

M. Ludwig

## Funktionsanalytische Untersuchungen des rehabilitativen Krafttrainings nach vorderer Kreuzbandplastik und ihre Konsequenzen

### Analysis of rehabilitative strength training after ACL-reconstruction

ehemals Institut für Sportmedizin des Reha-Zentrums Klinik Bavaria Würzburg (komm. Leiter: Dr. med. M. Ludwig)

#### Zusammenfassung

Die Trainingssteuerung sporttherapeutischer Maßnahmen während der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation orientiert sich gegenwärtig eng an der klassischen Trainingslehre.

Ein Kollektiv von 13 Rehapatienten (Auswahlkriterien) mit Zustand nach vorderer Kreuzbandplastik (Patellaseh-nendrittel) wurde einem konzentrischen Maximalkraft- und Kraftausdauertraining der Kniegelenksstrecker und -beuger (60°/s, 90°/s und 180°/s je eine Trainingseinheit mit 5 bzw. 6 Sätzen pro Extremität) am isokinetischen System gekoppelt mit EMG und Laktatbestimmungen unterzogen. Es konnte im bilateralen Vergleich gezeigt werden, daß durch steigende Rekrutierung und Frequenzierung der atrophierten Quadrizepsmuskulatur vorhandenes neuromuskuläre Potentials innerhalb einer Trainingseinheit zunehmend aktiviert wird. Die Drehmoment- und Arbeitswerte der verletzten Kniegelenksex tensoren konnten durchschnittlich Verbesserungen von 25% vom ersten bis zum letzten Trainingssatz aufweisen. Aufgrund der neurophysiologischen Vorgänge am verletzten M. quadriceps mit einem stetigen Anstieg der elektrischen Aktivität (Amplitude und Medianfrequenz) sowie einem weniger steilen Anstieg der Laktatwerte kombiniert mit deutlich besseren Ausdauerindizes konnte auf eine zu Beginn des Trainings präferente Aktivierung von kleineren motorischen Einheiten (Typ I-Fasern) geschlossen werden.

Durch Anstieg der elektromyographischen Amplituden und Medianfrequenzen während der Trainingseinheit ließen sich die steigenden Kraft- und Arbeits-

werte durch vermehrte Zuschaltung größerer motorischer Einheiten erklären.

Konsequenz für das rehabilitative Krafttraining ist somit eine Veränderung der Belastungsnormative. Im beschriebenen Fall ist eine Intensitätsprogression bei mindestens gleicher Trainingsdauer notwendig, damit die Belastung der steigenden Leistungsfähigkeit angepaßt wird und der überschwellige Charakter des Trainingsreizes und somit der Trainingserfolg gewährleistet wird. Der Sinn des Kraftausdauertrainings in der Rehabilitation sollte kritisch überdacht werden.

**Schlüsselwörter:** Rehabilitation, Sporttherapie, EMG, Isokinetik, Muskelatrophie

#### Summary

Controlling rehabilitative strength training after orthopedic injuries closely follows programs known from competitive sports training.

13 experienced rehabilitation patients after ACL-reconstruction were examined in a concentric strength and endurance training (60°/s, 90°/s and 180°/s each one training session comprising 5 or 6 sets for both legs) on an isokinetic system linked with EMG and lactate measurements. The selected group (Lysholm-score, defined criteria) showed increasing recruitment (EMG-amplitudes and -median frequencies) at the involved atrophic M. quadriceps during each training session. Improvement of 25% in peak torque and total work were on average measured from the first to last training set.

Increasing myoelectrical activity (amplitude and median frequency) of the knee joint extensors and less increasing lactate values combined with better endurance indices suggest a preferential activation of small motor units (type I-fibres) at the beginning of the training.

The increase of electromyographic amplitudes and median frequency with increase in peak torque and total set work during one training session can be explained by increasing activation of larger motor units with higher threshold.

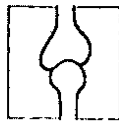
Comparing to conventional training programs rehabilitative strength training programs have to be changed. In this case progression of intensity is necessary to adapt the load to the increasing power and to ensure a high training threshold and training effort. The sense of strength endurance training in rehabilitation has to be reconsidered critically.

**Key words:** Rehabilitation, sportstherapy, EMG, isokinetics, muscle atrophy

#### Einleitung

Die gestörte Propriozeption und reduzierte Rekrutierungsfähigkeit von motorischen Einheiten nach Verletzungen des Bewegungsapparates aufgrund hemmender Prozesse auf neuromuskulärer Ebene wurden in der Literatur häufig diskutiert und theoretisiert (1, 6, 8, 11, 12, 14, 20). Eine praxisnahe Analyse des Verhaltens verletzter Strukturen innerhalb des Trainings an geeigneten Patienten ist selten zu finden.

In der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation übernimmt die Sportthe-



rapie gegenwärtig einen wichtigen Anteil bei der Behandlung von muskulären Dysfunktionen. Die sporttherapeutischen Maßnahmen bedienen sich der Grundlagen der Trainingslehre, wie sie aus der Sportwissenschaft bekannt sind. Erfahrungswerte weisen jedoch darauf hin, daß das neuromuskuläre System innerhalb einer Trainingseinheit ruhendes Potential zu mobilisieren vermag. Um den Therapieerfolg zu garantieren, ist demnach eine dem pathophysiologisch veränderten Funktionszustand des neuromuskulären Systems angepaßte Dosierung der Belastungsnormative (Reizintensität, Reizdauer und Trainingsumfang) notwendig.

Ziel dieser Untersuchung war es, das rehabilitativ ausgerichtete Training verschiedener Kraftformen unter Minimierung störender Einflüsse möglichst praxisnahe am isokinetischen System mit Hilfe der Elektromyographie, sowie Messungen von Laktatwerten im intraindividuellen Vergleich objektiv quantitativ zu beschreiben. Die Analyse einzelner Trainingseinheiten in der Rehabilitation von Patienten mit Zustand nach vorderer Kreuzbandplastik sollte einen Beitrag zur Qualifizierung des rehabilitativen Krafttrainings leisten.

#### Probanden und Methodik

13 Patienten (3 weiblich, 10 männlich) im Alter zwischen 17 und 43 Jahren ( $24,8 \pm 6,4$  Jahre) nahmen an dieser Studie teil. Sie befanden sich im Mittel  $14,8 \pm 2,76$  Wochen nach Versorgung einer vorderen Kreuzbandruptur durch Patellasehnendrittelplastik. Alle untersuchten Patienten befanden sich im Untersuchungszeitraum in bzw. unmittelbar nach einer Rehabilitationsmaßnahme mit mindestens dreimal wöchentlich stattfindenden Maßnahmen einschließlich isokinetischen Trainings. Somit waren sie mit der Gerätschaft und dem isokinetischen Training voll vertraut.

Alle Patienten wurden klinisch und anhand des Lysholm-Scores (24) untersucht.

Die Auswahlkriterien wurden durch folgende Punkte festgelegt:

Zu dieser Studie wurden nur Patienten zugelassen, die

1. sich in der späten Rehabilitationsphase des Muskelaufbaues befanden,

2. klinisch über ein schmerzfreies, stabiles, reizloses, voll belastbares operiertes Kniegelenk mit vollem Bewegungsausmaß verfügten, sowie ohne weitere funktionelle Störungen, die ein problemloses Training verhindern konnten,
3. nach der Bewertung durch Lysholm-Score im „sehr guten“ Bereich lagen,
4. sich in oder unmittelbar nach einer Rehabilitationsmaßnahme mit mindestens 3x wöchentlichen Anwendungen einschließlich Sporttherapie und isokinetischen Trainings befanden und
5. hoch motiviert waren (vorwiegend junge Sportler und Sportstudenten, kein Rentenbegehren o.ä.)
6. durch sehr hohe aktive Leistungsbereitschaft und Trainingsroutine von Anfang an fähig zur maximalen Belastung beim Krafttraining waren.

Somit konnte einer Verfälschung der Meßergebnisse durch Einflußgrößen wie Schmerzhemmung, angstbedingte bewußte Zurückhaltung durch fehlende Trainingsroutine oder den „Gewöhnungseffekt“ an die Meßapparatur entgegengewirkt werden.

Es wurden je eine Trainingseinheit am isokinetischen System Cybex Norm (Cybex, Ronkonkoma, USA) bei folgenden Winkelgeschwindigkeiten mit den entsprechenden Trainingsinhalten (5) durchgeführt:

1. Maximalkraft bei  $60^\circ/s$  konzentrisch der Kniegelenksstrecker und -beuger mit je 5 Wiederholungen bei 5 Sätzen (krankes und gesundes Bein),
2. Kraftausdauer bei  $90^\circ/s$  (hochintensiv) konzentrisch der Kniegelenksstrecker und -beuger mit je 15 Wiederholungen bei 5 Sätzen (krankes und gesundes Bein),
3. Kraftausdauer bei  $180^\circ/s$  (mittelintensiv) konzentrisch der Kniegelenksstrecker und -beuger mit je 20 Wiederholungen bei 6 Sätzen (krankes und gesundes Bein).

Die Positionierung der Patienten war sitzend mit  $90^\circ$  Hüftflexion. Das Bewegungsausmaß wurde bei allen Personen auf  $90^\circ$  limitiert (anatomisch  $0^\circ$ - $90^\circ$  Flexion). Die jeweiligen Satzpausen beliefen sich auf 3 Minuten bei passiver Gestaltung. Die Trainingseinheiten wurden innerhalb von 2-3 Wochen im bilateralen Wechsel mit mindestens 24 Stunden Erholung zwischen den Einheiten durchgeführt.

Aus den gewonnenen Daten wurden die maximalen Drehmomente und die geleistete Arbeit pro Satz ausgewählt und gemittelt dargestellt. Es wurden Ausdauerindizes zur Quantifizierung der lokalen Muskelausdauer berechnet, indem der Mittelwert der letzten 5 Wiederholungen durch den Mittelwert der ersten 5 Wiederholungen dividiert wurde (18, 19).

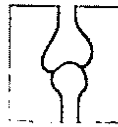
Die elektromyographischen Aktivitäten der Mm. vastus medialis, rectus femoris und vastus lateralis wurden nach Hautpräparation und exaktem Anbringen von Einmaloberflächenelektroden (Ag/AgCl-Elektroden, Medicotest, Typ P-00-S) durch ein und dieselbe Untersuchungsperson bipolar mittels Verstärker (Noraxon, Myosystem 2008) mit einer Abtastrate von 1000 Hz abgeleitet, auf einem Computer (Pentium 133 MHz) aufgezeichnet und gespeichert. Die Rohableitungen wurden anschließend mit der Software Myosoft für Windows (Noraxon) bearbeitet. Einer full wave rectification („Hochklappen aller negativen Ausschläge um die Nulllinie“) folgte die Glättung mit smoothing factor 10 (4, 26). Durch Normalisierung mit versuchsinternem Bezug zur maximalen Amplitude der entsprechenden Wiederholung des jeweiligen ersten Satzes (27) wurde der relative Verlauf der elektrischen Aktivität innerhalb einer Trainingseinheit vergleichbar dargestellt. Zeitnormalisiert konnte das ensemble average (Mittlung über durchgeführte Wiederholungen) und die mittlere Amplitude gebildet werden (26).

Durch Fast Fourier Transformation zur Ermittlung des Leistungsspektrums wurde für jede Wiederholung die Medianfrequenz errechnet und pro Satz gemittelt dargestellt (4).

Über eine analoge Schnittstelle wurden Drehmoment, Bewegungsrichtung und Winkelstellung vom isokinetischen System synchron zur gemeinsamen Auswertung zur EMG-Software transferiert.

Zur Validierung wurde eine Kontrollgruppe von 9 gesunden Personen (3 weiblich, 6 männlich) im Alter von  $25,1 \pm 3,58$  Jahren untersucht.

Die erreichten Drehmomentmaxima, Ausdauerindizes und anhand der EMGs errechneten Frequenzmuster wurden mit den Patientenergebnissen der nichterkrankten Seite verglichen. Hierzu dien-



ten die Ergebnisse je eines Satzes mit Winkelgeschwindigkeiten von 60°/s, 90°/s und 180°/s.

Unmittelbar nach jedem Satz wurden Laktatwerte mittels Laboranalyse von Kapillarblut durch Laktatanalysator ESAT 6660 bestimmt.

Die Trainingseinheiten begannen nach einem definierten Aufwärmprogramm auf dem Fahrradergometer im aeroben Bereich (vorherige Schwellenbestimmung) mit anschließendem Dehnprogramm.

Die statistische Auswertung erfolgte durch Berechnung des Signifikanzniveaus mittels T-Test für paarige Stichproben.

**Ergebnisse**

**Drehmomentmaximum**

Beim bilateralen Vergleich der Drehmomentmaximalwerte, die mit einer Winkelgeschwindigkeit von 60°/s erreicht wurden, fällt auf, daß das Drehmomentmaximum der Kniegelenksexension auf der mit Kreuzbandplastik versorgten Sei-

te im Mittel im fünften und letzten Satz erreicht wurde. Es lag dabei im Durchschnitt um 25% höher als das Ergebnis des ersten Satzes. 84% der untersuchten Rehabilitanten konnten das Drehmomentmaximum mit dem betroffenen Bein erst im letzten Satz erlangen, 41% der Untersuchten in der letzten Wiederholung des letzten Satzes. Alle Patienten gaben bei Befragung an, subjektiv das Gefühl der Ausbelastung schon im ersten Satz empfunden zu haben.

Im Vergleich dazu lag der Maximalwert der gesunden Kniegelenksexensoren durchschnittlich im zweiten Satz, der 3% höher war als im ersten Satz. 41% der Untersuchten erreichten den Maximalwert im ersten Satz. Zu Beginn der Trainingseinheit stellte sich im bilateralen Vergleich der Maximalwerte ein Defizit der verletzten Kniegelenksexensoren von durchschnittlich 49% dar. Nach dem letzten Satz war das Defizit zum Maximalwert der gesunden Seite nur noch 37% (Abb. 1a).

Ähnliches erkannte man bei den im Training mit 90°/s erreichten Maximalwerten, die auf der kranken Seite um 14%

stetig anstiegen. Das Defizit der Maximalwerte der verletzten und gesunden Kniegelenksexensoren betrug anfangs 38%, am Ende der Trainingseinheit noch 30% (Abb. 1b).

Die maximalen Drehmomente beim Training mit einer Winkelgeschwindigkeit von 180°/s fielen auf der gesunden Seite über die Trainingssätze um ca. 5% ab. Auf der kranken Seite stiegen die Werte bis zum 4. Satz um 13% an, um in den letzten beiden Sätzen diskret abzufallen. Der bilaterale Vergleich zeigte eine Veränderung der Defizite von 36% auf 28% (Abb. 1c). Alle beschriebenen Unterschiede waren statistisch hoch signifikant ( $p < 0,01$ ).

**Gesamtarbeit**

Beim Maximalkrafttraining des betroffenen Beines mit einer Winkelgeschwindigkeit von 60°/s stieg die geleistete Arbeit der Kniegelenksexensoren pro Satz vom ersten zum letzten Satz um 27% an. Die gesunde Muskulatur leistete im 2. Satz die größte Arbeit und fiel dann leicht ab. Im bilateralen Vergleich zeigte sich eine Veränderung des Defizites von 44% zu 30% am Ende der Trainingseinheit (Abb. 2a).

Die erreichte Gesamtarbeit pro Satz beim Training der betroffenen Seite mit 90°/s stieg vom 1. zum 5. Satz um 17%. Das gesunde Bein leistete hingegen im 2. Satz die größte Arbeit. Das bilaterale Defizit der geleisteten Arbeit verringerte sich von 38% auf 30% (Abb. 2b).

Beim Training mit 180°/s leisteten die betroffenen Kniegelenksexensoren im 3. Satz ca. 10% mehr Arbeit als zu Beginn, um am Ende wieder auf den Ausgangswert zu kommen. Die von der gesunden Quadrizepsmuskulatur geleistete Arbeit fiel entsprechend der Ermüdung von Anfang bis Ende stark ab. Im bilateralen Vergleich zeigte sich wiederum eine Veränderung des Defizites der betroffenen Kniegelenksexensoren bei der geleisteten Arbeit von 30% zu 24% nach dem 3. Satz (Abb. 2c). Alle bilateralen Unterschiede waren statistisch hoch signifikant ( $p < 0,01$ ).

**Ausdauerindex**

Die Betrachtung der Ausdauerindizes beim Kraftausdauertraining mit einer

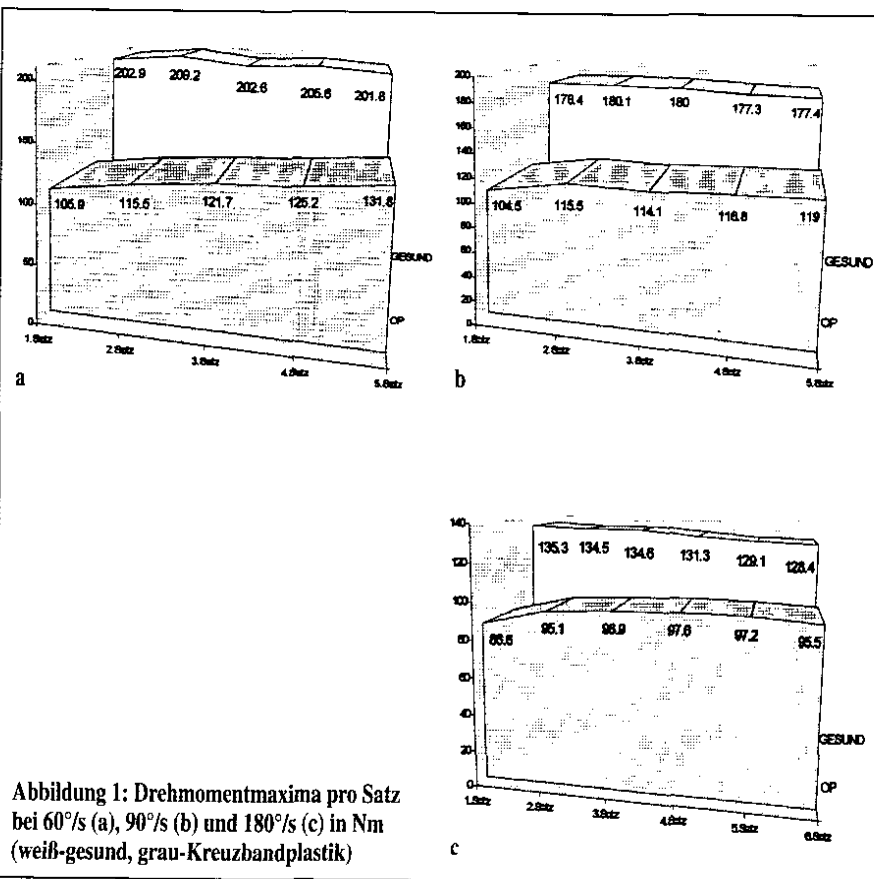
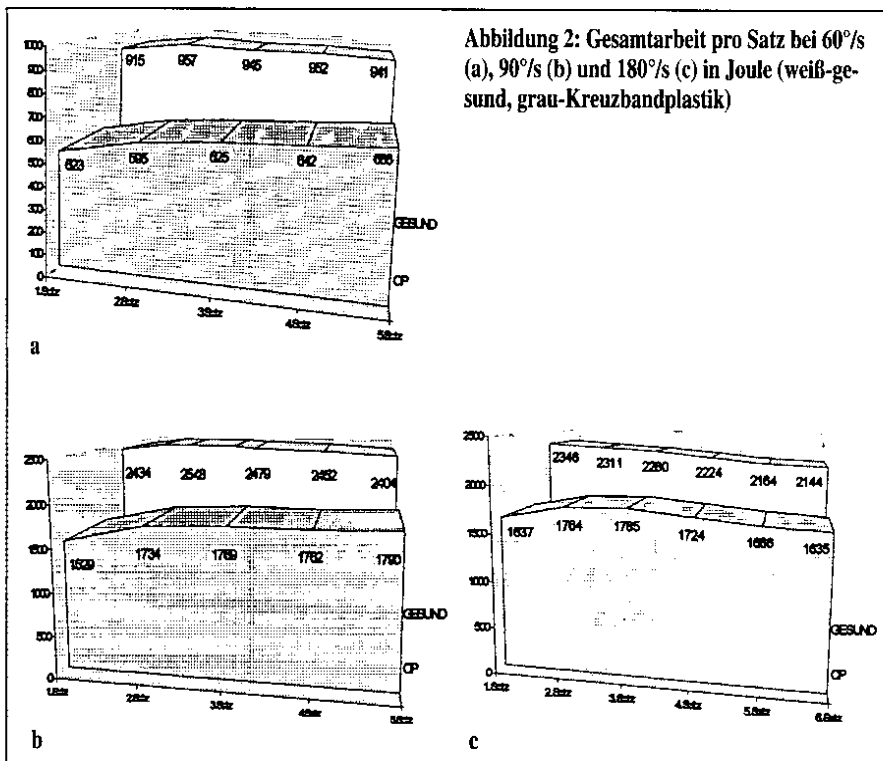


Abbildung 1: Drehmomentmaxima pro Satz bei 60°/s (a), 90°/s (b) und 180°/s (c) in Nm (weiß-gesund, grau-Kreuzbandplastik)



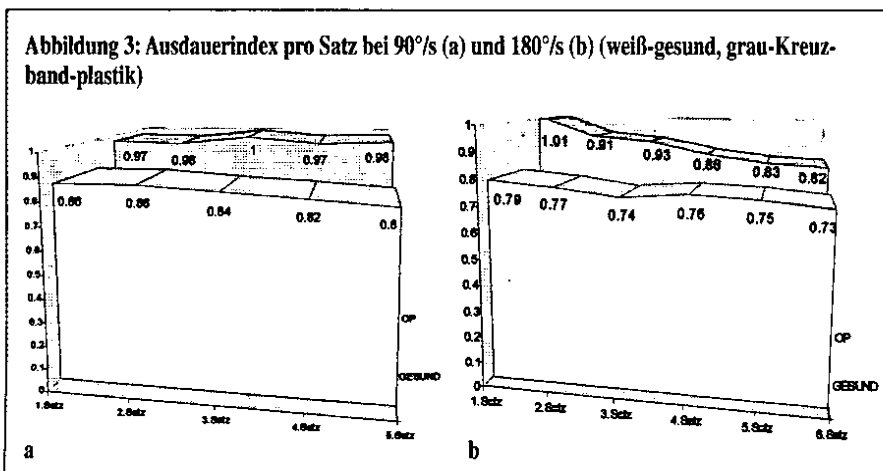
WISSENSCHAFT



Winkelgeschwindigkeit von 90°/s zeigte normales Ermüdungsverhalten der Quadrizepsmuskulatur des gesunden Beines mit ermüdungsbedingtem Abfall der erreichten Werte über die Wiederholungen eines Satzes. Innerhalb der Trainingseinheit fielen die Ausdauerindizes von 0,86 auf 0,8 ab (Abb. 3a).

Auf der geschädigten Seite verzeichnete sich jedoch nicht nur eine geringere Ermüdung des M. quadriceps, sondern sogar ein Ansteigen der Kraftwerte innerhalb eines Satzes. Dies drückt sich durch einen Ausdauerindex über 1 aus (Abb. 3a). Die bilateralen Unterschiede der Indizes waren statistisch hoch signifikant ( $p < 0,01$ ).

Die Analyse der Serien zum Training der Kraftausdauer bei einer Winkelgeschwindigkeit von 180°/s ergab Ausdauerindizes von 0,79 bis 0,73 auf der gesunden Seite. Auf der kranken Seite erkannte man einen ermüdungsbedingten Abfall der Indizes auf annähernd „normale“ Werte erst ab dem 4. Satz des Trainings mit 180°/s (Abb. 3b). Ein Blick auf den durchschnittlich erreichten Ausdauerindex des letzten Satzes (0,82) zeigte eine immer noch geringere Ermüdung der pathologisch veränderten Muskulatur als beim ersten Satz des gesunden Beines (0,79) (Abb. 3b). Man erkannte statistisch signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ).



**Elektrische Aktivität**

Das Verhalten der elektrischen Aktivität der Mm. vastus medialis, rectus femoris und vastus lateralis zeigte beim Training der Kniegelenksexensoren mit 60°/s auf der gesunden Seite einen stetigen Abfall der mittleren Amplitude (mean value) von Satz zu Satz um 4%. Während des Trainings des erkrankten Beines steigerte sich die elektrische Aktivität durchschnittlich um 10% vom ersten zum letzten Satz (Abb. 4a).

Die elektrische Aktivität des M. quadriceps ließ beim Kraftausdauertraining des gesunden Beines mit 90°/s einen Abfall von 4% erkennen. Hingegen erreichte die elektrische Aktivität auf der verletzten Seite am Ende einen um 29% höheren Wert (Abb. 4b).

Die Aktivität der gesunden Kniegelenksexensoren beim Training mit 180°/s fiel durchschnittlich um 10% über die 6 Sätze ab. Auf der operierten Seite stieg hingegen die elektrische Aktivität im Mittel um 14% an (Abb. 4c).

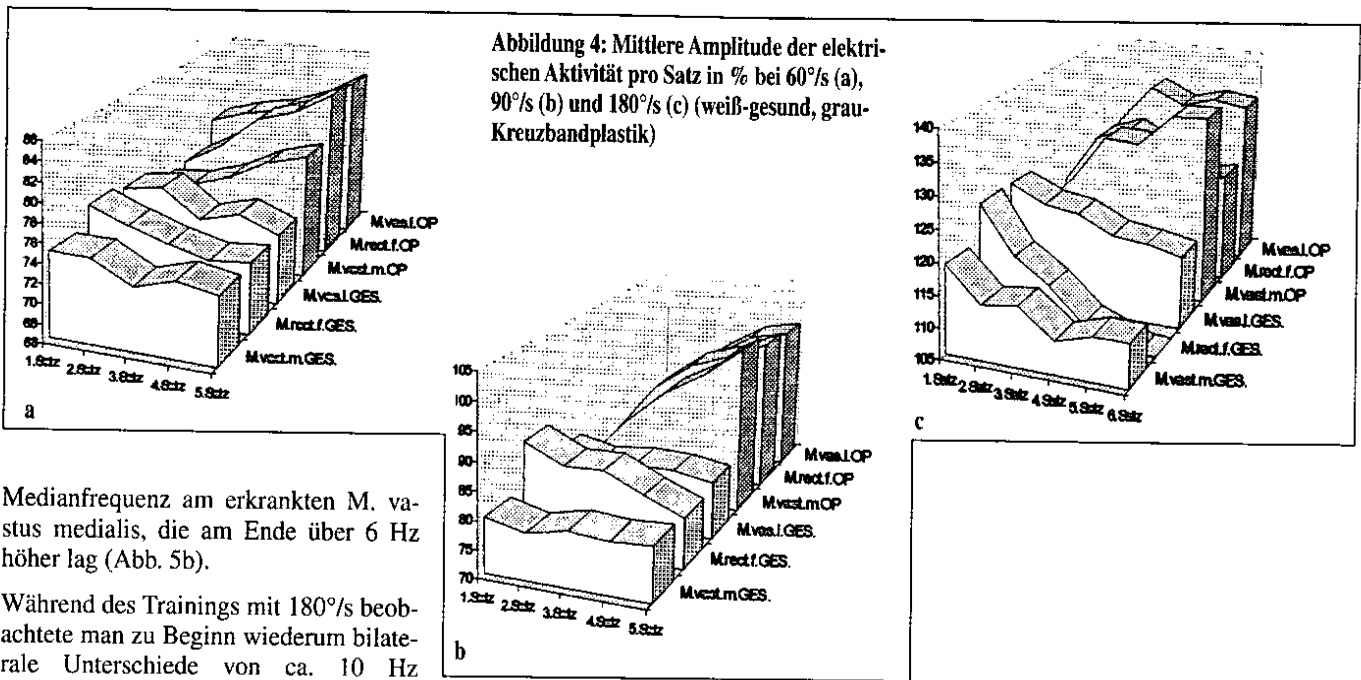
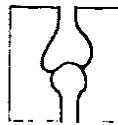
Aus wissenschaftlich-methodischen Gründen mußten die absoluten Amplitudenwerte den normalisierten (relativierten) Werten weichen. Da die absoluten Amplitudenwerte mit den Maximalkraftwerten korrelieren (4), muß man bei den bilateralen Amplitudenunterschiede von hohem Signifikanzniveau ausgehen.

**Medianfrequenz**

Es ist festzustellen, daß das Frequenzmuster der Anteile des gesunden M. quadriceps femoris (niedrigste Medianfrequenz: M. vastus medialis, mittlere Medianfrequenz: M. vastus lateralis, höchste Medianfrequenz: M. rectus femoris) auf ca. 10 Hz niedrigerem Frequenzniveau ( $p < 0,01$ ) auch am kranken M. quadriceps zu finden war.

Während des Trainings mit 60°/s steigerten sich die Medianfrequenzen der erkrankten Mm. vastus medialis und rectus femoris durchschnittlich um 5 Hz vom ersten bis zum letzten Satz. Einen etwas geringeren Anstieg der Medianfrequenz erkannte man am M. vastus lateralis. Die Medianfrequenzen der gesunden Muskeln blieben auf annähernd unverändertem Niveau (Abb. 5a).

Zu Beginn des Kraftausdauertraining mit 90°/s erkannte man eine um durchschnittlich 10 Hz ( $p < 0,01$ ) niedrigere



Medianfrequenz am erkrankten M. vastus medialis, die am Ende über 6 Hz höher lag (Abb. 5b).

Während des Trainings mit 180°/s beobachtete man zu Beginn wiederum bilaterale Unterschiede von ca. 10 Hz ( $p < 0,01$ ). Einem gleichbleibendem Frequenzniveau auf der gesunden Seite stand der Anstieg der Medianfrequenz des erkrankten M. vastus medialis von 4 Hz ( $p < 0,01$ ) gegenüber (Abb. 5c).

Der ermüdungsbedingte (4) Abfall der Medianfrequenz am gesunden M. rectus femoris und der leichte Anstieg dieser Parameter auf der erkrankten Seite während der Trainingseinheit mit 90°/s und 180°/s ließ den anfänglichen bilateralen Unterschied von 10 Hz ( $p < 0,01$ ) drastisch abnehmen (Abb. 5b+5c).

**Laktatwerte**

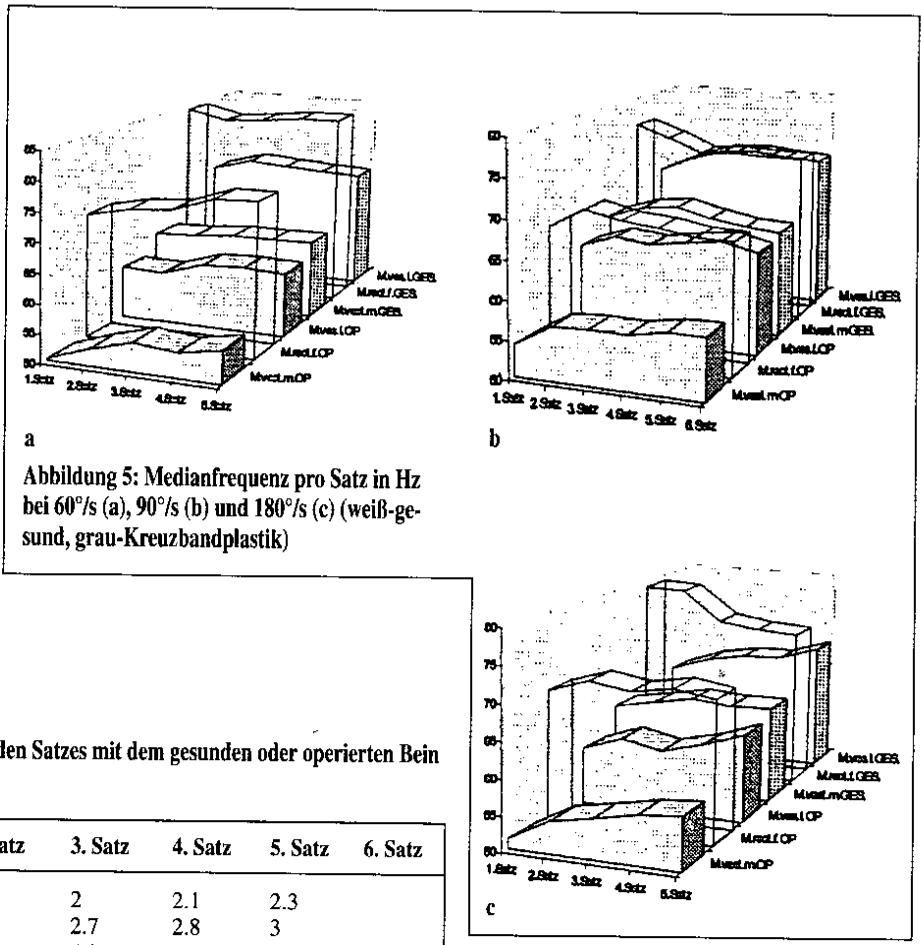
Ein Vergleich der am Ende jeden Satzes ermittelten Laktatwerte ließ beim Training der gesunden Seite einen steileren Anstieg erkennen (Tabelle).

**Klinische Untersuchung**

Hervorzuheben ist, daß die Patienten im Durchschnitt mit  $97,6 \pm 1,98$  Punkten im

**Tabelle 1: Laktatwerte (mmol/l) am Ende eines jeden Satzes mit dem gesunden oder operierten Bein bei verschiedenen Winkelgeschwindigkeiten**

	Ruhe	1. Satz	2. Satz	3. Satz	4. Satz	5. Satz	6. Satz
OP 60°/s	1	1.3	1.7	2	2.1	2.3	
GESUND 60°/s	1.2	1.8	2.6	2.7	2.8	3	
OP 90°/s	1.1	2.4	3.9	4.9	5.5	6.3	
GESUND 90°/s	1.1	2.8	5	6.1	6.9	7.8	
OP 180°/s	1.3	2.6	4.7	6	7.1	7.4	7.7
GESUND 180°/s	1.3	2.9	5.5	6.8	7.7	8.3	8.6





Bereich „sehr gut“ nach der Beurteilung anhand des Lysholm-Scores lagen. Kein Patient klagte über Schmerzen, Schwellungen oder Einklemmungserscheinungen, die das Ergebnis dieser Untersuchung beeinträchtigt hätten.

Die Beinumfangmessungen ergaben 20 cm oberhalb des Kniegelenkspaltes eine Verminderung um durchschnittlich  $3,9 \pm 2,6$  cm, 10 cm oberhalb des Kniegelenkspaltes um  $2,4 \pm 1,5$  cm im Vergleich zur gesunden Gegenseite.

### Kontrollgruppe

Die Ergebnisse der Kontrollgruppe zeigten annähernd gleiche Drehmomentmaximalwerte (6% niedriger bei allen Winkelgeschwindigkeiten) und Ausdauerindices (0,84 gegenüber 0,86 bei 90°/s und 0,77 gegenüber 0,79 bei 180°/s) im Vergleich zur gesunden Seite der untersuchten Patienten. Die ermittelten Medianfrequenzen lagen auf annähernd gleichem Frequenzniveau (durchschnittlicher Unterschied von 2,3 Hz) im Vergleich zur gesunden Seite der untersuchten Patienten.

### Diskussion

Die Ergebnisse dieser Studie verdeutlichen das unterschiedliche Verhalten gesunder und kranker neuromuskulärer Strukturen auf Reize innerhalb einer Trainingseinheit. Aufgrund dieser Erkenntnisse ist es erforderlich, die Trainingskonzepte der klassischen Trainingslehre zur Trainingssteuerung des rehabilitativen Krafttrainings zu verändern.

Während des Krafttrainings am gesunden Bein zeigten sich die maximal erreichten Werte typischerweise zu Beginn der Trainingseinheit. Entsprechend den Maximalwerten fielen die geleistete Gesamtarbeit sowie die elektromyographische Aktivität von Satz zu Satz leicht ab, welches der Norm entspricht (7). Die Ergebnisse der Kontrollgruppe gleichen denen der gesunden Extremität.

Gegensätzlich jedoch gestaltete sich das Training der betroffenen Seite. Alle Patienten verspürten das subjektive Gefühl der Ausbelastung schon beim 1. Satz, trotzdem kam es zu einem stetigen Anstieg der Drehmomentmaximalwerte und der geleisteten Arbeit von 25% bzw. 27%

am Ende der Trainingseinheit. Dies korrelierte mit einem starken Anstieg der myoelektrischen Aktivitäten (EMG-Amplituden) und der errechneten Medianfrequenzen. Die Festlegung der Auswahlkriterien, die große Trainingsroutine, die Fähigkeit zur maximalen Belastbarkeit bei hoher Leistungsbereitschaft, sowie die subjektive Empfindung aller untersuchten Patienten die maximale Leistungsfähigkeit beim 1. Satz erreicht zu haben, schlossen eine bewußte Zurückhaltung zu Beginn des Trainings der kranken Extremität aus.

Der beschriebene Anstieg der Kraft- und Arbeitswerte war mit einer verstärkten Rekrutierung und Frequenzierung von motorischen Einheiten über die Sätze möglicherweise durch Verringerung peripherer, spinaler und/oder supraspinaler Inhibition zu erklären, die als Ursache der verhältnismäßig hohen Defizite der Kniegelenkextensoren diskutiert werden (13, 20).

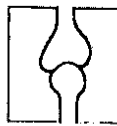
Der Anstieg der Arbeitsleistung und Maximalkraft infolge einer vermehrten Aktivierung der Muskulatur muß entsprechend Einfluß auf das rehabilitative Krafttraining mit herkömmlichen Trainingsmitteln in der offenen als auch in der geschlossenen Kette nehmen. Beim Training in der geschlossenen Kette ist das Aktivitätsniveau der betroffenen Quadrizepsmuskulatur aufgrund von Kompensationseffekten vor allem durch Koaktivierung der ischiokruralen Muskulatur niedriger als in der offenen Kette (3). Es ist bekannt, daß das koordinativ-muskuläre Zusammenspiel der gesamten betroffenen Extremität zum Schutz verletzter Strukturen verändert ist (14). Da man anhand der Ergebnisse dieser Studie von der Verringerung der hemmenden Schutzmechanismen innerhalb einer Trainingseinheit ausgehen kann, ist eine Steigerung des Aktivitätsniveaus der betroffenen Quadrizepsmuskulatur während des Trainings auch in der geschlossenen Kette zu erwarten. Dies gilt es, in weiteren Studien zu überprüfen.

Anhand der Ergebnisse ist eine Progression der Intensität innerhalb einer Trainingseinheit bei gleicher Wiederholungszahl notwendig, um die Über-schwelligkeit des Trainingsreizes bezüglich des Trainingsinhaltes zu gewährleisten. Eine Erhöhung der mobilisierbaren Kraft um 20-40% innerhalb einer Trai-

ningseinheit läßt einen zu Anfang überschwelligem Reiz innerhalb der Trainingseinheit schnell zu einem unterschwelligen Reiz werden. Das in der späten Rehabilitationsphase essentiell wichtige Hypertrophietraining (Beinumfangmessungen) hat somit durch zu geringe Intensitäten nicht den gewünschten Erfolg. Um das Potential der zur Verfügung gestellten Muskelmasse der betroffenen Quadrizepsmuskulatur ausschöpfen zu können, sind somit höhere sich von Satz zu Satz steigende Intensitäten nötig.

Die das Ermüdungsverhalten betreffenden Meinungen über physiologisch-anatomische Veränderungen nach Immobilisation sind nicht eindeutig. Einige Autoren vermuten eine Typ II-Muskelfaseratrophie nach Immobilisation (2). Die Mehrheit der Autoren geht von einer Typ I-Muskelfaseratrophie nach Immobilisation aus (1, 2, 12, 13, 14, 17, 23). Desweiteren wird in neueren Studien eine präferente Rekrutierung von Typ I-Fasern vermutet (12, 13, 20, 23).

Die Annahme einer Typ I-Muskelfaseratrophie und die daraus folgende weitläufig verbreitete und plausibel erscheinende Meinung, eine durch Verletzung oder Operation immobilisierte Muskulatur habe Defizite im Bereich der Kraftausdauer, kann im Fall der Kniegelenkextensoren nach Kreuzbandplasik nicht aufrecht erhalten werden. Anhand der Ergebnisse dieser Untersuchung wird deutlich, daß das Vorhandensein bestimmter Faserstrukturanteile nicht unbedingt die entscheidende Rolle spielt. Von großer Bedeutung ist die behinderte Fähigkeit zur maximalen Rekrutierung und Frequenzierung (13). Auf neuronaler Basis ist eine maximal erreichbare Kraft abhängig vom Ausmaß der Rekrutierung und Frequenzierung von motorischen Einheiten (4). Da die Rekrutierung nach dem „Größenprinzip“ erfolgt (7, 25), scheinen zuerst die kleinen, ausdauernden motorischen Einheiten (Typ I-Fasern) mit niedriger Erregungsschwelle aktiviert zu werden. Durch zentrale Erregung werden größere, schneller und kräftiger arbeitende motorische Einheiten mit hoher Erregungsschwelle durch höhere Frequenzierung zur Verfügung gestellt und somit eine größere Kraft produziert (25). Ist eine maximale Rekrutierung erreicht, kann durch weitere Erhöhung der Impulsfrequenz die Kraft gesteigert werden (9). *Gerdle et al.* sahen



die Steigerung der Frequenz als Indikator für die zunehmende Rekrutierung von Typ II-Fasern an (16).

Es ist festzustellen, daß das Frequenzmuster der Anteile des gesunden M. quadriceps femoris (niedrigste Medianfrequenz: M. vastus medialis, mittlere Medianfrequenz: M. vastus lateralis, höchste Medianfrequenz: M. rectus femoris) auf niedrigerem Frequenzniveau auch am kranken M. quadriceps femoris zu finden war. Ausgehend vom höchsten Frequenzniveau verzeichnete man am M. rectus femoris den größten Abfall der Medianfrequenzen über die Zeit, was als ermüdungsbedingte Veränderung zu interpretieren ist (4, 7, 22). Offensichtlich wurden am M. rectus femoris im Vergleich zu den beiden anderen Muskelanteilen größere motorische Einheiten aktiviert, die bekanntlich größere Ermüdungstendenz haben (7, 10).

Die vorliegenden Ergebnisse verdeutlichen die verminderte Frequenzierung der erkrankten Kniegelenksexensoren

hauptsächlich des M. vastus medialis und M. rectus femoris um durchschnittlich 10 Hz zu Beginn des Trainings. Die Ergebnisse decken sich mit Erkenntnissen von *Freiwald et al.* (13). Es kann somit auf eine präferente Aktivierung von kleineren motorischen Einheiten mit Typ I-Fasern geschlossen werden. Erniedrigte Kraftwerte gepaart mit sehr gutem Kraftausdauerverhalten sind wie durch die Ergebnisse dieser Untersuchung und anderer Autoren (13, 15, 21, 23) gezeigt die Folge. Der beschriebene positive „Frequenzshift“ der kranken Kniegelenksexensoren innerhalb der Trainingseinheit differenziert die zunehmende Rekrutierung mit der Zuschaltung größerer motorischer Einheiten (Typ II-Fasern), die sich im beschriebenen Anstieg der Kraft und Arbeitswerte äußerte.

Die Ermittlung der Frequenzparameter wird vorwiegend bei isometrischen Kontraktionen und nur in wenigen Fällen in der Dynamik durchgeführt (22). Um die Praxisnähe zu gewährleisten, wurde auf das klassische, statische Modell verzich-

tet und alle Werte während des realitätsnahen dynamischen Trainings ermittelt. Die Werte der Frequenzanalyse sind als Annäherungswerte zu verstehen, die sich in dieser Untersuchung hoch signifikant reproduzieren.

Der weniger steile, stetige Anstieg der Blutlaktatwerte beim Training der verletzten Strukturen bestätigt die bisher genannten Aussagen. Eine verminderte Aktivierungsfähigkeit vorhandener größerer motorischer Einheiten (Typ II-Fasern) zu Beginn des Trainings erklärt die niedrigeren Laktatwerte der verletzten Seite zu dieser Zeit. Hingegen kann die Muskulatur der gesunden Seite alle zur Verfügung stehenden Typ II-Fasern aktivieren, die bekanntlich über anaerobe Stoffwechselfvorgänge schneller ermüden und für höhere Laktatwerte sorgen.

Die großen motorischen Einheiten des M. quadriceps femoris sind offensichtlich zum Schutz der verletzten Strukturen (OP, Kreuzbandverlust, Patellasehndrittelverlust) selektiv durch Heraus-

## Zeel® comp.



### Nach neuen wissenschaftlichen Erkenntnissen

• Zeel® comp. für mehr Bewegung und Entlastung in Ihrem Budget

• risikoarm

kassenüblich

#### Injektionslösung - Tabletten

**Zusammensetzung:** Injektionslösung: 1 Ampulle zu 2,0 ml (= 2 g) enth.: Arzneilich wirksame Bestandteile: Toxicodendron quercifolium e summitatibus rec. Dil. D 4 (HAB 1, Vorschrift 2a, 7) 10,0 mg; Arnica montana Dil. D 4 2,0 mg; Solanum dulcamara Dil. D 4 1,0 mg; Sanguinaria canadensis Dil. D 4 1,0 mg; Sulfur Dil. D 10 3,0 mg. Die Bestandteile 1 bis 5 werden über die letzten beiden Stufen gemäß HAB 1, Vorschrift 40a gemeinsam potenziert. Tabletten: 1 Tabl. zu 301,5 mg enth.: Arzneilich wirksame Bestandteile: Toxicodendron quercifolium e summitatibus rec. Trit. D 2 (HAB 1, Vorschrift 2a, 7) 1,00 mg; Arnica montana Trit. D 2 0,50 mg; Solanum dulcamara Trit. D 2 0,30 mg; Sanguinaria canadensis Trit. D 2 0,45 mg; Sulfur Trit. D 6 0,75 mg. Die Bestandteile 1 bis 3 werden gemäß HAB 1, Vorschrift 40c gemeinsam potenziert. Sonstige Bestandteile: Magnesiumstearat, Lactose. **Gegenanzeigen:** Injektionslösung: Überempfindlichkeit gegen Giftsumachgewächse und Korbblütler. Tabletten: Überempfindlichkeit gegen Giftsumachgewächse. **Nebenwirkungen:** Injektionslösung: In seltenen Fällen kann es bei Überempfindlichkeit gegen Giftsumachgewächse und Korbblütler zu anaphylaktischen Reaktionen kommen. **Hinweis:** In seltenen Fällen kann es nach intraartikulärer Applikation von Zeel comp. zu vorübergehenden schmerzhaften Reizzuständen des Gelenkes, evtl. mit steriler Ergußbildung kommen; eine entzündungshemmende Behandlung führt zum Abklingen der Beschwerden. **Wechselwirkungen mit anderen Mitteln:** Nicht bekannt. **Dosierungsanleitung:** Injektionslösung: Im allgemeinen 2mal wöchentlich 1 Ampulle, bei großen Gelenken jeweils 2 Ampullen, i.m., s.c., i.c., i.v., intraartikulär bzw. periartikulär, ggf. paravertebral. Tabletten: Im allgemeinen 3-5mal täglich 1 Tablette einnehmen (oder im Munde zergehen lassen). **Darreichungsformen und Packungsgrößen:** Injektionslösung: Packungen mit 10 (N1) DM 29,97, 50 (N2) DM 114,07 und 100 (N3) Ampullen zu 2,0 ml DM 206,13, Reg.-Nr.: 19348.00.02. Tabletten: Packungen mit 50 (N1) DM 9,80 und 250 (N2) Tabletten DM 35,40, Reg.-Nr.: 19348.00.01.

Stand: 1. März 1997

-Heel

Biologische Heilmittel Heel GmbH  
Baden-Baden





filtern der hohen Frequenzen auf zentraler und/oder peripherer Ebene zu Beginn des Trainings vermindert erregbar. Der Anstieg der EMG-Amplituden und der Medianfrequenzen innerhalb einer Trainingseinheit verdeutlicht die Verminderung der beschriebenen Hemmung. Der Anstieg der Drehmomentmaxima, der Arbeitswerte und die später einsetzende Ermüdung der betroffenen Quadrizepsmuskulatur sind die entsprechenden objektiven Ergebnisse dieser neurophysiologischen Vorgänge. Im Gegensatz dazu entspricht das Verhalten der betroffenen Beinbeuger annähernd dem der gesunden Flexoren auf 2–10% niedrigerem Kraftniveau (unveröffentlichte Ergebnisse).

Es ist festzustellen, daß die Abhängigkeit der Intensität von der Anzahl der Wiederholungen nicht derjenigen entspricht, die man aus der klassischen Trainingslehre kennt. Der Sinn des Trainings der lokalen Kraftausdauer in der Rehabilitation auf Basis herkömmlicher trainingsmethodischer Steuerung ist folglich mit anderen Voraussetzungen kritisch zu überdenken.

Die Ergebnisse dieser Studie fordern die Durchführung von Muskelfunktionsanalysen zur Steuerung des rehabilitativen Trainings.

Der herkömmliche Modus der isokinetischen Testung zur Quantifizierung bilateraler Defizite in der Rehabilitation (Gutachten, BG-Bericht etc.) sollte diesbezüglich überdacht werden, da im Einzelfall Kraftanstiege von 35% und mehr auftraten.

Die stetig zunehmende Rekrutierung und Frequenzierung der atrophierten Quadrizepsmuskulatur nach mit Patellasehnen-drittelpplastik versorgter Kreuzbandruptur innerhalb einer Trainingseinheit hat Konsequenzen für die Gestaltung des rehabilitativen Krafttrainings. Die zunehmende Bereitstellung des vorhandenen neuromuskulären Potentials macht eine Anpassung der Belastung in Form einer Intensitätsprogression notwendig. Damit bleibt der Trainingsreiz entsprechend des Trainingsinhaltes überschwellig, womit der Trainingserfolg gewährleistet wird.

Eine zusätzliche Erhöhung der Reizdauer besonders bei hohen Intensitäten zum Erreichen einer neuromuskulären Er-

müdung sollte diskutiert und in entsprechenden Studien evaluiert werden. Weitere Untersuchungen zur Qualifizierung des rehabilitativen Krafttrainings wären in Zukunft wünschenswert.

#### Literatur

1. Appell, H.-J.: Die Morphologie der immobilisierten Muskulatur und der Effekt von prae- und postoperativen Trainingsprogrammen. In: Zichner, L., M. Engelhardt, J. Freiwald (Hrsg.): Die Muskulatur - Sensibles, integratives und meßbares Organ. Ciba-Geigy Verlag, Wehr 1994, S. 53-58.
2. Appell, H.-J.: Skeletal Muscle Atrophy During Immobilization. Int. J. Sports Med. 7 (1986), S. 1-5.
3. Banzer, W., D. Neumann: Offene und geschlossene kinetische Kette in der Rehabilitation nach Sportverletzungen. Sportverl - Sportschaden 9 (1995), S. 98-100.
4. Basmajian, J. V., C. DeLuca: Muscles Alive: Their functions revealed in Electromyography. 5th Ed., Williams & Wilkins, Baltimore 1985.
5. Cybex: Aktive Multigelenksysteme, Bedienungshandbuch, Proxomed Medizintechnik, Wolftratshausen 1993.
6. Davies, G. J.: A compendium of Isokinetics in clinical usage. S&S Publishers, Onalaska - Wisconsin 1992.
7. Dietz, V.: Neurophysiologische Grundlagen des Kraftverhaltens. In: Bührle, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Hoffmann, Schorndorf 1985, S. 16-34.
8. Dvir, Z.: Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation and Clinical Applications. Churchill Livingstone, New York 1995.
9. Edström, L., L. Grimby.: Effect of exercise on the motor unit. Muscle and Nerve 9 (1986), S. 104-126.
10. Ehlenz, H., M. Grosser, E. Zimmermann, F. Zintl: Krafttraining. BLV, München 1995.
11. Einsingbach, T., A. Klümper, L. Biedermann: Sportphysiotherapie und Rehabilitation. Thieme Verlag, Stuttgart 1988.
12. Eriksson, E.: Rehabilitation of Muscle Function After Sport Injury - Major Problem in Sports Medicine. Int. J. Sports Med. 2 (1981), S. 1-6.
13. Freiwald, J., M. Engelhardt, I. Reuter: Die Messung der Muskulatur mittels isokinetischer und kombiniert elektromyographischer Meßstationen. In: Zichner, L., M. Engelhardt, J. Freiwald (Hrsg.): Die Muskulatur - Sensibles, integratives und meßbares Organ. Ciba-Geigy Verlag, Wehr 1994, S. 69-98.
14. Freiwald, J., S. Starischka, M. Engelhardt: Rehabilitatives Krafttraining. Dtsch. Z. Sportmed. 9 (1993), S. 368-378.
15. Froböse, I.: Isokinetisches Krafttraining in Sport und Therapie. Academia Verlag, Sankt Augustin 1993.
16. Gerdle, B., N.-E. Eriksson, L. Brundin: The behaviour of the mean power frequency of the surface electromyography. Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 30 (1990), S. 483-489.
17. Häggmark, T.: Skelettmuskelveränderungen bei Verletzungen und Immobilisierung. In: Cotta, H., H. Krahl, K. Steinbrück: Die Belastungstoleranz des Bewegungsapparates. Thieme, Stuttgart - New York 1980, S. 152-156.
18. Kannus, P.: Isokinetic Evaluation of Muscular Performance: Implications for Muscle Testing and Rehabilitation. Int. J. Sports Med. 15 (1994), S. 11-18.
19. Mayer, F., T. Horstmann, W. Küsswetter, H.-H. Dickhuth: Isokinetik - Eine Standortbestimmung. Dtsch. Z. Sportmed. 7/8 (1994), S. 272-287.
20. Reuter, I., M. Engelhardt, J. Freiwald: Sensorische Rückmeldung aus arthronalen Systemen als Steuerungsvoraussetzung der Muskulatur. In: Zichner, L., M. Engelhardt, J. Freiwald (Hrsg.): Die Muskulatur - Sensibles, integratives und meßbares Organ. Ciba-Geigy Verlag, Wehr 1994, S. 41-67.
21. Scharf, H.-P. et al.: Das Atrophiemuster der Oberschenkelmuskulatur nach Sportverletzungen und seine Konsequenzen für die Rehabilitation. Dtsch. Z. Sportmed. 2 (1992), S. 61-68.
22. Schumann, N.P., H.Ch. Scholle, Ch. Anders: Die Frequenzanalyse als quantitatives Hilfsmittel bei der EMG-Analyse. Rehab. Phys. Med. 3-4 (1995), S. 116-117.
23. Snyder-Mackler, L., S.A. Binder-MacLeod, P.R. Williams: Fatigability of human quadriceps femoris muscle following anterior cruciate ligament reconstruction. Med. Sci. Sports Exerc. 25 (1993), S. 783-789.
24. Tegner, Y., J. Lysholm: Rating system in evaluation of knee ligament injuries. Clin. Orthop. 198 (1985), S. 43-49.
25. Tidow, G., K. Wiemann: Zur Interpretation und Veränderbarkeit von Kraft-Zeit-Kurven bei explosiv-ballistischen Kräfteinsätzen I+II. Dtsch. Z. Sportmed. 3/4 (1993), S. 92-103, 136-150.
26. Winter, D.A.: The Biomechanics and Motor Control of Normal Human Gait. University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario 1987.
27. Yang, J. F., Winter D.A.: Electromyographic Amplitude Normalization Methods: Improving Their Sensitivity as Diagnostic Tools in Gait Analysis. Arch. Phys. Med. Rehabil. 65 (1985), S. 517-521.

#### Anschrift des Autors

Dr. med. Michael Ludwig  
Schwarzwaldstraße  
68753 Waghäusel  
Tel. 07254/74503