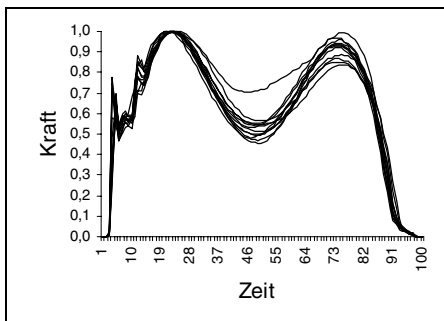


Abb. 2. Beispiele der als Trainingsvektoren verwendeten zeit- und amplitudennormierten Messwerte vertikaler Bodenreaktionskräfte.

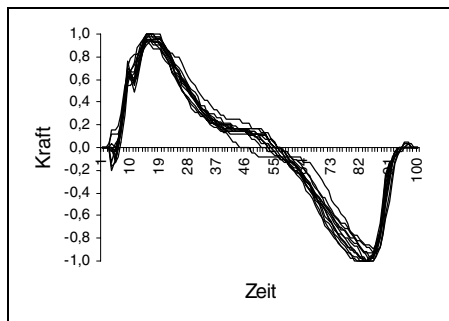


Abb. 3. Beispiele der als Trainingsvektoren verwendeten zeit- und amplitudennormierten Messwerte horizontaler Bodenreaktionskräfte.

Mit Hilfe der Daten von drei Probanden (je 54 Input-/ Trainingsvektoren; 3x6x3 Probanden x Durchgänge x Messtermine) wurden zwei neuronale Netze (Netz_y und Netz_z) getrennt voneinander trainiert (vgl. Abb. 4).

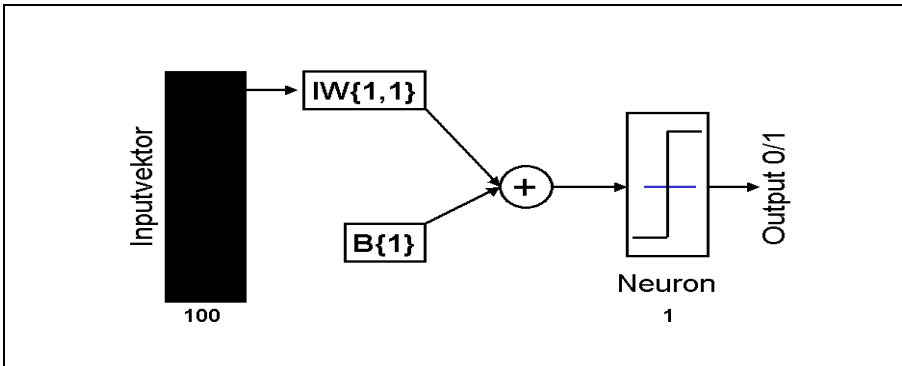


Abb. 4. Schematische Darstellung der verwendeten Perceptrons.

Netz_y wurde mit den horizontalen Brems- und Beschleunigungsdaten trainiert, Netz_z mit den vertikalen Kraftanteilen. Dabei handelte es sich jeweils um ein überwachtes Lernen eines single layer Perceptrons, ein Neuron mit Schwellenfunktion (hard-limit transfer). Die Initial-Gewichte waren 0, in der Adaptationsphase fanden 3x3700 Durchgänge (passes) statt. Die Targetvektoren wiesen dem Trainingsdatensatz aus T_0 „nicht ermüdet“ (1) und den Inputdaten aus T_1 und T_2 „ermüdet“ (0) zu, wodurch die Netze eine korrekte Klassifizierung lernen sollten.

3 Ergebnisse

Bei den gemessenen Ganggeschwindigkeiten zeigten sich (hoch)signifikante Unterschiede sowohl zwischen den nicht ermüdeten (T_0) und ermüdeten (T_1) Durchgängen ($p < .01$), als auch zwischen T_0 und der Ermüdungsaufstockung (T_2) ($p = .017$). Dies lässt sich auf durchschnittlich langsamere Geschwindigkeiten während T_1 und T_2 zurückführen (vgl. Tab. 1). Aussagekräftige Unterschiede zwischen Ermüdung (T_1) und Ermüdungsaufstockung (T_2) bestehen hingegen nicht ($p = .61$).

Tab. 1. Durchschnittliche Zeiten der Probanden für die zurückgelegte Strecke von 3 m.

Messtermin	Benötigte Zeit	Standardabweichung
Nicht ermüdet (T_0)	2.21 sec.	± 0.28
Ermüdung (T_1)	2.4 sec.	± 0.22
Ermüdungsaufstockung (T_2)	2.38 sec.	± 0.14

Die beiden verwendeten Netze (sowohl Netz_y als auch Netz_z) waren in der Lage, die Trainingsdaten nach einer ausreichend langen Adaptationszeit (3x3700 Durchgänge) eindeutig und fehlerfrei in ermüdet und nicht ermüdet zu klassifizieren. Die Synapsengewichte der Netze zeigen vorwiegend zu Beginn (Netz_y; vgl. Abb. 5) bzw. zu Beginn und am Ende (Netz_z; vgl. Abb. 6) hohe Intensitäten. Das Bias von Netz_y betrug -55, bei Netz_z betrug es 305.

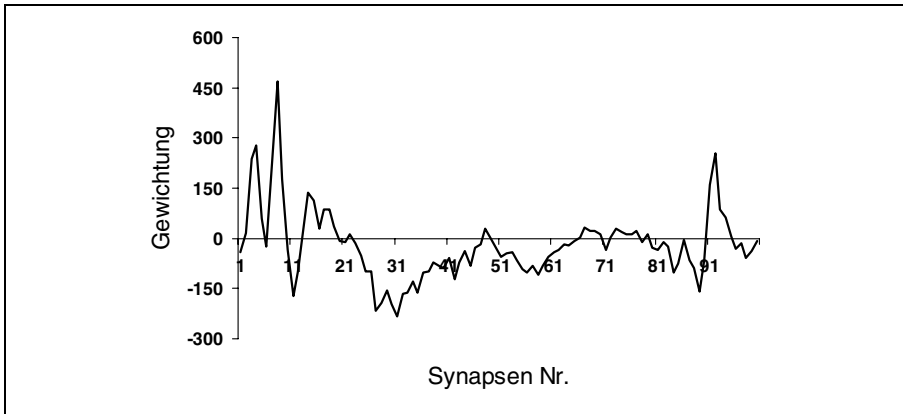


Abb. 5. Synapsengewichte am Ende der Adaptationsphase von Netz_y.

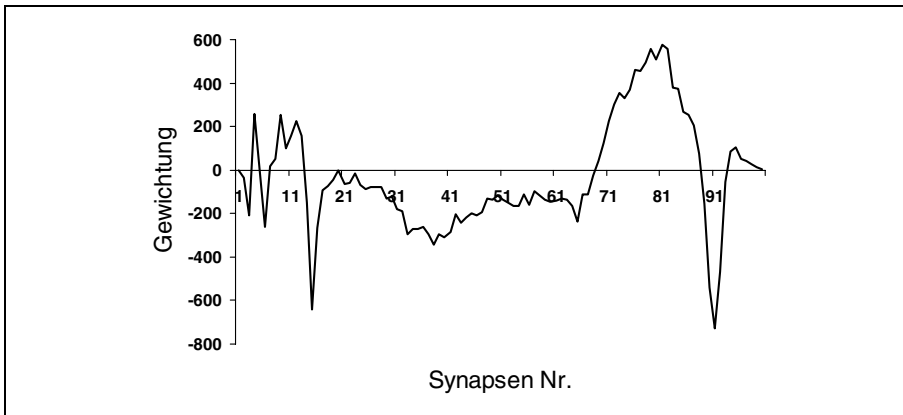


Abb. 6. Synapsengewichte am Ende der Adaptations-phase von Netz_z.

Die Daten des vierten Probanden und desjenigen, der zweimal an der Untersuchung teilnahm, wurden zur Beurteilung der Generalisierungsleistung beider Netze eingesetzt. Dabei zeigten sich Unterschiede in den Erkennungsraten:

Netz_y konnte die Klassifizierung unbekannter Brems- und Beschleunigungskräfte einer im Trainingsdatensatz beinhalteten Person zu 83% korrekt vornehmen (15 zutreffende Zuordnungen von 18). Für die Zuordnung von Daten einer unbekannt Person lagen 16 Vektoren (4 aus Pretest) der ursprünglich 18 (6 Pretest, 6 Ermüdung, 6 Ermüdungsaufstockung) erhobenen zur Simulation und Kontrolle des Netzes vor. Hier war die Zuordnung bei 63% (10 fehlerfreie Zuordnungen von 16) zutreffend, was im Unterschied zu der bekannten Person keine überzufällige Erkennungsrate darstellt.

Netz_z zeigte in der Simulation mit unbekanntem Kraftdaten einer bekannten Person eine korrekte Erkennung in 100% der Fälle. Bei der Generalisierung auf unbekannte Personen konnten 88% der Kraftkurven fehlerfrei zugeordnet werden. Beide Erkennungsraten von Netz_z lagen deutlich über der Ratewahrscheinlichkeit.

4 Diskussion

Aufgrund des geringen Datenumfanges ist die vorliegende Untersuchung als Pilotstudie zu betrachten. Unabhängig davon konnte in der Untersuchung mit einer geringen Anzahl an Trainingsvektoren bereits eine weit über der Ratewahrscheinlichkeit liegende Erkennungsraten des Ermüdungszustandes einer Person anhand ihrer Bodenreaktionskräfte erzielt werden. Der Vergleich beider Netze legt die Vermutung nahe, dass sich Ermüdungserscheinung der unteren Extremitäten vorwiegend in den Vertikalkomponenten der Bodenreaktionskräfte widerspiegelt. Die Betrachtung der Synapsengewichte (Abb. 5 und 6) lässt zudem annehmen, dass latente Informationen hinsichtlich des Ermüdungszustandes vorwiegend zu Beginn bzw. zu Beginn und am Ende der Kraftkurven enthalten sind. Eine mögliche Ursache könnte sein, dass die ermüdete Muskulatur insbesondere beim Aufsetzen des Fußes sowie beim Abdruck vom Boden den größten Einfluss auf das Gangverhalten bzw. resultierende Kräfte ausübt.

Inwiefern die zusätzliche Information der Kontaktdauer, der Ganggeschwindigkeit oder eine gemeinsame Berücksichtigung aller horizontalen und vertikalen Bodenreaktionskräfte zum Training der Netze im Sinne einer höheren Erkennungsraten genutzt werden kann, bedarf weiterer Untersuchungen. Ebenso ist ungeklärt, inwieweit komplexere Netze mit mehr Trainingsdaten in der Lage sind, die Erkennungsraten des Ermüdungszustandes von bekannten sowie unbekanntem Personen weiter zu steigern.

Insgesamt weisen die Ergebnisse jedoch auf die Möglichkeit des effektiven Einsatzes neuronaler Netze zur Extraktion und Nutzung von latenten Informationen für eine optimale Trainingssteuerung hin.

Literatur

- Bigland-Ritchie, B., Johansson, R., Lippold, O.C. & Woods, J.J. (1983). Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *Journal of Neurophysiology*, 50, 313-324.
- Häkkinen, K. & Komi, P.V. (1983). Electromyographic and mechanical characteristics of human skeletal muscle during fatigue under voluntary and reflex conditions. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 55, 436-444.
- Nicol, C., Komi, P.V. & Marconnet, P. (1991). Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance. I: Changes in muscle force and muscle characteristics. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 1, 10-17.
- Schöllhorn, W.I., Nigg, B.M., Stefanyshyn, D.J. & Liu, W. (2002). Identification of individual walking patterns using time discrete and time continuous data sets. *Gait and Posture*, 15, 180-186.

Modellbasierte Analyse der Adaptation von Muskeigenschaften auf Trainingsreize

1 Einleitung

Der Einfluss von unterschiedlichen Trainingsformen auf die Leistungsfähigkeit des Menschen ist bereits in vielen Studien nachgewiesen worden. Der Nachweis wird jedoch in den meisten Fällen an äußeren Indikatoren verifiziert, wie z.B. die unter isometrischen Bedingungen gemessenen Reaktionskräfte, die Verbesserung der Sprunghöhe des Sportlers bzw. der Sportlerin oder der Explosivkraftindex. Demgegenüber werden jedoch im Bereich der modellbasierten Biomechanik andere Parameter zur Berechnung der Modelle benötigt, die einer direkten Messung meist unzugänglich sind, wie z.B. die isometrische Maximalkraft des Muskels oder maximale Kontraktionsgeschwindigkeit des Muskels. Eine vom Muskel erzeugte Kraft ist abhängig von der Kraft, mit der die kontraktile Einheiten eines Muskels kontrahieren, der Anzahl gleichzeitig aktivierter kontraktile Einheiten und den Materialeigenschaften des mit dem Muskel verbundenen Bewegungsapparates. Die auf das Skelett wirkende, messbare, äußere Kraft steht also unmittelbar mit mehreren Teilsystemen in Verbindung, die durch biomechanische Modelle und deren Parameter beschrieben werden. Solche Parameter stellen innere Indikatoren dar, die hier als Muskeigenschaften bezeichnet werden. Auf der Basis dieser Modelle können Vorhersagen getroffen werden, inwieweit durch eine Veränderung einer oder mehrerer Muskeigenschaften eine Verbesserung der sportlichen Leistung zu erwarten sein wird. Mit welchen Methoden diese speziellen Muskeigenschaften mit einem geeigneten Training gezielt angesteuert werden können, ist in weiten Bereichen noch unbekannt.

In dieser Studie soll der Einfluss von zwei ausgewählten Standardtrainingsmethoden auf muskuläre Eigenschaften untersucht werden. Die Auswahl der Trainingsmethoden erfolgte nach Gesichtspunkten hinsichtlich der Kraft und der Bewegungsgeschwindigkeit. Dazu wurden die individuellen Muskeigenschaften der Kniestrecker mittels des Diagnosegerätes „Schiefe Ebene“ und computergestützter Auswertverfahren vor dem zu absolvierenden Training bestimmt und begleitende Messungen der Muskeigenschaften während und nach dem Training durchgeführt.

Eine Einordnung des Einflusses der Trainingsmethoden erfolgt anhand folgender Muskeigenschaften: maximale Leistungsabgabe P_{max} , maximale Kontraktionsgeschwindigkeit V_{max} , maximale Kontraktionskraft F_{iso} und des Aktivierungsparameters S des Muskels.

2 Material und Methode

An der Untersuchung nahmen 15 gesunde männliche Personen im Alter zwischen 20 und 30 Jahren teil, die in zwei Gruppen unterteilt wurden. Die verwendeten Trainingsprogramme zielten auf eine differenzierte Kraftentwicklung des Kniestreckers (*M. quadriceps femoris*) hin.

Acht Probanden absolvierten ein Maximalkrafttraining mit einer Methode der erschöpfenden submaximalen Krafteinsätze, in der Zusatzlasten mit 80% orientiert an der individuellen Maximalkraft konzentrisch, langsam bis zügig bewegt werden (T80). Die zweite Gruppe trainierte mit Zusatzlasten von 40% (Ehlenz et al., 1995), orientiert an der individuellen Maximalkraft konzentrisch, explosiv und schnell (T40). Vor Beginn des achtwöchigen Trainings fanden zwei Vormessungen (VM) statt. Während der Trainingswochen wurden die Muskeleigenschaften der Probanden einmal pro Woche bestimmt. Nach Beendigung des achtwöchigen Trainings wurden zwei weitere Nachmessungen (NM) durchgeführt.

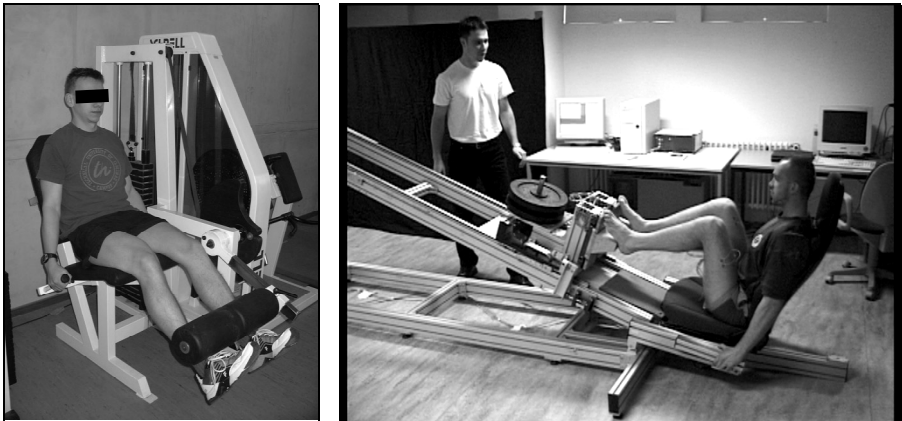


Abb. 1. Links: Trainingsgerät zur Kräftigung des Kniestreckers *M. quadriceps femoris*.
Rechts: Diagnosegerät „Schiefe Ebene“.

Die Trainingseinheit wurde über 8 Wochen zweimal pro Woche durchgeführt, wobei mindestens zwei Tage Pause zwischen den Einheiten lagen. Das Trainingsprogramm bestand jeweils aus einer allgemeinen und speziellen Erwärmung. Die individuelle Maximalkraft des *M. Quadriceps femoris* ist vor dem ersten Training und alle zwei Wochen während des Trainings am Trainingsgerät selbst bestimmt worden. Die Probanden sitzen in einem Diagnosemessgerät, wobei die Füße an einem beweglichen Wagen anliegen, der dynamisch weggestoßen werden kann (Abb. 1). Während der Bewegung des Wagens können simultan die Reaktionskräfte sowie die Geschwindigkeit des Wagens gemessen werden. Der Proband wurde so auf dem Diagnosegerät im Sitz fixiert, dass der Winkel zwischen Ober- und Unterschenkel 90 Grad betrug. Für isometrische Kraftmessungen bestand die Möglichkeit, den Schlitten

zu fixieren. Für die Bestimmung der Eigenschaften wurden an den Messtagen jeweils zwei dynamische Messungen ohne und mit 70 kg Zusatzgewicht, sowie zwei isometrische Messungen durchgeführt. Die Messdaten wurden dann einer Software übergeben (JOP-Kinematics), mit der die individuellen Muskeleigenschaften durch eine nichtlineare Regression bestimmt werden können. Dieses Programm ermöglicht es, aus den gewonnenen äußeren Messdaten der Schiefen Ebene die inneren Muskelparameter isometrische Maximalkraft F_{max} , den Schaltparameter S , sowie die Parameter P_{max} und V_{max} zu bestimmen.

Das für diese Studie verwendete Modell besteht aus drei Submodellen, dem Kraft – Geschwindigkeitsverhalten eines Muskels (Hill, 1938), einem Kniemodell und dem Aktivierungsverhalten des Muskels von Beginn der Kontraktion bis zur maximalen Willkürinnervation (Sust, 1988).

Die zeitliche Entwicklung der Kraft kann durch eine Aktivierungsfunktion beschrieben werden (Sust, 1988). Die Parameter S und R dieser Funktion beeinflussen das Anstiegsverhalten einer isometrischen Messung, für die vorliegende Studie haben deren Werte gleichgesetzt. Je höher der Wert des Parameters S ist, desto schneller gelangt der Muskel in die Nähe seiner Maximalkraft. Die Aktivierungsfunktion strebt während einer maximal willentlichen Kontraktion gegen den Wert eins.

3 Ergebnisse

Sowohl bei dem T80 Training als auch bei dem T40 Training konnten signifikante Veränderungen der Parameter F_{iso} und S in Bezug auf die erbrachten Trainingswochen aufgezeigt werden. In Bezug auf die unterschiedlichen Trainingsmethoden konnten nur bei dem Schaltparameter S signifikante Unterschiede aufgezeigt werden (Abb. 3). Das Verhalten zwischen den beiden Parametern zeigte eine negative Korrelation (-0.2278) mit einer Signifikanz von $P=0,002$. Im Vergleich des Verhaltens der Parameter F_{iso} und S traten Auffälligkeiten in Bezug der unterschiedlichen Trainingsmethoden ab der sechsten Trainingswoche auf (Abb. 4). Im Gegensatz zum T80 Training steigt der Wert des Parameters S ab der achten Trainingswoche an.

4 Diskussion

Die deutlichsten Veränderungen im Verlauf über die Trainingswochen konnten anhand der Parameter F_{iso} und S der Maximalkraftprobanden gezeigt werden. Waren jedoch keine Zuwachsraten in F_{iso} messbar, war auch kein gegenläufiges Verhalten des Einschaltparameters S erkennbar.

Die maximale Leistungsabgabe der Muskulatur P_{max} sowie die maximale Kontraktionsgeschwindigkeit V_{max} zeigten in beiden Trainingsmethoden keine signifikanten Veränderungen.

Es wird angenommen, dass während eines Maximalkrafttrainings die Krafterhöhung durch eine verbesserte Rekrutierung und eine Hypertrophie des Muskels erfolgt (Ehlenz et al., 1995). Demgegenüber verbessert ein Explosivkrafttraining entsprechend

T40 die neuronale Ansteuerung des Muskels, die Frequenzierung des Muskels wird verbessert. Eine erhöhte Frequenzierung bedingt einen steileren Anstieg der Kraftentwicklung (Sale, 1992, S. 256).

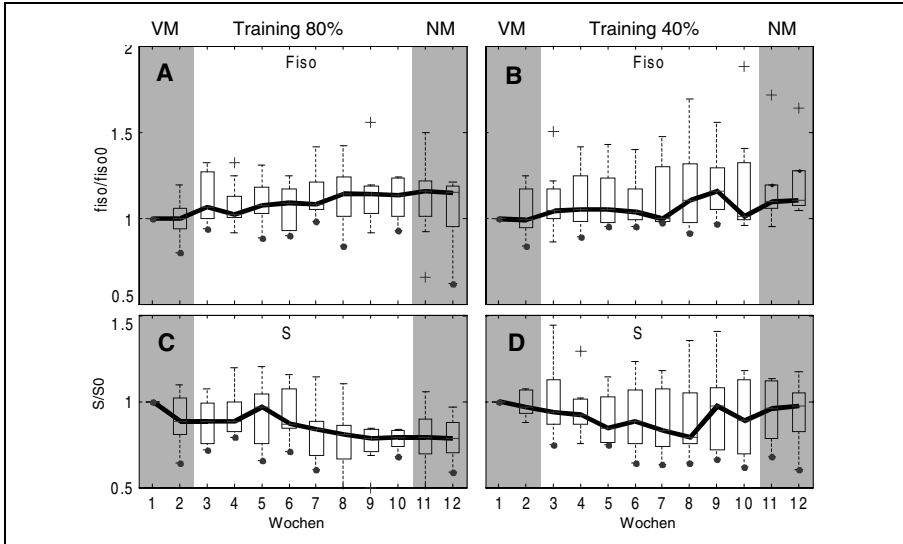


Abb. 3. Veränderung der Muskeleigenschaften Fiso und S über die Trainingswochen relativ zu den Ausgangswerten Fiso0 und S0. Die schattierten Bereiche stellen die Vor- und Nachmessungen dar. Die fettmarkierten Linien verbinden Mediane der Datenbereiche, die Boxen repräsentieren die oberen bzw. unteren Quartile. Datenpunkte außerhalb der Datenbereiche sind als Ausreißer zu verstehen. A und B: Fmax bei T80 und T40: Die maximale Kontraktionskraft zeigt hochsignifikante Veränderungen ($P=0,001$) in Bezug auf die Trainingswochen, aber in Bezug auf die unterschiedlichen Trainingsmethoden keine signifikanten Unterschiede ($P=0,181$). C und D: S bei T80 und T40: Der Schaltparameter S zeigt hochsignifikante Veränderungen ($P<0,001$) in Bezug auf die Trainingswochen und hochsignifikante Unterschiede ($P=0,001$) in Bezug auf die Trainingsmethoden.

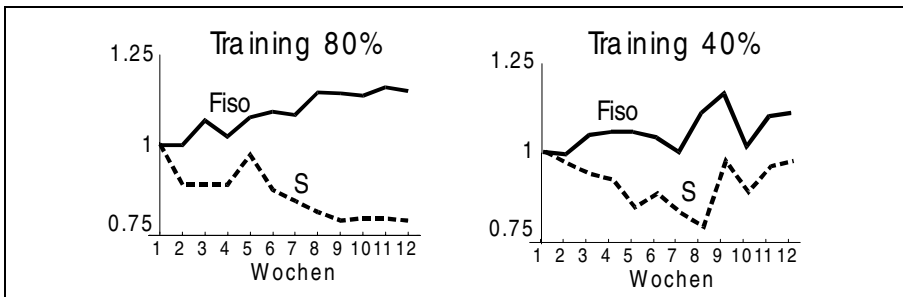


Abb. 4. Vergleich des Verhaltens der Parameter Fiso und S: Bis zur 6. Trainingswoche verlaufen bei beiden Trainingsmethoden Fiso und S gegenläufig. Ab der 6. Woche bleibt dieses Verhalten bei T80 weiter bestehen. Für das Training T40 ändert sich ab diesem Zeitpunkt dieses Verhalten und der Parameter S steigt in gleicher Weise mit Fiso an.

Für das Training T80 entsprechend einem Hypertrophietraining könnte ein gegenläufiges Verhalten der Parameter F_{iso} und S gezeigt werden. Dies bedeutet, dass während eines Hypertrophietrainings zwar die isometrische Maximalkraft des Muskels ansteigt, der Anstieg der Aktivierungsfunktion jedoch geringer wird (Abb. 5). Während des T40 Trainings konnte innerhalb der ersten acht Wochen dieses Verhalten bestätigt werden. Ab der achten Woche kommt es jedoch zu einer Veränderung, der Parameter S steigt in gleicher Weise wie F_{iso} (Abb. 4). Dies führt zu der Hypothese, dass hier die Krafterhöhung durch eine verbesserte Frequenzierung erzeugt wurde.

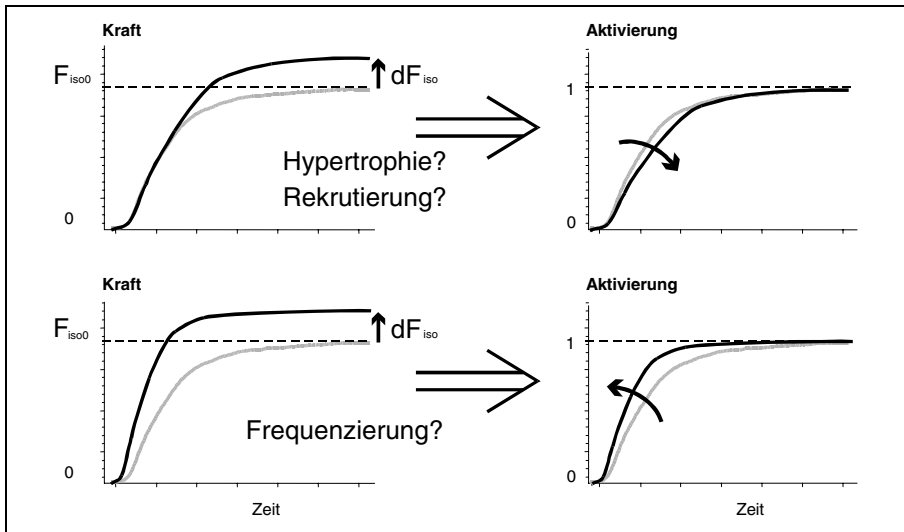


Abb. 5. Schematische Darstellung des Einflusses einer Erhöhung der isometrischen Maximalkraft durch Training auf den zeitlichen Verlauf der Aktivierung (vgl. Sale, 1992, S. 257). Reihe oben: Die isometrische Maximalkraft ist aufgrund von Hypertrophie oder einer verbesserten Rekrutierung um den Wert dF vergrößert worden. Die Erhöhung der Kraft bedingt in diesem Beispiel eine Verringerung des Anstiegs der Aktivierungsfunktion, der Schaltparameter S wird kleiner. Reihe unten: In diesem Beispiel bedingt die Erhöhung der isometrischen Maximalkraft eine Erhöhung des Anstiegs der Aktivierungsfunktion, S wird größer. Hier könnte eine verbesserte Frequenzierung vorliegen.

Literatur

- Ehrlenz, H., Grosser, M., Zimmermann, E. & Zintl F. (1995). *Krafttraining – Grundlagen, Methoden, Übungen, Leistungssteuerung, Trainingsprogrammierung*. München, Wien, Zürich: BLV.
- Hill, A.V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. Roy. Soc. Lond. B*, 126, 136-195.
- Sale, D.G. (1992). Neural adaptation to strength training. In P.V. Komi (ed.), *Strength and Power in Sport* (pp. 249-265). Oxford: Blackwell.
- Sust, M. (1988). Modular aufgebaute deterministische Modelle menschlicher Bewegungen. In R. Ballreich & W. Baumann (Hrsg.), *Grundlagen der Biomechanik des Sports* (S. 196-218). Stuttgart: Enke.

Eine neue Methode zur Diagnose von Funktionsstörungen des muskulären Systems der Wirbelsäule

1 Einleitung

Die Ursachen des chronischen Rückenschmerzes (engl.: chronic low back pain, CLBP) sind vielgestaltig und in weiten Bereichen noch unverstanden. Neuere Untersuchungen unterstützen die Hypothese, dass dem chronischen Rückenschmerz eine funktionsinadäquate (Fehl-)Koordination der lokalen und globalen Muskeln zu Grunde liegt (Hodges & Richardson, 1999; Hodges et al., 1999, 2001; Radebold et al., 2000).

Ein fundierter Beweis für die Entstehung des CLBP konnte noch nicht eindeutig geführt werden (Panjabi, 2002). Eine mögliche Hypothese für die Entstehung des CLBP ist von Panjabi (2002) formuliert worden. Initial liegt eine kleine Verletzung der Bänder oder Bandscheiben vor. Diese Verletzungen haben zunächst keinen direkten mechanischen Einfluss auf die Funktion der Wirbelsäule, aber es kann zu einer fehlerhaften sensorische Information kommen. Diese ‚Fehlinformation‘ führt wiederum zu einer veränderten Reaktion von Kontrolleinheiten, z.B. des ZNS oder von Reflexen. Diese ‚fehlerhafte‘ Reaktion führt jedoch in der Folge zu einer gestörten muskulären Koordination und dann zu einer gestörten Funktion der Wirbelsäule. Das System reagiert bzw. adaptiert auf die veränderte Situation. Erst nachdem dieser gesamte Fehlverarbeitungsprozess über einen längeren Zeitraum durchlaufen wurde reagiert das System mit einem dauerhaften Schmerz, dem chronischen Rückenschmerz.

Im folgenden wollen wir eine Methode vorstellen, mit der wir versuchen, bereits vor dem Auftreten einer Schmerzsymptomatik eine Funktionspathologie im Bereich der Mechanik bzw. der muskulären Koordination zu diagnostizieren.

Die Ergebnisse beruhen im Wesentlichen auf zwei Studien, die am Kompetenzzentrum für interdisziplinäre Prävention (KIP) der Friedrich-Schiller-Universität Jena durchgeführt wurden. Hier wird bereits seit mehreren Jahren ein Großprojekt durchgeführt, bei dem neben weiteren Schwerpunkten Untersuchungen zur Pathogenese des CLBP im Vordergrund stehen. Begleitend zu dieser Gesamtstudie führten wir Satellitenstudien durch, an denen speziellere Fragestellungen mit einem verringerten Untersuchungsaufwand durchgeführt werden konnten. Im folgenden werden wir die verwendeten Methoden kurz darstellen, die Methoden sind im Detail bereits veröffentlicht (Anders et al., 2002; Wagner et al., 2002).

2 Methodik

Die Probanden wurden zunächst entlang der Wirbelsäule mit Markern beklebt, die im lumbalen Bereich auf die tastbaren Dornfortsätze und ab dem thorakolumbalen Übergang in äquidistanten Abständen befestigt wurden. Diese Marker wurden mit einem High-Speed Infrarot-Videosystem verfolgt (Qualisys 120Hz). Aus den Dreidimensionalen Markerkoordinaten wurden die lateralen Relativwinkel (Abb. 1) zwischen den Wirbeln berechnet (Gracovetsky, 1995; Mörl, in Bearb.). Zusätzlich wurden eine Vielzahl von monopolar als auch bipolar verschalteten Elektroden zur Messung des Oberflächen-EMG (OEMG) befestigt (Anders et al., 2002).

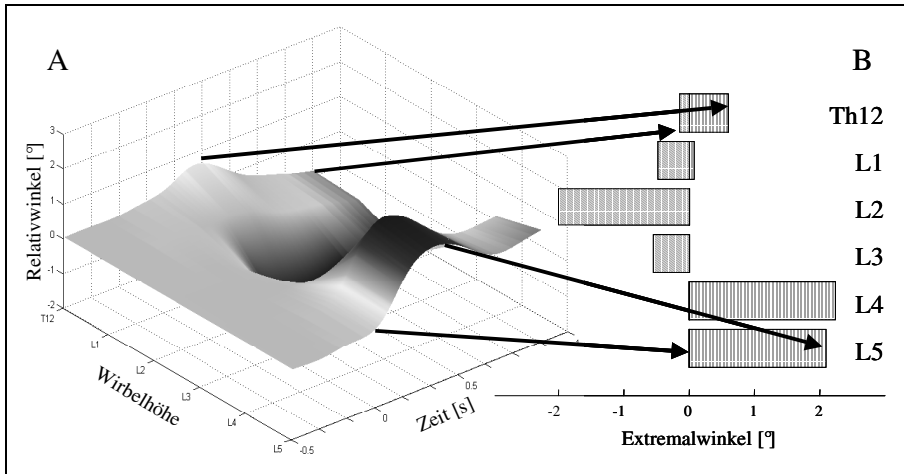


Abb. 1. Unterschiedliche Darstellungsarten der gemessenen lateralen Relativwinkel zwischen Wirbeln als Reaktion auf eine plötzliche Entlastung. A Dreidimensionale Darstellung. Die Relativwinkel wurden entlang der vertikalen Achse, die Wirbelhöhe nach links und die Zeit in die Tiefe aufgetragen. Die nichthomogene Verteilung der Relativwinkel wird in dieser Darstellung sehr deutlich. B Darstellung der Extremalwinkel nach dem Auftreten einer Störung.

Während der Messung standen die Probanden in Ruhe mit einem Seil in einer Hand. Über dieses Seil wurden dem Probanden sechs unterschiedliche, plötzliche Entlastungen bzw. Belastungen in Form kurzer Kraftänderungen eingeleitet (Wagner et al., 2002). Im Rahmen der Gesamtstudie wurden weitere Untersuchungen durchgeführt, die hier jedoch nicht besprochen werden. Zusätzlich wurden die Probanden orthopädisch als auch psychologisch untersucht, um möglichst umfassende Informationen über sie zu erlangen. Nachdem die Probanden vormittags untersucht wurden folgt eine Belastungsphase von zwei Stunden während der sie eine Gewichtsweste mit 25% ihrer Oberkörpermasse trugen (Taimela et al., 1998). Danach erfolgte die selbe Untersuchung entsprechend der am Vormittag durchgeführten noch mal.

3 Ergebnisse

Bei Betrachtung der Relativwinkelverläufe eines Probanden in Reaktion auf eine Störung, welche in verschiedenen randomisierten Messreihen wiederholt appliziert wurde, fällt zuerst eine offensichtliche Ähnlichkeit der Reaktionen auf. Durch die Mittelung gleichartiger Versuche ergibt sich die Möglichkeit, eine Standardabweichung zu berechnen, die als aussagekräftiges Maß für die Reproduzierbarkeit des gewählten Parameters angenommen werden kann (Abb. 2).

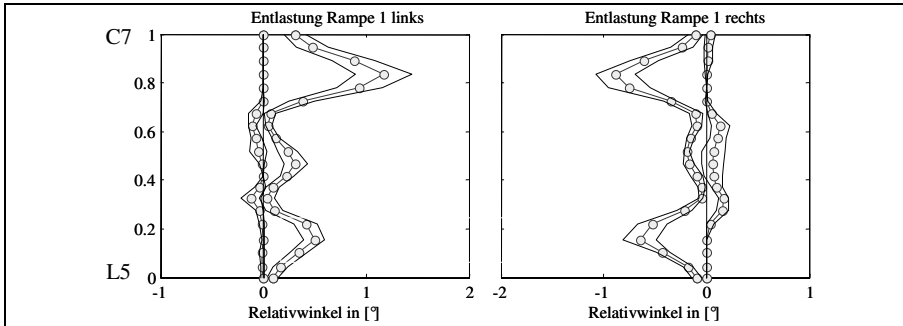


Abb. 2. Mittelwert der maximalen und minimalen Relativwinkel (Kreise) mit Standardabweichung (schwarze Linien) während einer Entlastungsstörung (Proband 2). In vertikaler Richtung erfolgt die Zuordnung der Markerpositionen auf dem Rücken. Der betrachtete Bereich der Wirbelsäule wurde dabei dem Wert 1 gleichgesetzt.

Die schwarz dargestellten Kurven der Standardabweichung zeigen eine hohe Reproduzierbarkeit der Reaktion, da sie verhältnismäßig nah an Mittelwerten bleiben und deren spezifisches Muster sozusagen nachvollziehen. Die mittlere Standardabweichung aller Probanden, aller Störarten und für beide Hände war kleiner als 15%. Wegen der hohen Reproduzierbarkeit der Reaktionen können sie als charakteristisch für den jeweiligen Probanden angesehen werden.

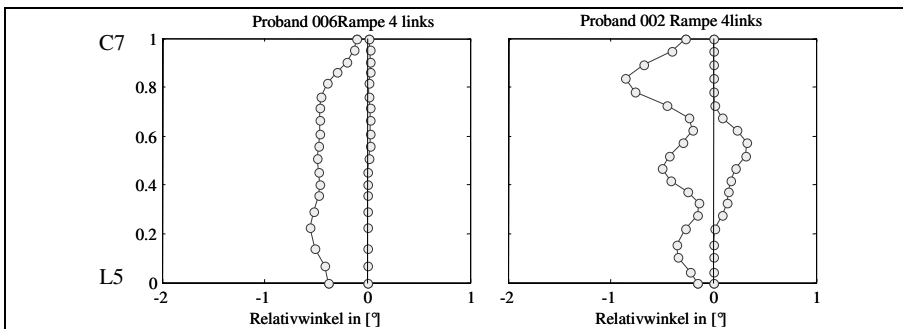


Abb. 3. Beispiel einer homogenen Verteilung der Extremalwinkel (Probant 6) im Vergleich zu einer inhomogenen Verteilung (Probant 2) als Reaktion auf eine Entlastungsstörung.

Ein Vergleich zwischen den Probanden macht die hohe Individualität der Reaktionsmuster deutlich (Abb. 3). Es gibt Probanden mit einem relativ homogenen Verlauf der Extremlwinkel, bei denen die Unterschiede zwischen den einzelnen Wirbelsäulenbereichen typischerweise relativ gering sind. Andere Probanden zeigen deutlich ausgeprägte heterogene Muster.

Wir haben die Hypothese überprüft, ob die gemessenen Reaktionsmuster durch individuelle Aktivierungsmuster der lokalen und globalen Muskulatur bedingt werden. Aus diesem Grund haben wir die gemessenen OEMG-Aktivitäten des M. multifidus auf drei verschiedenen Wirbelkörpersegmenten mit der Kinematik verglichen. Hier ist deutlich ein Zusammenhang erkennbar.

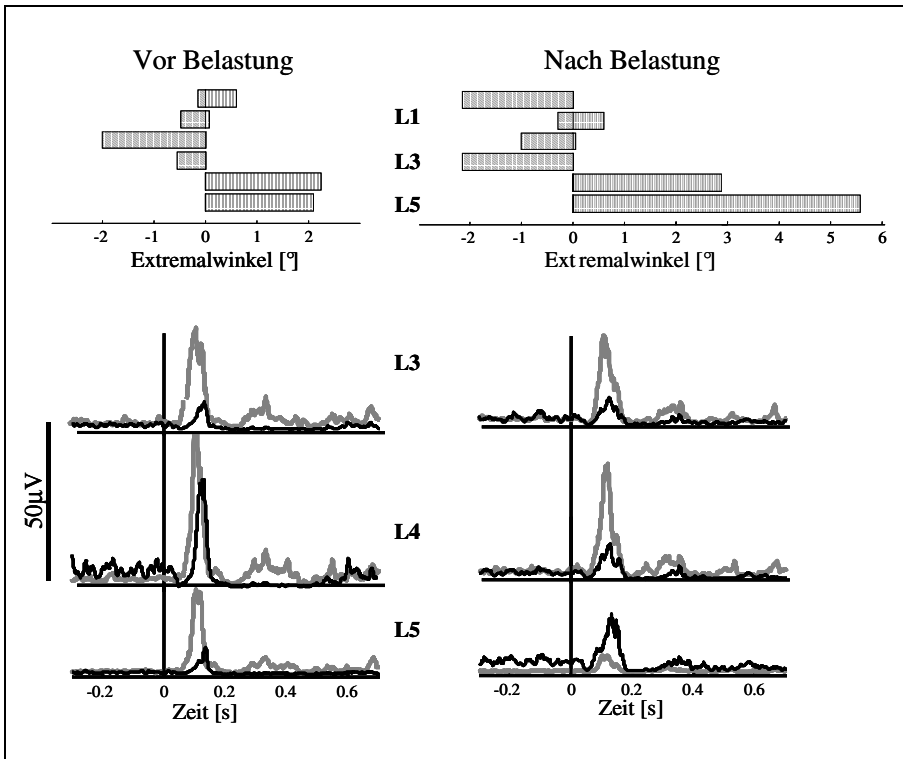


Abb. 4. Obere Reihe: Maximaler Bewegungsraum der Extremlwinkel der Lumbalwirbel als Reaktion auf eine Entlastungs-Provokation des Oberkörpers. Untere Reihe: Aktivität des M. Multifidus auf unterschiedlichen Wirbelhöhen. Zum Zeitpunkt $t=0$ erfolgte ein plötzliches Lösen einer externen Kraft. Es ist bei dem dargestellten Probanden eine deutliche Veränderung der Reflexantworten des M. multifidus erkennbar. Diese Veränderung ist Abhängig von dem Wirbelkörpersegment. Es ist ein Zusammenhang zwischen der Kinematik (obere Reihe) und den Reflexantworten des Muskels erkennbar. Insbesondere durch den Vergleich der Reflexmuster vor und nach einer Belastung wird der Einfluss der Muskulatur auf die Bewegung der Wirbel deutlich. Nach der Belastung sind die gemessenen Extremlwinkel sowie die Muskelaktivität auf Wirbelhöhe L5 viel größer.

Insbesondere der Vergleich der Kinematik und des OEMG vor und nach einer Belastung zeigen einen Zusammenhang. In Abbildung 4 sind die gemessenen OEMGs des M. multifidus den jeweiligen Ableitungshöhen von L5 bis L3 zugeordnet. Insbesondere auf Höhe L5 ist bei dem dargestellten Beispiel eine drastische Veränderung der OEMG-Aktivität erkennbar. Dargestellt ist eine Entlastungsstörung der linken Hand. Die Relativwinkel auf Höhe L5 und L4 sind alle positiv, was der Erwartung entspricht. Von L3 bis L1 bewegen sich die Wirbel jedoch nur zur linken Seite, was eventuell mit der starken Reflexantwort des M. multifidus in diesem Bereich in Beziehung steht. Auffällig ist weiterhin der stark vergrößerte Ausschlag im Bereich L5 nach der Belastung. Nach der Belastungsphase hat sich diese Situation verändert. Die Reflexantwort des linken M. multifidus ist kaum noch erkennbar, aber im Gegensatz dazu zeigt nun die rechte Seite einen deutlichen Reflex. Dieser kann die stark vergrößerte Bewegung im Bereich L5 erzeugt haben (Abb. 4).

4 Diskussion

Mit der dargestellten Methode können individuelle kinematische als auch muskuläre Reaktionsmuster der Relativwinkel entlang der Wirbelsäule gemessen werden. Eine statistische Auswertung dieser Reaktionsmuster zeigt eine hohe individuelle Reproduzierbarkeit der Reaktionsmuster mit einer nur sehr geringen Standardabweichung. Die sehr geringe Varianz in der individuellen Kinematik kann auch bei den gemessenen muskulären Aktivierungsmustern festgestellt werden. Auch diese zeigen stark ausgeprägte inter-individuelle Unterschiede, wohingegen die intra-individuellen Muster sehr ähnlich sind. Es kann ein Zusammenhang der gemessenen Reflexantworten zu den individuellen kinematischen Reaktionsmuster aufgezeigt werden.

Die dargestellten Ergebnisse machen deutlich, dass das System mit der von uns entwickelten Methode durch definierte Provokationen des Oberkörpers irritiert, bzw. gestört werden kann. Aufgrund dieser Störungen werden Reaktionen des Menschen provoziert, die einen Einblick in die individuelle Funktion/Dysfunktion des muskulären Systems der Wirbelsäule erlauben.

Da eine Funktionsstörung des neuromuskulären Systems eine Adaptation des Muskel-Skelett-Systems zur Folge hat, die als Vorstufe des chronischen Rückenschmerzes zu sehen ist, sehen wir unsere Vermutung gestärkt, dass mit geeigneten Provokationen chronischer Rückenschmerz präventiv diagnostiziert werden kann. Es könnte möglich sein, bereits vor dem Auftreten des CLBP Funktionspathologien zu diagnostizieren, die Ursache eines zu erwartenden chronischen Rückenschmerzes sind.

Literatur

Anders, C., Puta, C., Graßme, R. & Wagner, H. (2002). Funktionelle Beanspruchungsprofile im Bereich des Rumpfes und der Extremitäten: Abhängigkeit vom muskulären Ermüdungszustand und Gruppenspezifität. In R. Grieshaber & W. Schneider (Hrsg.), Prävention von Arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen (8. Erfurter Tage) (S. 315-326). Leipzig: Monade.

- Gracovetsky, S., Newman, N., Pawlowsky, M., Lanzo, V., Davey, B. & Robinson, L. (1995). A database for estimating normal spinal motion derived from noninvasive measurements. *Spine*, 20, 1036-1046.
- Hodges, P.W. & Richardson, C.A. (1999). Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil*, 80, 1005-1012.
- Hodges, P., Cresswell, A. & Thorstensson, A. (1999). Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. *Exp Brain Res*, 124, 69-79.
- Hodges, P., Cresswell, A. & Thorstensson, A. (2001). Perturbed upper limb movements cause short-latency postural responses in trunk muscles. *Exp Brain Res*, 138, 243-250.
- Mörl, F. & Blickhan, R. (in Bearb.). Three-dimensional relation of skin-markers to lumbar vertebrae in different postures measured with open MRI.
- Panjabi, M.M. (2002). Spinal stabilizing system: consequences of a subfailure injury. *Proceedings of the World Congress of Biomechanics, Calgary, Canada*.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M.M. & Patel, T.C. (2000). Muscle Response Pattern to Sudden Trunk Loading in Healthy Individuals and in Patients with Chronic Low Back Pain. *Spine*, 25, 947-954.
- Taimela, S., Kankaanpää, M. & Airaksinen, O. (1998). A submaximal back extension endurance test utilising subjective perception of low back fatigue. *Scand J Rehabil Med*, 30, 107-112.
- Wagner, H., Anders, C., Puta, C. & Blickhan R. (2002). Der Einfluss des Muskel-Skelett-Systems auf die Stabilität der lumbalen Wirbelsäule. In R. Grieshaber & W. Schneider (Hrsg.), Prävention von Arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen (8. Erfurter Tage) (S. 259-272). Leipzig: Monade.

Möglichkeiten und Grenzen von HILL-Modellen zur Modellierung von Muskelkontraktionen

1 Einleitung

Die Hill'sche Gleichung (Hill, 1938) zur Beschreibung der Last-Geschwindigkeits-Relation von Skelettmuskeln spielt in vielen empirischen Modellen für die physiologisch-mechanischen Prozesse, die bei der Muskelkontraktion ablaufen, eine zentrale Rolle. Sie basiert auf experimentellen Befunden von Messungen an Froschmuskeln. Bei supramaximaler Muskelaktivierung (vollständige Aktivierung mittels Elektrostimulation an Nerv) wurden für unterschiedliche Lasten die maximalen Kontraktionsgeschwindigkeiten bestimmt. Für den hyperbolischen Zusammenhang zwischen Last und erreichter Maximalgeschwindigkeit hat Hill unter Berücksichtigung der Energiebilanzen der Kontraktion die folgende Gleichung hergeleitet:

$$F(v) = \frac{b(F_0 + a)}{v + b} - a.$$

Der Parameter F_0 verkörpert die isometrische Maximalkraft, a und b sind die Hill'schen Konstanten. Gekoppelt mit Aktivierungsfunktionen und mathematischen Termen zur Quantifizierung der Kraft-Längen-Verhältnisse eines Muskels lassen sich mit Hills Grundgleichung bei entsprechender Parameterwahl fast alle Formen von Muskelkontraktionen, die für die Bewegung des Menschen von Bedeutung sind, mathematisch formulieren. Anhand von muskel- und bedingungsspezifischen Parametern (Modelleigenschaften) kann mit relativ geringem Aufwand der Zeitverlauf von Muskelkontraktionen für theoretisch frei wählbare Anfangsbedingungen (Muskellänge, Widerstand, Anfangsgeschwindigkeit, Startaktivierung usw.) berechnet werden. Für die Diagnose von Kraftfähigkeiten ist es umgekehrt von Interesse, anhand von experimentell gemessenen Muskelkontraktionen für ein solches Muskelmodell die Parameter zu bestimmen (z.B. Sust et al., 1997; Wank, 1996). Auf der Basis dieser Muskelkonstanten sollten sich Aussagen über den Trainingszustand eines Muskels bzw. einer Muskelgruppe ableiten lassen.

Die Relevanz und auch der Gültigkeitsbereich der Hill'schen Gleichung und anderer mathematischer Modelle, die in der Literatur häufig mit dem Hill-Term gekoppelt werden, sind in den letzten Jahren in Fachzeitschriften kontrovers diskutiert worden. Bei der Anwendung der Hill'schen Gleichung wird häufig übersehen, dass es mittlerweile zuverlässige Befunde gibt, die der physiologisch äußerst relevanten Konstante a bescheinigen, dass sie gar keine Konstante ist sondern in hohem Maße vom Kontraktionswiderstand abhängt (z.B. Hill, 1964). Trotz etlicher für das Image der klassischen Hill'schen Gleichung als Modell für Zeitverläufe von Muskelkontraktionen

weniger zuträglicher Ergebnisse (z.B. Phillips & Petrofsky, 1980; Edman, 1988) blieb die Hill'sche Gleichung in zum Teil modifizierter Form die mit Abstand populärste und am weitesten verbreitete zentrale Funktion in der biomechanischen Muskelmodellierung. Dies ist sicher erheblich auf eine mittlerweile beachtliche Tradition und auf die einfache Handhabung zurückzuführen. Dennoch kann Hills Gleichung in ihrer ursprünglichen Form nicht als universelles Werkzeug zur Lösung vieler offener Fragen in der Muskelbiomechanik betrachtet werden. Um diese These zu untermauern, wurden umfangreiche Studien an isolierten Tiermuskeln durchgeführt, deren Befunde nachfolgend in Auszügen vorgestellt werden sollen.

2 Experimentelles Setup

Am Beispiel der Plantarflexorengruppe von Ferkeln wurde der gesamte Bedingungsraum für konzentrische und isometrische Muskelkontraktionen bezüglich Muskellänge und Kontraktionswiderstand analysiert. Die Messungen der Muskelzuggeschwindigkeit erfolgten mittels inkrementaler Geber (IGR, Wegauflösung 5 μm). Isometrische Kraft-Zeit-Verläufe wurden mit einem DMS-Sensor bestimmt. Zur Ankopplung der Messgeräte an den Muskel-Sehnen-Komplex wurde eine Klammer mit einem Stahl-Faden am Calcaneus verschraubt (Abb. 1). Die Bestimmung der Kräfte für dynamische Kontraktionen erfolgte über die Berechnung der Beschleunigung, wobei die Trägheit des Fußes ($m < 3g$) und die des IGR-Systems vernachlässigt wurden.

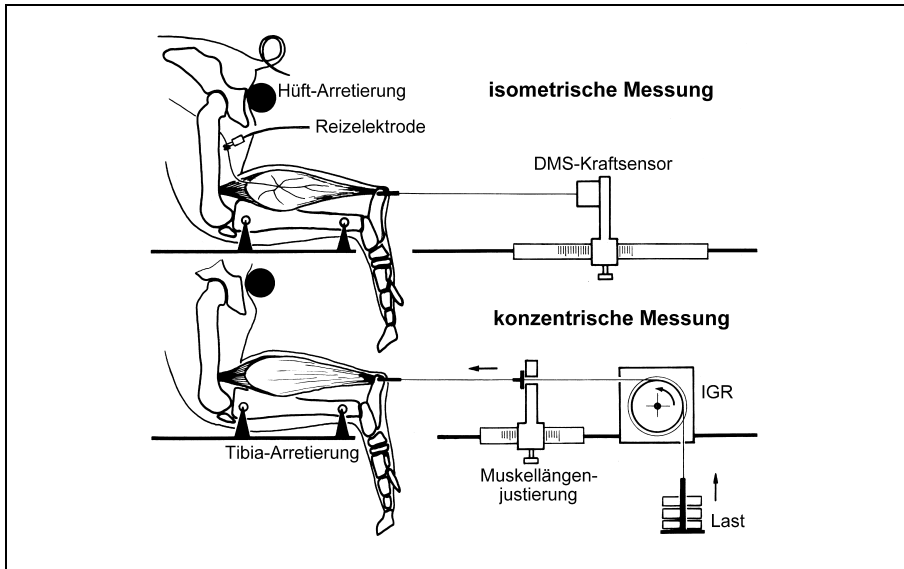


Abb. 1. Schematische Darstellung der Messanordnung für isometrische und konzentrische Kontraktionen der Plantarflexorengruppe bei Ferkeln (elektrische Stimulation am Ischias-Nerv).

Um den Einfluss von negativen Gelenkmomenten durch gleichzeitige Kontraktion der Antagonisten auszuschließen, wurden die Sehne der Dorsalflexoren durchtrennt. Bei quick-release Kontraktionen fixierte ein Elektromagnet die Last solange, bis das Plateau der isometrischen Maximalkraft erreicht wurde. Erst dann erfolgte die Freigabe der Last. Details zum Versuchsaufbau und zum Messprotokoll sowie zusätzliche muskelphysiologische und biomechanische Daten sind in Wank (2000) beschrieben.

3 Ergebnisse und Diskussion

Anhand der im Folgenden dargestellten Ergebnisse soll der Einfluss der Randbedingungen auf den Zeitverlauf isolierter Muskelkontraktionen, speziell auf den Last-(bzw. Kraft)-Geschwindigkeits-Verlauf veranschaulicht werden. Die Daten stammen von normalgewichtigen Ferkeln mit einer Plantarflexoren-Muskelmasse von 6.11g. Das analysierte Lastspektrum liegt zwischen 100g und 1800g. Der Einfluss der Muskelausgangslänge auf die Kontraktionsdynamik wurde zwischen 85% und 110% der optimalen Muskellänge untersucht.

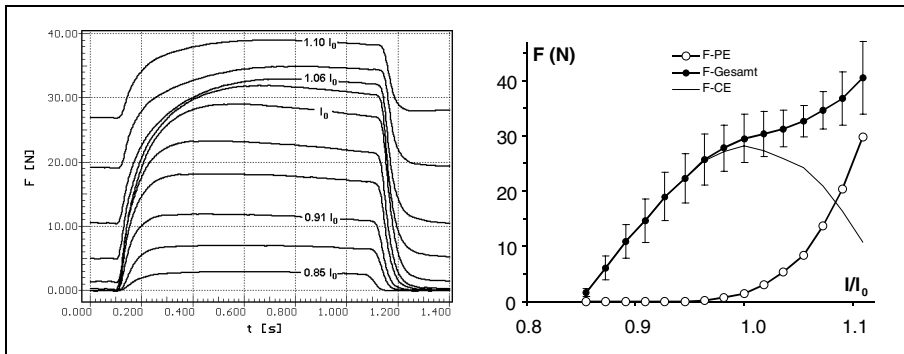


Abb. 2. Isometrische Kraft-Zeit-Verläufe (links) sowie die Kraft-Längen-Relationen (rechts) isolierter Plantarflexoren mit kontraktile (CE) und parallelelastischer Komponente (PE, $n=4$, Muskellänge bezüglich der optimalen Länge normiert).

Während die Kraft-Längen-Relationen bei unterschiedlichen Muskeln und Spezies gut untersucht und plausibel anhand der Gleitfilament-Theorie erklärbar sind, findet man in der Literatur zur Muskellängenabhängigkeit der Last-Geschwindigkeits-Relation nur wenige Daten. Diese sind allerdings weitgehend einheitlich und mit den Ergebnissen in Abb. 3 vergleichbar. Als Hauptgründe für die Verschiebung der $F(v)$ -Kurven werden einerseits das längenabhängige Maximalkraftniveau und andererseits Veränderungen der Bindungsaffinität von Aktin und Myosin bei unterschiedlichen Gleitgeschwindigkeiten angesehen. Letzter Effekt fällt verstärkt ins Gewicht, weil vergleichbare Geschwindigkeitsniveaus bei Kontraktionen mit ein und derselben Last aber bei unterschiedlicher Ausgangslänge in unterschiedlichen Überlappungsstadien auftreten.

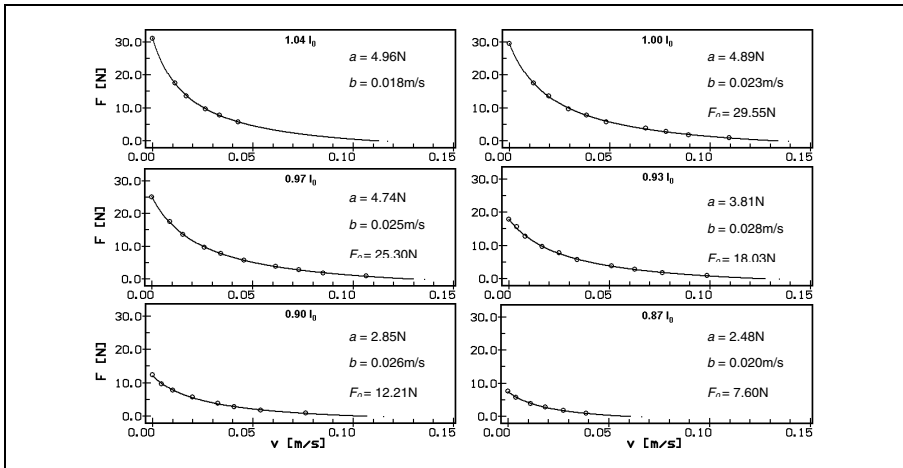


Abb. 3. Last-Geschwindigkeits-Kennlinien bei verschiedenen Muskelausgangslängen: Messpunkte und Verlauf der Modellfunktion mit Modellparametern (Längen auf optimale Muskellänge l_0 normiert, Last als Kraft in N dargestellt).

Abbildung 3 veranschaulicht den Einfluss der Muskelausgangslänge auf den Last-Geschwindigkeits-Zusammenhang und auf die Parameter a , b und F_0 der Hill'schen Gleichung bei gewöhnlichen konzentrischen Kontraktionen. Das Problem einer experimentellen Bestimmung der Hill-„Konstanten“ setzt sich fort, wenn die Kontraktionsform wechselt bzw. wenn sich die Definition der verwendeten Geschwindigkeitswerte ändert. So findet man deutliche Verschiebungen der Last-Geschwindigkeits-Kurven eines Muskels (gleiche Ausgangslänge), wenn quick-release Kontraktionen und konzentrische Kontraktionen ohne Vorspannung verglichen werden bzw. wenn die Durchschnittsgeschwindigkeit über den gesamten Kontraktionszeitraum (wie von Hill, 1938, praktiziert) oder die Maximalwerte der Kontraktionsgeschwindigkeit (in aktuellen Studien häufig verwendet) bei den jeweiligen Laststufen zur Parameterbestimmung herangezogen werden. Werden schließlich die Hill'schen Gleichungsparameter aus den Zeitverläufen einzelner Kontraktionen ermittelt, so sieht das Ergebnis wieder anders aus. In Abbildung 4 sind die Last-Geschwindigkeits-Hyperbeln und die Kraft-Geschwindigkeits-Zeit-Verläufe für unterschiedliche Kontraktionsbedingungen dargestellt.

Die Bestimmung der Hill-Parameter aus dem Zeitverlauf einer einzelnen Muskelkontraktion ist äußerst problematisch, da sich hier der Einfluss der Muskelaktivierungsdynamik und infolge der fortschreitenden Filamentüberlappung auch der Einfluss der Kraft-Längen-Relation mit der Kontraktionsdynamik (Kraft-Geschwindigkeits-Relation) vermischen. Ein Blick auf die Kurvenschar der Kraft-Geschwindigkeits-Zeit-Verläufe bei unterschiedlichen Lasten (Abb. 4, ein und derselbe Muskel) lässt selbst bei großem Optimismus die Hoffnungen auf einen einheitlichen Parametersatz (= identische Kraft-Geschwindigkeits-Relation) für alle Laststufen schwinden.

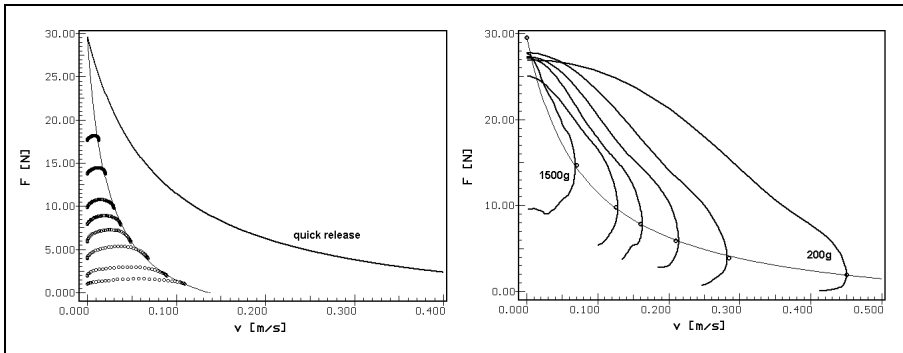


Abb. 4. Links: Kurvenschar $F(v(t))$ von Muskelkontraktionen bei unterschiedlicher Last (100-1800g) sowie Last-Geschwindigkeits-Kennlinien für konzentrische (dünn gezeichnet) und quick-release Kontraktionen. Rechts: Kurvenschar $F(v(t))$ bei unterschiedlichen Lasten und Last-Geschwindigkeits-Relation (Kreise, mit angepasster Hill'scher Gleichung) von quick-release Kontraktionen (Anfangslänge bei allen Kontraktionen $=l_0$).

Man kann durch simultane Optimierung der Parameter für mehrere Kontraktionen die Hill'schen „Konstanten“ für alle Laststufen fixieren und somit einen Satz identischer Hill-Parametern für unterschiedliche Kontraktionsbedingungen erzwingen. Dies führt aber nur bei moderaten Veränderungen der Last- bzw. der Muskelausgangslänge zu brauchbaren Ergebnissen. In Tab.1 und Abb.5 sind die Resultate einer solchen Optimierung dargestellt. Als Modellfunktion wurde hier eine multiplikative Verknüpfung von Gleichungen für die Muskelaktivierung ($F(t)$, normiert), die Kontraktionsdynamik ($F(v)$) und einer Ausschaltfunktion ($F(l)$, normiert) gewählt. Die Ausschaltfunktion soll den Einfluss der im Kontraktionsverlauf abnehmenden Muskellänge auf das Kraftpotenzial des Muskels beschreiben. Sie bezieht sich nur auf den aufsteigenden Ast im Kraft-Längen-Diagramm (Muskelverkürzung). Die Modellgleichung

$$F(v, l, t) = \left(1 - e^{-S(t-t_0)}\right) \left(\frac{b(F_0 + a)}{v(t) + b} - a\right) \left(1 - e^{-Z(l-l_E)}\right)$$

enthält folgende Parameter: S [s^{-1}] (Aktivierungskoeffizient), t_0 [s] (Zeitpunkt des Aktivierungsbeginns), a [N] und b [m/s] (Hill-Parameter), F_0 [N] (isometrisches Kraftmaximum), Z [m^{-1}] (Ausschaltkoeffizient für $F(l)$), l_E [m] (Muskellänge, bei der der Ausschaltvorgang beendet ist). Durch eine Fehlerquadratoptimierung (Opfermann, 1989) wurden die Parametersätze für 5 Laststufen optimiert, wobei die Hill'schen Parameter und die isometrische Maximalkraft als globale Parameter (gleicher Wert für alle Kontraktionen) definiert waren. Die isometrische Maximalkraft wurde experimentell bestimmt und daher als Fixparameter vorgegeben. Die getrennte Optimierung der Parameterwerte für die Datensätze der jeweiligen Laststufen führt bei freier Parameterwahl (ohne globale Parameter) mitunter zu erheblichen Unterschieden in den bestimmten Werten für die Hill-Konstanten.

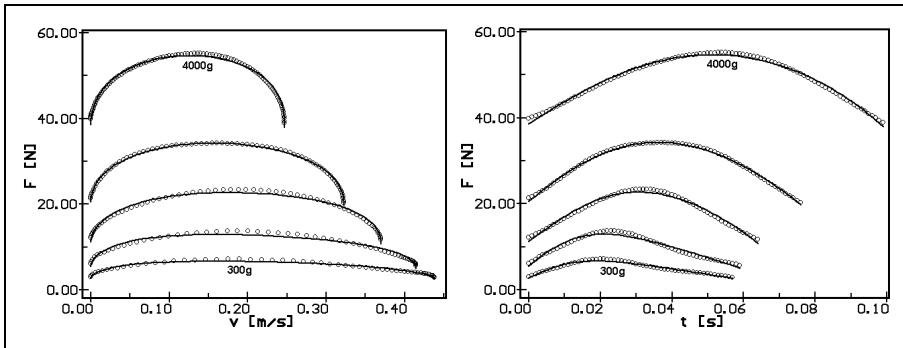


Abb. 5. $F(v)$ - und $F(t)$ -Messdaten und Anpassungsergebnis von Plantarflexionen eines neugeborenen normalgewichtigen Ferkels bei unterschiedlicher Last (200-1000g in 200g-Schritten) nach der Parameteranpassung mit globalem a, b und F_0 (Parameterwerte siehe Tab.1).

Tab. 1. Parameterwerte der Modellfunktionen für die in Abb. 5 dargestellten Plantarflexionen eines normalgewichtigen neugeborenen Ferkels.

globale Parameter (Hill)				
a [N]		b [m/s]		F_0 [N]
4.97±4.81		1.22±1.03		30.0 (konstant)
lastspezifische Parameter				
	S [s ⁻¹]	t_0 [s]	Z [m ⁻¹]	l_E [m]
200g	40.1±3.8	-0.014±0.002	-58.1±7.4	0.0571±0.0002
400g	33.8±2.9	-0.017±0.001	-133.6±24.8	0.0573±0.0006
600g	31.9±3.7	-0.029±0.003	-146.4±19.7	0.0572±0.0003
800g	14.7±2.7	-0.058±0.004	-200.3±36.4	0.0570±0.0007
1000g	12.7±1.4	-0.079±0.006	-240.2±45.0	0.0571±0.0004

Auch Ergebnisse anderer Studien aus der Literatur (z.B. Iwamoto et al., 1990), die sich mit Vergleichen von Kraft-Geschwindigkeits-Relationen bei unterschiedlichen Kontraktionsbedingungen bzw. Kontraktionsformen befassen, machen deutlich, dass die klassische Hill'sche Gleichung, die in ihrer ursprünglichen Form den Zusammenhang zwischen Last und Durchschnittsgeschwindigkeit bei quick-release Kontraktionen beschreibt, nur bedingt, und wenn dann keinesfalls mit den nach Hills Methode bestimmten Konstanten, zur Beschreibung von Zeitverläufen der Kraft-Geschwindigkeits-Relationen bei diversen Kontraktionsbedingungen eignet. Diese Tatsache muss nicht zwangsläufig bedeuten, dass mathematische Konstrukte in Anlehnung an die klassische Hill'sche Gleichung nicht auch als Werkzeug zur Muskelleistungsdiagnostik dienen können. Es steht außer Frage, dass sich trainingsbedingte Veränderungen im Muskel in Verschiebungen der Zeitverläufe von Kraft-Geschwindigkeits-Relationen widerspiegeln. Demzufolge wird sich auch die Parameterkonstellation der Modellgleichungen verändern. Die Zahlenwerte der Parameter haben jedoch kaum etwas mit den klassischen Hill-Parametern gemein. Es

erscheint daher höchst zweifelhaft, sie wie „echte“ Hill-Parameter zu interpretieren und damit über physiologische Eigenschaften von Muskeln zu spekulieren. Bei der Komplexität und Vielfalt der Prozesse, die auf die Kontraktionsmechanik von Skelettmuskeln Einfluss nehmen, ist nicht zu erwarten, dass man mit einfachen Modellen wie dem von Hill und wenigen zusätzlichen Parametern die vom Muskel beherrschte Variabilität im Kontraktionsverlauf bei unterschiedlichen Randbedingungen befriedigend zu beschreiben vermag.

Literatur

- Edman, K.A.P. (1988). Double-hyperbolic force-velocity relation in frog muscle fibres. *J. Physiol.*, 404, 301-321.
- Hill, A.V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. Roy. Soc. Lond. B*, 126, 136-195.
- Hill, A.V. (1964). The effect of load on the heat of shortening of muscle. *Proc. Roy. Soc. Lond. B*, 159, 297-318.
- Iwamoto, H., Sugaya, R. & Sugi, H. (1990). Force-velocity relation of frog skeletal muscle fibres shortening under continuously changing load. *J. Physiol.* 422, 185-202.
- Opfermann, J. (1989). *Programmpaket zur nichtlinearen Optimierung*. Programmbeschreibung. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- Phillips, C.A. & Petrofsky, J.S. (1980). Velocity of contraction of skeletal muscle as a function of activation and fiber composition: a mathematical model. *J. Biomech.*, 13, 549-558.
- Sust, M., Schmalz, T. & Linnecker, S. (1997). Relationship between distribution of muscle fibres and invariables of motion. *Hum. Movement Sci.*, 16, 533-546.
- Wank, V. (2000). *Aufbau und Anwendung von Muskel-Skelett-Modellen zur Bestimmung biomechanischer Muskelparameter*. Habilitationsschrift, Friedrich-Schiller-Universität Jena.

Verzeichnis der Autorinnen und Autoren

- ALICHMANN, MEIKE; Westfälische Wilhelms-Universität Münster, Institut für Sportwissenschaft, Abt. Trainings- und Bewegungswissenschaften, Leonardo Campus 15, 48149 Münster; eMail: alichman@uni-muenster.de
- ALMELING, MICHAEL, Dr.; Medic Dive, Klinikum Bad Arolsen, Neuer Garten 1, 34454 Bad Arolsen, Österreich; eMail: dr.almeling@tauchmedizin.net
- ALT, WILFRIED, Prof. Dr.; Universität Stuttgart, Institut für Sportwissenschaft, Allmandring 28, 70569 Stuttgart; eMail: wilfried.alt@sport.uni-stuttgart.de
- ALTMANN, CHRISTOPH, Dr.; Herz-Kreislauf-Klinik Bad Gottleuba, Hauptstr. 39, 01186 Bad Gottleuba; eMail: dr.altmann@klinik-bad-gottleuba.de
- ANDERS, CHRISTOPH, Dr.; Friedrich-Schiller-Universität Jena, Institut für Pathophysiologie, Nonnenplan 2, 07740 Jena; eMail: cand@moto.uni-jena.de
- ANGELI, THOMAS, Prof. Dr.; Technische Universität Wien, Institut für Maschinenelemente, Getreidemarkt 9, 1060 Wien, Österreich; eMail: tangeli@mail.zserv.tuwien.ac.at
- ARAMPATZIS, ADAMANTIOS, PD Dr.; Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Biomechanik, Carl-Diem-Weg 6, 50933 Köln; eMail: arampatzis@dshs-koeln.de
- BALTZOPOULOS, VASILIOS, Prof. Dr.; Manchester Metropolitan University, Department of Exercise and Sport Science, Alsager Campus, Alsager, Cheshire, ST7 2HL, England; eMail: v.baltzopoulos@mmu.ac.uk
- BITTMANN, FRANK, Prof. Dr.; Universität Potsdam, Institut für Sportmedizin und Prävention, Am Neuen Palais 10, 14469 Potsdam; eMail: bittmann@rz.uni-potsdam.de
- BLICKHAN, REINHARD, Prof. Dr.; Friedrich-Schiller-Universität Jena, Institut für Sportwissenschaft, Seidelstr. 20, 07749 Jena; eMail: reinhard.blickhan@uni-jena.de
- BÖHM, HARALD, Dr.; Technische Universität München, Fakultät für Sportwissenschaft, Fachgebiet Sportgeräte und Sportmaterialien; Connollystr. 32, 80809 München, eMail: boehm@sport.tu-muenchen.de
- BÖHME, CARSTEN; Universität Potsdam, Institut für Sportmedizin und Prävention, Am Neuen Palais 10, 14469 Potsdam; eMail: boehme@rz.uni-potsdam.de
- BOHN, CHRISTIANE; Westfälische Wilhelms-Universität Münster, Institut für Sportwissenschaft, Abt. Trainings- und Bewegungswissenschaften, Leonardo Campus 15, 48149 Münster; eMail: bohnc@uni-muenster.de
- BRAUN, SONJA; Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Kreislaufforschung und Sportmedizin, Carl-Diem-Weg 6, 50933 Köln; eMail: sonni77@web.de
- BRÜGGEMANN, GERT-PETER, Prof. Dr.; Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Biomechanik, Carl-Diem-Weg 6, 50933 Köln; eMail: brueggemann@dshs-koeln.de
- BÜRGER, CLAUD; Technische Universität Wien, Institut für Maschinenelemente, Getreidemarkt 9, 1060 Wien, Österreich; eMail: buerger@comdesign.at
- DEMONTE, GIANPIERO; Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Biomechanik, Carl-Diem-Weg 6, 50933 Köln; eMail: demonte@dshs-koeln.de
- DIEL, PATRICK, Dr.; Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Morphologie und Tumorforschung, Carl-Diem-Weg 6, 50933 Köln; eMail: diel@dshs-koeln.de
- ECKSTEIN, FELIX, PD Dr.; Anatomische Anstalt München, Pettenkoferstraße 11, 80336 München; eMail: eckstein@anat.med.uni-muenchen.de
- FRITZ, MARTIN, Dr.; Institut für Arbeitsphysiologie an der Universität Dortmund; Ardeystraße 67, 44139 Dortmund; eMail: fritz@arb-phys.uni-dortmund.de

- FRÖHLICH, MICHAEL; Olympiastützpunkt Rheinland-Pfalz/Saarland, c/o Hermann Neuberger Sport-
schule, Geb. 56, 66123 Saarbrücken; eMail: m.froehlich@olympiastuetzpunkt.org
- FRÜHWIRTH, BARBARA; Veterinärmedizinische Universität Wien, Universitätsklinik für Orthopädie bei
Huf- und Klautentieren, Veterinärplatz 1, 1210 Wien, Österreich; eMail: barbara.fruehwirth@
vu-wien.ac.at
- GFÖHLER, MARGIT, Prof. Dr.; Technische Universität Wien, Institut für Maschinenelemente, Getrei-
demarkt 9, 1060 Wien, Österreich; eMail: gfoehler@www.imel.tuwien.ac.at
- GIUREA, ALEXANDER, Dr.; Universitätsklinik für Orthopädie, Währinger Gürtel 18-20, 1090 Wien,
Österreich; eMail: alexander.giurea@akh-wien.ac.at
- GOLLHOFER, ALBERT, Prof. Dr.; Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, Institut für Sport und Sportwis-
senschaft, Scharzwaldstr. 175, 79117 Freiburg; eMail: albert.gollhofer@sport.uni-freiburg.de
- GRÜNDER, JUDITH; Universität Leipzig, Sportwissenschaftliche Fakultät, Institut für Rehabilitationssport,
Sporttherapie und Behindertensport, Jahnallee 59, 04109 Leipzig; eMail: jgruender@gmx.de
- GRUNENDAHL, ARNO; RWTH Aachen, Fakultät für Bauingenieurwesen, Lehrstuhl für Baustatik und
Baudynamik, Mies-van-der-Rohe Str. 1, 52056 Aachen; eMail: arno@baustatik.rwth-aachen.de
- HAGEN, MARCO; Flottkamp 76, 24568 Kaltenkirchen; eMail: marcohagen@freenet.de
- HEß, SÖREN, Dr.; Ritterstraße 25, 04109 Leipzig; eMail: soeren.hess@medizin.uni-halle.de
- HOFFMANN, LARS; Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Kreislaufforschung und Sportmedizin,
Carl-Diem-Weg 6, 50933 Köln; eMail: lars.hoffmann@gmx.de
- HOOS, OLAF, Dr.; Philipps-Universität Marburg, Institut für Sportwissenschaft und Motologie, Bar-
füßerstraße 1, 35032 Marburg; eMail: olaf.hoos@gmx.de
- HOTTENROTT, KUNO, Prof. Dr.; Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Institut für Sportwissen-
schaft, Selkestr. 9, 06099 Halle (Saale); eMail: hottenrott@sport.uni-halle.de
- HOTTOWITZ, RALF; Georg-August-Universität Göttingen, Institut für Sportwissenschaften, Abt. Sport-
medizin, Zentrum Anästhesiologie, Rettungswesen- und Intensivmedizin, Wilhelmplatz 1
(Aula), 37073 Göttingen; eMail: rhottowi@sport.uni-goettingen.de
- JÄGER, JÖRG M.; Westfälische Wilhelms-Universität Münster, Institut für Sportwissenschaft, Abtei-
lung Trainings- und Bewegungswissenschaften, Leonardo Campus 15, 48149 Münster;
eMail: jmjaeger@uni-muenster.de
- JÖLLENBECK, THOMAS, PD Dr.; Orthopädische Rehabilitationsklinik Lindenplatz, Institut für Biomechanik,
Weslerner Str. 29, 59505 Bad Sassendorf; eMail: thomas.joellenbeck@saline.de
- KÄFERSTEIN, ANGELA; Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Kreislaufforschung und Sport-
medizin, Carl-Diem-Weg 6, 50933 Köln, eMail: funkyangi@hotmail.com
- KARAMANIDIS, KIROS; Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Biomechanik, Carl-Diem-Weg 6,
50933 Köln; eMail: kiros@gmx.ch
- KERSTING, UWE GUSTAV, Dr.; University of Auckland, Dept. of Sport and Exercise Science, Tamaki
Campus, Private Bag 92019, Auckland, New Zealand; eMail: u.kersting@auckland.ac.nz
- KITTEL, RENÉ, Dr.; Universität Potsdam, Institut für Sportmedizin und Prävention, Am Neuen Palais
10, 14469 Potsdam; eMail: kittel@rz.uni-potsdam.de
- KOMI, PAAVO, Prof. Dr.; University of Jyväskylä, Neuromuscular Research Center, P.O. Box 35,
40014 Jyväskylä, Finland; eMail: komi@maila.iyu.fi
- KORFF, THOMAS; Westfälische Wilhelms-Universität Münster, Institut für Sportwissenschaft, Horstma-
rer Landweg 62b, 48149 Münster
- KRUG, JÜRGEN, Prof. Dr.; Universität Leipzig, Sportwissenschaftliche Fakultät, Institut für Allgemeine
Bewegungs- und Trainingswissenschaft, Jahnallee 59, 04109 Leipzig; eMail: krug@rz.uni-
leipzig.de
- LEIFELS, SASCHA; Westfälische Wilhelms-Universität Münster, Institut für Sportwissenschaft, Horstma-
rer Landweg 62b, 48149 Münster

- LICKA, THERESIA, Dr.; Veterinärmedizinische Universität Wien, Universitätsklinik für Orthopädie bei Huf- und Klautentieren, Veterinärplatz 1, 1210 Wien, Österreich; eMail: theresia.licka@vu-wien.ac.at
- LINDNER, FRANK; Friedrich-Schiller-Universität Jena, Institut für Sportwissenschaft, Bewegungswissenschaft, Seidelstr. 20, 07749 Jena; eMail: lintelinde@web.de
- LOHRER, HEINZ, Dr.; Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main, Sportmedizinisches Institut, Senckenberganlage 31, 60054 Frankfurt; eMail: smi@sport.uni-frankfurt.de
- LUTHER, SVEN; Universität Potsdam, Institut für Sportmedizin und Prävention, Am Neuen Palais 10, 14469 Potsdam; eMail: luther@rz.uni-potsdam.de
- MAGANARIS, CONSTANTINOS, Dr.; Manchester Metropolitan University, Dept. of Exercise and Sport Science, Alsager Campus, Alsager, Cheshire, ST7 2HL, England; eMail: c.n.maganaris@mmu.ac.uk
- MEIJER, KENNETH, Dr.; Maastricht University, Section Human Movement Science, PO Box 616, 6200 MD Maastricht, Niederlande; eMail: kenneth.meijer@bw.unimaas.nl
- MOREY-KLAPSING, GASPAR; Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Biomechanik, Carl-Diem-Weg 6, 50933 Köln; eMail: morey@dshs-koeln.de
- MÜHLBAUER, THOMAS; Universität Leipzig, Sportwissenschaftliche Fakultät, Institut für Allg. Bewegungs- und Trainingswissenschaft, Jahnallee 59, 04109 Leipzig; eMail: muehlbauerthomas@aol.com
- NATRUP, JÖRG, Dr.; Gesellschaft für Biomechanik Münster mbH (GeBioM), Mendelstr. 11, 48149 Münster; eMail: natrup@gebiom.de
- NICOL, KLAUS, Prof. Dr.; Westfälische Wilhelms-Universität Münster, Institut für Sportwissenschaft, Horstmarer Landweg 62b, 48149 Münster; eMail: nicol@uni-muenster.de
- NIEHOFF, ANJA; Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Biomechanik, Carl-Diem-Weg 6, 50933 Köln; eMail: niehoff@dshs-koeln.de
- NIKLAS, ANDRÉ, Prof. Dr.; Georg-August-Universität Göttingen, Institut für Sportwissenschaften, Abt. Sportmedizin, Zentrum Anästhesiologie, Rettungswesen- und Intensivmedizin, Wilhelmplatz 1 (Aula), 37073 Göttingen; eMail: aniklas@gwdg.de
- PEHAM, CHRISTIAN, Dr.; Veterinärmedizinische Universität Wien, Universitätsklinik für Orthopädie bei Huf- und Klautentieren, Veterinärplatz 1, 1210 Wien, Österreich; eMail: christian.peham@vu-wien.ac.at
- PEIKENKAMP, KLAUS, PD Dr.; Westfälische Wilhelms-Universität Münster, Institut für Sportwissenschaft, Horstmarer Landweg 62b, 48149 Münster; eMail: klaus.peikenkamp@uni-muenster.de
- PETROVITCH, ALEXANDER, Dr.; Friedrich-Schiller-Universität Jena, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Bachstr. 18, 07740 Jena; eMail: alexander.petrovitch@med.uni-jena.de
- PLATEN, PETRA, PD Dr.; Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Kreislaufforschung und Sportmedizin, Carl-Diem-Weg 6, 50933 Köln; eMail: platen@dshs-koeln.de
- PUTA, CHRISTIAN; Friedrich-Schiller-Universität Jena, Institut für Sportmedizin, Wöllnitzer Str. 42, 07749 Jena; eMail: c.puta@ghz.de
- REEVES, NEIL; Manchester Metropolitan University, Department of Exercise and Sport Science, Alsager Campus, Alsager, Cheshire, ST7 2HL, England; eMail: n.reeves@mmu.ac.uk
- RÖDER, YVONNE, Dr.; Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main, Sportmedizinisches Institut, Senckenberganlage 31, 60054 Frankfurt; eMail: roeder@smi-frankfurt.de
- RÖMER, JENS; Friedrich-Schiller-Universität Jena, Institut für Sportwissenschaft, Bewegungswissenschaft, Seidelstraße 20, 07749 Jena; eMail: jero01@gmx.de
- SALZGEBER, STEFAN; Technische Universität Wien, Institut für Maschinenelemente, Getreidemarkt 9, 1060 Wien, Österreich; eMail: salzgeber.stefan@gmx.at
- SAVELBERG, HANS H.C.M., Prof. Dr.; Maastricht University, Section Human Movement Science, P.O. Box 616, 6200 MD Maastricht, Niederlande; eMail: hans.savelberg@bw.unimaas.nl

- SCHEGA, LUTZ, Dr.; Universität Leipzig, Sportwissenschaftliche Fakultät, Institut für Rehabilitations-sport, Sporttherapie und Behindertensport, Jahnallee 59, 04109 Leipzig; eMail: schega@rz.uni-leipzig.de
- SCHIFFMANN, DOMINIK; Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Kreislaufforschung und Sport-medizin, Carl-Diem-Weg 6, 50933 Köln; eMail: dominik-schiffmann@gmx.de
- SCHMIDTBLEICHER, DIETMAR, Prof. Dr.; Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main, Institut für Sportwissenschaften, Ginnheimer Landstr. 39, 60487 Frankfurt/Main; eMail: schmidtbleicher@sport.uni-frankfurt.de
- SCHOBESBERGER, HERMANN, Dr.; Veterinärmedizinische Universität Wien, Universitätsklinik für Or-thopädie bei Huf- und Klautentieren, Veterinärplatz 1, 1210 Wien, Österreich; eMail: hermann.schobesberger@vu-wien.ac.at
- SCHÖLLHORN, WOLFGANG I., Prof. Dr.; Westfälische Wilhelms-Universität Münster, Institut für Sport-wissenschaft, Abteilung Trainings- und Bewegungswissenschaften, Leonardo Campus 15, 48149 Münster; eMail: move.brain@uni-muenster.de
- SCHÖNLE, CHRISTOPH, Dr.; Orthopädische Rehabilitationsklinik Lindenplatz, Institut für Biomechanik, Weslerner Str. 29, 59505 Bad Sassendorf; eMail: schoenle.lindenplatz@t-online.de
- SCHUBE, FALKO; RWTH Aachen, Fakultät für Bauingenieurwesen, Lehrstuhl für Baustatik und Bau-dynamik, Mies-van-der-Rohe Str. 1, 52056 Aachen; eMail: falko@hp9000.baustatik.rwth-aachen.de
- SHAN, GONG BING; Westfälische Wilhelms-Universität Münster, Institut für Sportwissenschaft, Abt. Trainings- und Bewegungswissenschaften, Leonardo Campus 15, 48149 Münster
- SIEBERT, TOBIAS; Friedrich-Schiller-Universität Jena, Institut für Sportwissenschaft, Bewegungswissenschaft, Seidelstraße 20, 07749 Jena; eMail: tobias.siebert@uni-jena.de
- STAFILIDIS, SAVVAS; Deutsche Sporthochschule Köln, Institut für Biomechanik, Carl-Diem-Weg 6, 50933 Köln; eMail: sawas@gmx.de
- VON LASSBERG, CHRISTOPH, Dr.; Universität Leipzig, Sportwissenschaftliche Fakultät, Institut für Allgemeine Bewegungs- und Trainingswissenschaft, Jahnallee 59, 04109 Leipzig; eMail: cvl-lassberg@t-online.de
- VOß, GERALD, Dr. habil.; Breite Straße 109, 04838 Doberschütz; eMail: info@sport-voss.de
- WAGNER, HEIKO, Dr.; Friedrich-Schiller-Universität Jena, Institut für Sportwissenschaft, Bewe-gungswissenschaft, Seidelstraße 20, 07749 Jena; eMail: heiko.wagner@uni-jena.de
- WANK, VEIT, PD Dr.; Universität Karlsruhe Institut für Sport und Sportwissenschaft, Kaiserstraße 12, 76128 Karlsruhe; eMail: wank@sport.uka.de
- WEISS, JÜRGEN; Technische Universität Wien, Institut für Maschinenelemente, Getreidemarkt 9, 1060 Wien, Österreich; eMail: weiss@otto.bock.at
- WITT, MAREN, Dr.; Institut für Angewandte Trainingswissenschaft, Marschnerstr. 29, 04109 Leipzig; eMail: mwitt@iat.uni-leipzig.de
- WITTE, HARTMUT, Prof. Dr.; TU Ilmenau, Fakultät für Maschinenbau, Fachgebiet Biomechatronik, 98684 Ilmenau; eMail: hartmut.witte@tu-ilmenau.de
- WOLDAG, HARTWIG, Dr.; Sachsenklinik Bennewitz, Neurologisches Rehabilitationszentrum, Mul-dentalweg 1, 04828 Bennewitz; eMail: woldag@sachsenklinik.de
- ZAUCKE, FRANK, Dr.; Universität zu Köln, Medizinische Fakultät, Zentrum für Biochemie, Joseph-Stelzmann Str. 52, 50931 Köln; eMail: frank.zaucke@uni-koeln.de
- ZEHETGRUBER, HARALD, Dr.; Universitätsklinik für Orthopädie, Währinger Gürtel 18-20, 1090 Wien, Österreich; eMail: harald.zehetgruber@akh-wien.ac.at
- ZSCHORLICH, VOLKER, Prof. Dr.; Universität Rostock, Institut für Sportwissenschaft, Ulmenstraße 69, 18051 Rostock; eMail: volker.zschorlich@phillak.uni-rostock.de

Die Deutsche Vereinigung für Sportwissenschaft (dvs) ist ein Zusammenschluss der an sportwissenschaftlichen Einrichtungen in der Bundesrepublik Deutschland in Lehre und Forschung tätigen Wissenschaftler/innen. Die dvs wurde 1976 in München gegründet und verfolgt das Ziel, die Sportwissenschaft zu fördern und weiterzuentwickeln. Sie sieht ihre Aufgabe insbesondere darin:

- die Forschung anzuregen und zu unterstützen,
- die Kommunikation zwischen verschiedenen Disziplinen zu verbessern,
- die Lehre zu vertiefen und Beratung zu leisten,
- zu Fragen von Studium und Prüfung Stellung zu nehmen,
- den Nachwuchs zu fördern,
- regionale Einrichtungen bei der Strukturentwicklung zu unterstützen,
- die Personalstruktur wissenschafts- und zeitgerecht weiterzuentwickeln,
- die Belange der Sportwissenschaft im nationalen und internationalen Bereich zu vertreten.

Die Aufgaben werden durch die Arbeit verschiedener Organe erfüllt. Höchstes Organ der dvs ist die Hauptversammlung, der alle Mitglieder angehören und die mindestens alle zwei Jahre einmal tagt. Zwischen den Sitzungen der Hauptversammlung übernimmt deren Aufgaben der Hauptausschuss, dem außer dem dvs-Vorstand Vertreter/innen der Sektionen und Kommissionen angehören. Der dvs-Vorstand besteht aus Präsident/in, Schatzmeister/in sowie vier weiteren Vorstandsmitgliedern. Zur Unterstützung der Arbeit des Vorstands ist ein/e Geschäftsführer/in tätig.

Weitere Organe der dvs sind Sektionen und Kommissionen, die Symposien, Tagungen und Workshops durchführen. Sektionen gliedern sich nach sportwissenschaftlichen Disziplinen und Themenfeldern; Kommissionen befassen sich problemorientiert mit Fragestellungen einzelner Sportarten bzw. Sportbereiche. Für besondere, zeitbegrenzte Fragen können ad-hoc-Ausschüsse gebildet werden. Zur Zeit sind in der dvs tätig:

- **Sektionen:** Biomechanik, Sportgeschichte, Sportinformatik, Sportmotorik, Sportpädagogik, Sportphilosophie, Sportpsychologie, Sportsoziologie, Trainingswissenschaft
- **Kommissionen:** „Bibliotheksfragen, Dokumentation, Information“ (BDI), „Frauenforschung in der Sportwissenschaft“, Fußball, Gerätturnen, Gesundheit, Leichtathletik, Schneesport, Schwimmen, Sportspiele, Tennis, „Wissenschaftlicher Nachwuchs“
- **ad-hoc-Ausschüsse:** Berufsethik, „Studium und Lehre“

Mitglied in der dvs kann jede/r werden, die/der in der Bundesrepublik Deutschland hauptamtlich in Lehre und Forschung an einer sportwissenschaftlichen Einrichtung tätig ist, die/der sportwissenschaftliche Arbeiten veröffentlicht hat oder einen sportwissenschaftlichen Studienabschluss (Diplom, Magister, Promotion) nachweisen kann. Auf Beschluss des dvs-Vorstands können weitere Personen Mitglied werden. Auch können Institutionen oder Vereinigungen Mitglieder der dvs werden, wenn ihre Zielsetzung der der dvs entspricht.

Mitglieder der dvs haben die Möglichkeit, an der Meinungsbildung zu sport- und wissenschaftspolitischen Fragen mitzuwirken. Darüber hinaus ermöglicht die Mitgliedschaft in der dvs u.a. eine kostengünstige Teilnahme an den Veranstaltungen der Sektionen und Kommissionen sowie am alle zwei Jahre stattfindenden „Sportwissenschaftlichen Hochschultag“, den Erwerb der Bücher der dvs-Schriftenreihe zu ermäßigten Mitgliederpreisen und schließt den Bezug der „dvs-Informationen“ (4 Ausgaben im Jahr) ein. Der formlose Antrag auf Mitgliedschaft ist zu richten an die

dvs-Geschäftsstelle, Postfach 73 02 29, D-22122 Hamburg,
Tel.: (040) 67 94 12 12, Fax: (040) 67 94 12 13, eMail: dvs.Hamburg@t-online.de
Internet: www.dvs-sportwissenschaft.de