

Technische Universität München  
Fakultät für Sportwissenschaft  
Lehrstuhl für Bewegungs- und Trainingslehre

## **Untersuchungen zu den unmittelbaren Wirkungen verschiedener Dehnmethoden auf ausgewählte Kraftparameter**

Christine Höss-Jelten

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Sportwissenschaft der Technischen  
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Philosophie

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. Ulrich Hartmann

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. Dr. hc. Manfred Grosser, i.R.
2. Univ.-Prof. Dr. Dieter Jeschke, i.R.

Die Dissertation wurde am 17.06.2003 bei der Technischen Universität München eingereicht  
und durch die Fakultät für Sportwissenschaft am 21.01.2004 angenommen.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	1
<b>2</b>	<b>Problemstellung</b> .....	3
<b>3</b>	<b>Anatomische und physiologische Grundlagen der Muskeldehnung</b> .....	4
3.1	Dehnung des Skelettmuskels .....	4
3.1.1	Dehnung des kontraktiven Elements .....	5
3.1.2	Dehnung von kollagenem Gewebe .....	8
3.1.3	Dehnung weiterer Strukturen.....	9
3.2	Dehneffekte.....	10
3.2.1	Hysterese.....	10
3.2.2	Relaxation .....	10
3.2.3	Creeping.....	12
3.2.4	Dehnungsrückstand.....	12
3.2.5	Dehnungsreflex.....	14
3.3	Dehntechniken .....	16
3.3.1	Das dynamische Dehnen.....	18
3.3.2	Das statische Dehnen.....	21
3.3.3	Das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen.....	24
3.3.4	Weitere Dehntechniken und Dehnmethode.....	26
3.4	Literaturübersicht zum Dehnen .....	30
<b>4</b>	<b>Theoretische Grundlagen der Kraftarten</b> .....	35
4.1	Die Maximalkraft.....	37
4.2	Die Schnellkraft .....	42
4.3	Die Reaktivkraft.....	44
<b>5</b>	<b>Forschungsstand - Untersuchungen zu den Wirkungen des Dehnens auf nachfolgende Kraftleistungen</b> .....	48
5.1	Wirkungen des Dehnens im Rahmen des Aufwärmens.....	48
5.2	Wirkungen langzeitiger Dehnmaßnahmen auf Maximalkraft- und Schnellkraftleistungen .....	51
5.3	Wirkungen kurzzeitiger Dehnmaßnahmen .....	53
5.3.1	Biologische Veränderungen.....	53
5.3.2	Wirkungen von kurzzeitigen Dehnmaßnahmen auf Maximal-, Schnell- und Reaktivkraftleistungen.....	55
<b>6</b>	<b>Experimenteller Teil</b> .....	64
6.1	Übersicht .....	64
6.2	Untersuchungsfahren zur Bestimmung der Kraftparameter .....	65
6.3	Verwendete Dehnmethode.....	76
6.4	Datenregistrierung und Datenauswertung .....	77

<b>7</b>	<b>Untersuchung 1 (U1): Der Einfluss von 3 Dehnmethoden auf die Maximalkraft und Schnellkraft der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur von Leistungssportlern</b> .....	79
	7.1 Fragestellung .....	79
	7.2 Untersuchungsmethodik.....	80
	7.2.1 Stichprobe .....	80
	7.2.2 Versuchsplan.....	81
	7.2.3 Testgerät und Variablenauswahl.....	83
	7.3 Ergebnisse .....	84
	7.4 Diskussion der Ergebnisse .....	95
	7.5 Zusammenfassung.....	99
<b>8</b>	<b>Untersuchung 2 (U2): Der Einfluss von drei Dehnmethoden auf die Reaktivkraft der Beinmuskulatur von Leistungssportlern</b> .....	100
	8.1 Fragestellung.....	100
	8.2 Untersuchungsmethodik .....	101
	8.2.1 Stichprobe .....	101
	8.2.2 Versuchsplan.....	101
	8.2.3 Testgerät und Variablenauswahl.....	103
	8.3 Ergebnisse .....	104
	8.4 Diskussion der Ergebnisse .....	115
	8.5 Zusammenfassung .....	119
<b>9</b>	<b>Untersuchung 3 (U3): Der Einfluss von 3 Dehnmethoden auf die Maximalkraft und Schnellkraft der Ellbogenstreck- und Ellbogenbeugemuskulatur von Leistungssportlern</b> .....	120
	9.1 Fragestellung.....	120
	9.2 Untersuchungsmethodik .....	121
	9.2.1 Stichprobe .....	121
	9.2.2 Versuchsplan.....	121
	9.2.3 Testgerät und Variablenauswahl.....	123
	9.3 Ergebnisse .....	124
	9.4 Diskussion der Ergebnisse .....	137
	9.5 Zusammenfassung .....	141
<b>10</b>	<b>Untersuchung 4 (U4): Der Einfluss von 3 Dehnmethoden auf die Maximalkraft und Schnellkraft der Kniestreck - und Kniebeugemuskulatur von Sportstudenten</b> .....	142
	10.1 Fragestellung.....	142
	10.2 Untersuchungsmethodik .....	143
	10.2.1 Stichprobe .....	143
	10.2.2 Versuchsplan.....	144
	10.2.3 Testgerät und Variablenauswahl.....	145
	10.3 Ergebnisse.....	146
	10.4 Diskussion der Ergebnisse .....	163
	10.5 Zusammenfassung .....	169

<b>11</b>	<b>Untersuchung 5 (U5): Der Einfluss von 3 Dehnmethoden auf die Reaktivkraft der Beinmuskulatur von Sportstudenten</b> .....	170
11.1	Fragestellung.....	170
11.2	Untersuchungsmethodik .....	171
11.2.1	Stichprobe .....	171
11.2.2	Versuchsplan.....	171
11.2.3	Testgerät und Variablenauswahl.....	173
11.3	Ergebnisse.....	174
11.4	Diskussion der Ergebnisse .....	182
11.5	Zusammenfassung .....	186
<b>12</b>	<b>Diskussion der experimentellen Ergebnisse</b> .....	187
12.1	Wirkungen der Dehnmethoden.....	189
12.2	Wirkungen des Dehnens auf Maximal- und Schnellkraftparameter.....	191
12.3	Wirkungen des Dehnens auf die Reaktivkraftparameter .....	194
<b>13</b>	<b>Zusammenfassung der experimentellen Ergebnisse</b> .....	196
<b>14</b>	<b>Folgerungen und Empfehlungen für das Training</b> .....	198
<b>15</b>	<b>Anhang</b> .....	200
15.1	Abkürzungsverzeichnis.....	200
15.2	Abbildungsverzeichnis.....	201
15.3	Tabellenverzeichnis .....	205
15.4	Ergänzende Abbildungen und Tabellen.....	210
15.5	Angaben der Versuchspersonen.....	245
<b>16</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	246
	Erklärung .....	260

# 1 Einleitung

Mitte der 80er Jahre schwappte die sog. „Stretchingwelle“ von den USA nach Europa. In erstaunlich kurzer Zeit konnte man das Stretching in allen Sportarten beobachten. Bei Leistungs- und Breitensportlern, Trainern, Sportlehrern und Bewegungstherapeuten fand diese „neue Methode“ eine sehr große Akzeptanz. Es waren vor allem die „Stretching-Lehren“ von ANDERSON (1983 bzw. 1989) und SÖLVEBORN (1983), die an der rasanten Verbreitung des „Stretching“ maßgeblichen Anteil hatten.

Unter „Stretching“ verstand man zunächst einmal das sog. statische, also gehaltene Dehnen. Das dynamische Dehnen und die Schwunggymnastik wurden nun fast dogmatisch aufgrund der angeblichen Verletzungsgefahr abgelehnt. Das führte dazu, dass das Stretching nicht selten die bisherige Zweckgymnastik ersetzte.

Diese neue Dehngymnastik wurde, und wird, jedoch häufig unreflektiert angewandt. Die meisten Sportler glauben an Stretching, ohne Genaueres über die Wirkungsmechanismen zu wissen. Stretching wurde zum Ritual.

Die Palette der Anwendung von Dehnübungen reicht vom Beweglichkeitstraining, von der unmittelbaren Vorbereitung auf sportliche Belastungen, dem Aufwärmen („warm-up“), der Verletzungsprophylaxe, über die Nachbereitung von sportlichen Belastungen, dem Abwärmen („cool-down“), bis zur Therapie von Funktionsstörungen. Sogar als Entspannungsmethode wird das Stretching verwendet (s. Abb. 1-1).

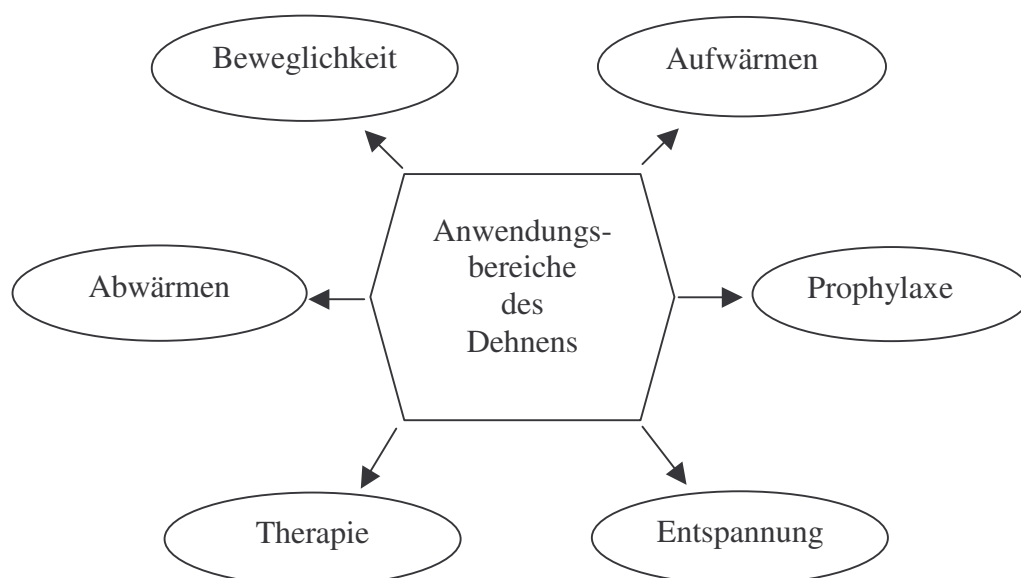


Abb. 1-1: Anwendungsbereiche des Dehnens.

Im Laufe der 90er Jahre geriet das „Stretching“ in die wissenschaftliche Diskussion.

Kritische Stimmen wurden laut, die vor einer „zwanghaften Durchführung von Stretching-Programmen“ warnten (READ 1989) und von übermäßigen Dehnungsübungen, besonders vor Schnellkraftleistungen, abrieten (MAEHL 1986, MURPHY 1991, HENNIG/PODZIELNY 1994, AHONEN/LAHTINEN/SANDSTRÖM/POGLIANI/WIRHED 1994, ROSENBAUM/HENNIG 1997, WIEMANN/KLEE 2000). MARSCHALL (1999, 5) hat die „Gefahr eines sehr problematischen, möglicherweise auch wirkungslosen „Herumprobierens“ an Sportlern und Patienten“ vor Augen. Die Frage nach dem gesundheitlichen Nutzen wurde aufgeworfen: „Ist Stretching für die Katz?“ (BRÜHLMANN 2000), oder „Stretching schadet ihrer Gesundheit“ (KIESER 2000). SMITH stellte bereits 1994 die radikale Frage, ob Dehnen überhaupt einen Sinn macht: „The Warm-Up Procedure: To Stretch or Not to Stretch“, also „Dehnen oder Nicht-Dehnen“?

Festzustellen bleibt, dass nur wenige Theorien über die physiologischen Wirkungsmechanismen von Dehnmaßnahmen existieren (siehe WIEMANN 1991, 1993, 1994). Biomechanische und/oder neurophysiologische Mechanismen in vivo wurden bisher nur in Ansätzen erforscht (vgl. SCHÖNTHALER/OHLENDORF/ OTT/ MEYER/KINDERMANN/SCHMIDTBLEICHER 1998).

Die Verfasserin möchte mit dieser Arbeit versuchen, einige kritische Fragen zum Dehnen zu beantworten, in der Hoffnung, damit die eine oder andere Unklarheit zu beseitigen und vielleicht sogar eine wissenschaftliche Untersuchungslücke schließen zu können.

Die Ergebnisse der Untersuchungen der vorliegenden Arbeit sollen Trainern, Lehrern und Übungsleitern konkrete Hinweise über die Anwendung von Dehnmethoden geben.

## 2 Problemstellung

Die Kraft ist ein leistungsbestimmender Faktor bei vielen sportlichen Leistungen (vgl. EHLENZ/GROSSER/ZIMMERMANN 1998). Die Dehnfähigkeit (Flexibilität) der Muskulatur ist, wie die Kraft, ebenfalls ein leistungsbestimmender bzw. leistungsbegrenzender Faktor (HOLLMANN/HETTINGER 1976 und 2000).

Das allgemeine und das spezielle Aufwärmen der für die sportliche Leistung verantwortlichen Hauptmuskelgruppen tragen bekanntlich wesentlich dazu bei, um die Leistungsbereitschaft und Leistungsfähigkeit des Organismus herzustellen. Jeder Leistungssportler absolviert zu diesem Zweck ein besonderes Aufwärmprogramm, das ihn auf die psychophysischen Anforderungen seiner sportlichen Disziplin optimal vorbereitet.

In der Praxis kann man beobachten, dass bewährte Aufwärmprogramme teilweise oder sogar vollständig durch mehr oder weniger zeitaufwendige Dehnübungen, meist in Form von Stretching oder ähnlichen Methoden, ersetzt werden. Es ist denkbar, dass Dehnübungen nach Ausführungsweisen, bei denen sich offensichtlich (fast) nichts bewegt, nicht geeignet sind, den Sportler auf bestimmte nachfolgende Leistungsanforderungen optimal vorzubereiten.

Um einige spezielle Wirkungen des Dehnens aufzuklären, sollen in dieser Arbeit die Auswirkungen von bestimmten Dehnmethoden im Rahmen des Aufwärmens auf anschließende sportliche Kraftleistungen genauer untersucht werden.

Folgende Fragen sind dabei von Interesse:

1. Welchen Einfluss haben Dehnübungen im Rahmen des Aufwärmens auf die Maximalkraft, Schnellkraft und Reaktivkraft bestimmter Muskeln bzw. Muskelgruppen?

2. Wie wirken sich drei unterschiedliche Dehnmethoden, nämlich

- das statische Dehnen (= Stretching),
- das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen und
- das dynamische Dehnen (= intermittierendes Dehnen)

auf ausgewählte Kraftparameter aus?

3. Welchen Einfluss haben dabei die Dauer und der Umfang des Dehnens?

### 3 Anatomische und physiologische Grundlagen der Muskeldehnung

Im Folgenden werden die anatomischen und physiologischen Grundlagen zur Muskeldehnung und zu Dehntechniken und der trainingswissenschaftliche Erkenntnisstand aufgearbeitet.

#### 3.1 Dehnung des Skelettmuskels

Die physiologischen Vorgänge im Skelettmuskel während und nach einer Muskeldehnung werden im Einzelnen genauer betrachtet.

Der Skelettmuskel besteht aus ca. 85% Fasern und zu 15% Bindegewebe. Durch Training vergrößerte Muskelfasern haben einen entsprechend größeren Anteil an Bindegewebe (MAGNUSSON/McHUGH 1995; STONE 1994, 279). Zur besseren Erklärung der komplizierten Muskelfunktion werden vereinfachte mechanische Muskelmodelle verwendet (vgl. HUIJING 1994, 135f; SCHÖNTHALER/OHLENDORF/OTT/MEYER/KINDERMANN/SCHMIDTBLEICHER 1998, 227).

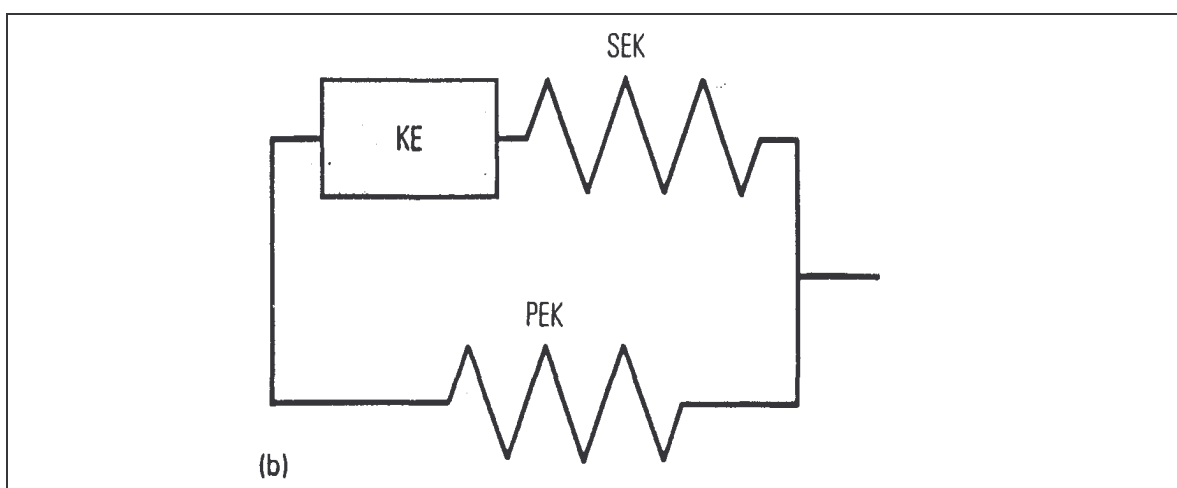


Abb. 3-1: Schematische Darstellung des Hill'schen Muskelmodells.  
(b) Erweitertes Modell zur Beschreibung der aktiven Kontraktionseigenschaften und passiven Dehnungseigenschaften des Muskels (HUIJING 1994, 147).

Wird ein Skelettmuskel wie bei einer Dehnmaßnahme im Sport gedehnt, so sind folgende Elemente daran beteiligt: Neben dem kontraktiven Element (KE), welches sich aus den Aktin- und Myosinfilamenten zusammensetzt, sind elastische Komponenten betroffen, die parallel (Titin, Sarkolemm, Endomysium und Perimysium, Muskelfaszie) oder in Serie (Aponeurose, Sarkolemm, Intersectio tendinea, Bindegewebe und Sehne, Paratenon, Epitenon) geschaltet sind (vgl. HUIJING 1994, 147f; SCHÖNTHALER et al. 1998, 227; MARTIN/CARL/LEHNERTZ 1993, 219).



Bezugnehmend auf das erweiterte HILL-Modell von HUIJING (1994, 147) ergeben sich zwei Folgerungen für die Mechanik der in Serie geschalteten elastischen Elemente.

1. Bei Dehnung der serienelastischen Komponente (SEK) muss eine Kraft aufgewendet werden, die gleich der Kraft ist, die in den elastischen Elementen gespeichert wird (abgesehen vom Einfluss der Trägheitskräfte).
2. Die Dehnung eines Muskels ergibt sich aus der Summe der Verlängerung seiner elastischen bzw. kontraktilen Elemente (vgl. HUIJING 1994, 148).

Die parallel-elastische Komponente (PEK) hat die Aufgabe, die kontraktilen Elemente bei nicht aktivierter Muskulatur vor Überdehnungen durch äußere Kräfte zu schützen. Wird ein nicht erregter Muskel gedehnt, muss der Widerstand der parallel-elastischen Komponente überwunden werden (HUIJING 1994, 148).

Den Dehnvorgang eines nicht aktivierten Skelettmuskels bzw. die „Übertragung der Dehnungsspannung in Längsrichtung“ beschreiben WIEMANN et al. (1998, 112f) folgendermaßen:

„Von der Muskelansatzstelle am Knochen über die kollagenen Fibrillen der Sehne zu den kollagenen Fibrillen der Faserhüllen am Muskelsehnenübergang, dann über diejenigen Proteine der Basallamina (Laminin und Fibronectin), die den Kontakt mit den in die Muskelfasermembran integrierten Proteinen ( $\alpha$ - und  $\beta$ -Integrin) herstellen und weiter zu denjenigen Proteinen, die an der Innenseite der Membran den Kontakt mit den Aktinfilamenten gewährleisten (Dystrophin, Talin, Vinkulin). Vom Aktin wird die Spannung letztendlich an die endständigen Z-Scheiben der Myofibrillen und von dort durch die Titinfilamente von Z-Scheibe zu Z-Scheibe weitergeleitet, bis sie am Ende der Faser auf dem umgekehrten Weg durch die Membran nach außen zum Muskelursprung am Knochen abgegeben wird“ (WIEMANN/KLEE/STARTMANN 1998, 112).

### 3.1.1 Dehnung des kontraktilen Elements

Der menschliche Skelettmuskel besteht u. a. aus kollagenen Mikrofibrillen (Muskelfaserhüllen, Sehnen) und retikulären Mikrofibrillen (verbinden Sehnen- und Kollagenfibrillen mit dem Sarkolemm), die außerhalb der Muskelfaser zu finden sind. Innerhalb der Muskelfaser gibt es kontraktile Myofibrillen und Mikrofibrillen, die sog. intermediären Filamente zur strukturellen Ordnung und Verbindung der kontraktilen Fibrillen. Die kontraktilen Fibrillen bestehen aus Aktin- und Myosinfilamenten, die bekanntlich für die Kraftproduktion durch Querbrückenbildung zuständig sind, und die hochelastischen Connectin-Filamente, auch Titin-Filamente genannt, die für den Zusammenhalt innerhalb des Sarkomers wichtig sind (WIEMANN 1994, 42 f).

Die Länge eines Sarkomers eines ungedehnten Muskels beträgt 2,2  $\mu\text{m}$  und die Breite der A-Bande 1,6  $\mu\text{m}$ , der I-Bande 0,5  $\mu\text{m}$ , der H-Zone 0,45  $\mu\text{m}$  und der Z-Scheibe 0,05  $\mu\text{m}$  (RÜDEL 1998, 91). Nach der Theorie „der gleitenden Filamente“ gleiten bei der Dehnung Aktin und Myosin wie Teleskophülsen aneinander vorbei, die I-Bande und H-Zone vergrößern sich gleichmäßig (RÜDEL 1998, 92).

Die Myosinmoleküle werden durch die Titin-Filamente zwischen die Z-Scheiben zentriert gezogen, so dass sich kein dickes Filament asymmetrisch nach einer Z-Scheibe hin positionieren kann. Besonders bei Überdehnungen sorgt Titin für den strukturellen Zusammenhalt des Sarkomers, wenn sich Aktin und Myosin nicht mehr überlappen (BILLETTER/HOPPELER 1994, 58). Nach der Dehnung bewirkt das Titin, dass das Sarkomer wieder die Ausgangslänge erreicht (WIEMANN/KLEE 2000, 6).

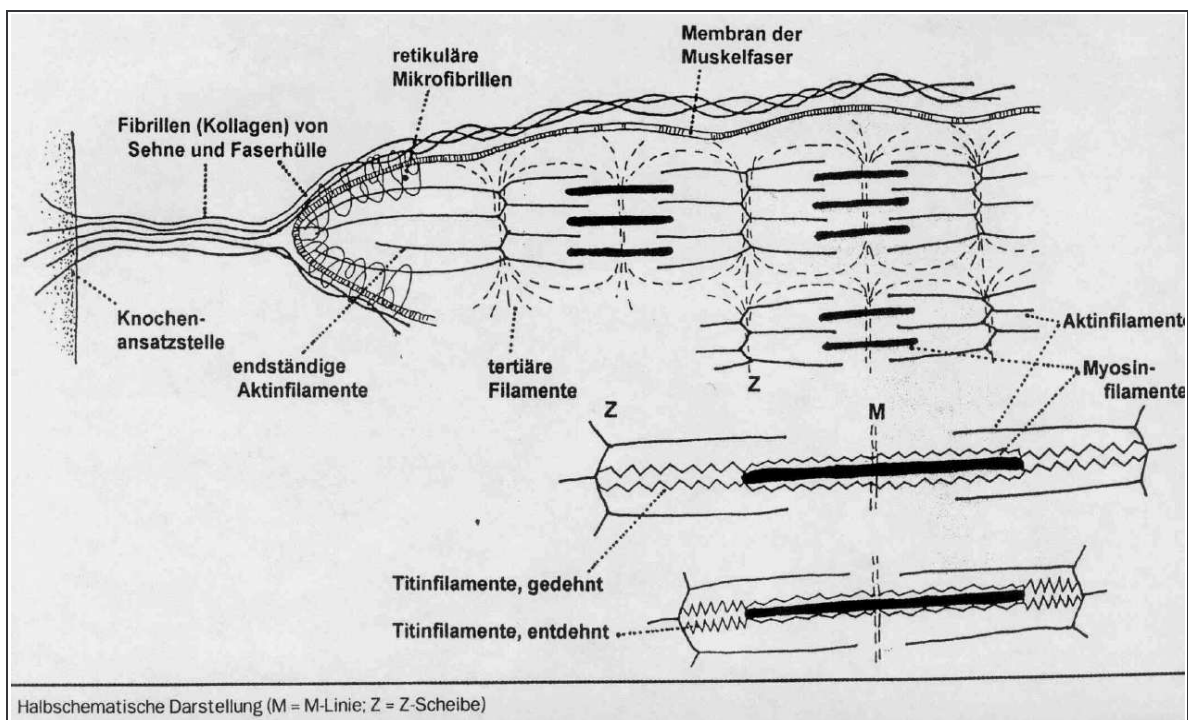


Abb. 3-2: Schematische Darstellung der fibrillären Struktur der Muskelfaser (WIEMANN 1994, 43, verändert nach KRSTIC 1978, STREET 1983, MARUYAMA et al. 1984).

Das elastische Potential des Skelettmuskels liegt in der Muskelfaser in den Querbrückenverbindungen (1 bis 4% der Ausgangslänge nach GOLLHOFER 1987, 58), in den Bindegewebsstrukturen, sowie den Sehnen (HUIJING 1994, 158; GOLLHOFER 1987, 58). Die elastischen Eigenschaften des Skelettmuskels zeigen sich darin, dass der Muskel „wie ein Gummi“ (DORDEL 1975, 41) nach einer passiven Dehnung wieder in seine Gleichgewichtslänge (WIEMANN 1991, 296) zurückkehrt. Dies Phänomen wird auch „momentanelastische Dehnbarkeit“ oder „elastische Retraktion“ genannt (VIOL 1985, 80).

Beim Dehnungsvorgang werden die Brückenbildungen zwischen Aktinfilamenten und Myosinköpfchen verringert. Die Aktin- und Myosinfilamente gleiten fast ohne Widerstand auseinander. Bei zunehmender Dehnung vergrößern die parallel geschalteten elastischen Bindegewebsanteile ihren Widerstand, wodurch es zu einer erhöhten Muskelspannung kommt. Steigt die Spannung weiter, dann leisten auch die Sehnen ihren Widerstand entgegen der Dehnung (MARKWORTH 1984, 51ff zit. in MARTIN/CARL/LEHNERTZ 1993, 219f).

Die Erforschung und Beeinflussung der elastischen Eigenschaften des Muskels wird über Untersuchungen zur Veränderung der sog. Ruhespannung des Skelettmuskels vorgenommen. Der Terminus Ruhespannung bezeichnet die elastische Spannung eines willkürlich nicht aktiven Muskels oder der Muskelfaser. Diese Spannung wird durch das sarkoplasmatische Strukturgerüst in Wechselwirkung mit dem Zellturgor hervorgerufen (WIEMANN 1991, WIEMANN 1993, WIEMANN 1994). Wird der Muskel gedehnt, so setzt er der Dehnung einen Widerstand entgegen, der als Ruhe-Dehnungsspannung gemessen werden kann (WIEMANN/FISCHER 1997, 428-429; WIEMANN/KLEE/STARTMANN 1998, 111).

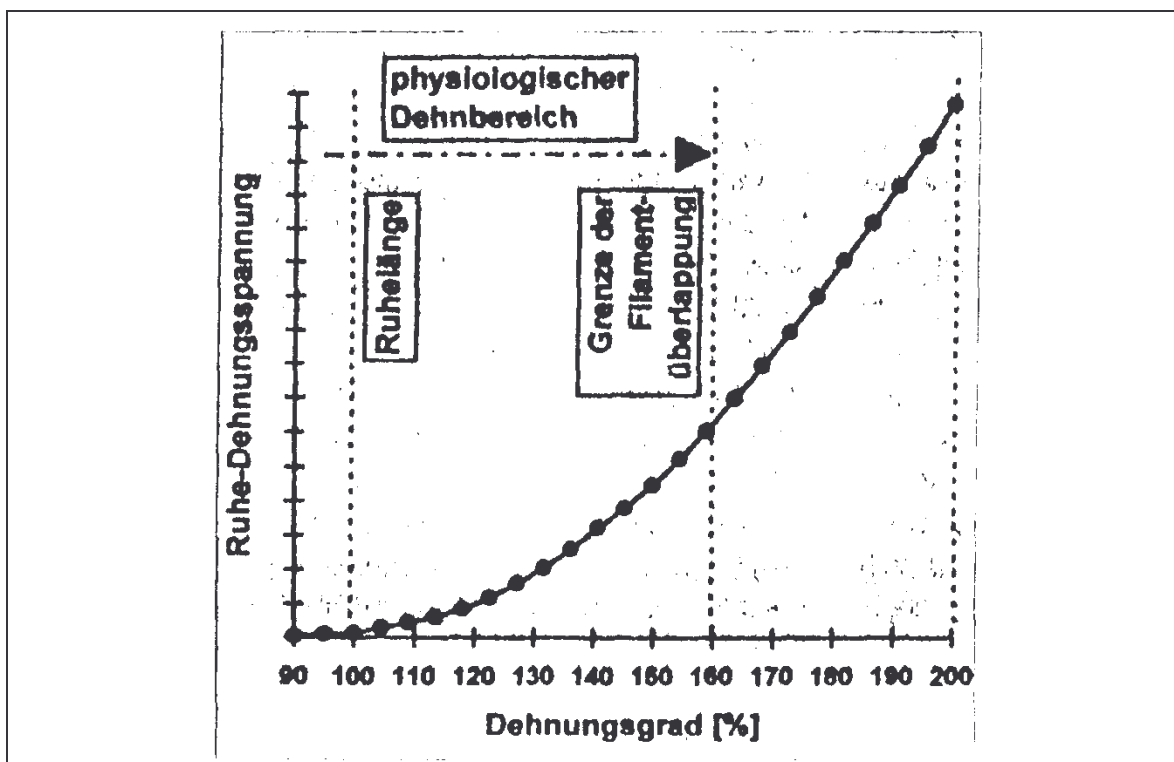


Abb. 3-3: Typischer Verlauf einer Ruhespannungs-Dehnungskurve im physiologischen Dehnbereich sowie bis jenseits der Grenze der Überlappung von Aktin- und Myosinfilamenten (WIEMANN/KLEE/STARTMANN 1998, 112, verändert nach WIEMANN 1994).

Die sogenannte „Ruhedehnungskurve“ oder „Ruhespannungs-Dehnungskurve“ entsteht, wenn die Kraft in einem Diagramm aufgetragen wird, die benötigt wird, um einen Muskel aus der Ruhelänge zu dehnen (s. Abb. 3-3). Die Ruhelänge des Skelettmuskels wird als die Muskellänge definiert, bei der er seine größte Kraft entwickeln kann. Die meisten Muskeln im menschlichen Körper sind in Ruhe auf diese Ruhelänge vorgedehnt (vgl. MARTIN/CARL/LEHNERTZ 1993, 220; RÜDEL 1998, 102).

Zunächst wurde angenommen, dass das Sarkolemm um die Muskelfaser den entscheidenden Dehnungswiderstand liefert (vgl. SCHMIDT/THEWS 1977, 76; WEINECK 1994, 493). Jedoch liegen aufgrund der Untersuchungsergebnisse von MAGID/LAW (1985) und MARUYAMA et al. (1984 und 1989 zit. bei WIEMANN 1994, 43) Erkenntnisse vor, dass die Ruhespannung im unteren bis mittleren Dehnungsbereich (bis 130% Ruhelänge) vorwiegend durch die Titinfilamente und durch das filamentäre Strukturgitter innerhalb der Muskelfaser erzeugt wird (WIEMANN 1994, 43f; WIEMANN/FISCHER 1997, 428-429). Erst ab Sarkomerlängen von 3,8  $\mu\text{m}$  (entspricht 180% Muskellänge) - also in Dehnungsbereichen jenseits der üblichen Anwendung von Dehnübungen - tragen die parallelelastischen Elemente zur Erhöhung der Ruhespannung bei (MAGID/LAW 1985, WIEMANN 1991, 296).

Das sogenannte Titin oder die Connectin-Filamente spielen bei Dehnmaßnahmen also eine entscheidende Rolle innerhalb des Sarkomers. Es sind hochelastische molekulare Federn, die die Aufgabe haben, die Aktin- und Myosin-Filamente in Längsrichtung zur Z-Scheibe (zur Ruhelänge) zurückzuziehen (s. Abb. 3-4).

WANG/McCARTER/WRIGHT/BEVERLY/RAMIREZ-MITCHELL (1993) gelang es nachzuweisen, dass nach extremen Dehnprozeduren die Aktin- und Myosin-Filamente nicht mehr zurückrutschen und sich vor den Z-Scheiben stauen. Dieses Phänomen ereignet sich beim Dehnen über 180% Muskellänge hinaus. Maximale Muskellängen beim Sportler z. B. der ischiocruralen Muskulatur werden bei 140% angegeben (WIEMANN 1991).

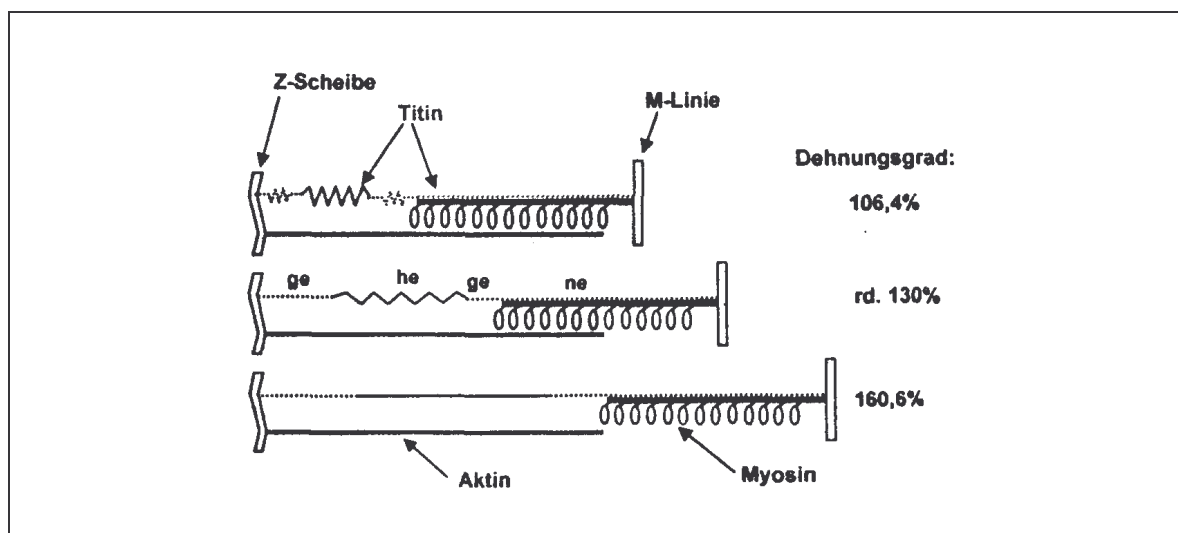


Abb. 3-4: Dehnungsgrad und Filamentüberlappung bei einem Halb-Sarkomer (schematisch).  
 Legende: ge, he und ne = gering elastische Region, hochelastische (...) Region und nicht elastische (mit dem Myosin gekoppelte) Region des Titinfilaments (WIEMANN/KLEE 2000, 7).

### 3.1.2 Dehnung von kollagenem Gewebe

Das körpereigene Bindegewebe besteht aus Kollagen, Elastin bzw. retikulären Zellen und Fasern in einer gelatineartigen Flüssigkeit (STONE 1994, 277).

Muskel- und Bindegewebe unterscheiden sich sehr in ihrer Dehnbarkeit, was auf unterschiedliche Anteile an kollagenen Fasern im Gewebe und in der Anordnung von kollagenen Fibrillen zurückzuführen ist. So wird angegeben, dass Sehnen 2-5% und Bänder 20-35% gegenüber der Ausgangslänge gedehnt werden können (VIIDIK 1980, KRAHL et al. 1982, SAZIORSKI 1984 zit. bei GROSSER/HERMAN/TUSKER/ZINTL 1987, 130).

Aponeurosen (intramuskuläre Sehnenplatten) und Sehnen besitzen einen großen Anteil an Bindegewebe und sind daher für die elastischen Eigenschaften des Muskels wichtig (HUIJING 1994, 155). Die Muskelfaserhüllen und Muskelfaserbündel (Epimysium, Perimysium und Endomysium) sowie die Sehne bestehen aus Bindegewebe bzw. kollagenen Mikro-fibrillen (STONE 1994, 278-279; WIEMANN 1994, 42). Für die Kraftübertragung von Muskel auf Knochen sind die bindegewebigen Sehnen und Bänder verantwortlich. Durch Training werden auch Anpassungsreaktionen des Bindegewebes erreicht, welche sich in einer höheren Dehnungsbelastbarkeit, in einer größeren Reißfestigkeit und einer höheren Speicherung von elastischer Energie nachweisen lässt (STONE 1994, 278-279).

Kollagenes Gewebe (Sehnen und Bänder) hat auch die Funktion Zugspannungen zu kompensieren (ZERNICKE/LOITZ 1994, 95).

Während einer langsamen passiven Dehnung einer Sehne können die Spannungen in einer Dehnungsspannungs-Kurve aufgezeichnet werden (Abb. 3-5).

Bei einer geringen Dehnungsspannung behalten die Kollagenfasern ihren welligen Charakter, d.h. niedrige Kräfte ergeben relativ geringe Spannungsänderungen, jedoch große Längenänderungen der Sehne. Bei stärkerer Dehnung ordnen sich die Fasern parallel an, der Widerstand der Sehne steigt, bis es bei einer zunehmenden Spannung zum Sehnenabriss kommt (ZERNICKE/LOITZ 1994, 95; HUIJING 1994, 156).

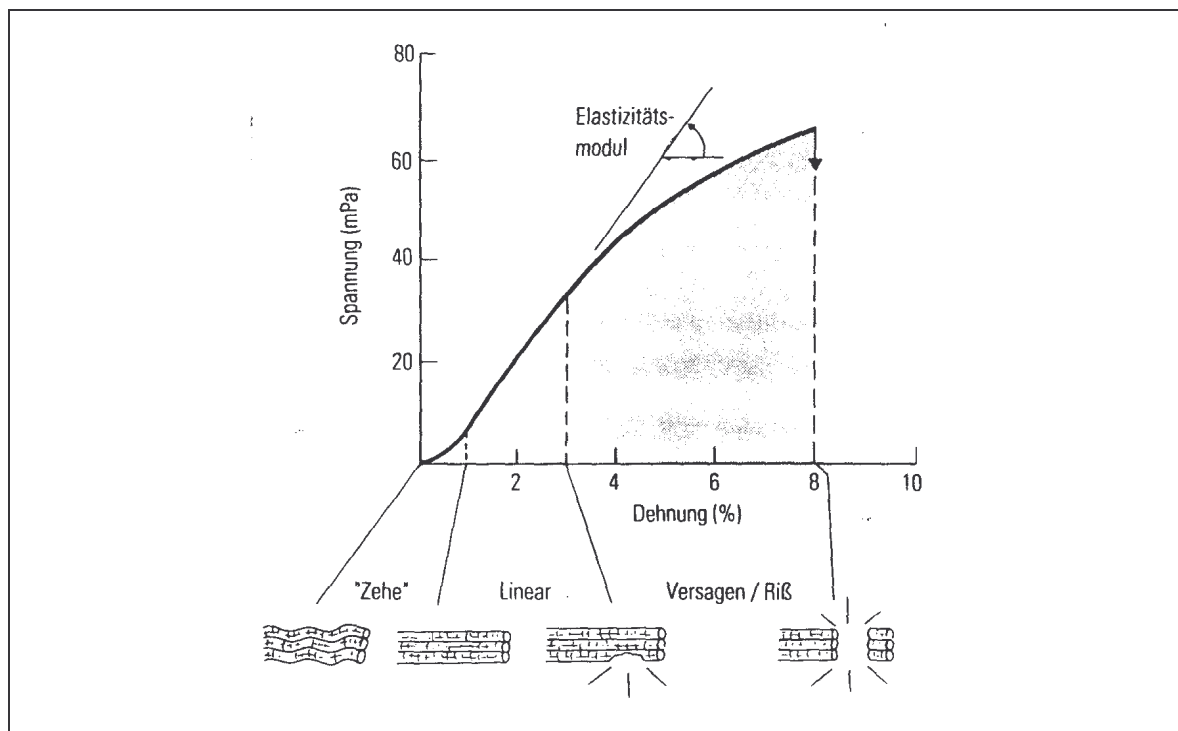


Abb. 3-5: Beispiel einer Dehnungs-Spannungskurve des Kollagens (zit. bei ZERNICKE/LOITZ 1994, 96, nach BUTLER et al. 1978).

Da kollagenes Gewebe viskoelastische Eigenschaften besitzt, ist der Dehnungswiderstand von der Dehnungsgeschwindigkeit abhängig (ZERNICKE/LOITZ 1994, 95).

Die Minderung der Dehnfähigkeit bei höheren Dehnungsgeschwindigkeiten im Vergleich zu niedrigeren wird von KRAHL/v. HANSTEIN (1982) zit. bei KNEBEL (1988, 91) zwischen 20 und 50% angegeben. Bei schnellen Dehnungen und großen Kräften, wie beim Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus, wird Energie aufgrund der elastischen Eigenschaften des Gewebes gespeichert und wieder freigesetzt. Die Sehne nimmt anschließend ihre Ausgangslänge wieder ein (HUIJING 1994, 156).

### 3.1.3 Dehnung weiterer Strukturen

Bei Dehnungsmaßnahmen im Sport sind neben der Skelettmuskulatur und dem Bindegewebe weitere Strukturen betroffen wie z. B. Haut, Unterhaut- und Nervengewebe (vgl. GOLLHOFER/SCHÖPP/RAPP/STROINIK 1998, 94; FREIWALD/ENGELHARDT/JÄGER/GNEWUCH/REUTER/WIEMANN/STARISCHKA 1998, 41). Weiterhin sei darauf hingewiesen, dass die Verschiebung von Flüssigkeiten bei Dehnungsexperimenten - besonders bei der ischiocruralen Muskulatur - einen gewissen Einfluss auf die Ergebnisse haben kann (vgl. KLEE/WIEMANN 2000). Da diese Aspekte in der vorliegenden Arbeit eine untergeordnete Bedeutung haben, wird auf eine weitere Ausführung verzichtet.

## 3.2 Dehneffekte

Muskel- und Sehngewebe weisen visköse, plastische und elastische Eigenschaften auf (vgl. VIIDIK 1973, FUNG 1981).

Viskoelastizität von Gewebe zeichnet sich dadurch aus, dass es auf Dehnung mit Phänomenen wie Hysterese, Relaxation, Creeping reagiert (VIIDIK 1973, 162; FUNG 1981, 41; TAYLOR/DALTON/SEABER/GARRETT 1990, 301). Im Folgenden werden diese Dehneffekte sowie Begriffe wie Dehnungsreflex und Dehnungsrückstand näher erläutert.

### 3.2.1 Hysterese

Wird ein isolierter Muskel gedehnt und wieder entdehnt, so stellt man anhand der Dehnungs-Spannungs-Kurve fest, dass die Entdehnungskurve immer unterhalb der Dehnungskurve verläuft. Der Muskel reagiert nicht nach dem Hooke-Gesetz wie z. B. eine Metallfeder, sondern kehrt passiv nicht mehr ganz auf die vorhergehende Muskellänge zurück. Der Grund dafür ist ein Energie- bzw. Reibungsverlust des Muskel-Sehnen-Gewebes. Die Größe der Hysterese stellt sich in der Fläche zwischen der Dehnungs- und Entdehnungskurve dar (REICHEL 1960, 21-22; VIIDIK 1973, 162; FUNG 1981, 41; TAYLOR et al. 1990, 306; SCHÖNTHALER/OHLENDORF/OTT/MEYER/KINDERMANN/SCHMIDTBLEICHER 1998, 227; RÜDEL 1998, 100).

REICHEL (1960, 21-22) beschreibt die Hysterese im Skelettmuskel folgendermaßen:

„Die Abstände zwischen zwei aufeinanderfolgenden Dehnungskurven werden mit der Zahl der bereits stattgefundenen Dehnungen immer kleiner. Nach 50-60 Dehnungen fallen die Hysteresisschleifen schnell nacheinander ausgeführter Dehnungszyklen praktisch zusammen (BÄSSLER 1950); eine weitere irreversible Verlängerung ist dann nicht mehr möglich. Der Arbeitsverlust ist während der ersten Dehnung am größten und wird mit jeder folgenden Dehnung kleiner; er erreicht schließlich einen Minimalwert, wird aber niemals NULL (SULZER 1928)“.

Hysterese-Kurven in vitro wurden bei REICHEL (1960), VIIDIK (1973), FUNG (1981), TAYLOR et al. (1990) dargestellt.

Mit Hilfe spezieller Messapparaturen konnte das Phänomen der Hysterese auch in vivo am menschlichen Muskel demonstriert werden. Anhand einiger Studien an den Mm. ischiocrurales zeigte sich eine von der Größe der Hüftbeugung abhängige Hysterese (größere Hysterese bei größerer Hüftflexion). Weiterhin wurden Beispiele geliefert für unterschiedlich dehnfähige Versuchspersonen mit differierenden Hysterese-Kurven (SCHÖNTHALER et al. 1998, 227).

Wichtig für die Reversibilität der Hysterese erscheint die Aussage von RÜDEL (1998, 100). Er betont, dass die ursprüngliche Muskellänge „...erst wieder durch eine aktive Verkürzung nach Reiz erreicht“ wird.

### 3.2.2 Relaxation

Die Relaxation ist ein zeitabhängiges Phänomen. Aufgrund seiner viskoelastischen Eigenschaften verändert sich das Bindegewebe bei konstanter Dehnung einer gewissen Zeit der Länge nach. Die Erscheinung, dass sich dabei die elastische Spannung reduziert, wird „Relaxation“ (DORDEL 1975, 41) oder im Englischen „stress relaxation“ (FUNG 1981, 41) oder „längenkonstante Relaxation“ (GROSSER/STARISCHKA 1998, 161) genannt. KNEBEL (1988, 91) versteht unter Relaxation „die durch innere Reibung verzögerte

Annahme des neuen Gleichgewichtszustandes bei Einwirkung oder Aufhebung äußerer Kräfte“. Diese Verringerung der Spannung über die Zeit wird in der englischsprachigen Literatur auch als „delta torque“ bezeichnet (SCHÖNTHALER et al. 1998, 227; MAGNUSSON/SIMONSEN/AAGAARD/BOESEN/JOHANNSEN/KJAER 1997, 198).

Die Abnahme der Spannung ist abhängig von der Muskellänge und der Dehngeschwindigkeit (VIIDIK 1973, VOGT/ARNOLD/LIPPERT 1973, TAYLOR et al. 1990, 304; MAGNUSSON/McHUGH 1995).

Die Relaxation über die Zeitdauer, wie sie beim passiv-statischen Dehnen auftritt, wurde im Tierversuch und am menschlichen Skelettmuskel nachgewiesen. Da hierzu einige Untersuchungen existieren, die in die vorliegende Thematik mit einfließen, werden diese kurz aufgeführt und beschrieben.

Bei Dehnungsversuchen der „gehäuteten Muskelfaser“ des *M. psoas* des Kaninchens von WANG/McCARTER/WRIGHT/BEVERLY/RAMIREZ-MITCHELL (1993) zeigte sich bei 30-sekündiger Dehnung und 150 Sekunden Dehndauer eine „stress-relaxation“ und auffällige Hysterese.

„Both stress-relaxation and hysteresis are commonly observed phenomena with viscoelastic biological tissues and reflect the fact that the structure requires time to respond and that the magnitude of mechanical response varies with both the extent and the direction of strain (i.e., stretch versus release)“ (WANG et al. 1993, 1164).

Die Untersuchungen von TAYLOR et al. (1990, 303f) zum viskoelastischen Verhalten des *M. tibialis anterior* und *M. extensor digitorum longus* beim Kaninchen machten deutlich, dass der Großteil der Relaxation in den ersten 12 bis 18 Sekunden der statischen Dehnung erfolgte. Bei 10 Dehnungen bis 10% über die Ruhelänge ergab sich bei langsamer Dehngeschwindigkeit (2 cm/Min.) eine signifikante Reduktion der Dehnungsspannung für die ersten vier Wiederholungen und insgesamt eine Abnahme von der 1. zur 10. Wiederholung von 16,6%. Diese Spannungsreduktion wird auf strukturelle Veränderungen des Gewebes durch die Dehnungen zurückgeführt. Bei der Betrachtung der Muskeldehnung über 30 Sekunden (bei 65% der Zerreißspannung) wurde ein signifikanter Rückgang der Dehnungsspannung über die Dehndauer beschrieben, wobei sich die ersten beiden Wiederholungen von den anderen signifikant unterschieden. 80% der Verlängerung des Muskels waren während der ersten 4 Dehnungen zu verzeichnen (TAYLOR et al. 1990, 304).

VOGT et al. (1973) untersuchten die „Relaxationseigenschaft“ von menschlichen Sehnen des *M. peroneus*. Es zeigte sich ein positiver Zusammenhang zwischen der Ausgangsspannung und der Relaxation nach 60 Sekunden sowie zwischen der Dehngeschwindigkeit und der Relaxationsrate. Außerdem wurde eine schwächere Relaxation der Sehnen von Frauen beschrieben, die nicht aus geringeren Sehnenquerschnittsflächen resultierte.

McHUGH/MAGNUSSON/GLEIM/NICHOLAS (1992) gelang es, den Spannungsabfall unabhängig von der elektrischen Aktivierung der gedehnten Muskulatur *in vivo* darzustellen. Der größte Anteil der Spannungsreduktion erfolgte in den ersten 15 Sekunden (McHUGH et al. 1992, 1381). In einer weiteren Studie von MAGNUSSON/SIMONSEN/AAGAARD/GLEIM/McHUGH/KJAER (1995) konnte ebenfalls *in vivo* eine signifikante Abnahme der Dehnungsspannung über 40-45 Sekunden lang gezeigt werden, die jedoch über mehrere Wiederholungen von 90-sekündigen passiv-statischen Dehnungen immer geringer wird. Diese viskoelastische Reaktion des Muskel-Sehnen-Komplexes war auch 1 Stunde später noch vorhanden. Eine einmalige Dehnung der ischiocruralen Muskulatur über 90 Sekunden rief nach einer Stunde keinen Dehneffekt mehr hervor.

Eine Einzelfallstudie von SCHÖNTHALER et al. (1998) ergab nach einer dreimaligen Dehnung der ischiocruralen Muskulatur in vivo über 90 Sekunden (submaximale Reizintensität) bei der ersten Dehnung eine Abnahme der Spannung von 24,8%, bei der zweiten 19,4% und bei der dritten 18,7%. Auch WYDRA (1998, 169) demonstrierte die Veränderung der Dehnungsspannung über eine 60-sekündige passiv-statische Dehnung der ischiocruralen Muskulatur.

Bei sportlichen Bewegungen ist der Zeitpunkt des Einsetzens der Relaxation von Bedeutung. Damit die elastischen Kräfte bei Bewegungen wie z. B. im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus genutzt werden können, muss die sog. Relaxationszeit (FUNG 1981, 45) beachtet werden. Wenn die Zeitdauer zwischen der exzentrischen und konzentrischen Phase größer als die Relaxationszeit ist, dann kann die gespeicherte elastische Energie nicht in mechanische Arbeit umgewandelt werden und geht als Wärme verloren (GROSSER/HERMANN/TUSKER/ZINTL 1987, 123). Als Relaxationszeiten werden in der Literatur für Kniegelenksbeugungen 1,4 Sekunden (MARGARIA et al. 1963) bzw. 2,0-2,5 Sekunden (ARUIN et al. 1977) angegeben und für Sprünge 0,9 Sekunden (KOMI 1983), alle zit. bei GROSSER/HERMANN/TUSKER/ZINTL (1987, 123).

### 3.2.3 Creeping

Ein weiterer Dehneffekt von bindegewebigem Material des Muskels (Sarkolemm, Sehnen) ist das sog. „Creeping-Phänomen“ oder der „Creeping-Effekt“. Er kommt dadurch zustande, dass sich kollagenes Material nach einer langsamen Dehnung nur sehr schleichend in die unbelastete Ausgangslänge zurückzieht.

In sog. Kriechtests wurde Bindegewebe über eine bestimmte Zeit unter gleichbleibender Spannung gehalten, worauf sich eine effektive Längenveränderung über die Zeit ergab (VIIDIK 1973, 147; FUNG 1981, 41; TAYLOR/DALTON/SEABER/GARRETT 1990, 301; GROSSER/STARISCHKA 1998, 162; ULLRICH/GOLLHOFER 1994, 337).

Die zunächst wellige Struktur der Kollagenfibrillen im ungedehnten Zustand verändert sich bei langsamer Dehngeschwindigkeit und zunehmender Dehnung parallel zur Zugrichtung (VIIDIK 1973, 177f) (s. Abb. 3-5). Die sich dadurch ergebende Längenänderung bildet sich aber nur langsam zurück (WYDRA/GLÜCK/ROEMER 1999, 15; GROSSER/STARISCHKA 1998, 162).

Nach GROSSER/STARISCHKA (1998, 162) und ULLRICH/GOLLHOFER (1994, 337) ist der Creeping-Effekt messbar in Form des Dehnungsrückstandes, der nach Ende der Spannungseinwirkung auftritt. EISINGBACH/KLÜMPER/BIEDERMANN (1988, 79) heben jedoch hervor:

„Die plastisch bedingte Längenzunahme der gedehnten Muskelfaser ist nicht in vollem Umfang von Dauer. Muskelkontraktionen können die plastische Verlängerung durch Dehnung teilweise oder vollständig wieder rückgängig machen“.

### 3.2.4 Dehnungsrückstand

Bei der Durchsicht der Literatur zum Begriff „Dehnungsrückstand“ taucht der Begriff oft als Folge von im Sport angewandten Dehnmaßnahmen auf (DORDEL 1975, MAEHL 1986, GROSSER/HERMANN/TUSKER/ZINTL 1987, KNEBEL 1988, KNEBEL/HERBECK/HAMSEN 1990, FREIWALD 1991, SCHÖNTHALER et al. 1998, GROSSER/STARISCHKA 1998). Autoren wie MAEHL (1986, 25) und KNEBEL (1988, 35) beziehen sich in ihren Aussagen zum Dehnungsrückstand auf BRECHT (1960, 278 und 1970, 272).



Andere Autoren (FREIWALD 1991, 57; KNEBEL/HERBECK/HAMSEN 1990, 73) zitieren DORDEL, H. (1975), welcher sich wiederum auf die Ergebnisse von RAMSEY/STREET (1940) beruft und auf REICHEL (1960) verweist.

DORDEL (1975, 41) hat in seinem Beitrag zur Muskeldehnung als einer der ersten die Bedeutung des Dehnungsrückstandes im Skelettmuskel nach einer Dehnungsbelastung für den Sport erkannt:

„Der Skelettmuskel ist also nicht ideal-elastisch. Er weist nach einer Dehnungsbelastung einen Dehnungsrückstand auf. ... Einen Dehnungsrückstand, d.h. eine plastische Verlängerung des Skelettmuskels erhält man erst, wenn eine gewisse kritische Dehnungsspannung überschritten wird. Außerdem spielt die Zeit eine Rolle, während der eine Spannung oberhalb der kritischen Grenze auf den Muskel wirkt. Je länger diese Zeit andauert, desto größer ist der Dehnungsrückstand“ (REICHEL 1960, 26 zit. bei DORDEL 1975, 41).

Der Dehnungsrückstand im Muskel bewirkt nach DORDEL (1975) eine größere Bewegungsfreiheit für das Gelenk.

In den Untersuchungen am isolierten M. semitendinosus vom Frosch zeigten RAMSEY/STREET (1940), dass Muskeldehnungen bis 160% der mittleren Ruhelänge völlig reversibel sind. Bei Dehnungen über 160% bis 200% kann im Rahmen der Entdehnung die Ausgangslänge nicht rückstandslos erreicht werden.

KNEBEL (1988, 90-91) nimmt an, dass Muskeln und Sehnen nach einer Dehnung einen Dehnungsrückstand aufweisen. Zurückzuführen sei dies auf die viskoplastische Eigenschaft der

„Molekularstruktur der gewebsbildenden Eiweiße ..., die die Fähigkeit des „Kriechens“ (das ist die plastische Weiterverformung unter ruhender Belastung) und der „Relaxation“ (das ist die durch innere Reibung verzögerte Annahme des neuen Gleichgewichtszustandes bei Einwirkung oder Aufhebung äußerer Kräfte) besitzen“ (KRAHL/v. HANSTEIN 1982 zit. bei KNEBEL 1988, 91)“.

Die Größe des Dehnungsrückstands hängt wesentlich von der Zeit ab, in der der Dehnreiz auf die entsprechende Muskulatur wirkt (KNEBEL/HERBECK/HAMSEN 1990, 73).

Auch SCHÖNTHALER et al. (1998, 228) gehen von einem Dehnungsrückstand nach Dehnung aus, indem der Muskel im Dehnungs-Entdehnungs-Zyklus jeweils eine neue Gleichgewichtslänge annimmt und dadurch eine Verschiebung der Dehnungs-Spannungskurve nach unten resultiert. Die Vergrößerungen der maximalen Bewegungsreichweite nach 6 einzelnen Serien passiv-statischen Dehnens des M. gastrocnemius wird in der Untersuchung von OTT/SCHÖNTHALER/OHLENDORF/KINDERMANN/SCHMIDTBLEICHER (1999) u.a. auf die Bildung eines Dehnungsrückstandes zurückgeführt.

Aufgrund der Untersuchungsergebnisse von RAMSEY/STREET (1940), HIGUCHI/YOSHIOKA/MARUYAMA (1988), HIGUCHI/SUZUKI/KIMURA/YOSHIOKA/MARUYAMA/UMAZUME (1992) und seinen eigenen Untersuchungen widerspricht WIEMANN (1994) der Annahme, dass ein Dehnungsrückstand für die Verbesserungen der Dehnfähigkeit durch Stretching erreicht wird (WIEMANN 1994, 44). Die Ruhespannung der Skelettmuskulatur lässt sich durch Dehnprozeduren nicht verändern. Außerdem können die in vitro gewonnenen Ergebnisse nicht ohne weiteres auf in vivo-Verhältnisse übertragen werden (WIEMANN 1994, 42).

Zur Überwindung des Dehnungsrückstandes werden folgende Maßnahmen vorgeschlagen. Die plastische Veränderung in Form des Dehnungsrückstandes kann infolge „isotonischer Kontraktionen zurückgehen“ (REICHEL 1960, 27), „durch eine aktive Verkürzung nach Reiz“ wieder auf die Ausgangslänge gebracht werden (RÜDEL 1998, 100) und deshalb „sollte man im Sport nach intensivem Dehnen immer Übungen anbieten, die zur Spannungsentwicklung führen, bevor man höhere Bewegungsleistungen fordert“ (DORDEL 1975, 43).

Insgesamt können die Dehneffekte Creeping, Hysterese, Relaxation unter dem Begriff Dehnungsrückstand zusammengefasst werden, wenn damit ausgedrückt werden soll, dass an einem Muskel nach einem Dehnreiz über eine bestimmte Zeit kurzfristige Längenveränderungen verursacht worden sind.

### 3.2.5 Dehnungsreflex

Zur Verdeutlichung der neurophysiologischen Vorgänge während einer Skelettmuskeldehnung wird im Folgenden der Begriff des Dehnungsreflexes erläutert, da dieser bei der Durchführung verschiedener Dehntechniken von großer Bedeutung ist (s. Kap. 3.3). Da außerdem die sog. reziproke Hemmung und die autogene Hemmung eine große Rolle spielen, sollen diese Phänomene im Folgenden kurz beschrieben werden.

Wird ein Skelettmuskel (dynamisch) gedehnt, so setzt der Dehnungsreflex ein, der willentlich nicht unterdrückbar ist. Die Funktion des Dehnungsreflexes ist die reflektorische Konstanthaltung der Muskellänge (Längenkontrollsystem) (NOTH 1994, 28; SCHMIDT/THEWS 1997, 99).

Muskelspindeln bestehen aus intra- und extrafusalen Muskelfasern. Sie sind die Messfühler für Längenänderungen des Muskels (s. Abb. 3-6). Die intrafusale Muskelfaser besteht aus der Kernketten- und der Kernsackfaser. Primäre Muskelspindelafferenzen (Ia-Fasern) der intrafusalen Muskelfasern zeigen hauptsächlich dynamische und statische Dehnungsempfindlichkeit, sekundäre Muskelspindelafferenzen (II-Fasern) nur statische (SCHMIDT/THEWS 1997, 98; ILLERT 1998, 124).

Bei der Auslösung des Dehnungsreflexes, (auch „Eigenreflex“ genannt, da Reiz und Reizantwort im gleichen Muskel stattfinden (SCHMIDT/THEWS 1997, 99; GROSSER/STARISCKA 1998, 163), kommt es zur „reziproken Hemmung“ oder „reziproken antagonistischen Hemmung“. Die Antagonisten des gedehnten Muskels werden über Ia-Interneurone inhibiert. Die Dauer und Tiefe der reziproken Hemmung variiert situationsabhängig (ILLERT 1998, 130).

Wird ein Muskel langsam statisch gedehnt, werden die Muskelspindeln nicht aktiviert (STERNAD 1987, 23; GROSSER/MÜLLER 1990, 34; SCHNABEL/HARRE/BORDE 1994, 150). Während einer dynamischen Dehnung des Muskels führt die Dehnung der intra- und extrafusalen Muskelfasern zur Erregung der Muskelspindeln, damit zu Entladungen der Ia-Afferenzen und zur Aktivierung des Motoneuronenpools. Postsynaptische Potentiale in den homonymen  $\alpha$ -Motoneuronen bedingen über die efferenten Bahnen eine Kontraktion und Spannungserhöhung desselben Muskels (ILLERT 1998, 126f). Parallel dazu verringert sich die Spannung beim Gegenspieler des gedehnten Muskels über hemmende Ia-Interneurone (s. Abb. 3-7, SCHMIDT/THEWS 1997, 98).

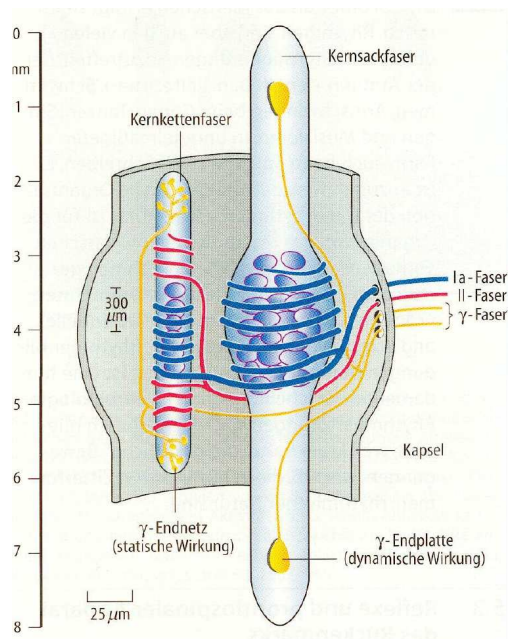


Abb. 3-6: Schematischer Überblick über den Aufbau einer Muskelspindel (SCHMIDT/THEWS 1997, 98).

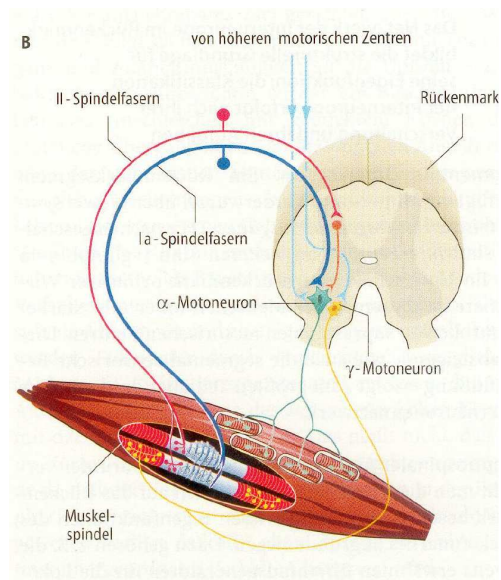


Abb. 3-7: Der von den Muskelspindeln ausgehende Reflexbogen (SCHMIDT/THEWS 1997, 98).

Hierbei besteht eine hohe Abhängigkeit der auslösenden Impulsfrequenz von der Dehnungslänge und der Dehnungsgeschwindigkeit (DeVRIES 1986, 464; SCHNABEL/HARRE/BORDE 1994, 150; SCHMIDT/THEWS 1997, 98; GROSSER/STARISCHKA 1998, 164). Dieser Einflussfaktor ist auch bei reaktiven Bewegungsformen und bei exzentrischer Kraftentwicklung (GROSSER/HERMANN/TUSKER/ZINTL 1987, 156) sowie bei den aktiv-dynamischen Dehnformen zu beachten (s. Kap 3.3.1).

Die Empfindlichkeit der Dehnungsrezeptoren wird über Gamma-Motoneurone reguliert. Die intrafusalen Muskelfasern werden über Gamma-Motoneurone, die an den polaren Teilen ansetzen, innerviert. Eine intrafusale Kontraktion führt dazu, den mittleren Teil zu dehnen und über afferente Aktionspotentiale in Ia-Fasern den Dehnungsreflex auszulösen (vgl. GROSSER/STARISCHKA 1998, 165; NOTH 1994, 28f; ILLERT 1998, 125).

Auch hier gibt es statische und dynamische Gamma-Motoneurone, die entsprechend die Empfindlichkeit der Muskelspindel steigern (NOTH 1994, 30; SCHMIDT/THEWS 1997, 98).

Die Gamma-Aktivität wird zentral gesteuert und hängt u.a. vom physischen und psychischen Befinden ab (SCHNABEL/HARRE/BORDE 1994, 150). Um hohe Kontraktionsgeschwindigkeiten bei schnellkräftigen Bewegungen und Maximalkrafteinsätzen zu erreichen, kann die  $\gamma$ -Innervation die reflektorische Spannungserhöhung aufrechterhalten (ohne  $\gamma$ -Aktivität würde sie absinken) und dadurch die Spannungsentwicklung in großem Maße unterstützen (GROSSER/STARISCHKA 1998, 58).

Ermüdung, Tageszeit, Stress (WEINECK 1994, 492-493) und Wettkampfangst, Schmerz (GROSSER/MÜLLER 1990, 33) u. a. beeinflussen die Gamma-Aktivität.

Die Golgi-Organen sind Dehnungsrezeptoren (Sehnenorgane) in der Sehne, die die Spannung in der Sehne messen (Spannungskontrollsystem). Wird ein Muskel stark kontrahiert und/oder gedehnt und eine erhöhte Spannung in den Sehnenorganen registriert, so führt die Aktivierung der Golgi-Organen über die afferenten Nervenfasern (= Ib-Fasern) zur Hemmung der homonymen Motoneurone. Dieser Mechanismus wird „autogene Hemmung“, „Selbsthemmung“ oder „Eigenhemmung“ genannt. Fällt die Spannung in der Sehne, wird die Hemmung zurückgenommen. Die antagonistische Muskulatur kann über erregende Verbindungen der Ib-Fasern aktiviert werden.

Funktionell gesehen soll einerseits der Muskel bzw. die Sehne vor Überdehnungen geschützt werden, andererseits soll die Spannung reflexgesteuert gleich gehalten werden (ILLERT 1889, 131f).

### 3.3 Dehntechniken

Auffällig ist, dass besonders in der Stretchingliteratur terminologisch keine Einigkeit herrscht (vgl. WYDRA/GLÜCK/ROEMER 1999, 10; SCHNABEL/HARRE/BORDE 1994, 317). Es werden Begriffe verwendet wie Dehnungsformen, Dehnungsarten, Dehnungsverfahren, Dehnungsübungen, Dehnungsmaßnahmen. Die Begriffe sind zum Teil austauschbar, es besteht keine klare begriffliche Abgrenzung (vgl. MARTIN/CARL/LEHNERTZ 1993, 223). Der Ausdruck „Dehntechnik“ wird oft synonym mit „Dehnmethode“ verwendet. Die Vorsilbe „Dehnungs-“ wird häufig auf „Dehn-“ verkürzt oder durch das Wort „Stretching-“ ersetzt, so dass sich eine Vielzahl von Begriffskombinationen ergibt.

Die Einteilung der sog. Dehnungsarten von HOSTER 1994 (Abb. 3-8) ist stark beeinflusst von der traditionellen Trainingslehre (HARRE, ZACIORSKIJ u.a.). Hier werden vier Dehnungsarten unterschieden, (1) die aktiv-dynamische, (2) die aktiv-statische, (3) die passiv-dynamische und (4) die passiv-statische Dehnung. Diese und die weiteren Unterteilungen werden von anderer Seite wiederum als Dehnstechniken bezeichnet (vgl. MARTIN et al. 1993, 223; GROSSER/STARISCHKA 1998, 169 s. Abb. 3-9)

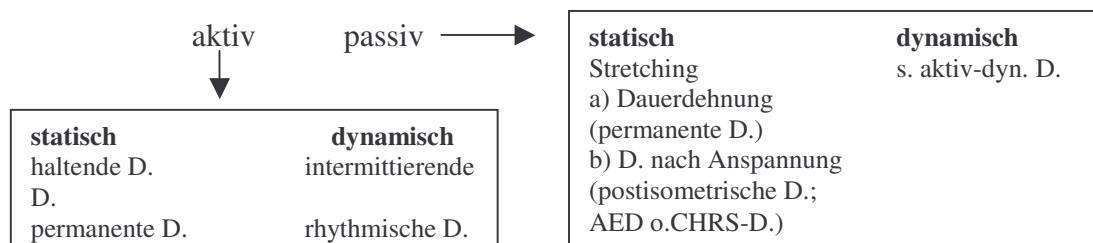


Abb. 3-8: Differenzierung verschiedener Dehnungsarten (modifiziert nach HOSTER 1989, HOSTER 1994, 103).

Da bereits bei den Begriffen „aktiv“ und „passiv“ die Meinungen auseinandergehen, schlagen GLÜCK et al. eine Neustrukturierung vor, die zwischen Eigen- und Fremddehnung (direkt und indirekt) differenziert (vgl. GLÜCK/SCHWARZ/HOFFMANN/WYDRA 2002, 67; WYDRA /GLÜCK 2002, 124).

WYDRA (1993, 104) verwendet den Begriff Dehnstechnik, „um die verschiedenen theoretisch voneinander abgrenzbaren Durchführungsformen zu unterscheiden“. Mit dem Terminus Dehnmethode versucht er, „die Art der Ausführung“ zu charakterisieren.

WYDRA (ebd.) unterteilt in fünf wesentliche Dehnstechniken, nämlich nach der dynamischen Dehnung (DS), der permanenten oder statischen Dehnung (SS), Dehnung nach einer vorausgegangenen Muskelkontraktion, auch Contract-Release-Dehnung (CR) genannt, Dehnung bei gleichzeitiger Antagonisten-Kontraktion (AC) und der Kombination aus CR- und AC-Dehnung (CR-AC). HUTTON (1994, 41f) zählt als die wichtigsten Dehnstechniken das „Ballistische Stretching“, „Statische Stretching“ und die „PNF-Techniken“ auf, welche sich aus der „Kontraktions-Entspannungs- bzw. Halte-Entspannungstechnik“ und der Technik der „Kontraktion (= Halten)/Entspannung, agonistische Kontraktion“ zusammensetzen.

Zur Strukturierung unterschiedlicher Dehnstechniken werden auch zeitliche Beschreibungsgrößen von einfach (die Dehnung erfolgt an einem Tag) bis mehrfach (die Dehnung erfolgt an mehreren Tagen), singular (eine Serie) und seriell (mehrere Serien) verwendet. Außerdem werden Einflussgrößen aufgezählt wie Tageszeit, Vibrationen, statische Anspannung, dynamische Anspannung, Temperatur, Massage etc. (SCHÖNTHALER/OTT zit. bei MARSCHALL 1998). Andere Autoren unterscheiden bei der Ausführung von Muskeldehnungen „singuläre Dehnungen“ (einzelne, wenige Wiederholungen), „kurzzeitige Dehnungen“ (15 - 30-minütige Dehnungsprogramme), „langzeitige Dehnungen“ (über Tage, Wochen dauernde Programme) sowie entsprechende „kurzfristige Effekte“ (unmittelbar nach einer Behandlung), „mittelfristige Effekte“ (über Stunden bis Tage) und „langfristigen Effekte“, die sich Wochen bis Monate nach den Dehnmaßnahmen nachweisen lassen (WYDRA/GLÜCK/ROEMER 1999, 11; vgl. auch WIEMANN 1994).

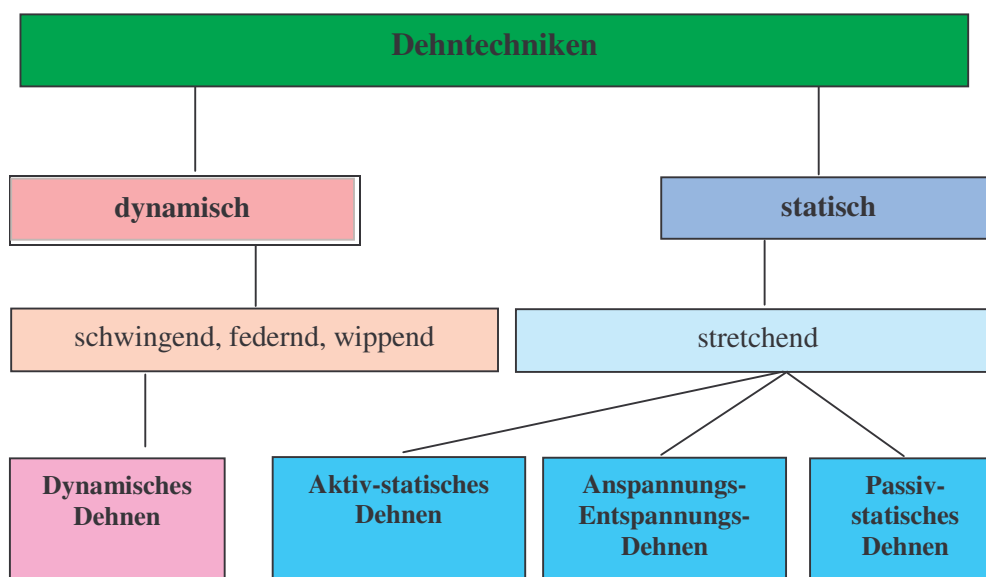


Abb. 3-9: Dehntechniken (modifiziert nach GROSSER/STARISCHKA 1998, 169).

In der Einteilung von GROSSER/STARISCHKA (1998, 169) wird der klassische Begriff „Dehntechniken“ inhaltlich bereits um die (s.o. WYDRA) „Art der Ausführung“ erweitert („schwingend, federnd, wippend“), wodurch die Nähe zur Methode deutlich wird.

BOECKH-BEHRENS/BUSKIES (2000, 123-127) nennen in konsequenter Anlehnung an den Begriff „Trainingsmethoden“ vier „Basismethoden der Dehnung“:

1. Methode der Dauerdehnung, 2. Methode der Dauerdehnung durch Anspannung der Antagonisten, 3. Methode der wiederholten Dehnung, 4. Methode der Anspannungs-Entspannungs-Dehnung. Einer Kurzbeschreibung folgen jeweils nähere Angaben zu Intensität, Dauer, Umfang, Dichte und Häufigkeit. Die Techniken passiv-statisches Dehnen, dynamisches Dehnen und Anspannungs-Entspannungs-Dehnen (s. Abb. 3-9) finden sich bei BOECKH-BEHRENS/BUSKIES (2000) unter den „Basismethoden“ 1, 3 und 4.

Daher definieren wir *Dehnmethode* als planmäßige Vorgehensweise bei der Ausführung der Dehntechniken, bei der die Belastungsnormative genau dosiert sind.

In begrifflicher Anlehnung an GROSSER/STARISCHKA und inhaltlicher Anlehnung an den Methodenbegriff von BOECKH-BEHRENS/BUSKIES werden jetzt die 3 Dehntechniken bzw. Dehnmethoden, die in der vorliegenden Untersuchung angewandt wurden, näher beschrieben sowie deren Vorteile und Nachteile erläutert.

### 3.3.1 Das dynamische Dehnen

Als Synonym für das dynamische Dehnen findet man im deutsch- und englischsprachigen Raum:

*Intermittierende Dehnung* (HOSTER 1994, 103; MAEHL 1986, 86; GROSSER/STARISCHKA 1998, 169), *ballistisches Dehnen* (HOSTER 1994, 103; MAEHL 1986, 86; READ 1989; GROSSER/STARISCHKA 1998, 169), *Schwunggymnastik* (GROSSER/STARISCHKA 1998, 169), *ballistic stretching* (ANDERSON/BURKE 1991, 65; DeVRIES 1962, 223), *rhythmisches Dehnen* (HOSTER 1994, 103; BADTKE 1987, 50), *wiederholende Dehnung* (BADTKE 1987, 50), *dynamisch-aktives Dehnen* (KNEBEL 1988, 93), *Rebounding-Stretch* (HEBBELINCK 1988, 214), *Reboundstretching*

(PETERSON/RENSTRÖM 1987) bzw. *rebounding stretch* (De VRIES 1962, 223), *Bouncing* (READ 1989), *spring stretch* und *fast stretch* (De VRIES 1962, 223).

Die Bewegungsausführung beim dynamischen Dehnen besteht darin, mehrmals hintereinander mehr oder weniger schnelle, federnde Bewegungen bzw. Kreisen oder Schwingen einzelner Körperteile auszuführen (MAEHL 1986, 86; GROSSER/STARISCHKA 1998, 169) oder auch „weiche, rhythmische Bewegungen“ (EINSINGBACH/WOJTOWICZ 1985, 160, vgl. HOSTER 1989a, 128) und „feine federnde Bewegungsausschläge um den Punkt stärkster Spannung herum“ (DORDEL 1993, 230).

Sicherlich wäre es sinnvoll, die dynamische Dehnung weiter zu differenzieren, nämlich zwischen der *Schwunggymnastik* mit zügigen federnden, kreisenden oder schwingenden Bewegungen einzelner Körperteile und dem *intermittierenden Dehnen* mit weichen, rhythmischen, sich steigernden Bewegungen bis an die Beweglichkeitsgrenze mit geringer Amplitude und langsamer bis mittlerer Ausführungsgeschwindigkeit.

Der Dehnreiz auf Muskulatur und Bindegewebe erfolgt bei dynamischen Dehnformen über das Ausnutzen von Trägheitsmomenten und Zentrifugalkräften. Dadurch kann eine Verbesserung der Bewegungsreichweiten erzielt werden (MAEHL 1986, 86; GROSSER/STARISCHKA 1998, 169).

#### (1) Vorteile

Ein wesentlicher Vorteil bei der Ausübung von aktiv-dynamischen Dehnungsübungen ist die Verbesserung der intermuskulären Koordination (SCHNABEL/HARRE/BORDE 1994, 318; HOSTER 1987, 1524; KNEBEL/HERBECK/HAMSEN 1990, 65). Wenn „intermittierend-zügig“ dynamisch gedehnt wird, kann es für die koordinative Komponente der Beweglichkeit förderlich sein (SCHNABEL et al. 1994, 320).

GROSSER/STARISCHKA (1998, 170) weisen ebenfalls auf die Schulung der Bewegungskoordination durch die Schwunggymnastik hin:

„Die komplexen Bewegungen erfordern eine entsprechende neuromuskuläre Steuerung, die durch die zahlreichen Bewegungswiederholungen jedesmal neu gebahnt wird“ (GROSSER/ STARISCHKA 1998, 170).

Bei aktiv-dynamischen Dehnübungen bewirken die Kontraktionen der Agonisten eine ständige Anpassung des zu dehnenden Muskels (EINSINGBACH/WOJTOWICZ 1985, 160).

Darüber hinaus ist es im Beweglichkeitstraining entscheidend, die funktionelle und nicht die potentielle Länge des Muskels durch Dehnungsübungen zu erarbeiten (READ 1989, 258). Eine Verbesserung der aktiven Beweglichkeit kann im Rahmen von sportartspezifischem Beweglichkeitstraining mittels dynamischer Dehnübungen sehr wohl erreicht werden (HARDY/JONES 1986, 150; vgl. HOSTER 1987, 1524). Es ist allerdings möglich, dass die Kraft der Gegenspieler zu gering ist, um einen ansprechenden Dehnreiz auf die zu dehnende Muskulatur auszuüben (GROSSER/STARISCHKA 1998, 170). Jedoch ist eine gleichzeitige Kräftigung der Gegenspieler beim dynamischen Dehnen gegeben (HOSTER 1987, 1524; WEINECK 1986, 237).

Ein weiterer positiver Aspekt der dynamischen Dehnung ist der größere Aufwärmeeffekt (GROSSER/STARISCHKA 1998, 170; HOSTER 1987, 1524). Die lokale Durchblutung ist durch die ständigen Kontraktionen verbessert, der Muskel fühlt sich subjektiv wärmer an. GARRETT (1990, 441) demonstrierte im Tierversuch, dass zyklische Dehnungen sogar verletzungsprophylaktische Wirkungen haben.

Die Anwendung von dynamischen Dehnübungen besonders im Rahmen des allgemeinen Aufwärmens bzw. zur Vorbereitung auf nachfolgende Kraft- bzw. Schnellkraftbelastungen wird von einigen Autoren favorisiert (DIETRICH/BERTHOLD/BRENKE 1985, 55; PETERSON/RENSTRÖM 1987, 96; MEDLER/MIELKE 1990, 43; HARDY/JONES 1986, 153; HOSTER 1987, 1524; ALBRECHT/MEYER/ZAHNER 1997, 28; vgl. MURPHY 1991; MARTIN/CARL/LEHNERTZ 1993, 223).

Daneben wird ein weiterer nicht zu unterschätzender Vorzug der dynamischen Dehnung betont. Dynamische Übungen sind motivierender als statische Dehnungsübungen (MEDLER/MIELKE 1990, 43; ALTER 1996, 174) und können somit ein höheres Aktivierungsniveau für nachfolgende Belastungen schaffen. Sogar SÖLVEBORN weist auf die Durchführung von dynamischen Bewegungsformen wie dosierten Schwung- und Pendelübungen hin, „damit der Trainingsabschnitt abwechslungsreicher und vielseitiger wird“ (SÖLVEBORN 1983, 15).

Auch im Regenerationsprozess eines Sportlers kann die dynamische Dehnung Anwendung finden. In einem Vergleich dreier Dehntechniken war die dynamische bzw. intermittierende Dehnung den statischen Dehntechniken bzgl. der muskulären Reaktivierung überlegen (SCHÖBER/KRAFT/WITTEKOPF/SCHMIDT 1990, 88).

Es ist also nicht einsichtig, die dynamische Form der Muskeldehnung generell als „gefährlich“ oder „unzweckmäßig“ abzustempeln (vgl. EINSINGBACH/WOJTOWICZ 1985, HARDY/JONES 1986, KREMER 1989, MAEHL 1986, HOSTER 1987, FREIWALD 1991).

## (2) Nachteile

Die aktiv-dynamische Dehnung, also die traditionelle Form der Muskeldehnung in der Gymnastik (HOSTER 1987, 1524), wird von einigen Autoren aufgrund ihrer Verletzungsgefahr abgelehnt (ANDERSON 1989, 19; SÖLVEBORN 1983, 14 u. a.). Sie wird abwertend als „ballistische Schleudergymnastik“ (SCHNACK 1992, 27) und „Zerrgymnastik“ (SÖLVEBORN 1983, 13) bezeichnet.

SÖLVEBORN (1983, 14) behauptet: „Jede ruckartige Zerrung aktiviert den Streckreflex. Da ausgelöste Muskelzusammenziehung und Schleuderbewegung entgegengesetzt wirken, zerreißen die Muskelfasern“.

WEINECK (1986, 237) sieht in der dynamischen Gymnastik ebenfalls ein Verletzungsschema:

"Durch die abrupten, schwunghaften und damit nur kurzzeitig einwirkenden Dehnungsreize kommt es zur ausgeprägten Auslösung des muskulären Dehnungsreflexes via Muskelspindeln ... und damit zu einer Dehnungseinschränkung, die ein nicht zu unterschätzendes Verletzungsrisiko beinhaltet".

BEAULIEU 1981, 60 (zit. bei MAEHL 1986, 87) behauptet, bei einer häufigen Anwendung von dynamischen Dehnübungen kommt es zur erhöhten Verletzungsanfälligkeit der Muskulatur und der Sehnen, die zu einer spontanen Faserruptur führen kann.

Es liegen jedoch keine Untersuchungen vor, die diese Annahmen bestätigen. Faserrisse in der Beugemuskulatur beim Sprint und Hürdenlauf konnten bisher jedenfalls nicht eindeutig auf einen ausgeprägten Dehnungsreflex bzw. Streckreflex zurückgeführt werden.



Es besteht ein Zusammenhang zwischen der Größe des Dehnungsreflexes und der Dehnungsgeschwindigkeit (GOLLHOFER/RAPP 1993; GROSSER/STARISCHKA 1998, 170). Nach einer schnellen Dehnung sind die reflektorischen Antworten, welche der Dehnung entgegenwirken, größer als bei einer langsamen kontinuierlichen (ULLRICH/GOLLHOFER 1994, 340). Diese Spannungserhöhungen verhindern die mögliche Endstellung des Gelenkes zu erreichen und reduzieren damit den Dehnungserfolg (ANDERSON 1989, 19; SÖLVEBORN 1983, 13; KNEBEL/HERBECK/HAMSEN 1990, 64; GROSSER/STARISCHKA 1998, 170), was jedoch wissenschaftlich nicht bestätigt werden konnte (HOSTER 1987, 1524; WYDRA/GLÜCK/RÖMER 1999, 16).

GOLLHOFER/RAPP (1993) zeigten mittels EMG, dass die (Dehnungs-) Reflexantworten nach mechanischer Stimulation des M. triceps surae abhängig sind von der Dehnungsgeschwindigkeit, nicht aber von der Bewegungsamplitude.

In den Untersuchungen von WIEMANN (1991, 303) war kein eindeutiger Zusammenhang zwischen der Winkelgeschwindigkeit der Dehnprozedur und der Reflexaktivität nachweisbar. Das würde bedeuten, dass im Rahmen des dynamischen Dehnens mit geringer Ausführungsgeschwindigkeit keine größeren Dehnungsreflexe ausgelöst werden, wie z. B. beim statischen Dehnen.

Die geringe Reizdauer und der geringe Reizumfang bedingen geringere Anpassungsprozesse am Muskel-Sehnen-Komplex (SCHNABEL/HARRE/BORDE 1994, 318; HOSTER 1987, 1524). Das Creeping-Phänomen und die „längenkonstante Relaxation“ sollen aufgrund der kurzen Zeitdauer in den endgradigen Positionen des Gelenks beim dynamischen Dehnen nicht eintreten (ALTER 1996, 174; GROSSER/STARISCHKA 1998, 170; vgl. WEINECK 1986, 237).

Trotzdem konnten signifikante Verbesserungen der Bewegungsreichweite durch dynamisches Dehnen nachgewiesen werden (WYDRA/BÖS/KARISCH 1991, WYDRA/GLÜCK/RÖMER 1999).

### 3.3.2 Das statische Dehnen

Für das passiv-statische Dehnen gibt es folgende Synonyme: *gehaltene Dehnung*, *permanente Dehnung*, *Dauerdehnung* (HOSTER 1987, MAEHL 1986).

Im angelsächsischen Raum findet man meist die Bezeichnung *Static Stretching* (ANDERSON/BURKE 1991, 171), daneben *Easy Stretching*, *Relaxed Method* (MAEHL 1986, 83), *easy stretch* und *developmental stretch* (ANDERSON 1989, 18 und ANDERSON/BURKE 1991, 72) auch *Isometric Stretching*, *Controlled Stretching* oder *Slow Stretching* (ALTER 1996, 173), *slow stretch exercises* (KNEBEL 1988, 93), *Prolonged Static* oder *Held Stretch* (HEBBELINCK 1988, 214).

In englischsprachigen Ländern bezeichnet man alle muskeldehnenden Maßnahmen mit „Stretching“. SÖLVEBORN führt 6 verschiedene Ausführungsformen des statischen Dehnens, die als amerikanische Stretching-Methoden bezeichnet werden, an: „Ballistic and hold, Passive Lift and Hold, Prolonged Stretch, Active PNF, Passive PNF, Relaxation Method“ (SÖLVEBORN 1983, 123).

WIEMANN (1993, 99f) unterscheidet drei grundsätzliche Stretchingmethoden, das Statische Stretching, das Kontraktion-Relaxations-Stretching und das Antagonisten-Kontraktions-Stretching.

Der Dehnreiz bei der passiv-statischen Dehntechnik wird durch äußere Kräfte (Partner, Schwerkraft, Schwungunterstützung, Gerät, nicht antagonistisch wirkende Kräfte (HOSTER 1994, 103)) bewirkt. Im Gegensatz dazu wird bei der aktiv-statischen Dehnung eine Dehnposition durch die isometrische Kontraktion der antagonistischen Muskulatur des zu dehnenden Muskels über eine gewisse Zeit gehalten (s. Kap. 3.3.4).

#### (1) Vorteile

Die ruhige und kontrollierte Ausführung der statischen Dehnung birgt an sich eine geringe Verletzungsgefahr, denn die Empfindlichkeit der Dehnrezeptoren wird beeinflusst. Die Muskelspindeln stellen sich durch das langsame Einnehmen der Dehnposition und das lange Halten der Stellung auf die größere Muskellänge ein. Dadurch wird der Dehnungsreflex nicht ausgelöst, sowie die Entladungsfrequenz der Ia-Fasern geringgehalten (GROSSER/STARISCHKA 1998, 171).

Weiterhin kann es über die Spannungsmessfühler, die sog. Golgi-Organen, bei großer Spannung zur autogenen Inhibition führen (ULLRICH/GOLLHOFER 1994, 340; GROSSER/STARISCHKA 1998, 171). Eine allgemeine Reduktion der elektrischen Aktivität während einer passiv-statischen Dehnung zeigt sich in geringen EMG-Amplituden in mittleren Dehnungsbereichen (FREIWALD/ENGELHARDT/KONRAD/JÄGER/GNEWUCH 1999; SCHÖNTHALER/OHLENDORF/OTT/MEYER/KINDERMANN/SCHMIDTBLEICHER 1998).

Die Durchführung erfolgt über ein langsam „ziehendes“, sehr kontrolliertes Dehnen ohne Nachfedern.

Die Angaben zur Dehndauer differieren sehr (vgl. SCHNABEL/HARRE/BORDE 1994, 320). Die Endstellung wird je nach Autor zwischen 5-10 Sekunden (SÖLVEBORN 1983, 122), 5-30 Sekunden (EINSINGBACH/WOJTOWICZ 1985), 10-30 Sekunden (ANDERSON 1989; MAEHL 1986; WIEMANN 1993) und bis 60 Sekunden (SÖLVEBORN 1983, 123; ANDERSON 1989, 20) gehalten.

Aufgrund der viskoelastischen Eigenschaften des Muskels wird nach ausreichender Dehndauer und entsprechendem Reizumfang der Creeping-Effekt und die Relaxation ausgelöst. Der Dehnungswiderstand verringert sich durch Stretching über die Zeit (HOSTER 1987, 15; ULLRICH/GOLLHOFER 1994, 340).

Ein wesentlicher Vorteil des statischen Stretching liegt in einem „exakten Aktionsmuster, das sich von der Gelenk-Muskel-Funktion herleitet“ (KNEBEL/HERBECK/HAMSEN 1990, 71). In einer Untersuchung von SULLIVAN/DEJULIA/WORRELL (1992) wurde der funktionelle Aspekt von Dehnübungen näher beleuchtet. Die Effektivität von Dehnungsmaßnahmen zur Verbesserung der Bewegungsreichweite für die ischiocrurale Muskulatur hängt demnach wesentlich von der Ausgangsstellung des Beckens ab, weniger von der Wahl der Dehntechnik.

Weiterhin benötigt man für das statische Dehnen einen geringen Energieaufwand und deshalb kann es auch zu Regenerationszwecken angewendet werden (GROSSER/STARISCHKA 1998, 171; DeVRIES 1962; vgl. FREIWALD 1991, 17ff).

ANDERSON (1989, 17) zählt u.a. folgende Wirkungen des regelmäßigen Dehnens auf Körper und Geist auf:

„Es ist ein Weg den Muskeln mitzuteilen, daß sie bald arbeiten werden“. „Wenn Du diverse Körperteile dehnt, konzentrierst du dich auf sie und hast Kontakt zu ihnen. Du lernst Dich kennen.“ „Hilft, die Kontrolle des Gehirns über den Körper zu lockern, so daß er sich um seiner selbst willen bewegt, anstatt aus Gründen des Egos zum Wettstreit“. „Fühlt sich gut an“.

Durch richtig platzierte statische Dehnmaßnahmen im Rahmen des Aufwärmprozesses kann die Konzentrationsfähigkeit des Sportlers verbessert werden bzw. einem Startfieberzustand entgegen getreten werden (MAEHL 1986, 97). Stretching, am Ende einer Sportstunde angewendet, kann zu einer sichtlichen Verbesserung der Stimmung der Sportler führen (SCHNEIDER/WYDRA 2001, 13).

Die Wurzeln des statischen Dehnens bzw. des Stretchings liegen bekanntlich im Hatha-Yoga. Deshalb wird Stretching wie z. B. bei STERNAD (1987, 8ff) als Möglichkeit zur Entspannung angesehen, wobei die Körperwahrnehmung, die Atemtechnik sowie der Körperausdruck verbessert werden kann. Über Entspannungstraining mit Stretching soll sogar der Überaktivität des Sympathikus entgegen getreten werden (STERNAD 1987,17). Es werden also dem statischen Dehnen Wirkungen zugeschrieben, die wissenschaftlich nicht immer nachgewiesen sind. So wurde auch angenommen, dass statisches Dehnen die Bildung von Muskelkater verhindert bzw. reduziert (DeVRIES 1961 und ABRAHAM 1977 zit. bei MURPHY 1991, 68). Dies konnten die Untersuchungen von BUROKER/SCHWANE 1989, Mc GLYNN et al. 1979, JOHANSSON et al. 1999, HIGH et al. 1989, WESSEL/WAN 1994, GULICK et al. 1996 (zit. bei HERBERT/GABRIEL 2002) nicht bestätigen. In einer Analyse der englischsprachigen Literatur zur Verhinderung von Muskelkater und Verletzungen durch Stretching konnten HERBERT/GABRIEL (2002, 5) auch keine Belege finden, dass Stretching das Verletzungsrisiko wesentlich reduziert. Bei WIEMANN/KAMPHÖFNER (1995) wurden nach statischem Dehnen unmittelbar vor einer exzentrischen Kraftbelastung eher stärkere Muskelbeschwerden festgestellt als ohne Dehnen.

Weiterhin ist die Annahme, dass statisches Dehnen stoffwechselsteigernd und durchblutungsfördernd wirkt (EINSINGBACH/WOJTOWICZ 1985, 160), ebenfalls zu bezweifeln, da bei statischen Bedingungen der venöse Rückfluss eher verringert ist.

## (2) Nachteile

Die Nachteile dieser Dehntechnik ergeben sich auch aus den Vorteilen der dynamischen Dehnung. Die isolierte Dehnung eines Muskels bzw. einer Muskelgruppe führt nicht zu einer Verbesserung der intermuskulären Koordination (GROSSER/STARISCHKA 1998, 171).

SCHOBER/KRAFT/WITTEKOPF/SCHMIDT (1990, 88) zeigten, dass das statische Dehnen dem dynamischen oder postisometrischen Dehnen im muskulären Entspannungsverhalten am M. quadriceps femoris unterlegen war. Die Dehnung führt nur zu einer geringen lokalen Durchblutung. Wird im Rahmen des Aufwärmens statisches Dehnen angewendet, so wird der Sportler nach dem empfohlenen Laufen/Radfahren/Schwimmen während des Stretchings eher wieder kalt (MURPHY 1991, 67). Damit hat das statische Dehnen nur einen geringen oder keinen Aufwärmeffekt (GROSSER/STARISCHKA 1998, 171). Zudem soll der venöse Blutrückfluss in den statischen Haltepositionen eher verhindert werden (MURPHY 1991, 68). Deshalb ist es auch zu hinterfragen, ob Stretching in der Phase des cool-down einzusetzen ist.

Wird eine Dehnposition über längere Zeit eingenommen, so können unphysiologische Belastungen am Kapsel-Band-Apparat (GROSSER/STARISCHKA 1998, 171) und das sog. „Over-Stretching-Syndrom“ eintreten. „Durch anhaltendes, hartnäckiges und zumindest am Anfang schmerzhaftes Dehnen, wie es beim ehrgeizigen Sportler eben anzutreffen ist“, kann es auch zu Überdehnungen kommen und zu Beschwerden führen (REBSAMEN 1994, 116).

Zudem sollen statische Dehnübungen „boring“ (also langweilig) sein und nicht den natürlichen Bewegungen entsprechen (ALTER 1996, 175), wie das zum Beispiel beim kurzen Strecken einer Katze nach längerer Ruheposition zu beobachten ist.

Stretching-Kritiker (wie zum Beispiel WIEMANN 1994, MURPHY 1991, HOSTER 1987) bezweifeln insgesamt die dem Stretching zugeschriebenen Wirkungen der Leistungssteigerung und der Prävention von Verletzungen und vermissen Belege in entsprechenden wissenschaftlichen Untersuchungen.

### 3.3.3 Das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen

Diese Dehntechnik stammt ursprünglich aus der Physiotherapie und basiert auf den Erkenntnissen des englischen Neurophysiologen und Nobelpreisträgers SHERRINGTON (1857-1952). Das Prinzip dieser Dehntechnik ist das Vorschalten einer isometrischen Kontraktion des Muskels, der im Anschluss daran gedehnt werden soll.

Die Dehnung nach einer vorausgegangenen Muskelkontraktion wird *Contract-Hold-Relax-Stretch*, *CHRS* oder *Anspannen-Entspannen-Dehnen* (SÖLVEBORN 1983), *Scientific Stretching for Sport* und *3 S* (HOLT/SMITH 1983), *propriozeptive neuromuskuläre Dehnung* (EINSINGBACH/WOYTOWICZ 1985), *postisometrisches Dehnen* (MAEHL 1986, ULLRICH/GOLLHOFER 1994, 341), *Propriozeptive Neuromuskuläre Förderungstechnik* und *PNF* (MAEHL 1986), *postisometrische Relaxation* (MAEHL 1986b), *Dehnung nach Anspannung* (HOSTER 1987), *Kontraktions-Relaxations-Stretching* (WIEMANN 1993), *Kontraktions-Entspannungs- bzw. Halte-Entspannungstechnik* (HUTTON 1994), *Anspannungs-Entspannungs-Dehnen* (GROSSER/STARISCHKA 1998, 172) genannt.

Die Literaturangaben über die Höhe und Dauer der isometrischen Anspannung variieren von „Muskeln mit größtmöglicher Kraft anspannen“ über 10 bis 30 Sekunden (SÖLVEBORN 1983, 9), „mäßige isometrische Anspannung“ von 10 Sekunden (BADTKE 1987, 50), „10 Sekunden maximal anspannen“ bei WYDRA/BÖS/KARISCH (1991, 390) und WIEMANN (1993, 99) bis „mit minimaler Kraft Widerstand leisten“ (LEWIT 1997, 268).

#### (1) Vorteile

Der neurophysiologische Hintergrund und damit Vorteil für diese Dehntechnik gründet auf der Annahme, dass nach einer isometrischen Vorkontraktion eine „postisometrische Hyperpolarisation des Motoneuronenpools“ (ULLRICH/GOLLHOFER 1994, 341) erfolgt und die Erregbarkeit der Motoneuronen dadurch verringert ist (ALTER 1996, 180; GROSSER/STARISCHKA 1998, 173). Der Muskel kann leichter gedehnt werden, weil die Muskelaktivität reduziert ist und keine Gegenspannung aufgebaut wird (MAEHL/HÖHNKE 1988, 45; vgl. HUTTON 1994, 44 ). Damit können größere Bewegungsreichweiten erzielt werden.

ETNYRE/ABRAHAM (1986), GUISSARD/DUCHATEAU/HAINAUT (1988a) wiesen experimentell eine Verringerung der H-Reflex-Amplituden in den ersten Sekunden der Dehnung nach und MOORE/KUKULKA (1991, zit. bei GOLLHOFER/SCHÖPP/RAPP/STROINIK 1998, 89) sogar bis 20 Sekunden. Es ist jedoch fraglich, ob die mittels elektrischer Stimulation gefundenen Ergebnisse auch auf die selbstständige Durchführung der Dehntechnik übertragen werden können.

SCHÖNTHALER/OHLENDORF/OTT/MEYER/KINDERMANN/SCHMIDTBLEICHER 1998, 229) registrierten während einer postisometrischen Dehnung der ischiocruralen Muskulatur in submaximaler Dehnposition eine Reduktion der EMG-Aktivität in der Relaxationsphase mit einer Dauer von 1500 ms und 2000 ms. GOLLHOFER/RAPP/MAIER (1995, 239) zeigten anhand elektrischer und mechanischer Reize auf, dass die Dauer der Hemmphase nur zwischen 500 und 800 ms beträgt und somit für die praktische Anwendung der Dehntechnik einen zu kurzen Zeitraum darstellt.

Es wird jedoch auch angenommen, dass Muskelkontraktionen die neuronale Erregbarkeit für einige Sekunden steigern können (HUTTON 1994, 44; CONDON/HUTTON 1987; MOORE/HUTTON 1980; FREIWALD/ENGELHARDT/KONRAD/JÄGER/GNEWUCH 1999, 5).

HUTTON (1994, 45) demonstrierte in seinen Untersuchungen (CONDON/HUTTON 1987, MOORE/HUTTON 1980) eine Steigerung von EMG-Aktivität im gedehnten Muskel beim statischen Dehnen und zwei PNF-Techniken, die jedoch unabhängig davon zu signifikanten Verbesserungen von Bewegungsreichweiten führten. Er folgert deshalb, dass „offensichtlich die Effektivität einer Stretchingtechnik nicht mit der jeweiligen EMG-Aktivität in Verbindung zu bringen ist, die während der muskulären Dehnung gemessen wird“ (HUTTON 1994, 45). Auch CONDON/HUTTON (1987) und OSTERNIG/ROBERTSON/TROXEL/HANSEN (1990) beobachteten höhere EMG-Amplituden nach den neuromuskulären Dehnverfahren. FREIWALD et al. (1999) zeigten bei der Dehnung der ischiocruralen Muskulatur nach der CRAC- bzw. AEDA-Technik (Anspannen-Entspannen-Dehnen-agonistisches Anspannen) keine Reduktion der elektrischen Aktivität, sondern eine verstärkte Aktivierung der zu dehnenden Muskulatur aufgrund von Kontraktionen auf.

Verschiedene Mechanismen können zur Verbesserung der Bewegungsreichweiten mit dieser Dehntechnik beitragen. Zunächst ist die Auslösung der autogenen Hemmung über die Spannungs-Messfühler zu nennen. HOLT (in HOLT/TRAVIS/OKITA 1970) und SÖLVEBORN (1989), als die größten Verfechter dieser Dehntechnik, sehen sie als den entscheidenden Vorteil gegenüber den anderen Verfahren. Die isometrische Anspannung bewirkt eine Erregung der Golgi-Organen in der Sehne, führt zur autogenen Hemmung und damit zur zusätzlichen Entspannung des Muskels, der gedehnt werden soll (HUTTON 1994, 43f; GROSSER/STARISCHKA 1998, 172). Dabei ist noch nicht geklärt, bei welcher Sehnenspannung die Hemmung einsetzt (vgl. GOLLHOFER/SCHÖPP/RAPP/STROINIK 1998, 94f). GOLLHOFER et al. (1998) untersuchten die postisometrische Modulation in Abhängigkeit vom Betrag der isometrischen Vorspannung, wobei sich keine Unterschiede zwischen 30% und 60% MVC (Maximal Voluntary Contractions) in der Anspannungsphase ergaben.

Die Beziehung zwischen der Zeitdauer der isometrischen Muskelkontraktion der Anspannungs-Entspannungs-Technik und der Verbesserung der Schulterbeweglichkeit wurde von NELSON/CORNELIUS (1991) näher beleuchtet. Demnach gibt es keine signifikanten Unterschiede in der Dauer (3, 6 oder 10 Sekunden) der Anspannungsphase. Es wurden mit allen drei Anspannungszeiten signifikante Verbesserungen der Schulterbeweglichkeit ermittelt. Wird die Spannung im Muskel und an der Sehne über einige Sekunden isometrisch aufrecht erhalten, so resultiert der Dehnreiz auf die kollagenen Strukturen (vgl. HOSTER 1989b, 8; MAGNUSSON/McHUGH 1995, 186-187). Der creeping-Effekt setzt ein und führt zur Längenanpassung der Sehne (GROSSER/STARISCHKA 1998, 172).

Inwieweit sich die vorausgehende Anspannung des Muskels auf die Relaxation der nachfolgenden Dehnung auswirkt, ist nicht geklärt. WIEMANN (1994, 61) konnte z. B. nur geringe Differenzen in den Dehnungs-Spannung-Kurven vor und nach einer (10-sekündigen) maximalen isometrischen Willkürkontraktion feststellen. Er führt die Verbesserungen der Dehnfähigkeit über die Dehnung nach vorausgehender Kontraktion auf eine erhöhte Belastbarkeit gegenüber Dehnreizen zurück.

Weiterhin könnte sich die Reduktion der Empfindlichkeit der Muskelspindeln nach einer isometrischen Anspannung auf die Dehnbarkeit der Muskulatur günstig auswirken (ULLRICH/GOLLHOFER 1994, 341; GROSSER/STARISCHKA 1998, 173).

Nach WENDLER (1983, 120) wird neben den beschriebenen Reflexmechanismen gleichzeitig ein alaktazid-anaerober Energieverlust erzielt, der einen Ermüdungsprozess in der Muskulatur hervorruft. Damit soll der Dehnungswiderstand verringert sein.

Insgesamt ergeben die Mechanismen dieser Dehntechnik (ob neuronal oder mechanisch bedingt) gute Ausgangsbedingungen zur Steigerung der Beweglichkeit. In mehreren Untersuchungen konnte dies nachgewiesen werden (MOORE/HUTTON 1980, PRENTICE 1983, SADY/WORTMAN/BLANKE 1982, TANIGAWA 1972, ETNYRE/LEE 1988, WYDRA/BÖS/KARISCH 1991, WYDRA/GLÜCK/ROEMER 1999). Jedoch zeigte sich in einigen Studien kein signifikanter Unterschied in der Wirkungsweise verschiedener Dehnmethoden auf die Verbesserung der Bewegungsreichweite (HARTLEY-O'BRIEN 1980, MOORE/HUTTON 1980, LUCAS/KOSLOW 1984, CONDON/HUTTON 1987).

Ein weiterer Vorteil dieser Dehntechnik wird in einer leichten Kräftigung der Muskulatur während der isometrischen Anspannungsphase gesehen. KOKKONEN/LAURITZEN/YOUNG (1995) wiesen signifikante Verbesserungen der Kraft und Beweglichkeit von Studenten nach einem Dehntraining mit der AED-Technik nach. Zudem kommt es nach einer isometrischen Kontraktion zu einer vermehrten Durchblutung und zu einem besseren Aufwärmeeffekt (MAEHL/HÖHNKE 1988, 45; GROSSER/STARISCHKA 1998, 173). Bei der Muskelkontraktion kann eine „initiale Wärmebildung (die Aktivierungswärme vor Eintreten der mechanischen Reaktion und die eigentliche Kontraktionswärme)“ und die „Erholungswärmebildung (verzögerte Wärmebildung nach der Kontraktion)“ beobachtet werden (GROSSER/HERMAN/TUSKER/ZINTL 1987, 165).

## (2) Nachteile

Die Nachteile entsprechen im Wesentlichen denen des statischen Dehnens. Außerdem ist die Übungsausführung für Ungeübte nicht einfach und verlangt ein hohes Maß an Körperbewusstsein.

### 3.3.4 Weitere Dehnmethoden und Dehnmethoden

Es gibt noch weitere Dehnmethoden bzw. Dehnmethoden, von denen einige kurz beschrieben werden sollen.

#### (1) Das aktiv-statische Dehnen

Bei dieser Dehnmethode erfolgt die Dehnung des Muskels über eine isometrische Kontraktion seines Gegenspielers, der die Dehnposition für einige Zeit aktiv hält (vgl. GROSSER/STARISCHKA 1998, 174; WYDRA 1993, 104).

Andere Autoren bezeichnen die Technik als „Agonist-Contract“ (OSTERNIG/ROBERTSON/TROXEL/HANSEN 1990; WYDRA/GLÜCK/RÖMER 1999; HUTTON 1994, 45).

### **Exkurs: Agonist - Antagonist**

Die Bezeichnungen Agonist und Antagonist werden häufig unterschiedlich verwendet. Dadurch kommt es oft zu Missverständnissen bei Bewegungsbeschreibungen, -anweisungen und -erklärungen.

Zur Klarstellung sollen folgende Definitionen dienen:

„Ein Agonist ist ein Muskel, der im Zusammenwirken mit anderen Muskeln und in Abstimmung mit einem Gegenspieler eine bestimmte Funktion (z.B. Beugen, Strecken in einem Gelenk) übernimmt“ (Sportwissenschaftliches Lexikon 1992, 21).

„Muskeln, die bei der Ausführung einer Bewegung gegen die Bewegungsrichtung arbeiten - und sei es nur durch ihre passive Dehnung - heißen Antagonisten“ (WEINECK 1988, 63).

Es wird angenommen, dass die Kontraktion eines Muskels, also des Agonisten, reflektorisch die reziproke Hemmung seines Gegenspielers, des Antagonisten, bewirkt und dieser damit leichter dehnbar ist (GROSSER/STARISCHKA 1998, 174).

In der Untersuchung von OSTERNIG et al. (1990, 107) wurden trotz erhöhter EMG-Aktivität während der Dehnung gegenüber anderen Dehntechniken 9-13% größere Bewegungsreichweiten an der ischiocruralen Muskulatur erreicht. Es besteht demnach kein klarer Zusammenhang zwischen der Reduktion der elektrischen Aktivität und der Verbesserung der Dehnfähigkeit der Muskulatur über diese Dehntechnik.

Die Vorteile dieser Technik sind die länger anhaltenden Dehnreize gegenüber der aktiv-dynamischen Ausführung und das Ausschalten des Dehnungsreflexes (SCHNABEL/HARRE/BORDE 1994, 319). Außerdem wird die Muskulatur durch die ständigen Kontraktionen stärker erwärmt (MURPHY 1994, 59f).

Die Nachteile liegen darin, dass Gelenkendstellungen bei manchen Muskeln nicht erreicht werden können, da die Kraft der Gegenspieler zu gering ist, um einen entsprechenden Dehnreiz zu bewirken (DORDEL 1993, 230; MARSCHALL 1998). Demnach ist die Übungsauswahl eingeschränkt und die Ausführung der Dehnübungen nach dieser Technik nur für geübte Sportler geeignet (GROSSER/STARISCHKA 1998, 174).

### (2) Kombination aus Anspannungs-Entspannungs-Dehnen und aktiv-statischem Dehnen

Diese Dehntechnik resultiert aus einer vorausgehenden Muskelkontraktion bei anschließender Dehnung über die Kontraktion des Gegenspielers des zu dehnenden Muskels. Sie wird abgekürzt als „CRAC“ („Contract-Release-Dehnung mit Antagonisten-Kontraktion“, WYDRA 1993, 104), „AEDA“ („Anspannen/Entspannen/Dehnen unter Anspannung der agonistischen Muskulatur“ FREIWALD et al. 1999, 7) und als „KEAK bzw. HEAK“ („Kontraktion (Halten)/Entspannung, Agonistische Kontraktion“ HUTTON 1994, 43).

Auch hier ist auffällig, dass die Begriffe Agonist und Antagonist unterschiedlich verwendet werden, aber jeweils die selben Ausführungsformen gemeint sind (s.o.).

Nach HUTTON (1994, 43) ist die Alpha-Gamma-Verbindung der reziproken Hemmung entscheidend, wodurch der Muskel leichter dehnbar ist. MOORE/HUTTON (1980) demonstrierten in ihrer Untersuchung eine Zunahme der elektrischen Aktivität während der KEAK-Dehnung (s.o.), die höher ist, als beim statischen und postisometrischen Dehnen. Die Verbesserung des Bewegungsausmaßes erfolgte unabhängig davon. ETNYRE/ABRAHAM (1986) stellten hemmende Einflüsse von CRAC und CR (s. o.) auf die Motoneuronenpool-Erregbarkeit fest, die eine günstigere Längenveränderung des Muskels besonders bei Dehntechniken mit einer reziproken Aktivierung (CRAC) bewirken. Anhand einer Einzelfallstudie von FREIWALD et al. (1999, 8) wurde mittels EMG die Aktivierung der Kniegelenkbeuger während der Dehnung demonstriert. Erst in endgradiger Dehnposition ist eine geringe Aktivierung des M. biceps femoris festzustellen. Demgegenüber ist bei der Anwendung der CRAC-Methode, also bei einer Kontraktion des M. rectus femoris, keine zusätzliche Entspannung des M. biceps femoris zu erkennen, sondern eine erhöhte Aktivierung (Kokontraktion) der zu dehnenden Muskulatur.

Die in Untersuchungen signifikant nachgewiesenen Verbesserungen der Bewegungsreichweiten einzelner Gelenke mittels CRAC gegenüber anderen Dehntechniken (MOORE/HUTTON 1980) erfordern weitere Erklärungsmechanismen von Dehnungseffekten von PNF-Techniken (vgl. SULLIVAN/DEJULIA/WORREL 1992, 1388) und Dehneffekten generell (vgl. Kap. 3.2).

### (3) Rhythmisch Neuromuskuläre Stimulation (RNS)

Eine weitere Dehnform, die nur mit Hilfe eines Gerätes ausgeführt werden kann, ist die sog. Rhythmische Neuromuskuläre Stimulation (RNS) nach NASAROV. Diese besondere Apparatur von NASAROV übt ständig kleinamplitudige, exzentrische Belastungen in Form von Vibrationen auf die gedehnte Muskulatur aus.

"Wissenschaftliche Nachweise zur Auswirkung der RNS auf physiologische Parameter liegen nicht vor. Die Interpretation der Wirkungsweise der RNS erfolgt aufgrund theoretischer Überlegungen, gemäß denen durch die rhythmische Dehnung und die relative Entdehnung der Muskulatur neben einem verbesserten Zusammenwirken des peripheren und zentralen Nervensystems vor allem positive Wirkungen auf das Kreislauf- und Lymphsystem und die Schmerzrezeption erzielt würden (NASAROV 1991)" (KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER 1997, 39).

Die Ausführung von Dehnübungen an dem RNS-Stimulator sollen wesentliche Verbesserungen der Beweglichkeit und auch der Kraftfähigkeiten bewirken. WEBER (1997) beschreibt in einer Durchsicht der russischen Literatur die Ergebnisse von experimentellen Untersuchungen unter Einwirkung von Vibrationen und berichtet von positiven Erfahrungen im Rahmen von Einzelfallstudien an Freizeitsportlern.

KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER (1997, 42) konnten keinen Unterschied zwischen dem statischen Dehnen und der RNS auf die Dehnfähigkeit des M. pectoralis und der ischiocruralen Muskulatur bzgl. der mittelfristigen Effekte über 3 bis 8 Wochen nachweisen.

Interessant erscheinen die Annahmen zur Erhöhung der Dehneffekte unter Vibrationseinfluss. So stellten LAKIE/ROBSON (1988) eine Verringerung des Dehnwiderstandes nach mechanischer Einwirkung in Form von passivem Schütteln der Muskulatur fest.



KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER (1997, 42) erzielten in ihren Untersuchungen zum Vergleich von RNS und statischer Dehnung auf die Vertikalsprungleistung Ergebnisse, die auf eine „Beeinflussung der zentralen Einstellung des Muskels“ hinweisen. Die Erregbarkeit der  $\alpha$ -Motoneurone war nach der RNS stark reduziert.

Außerdem wird durch Vibrationen ein durchblutungssteigernder Effekt, eine Verringerung der Empfindlichkeit gegenüber Dehnschmerzen und eine Lockerung des Bindegewebes angenommen, was zur Verbesserung der Beweglichkeit führen kann (WEBER 1997, 54).

#### (4) Progressive Velocity Flexibility Program

ZACHAZEWSKI (1990) (zit. bei ALTER 1996, 175) hat ein Programm entwickelt, welches nach einem Aufwärmen eine progressive Anpassung des Muskels und des Bindegewebes an funktionelle dynamische Bewegungen erlaubt, mit dem Ziel Verletzungen zu reduzieren.

Das Dehnprogramm wird folgendermaßen beschrieben:

“The athlete progresses from an environment of control to activity simulation, from slow-velocity methodical activity to high-velocity functional activity. After static stretching, slow short end of range (SSER) ballistic stretching is initiated. The athlete then progresses to slow full range stretching (SFR), fast short end range (FSER) and fast full range (FFR) stretching. Control and range are the responsibility of the athlete. NO outside force is exerted by anyone else!” (ZACHAZEWSKI 1990, 228 zit. in ALTER 1996, 174-175).

Static Stretching → SSER → SFR → FSER → FFR

*Abb. 3-10: Progressive Velocity Flexibility Program (ZACHAZEWSKI, 1990 zit. bei ALTER 1996, 175).*

### 3.4 Literaturübersicht zum Dehnen

Trainingswissenschaftliche Untersuchungen beschäftigen sich u.a. mit der Steigerung der Beweglichkeit, Anwendung verschiedener Dehntechniken und unterschiedlicher Belastungskomponenten (Dehnintensität und Dehndauer) und der Bestimmung des Ruhespannungs-Dehnungs-Verhaltens.

*Vorrangiges Ziel* der Anwendung von Dehnungsmaßnahmen im Sport ist die Verbesserung der Beweglichkeit bzw. die Erweiterung der Bewegungsreichweite. Es wird angenommen, dass dadurch Muskelverkürzungen verringert, Verletzungen und Überlastungsschäden vermieden werden können und schließlich die sportliche Leistung gesteigert werden kann. Beweglichkeit wird als eine motorische Fähigkeit definiert.

„Sie ist gekennzeichnet durch die Amplitude, die durch innere oder mit Hilfe äußerer Kräfte in der Endstellung des Gelenks erreicht werden kann“ (GROSSER/STARISCHKA 1998, 152). Der Begriff „Gelenkigkeit“ betrifft mehr die Bewegungsreichweite, die durch die Struktur des Gelenkes vorgegeben ist, der Begriff „Dehnfähigkeit“ bezeichnet Dehnfähigkeit von Muskeln, Sehnen, Bänder und Kapselapparate. Der Terminus „Flexibilität“ wird als Synonym für Beweglichkeit verwendet (SCHNABEL/HARRE/BORDE 1994, 148; GROSSER/STARISCHKA 1998, 152). Weiterhin ist in allgemeine und spezielle, in aktive und passive sowie statische und dynamische Beweglichkeit zu unterscheiden (GROSSER/STARISCHKA 1998, 153f).

Als *Einflussfaktoren auf die Beweglichkeit* werden das Alter, Geschlecht, psychischer Zustand, Tageszeit, Temperatur der Umgebung und Körpertemperatur, sowie Ermüdung genannt (GROSSER/STARISCHKA 1998, 167). Limitierende Faktoren der Beweglichkeit sind die willkürliche oder reflexgesteuerte Muskelaktivierung, der Dehnwiderstand bzw. die Stiffness des Muskels und der Muskel-Sehnen-Band-Apparat neben dem Einfluss der Gelenkstruktur und des Haut- und Unterhautgewebes (vgl. GOLLHOFER/SCHÖPP/RAPP/STROINIK 1998, 94).

Es ist nicht völlig geklärt, inwieweit Dehnungsmaßnahmen *strukturelle Anpasserscheinungen* am Muskel-Sehnen-Komplex bewirken, damit größere Bewegungsreichweiten erzielt werden können. Lange Zeit war vor allem die Reduktion des Dehnwiderstandes der bindegewebigen Muskelfaserhüllen durch regelmäßiges Dehntraining anvisiert (vgl. SCHNABEL/HARRE/BORDE 1994, 149).

Neuerdings wird angenommen, dass Beweglichkeitstraining zunächst mehr ein „Rezeptorentraining“ ist, d.h. eine Vergrößerung der Gelenkreichweiten wird hauptsächlich durch die subjektiv größere Toleranz gegenüber Dehnungsspannungen erreicht (WIEMANN 1991, 305; WIEMANN 1994, 57; FREIWALD/ENGELHARDT 1994 b, 335). Erst durch langfristige und regelmäßige Dehnreize bzw. durch ein Dehntraining erfolgen strukturelle Anpassungsprozesse (FREIWALD et al. 1999, 6).

„Der entscheidende Mechanismus der Vergrößerung der Bewegungsreichweite stellt die Habituation von Rezeptoren bzw. deren Potentialbildung dar. Genauso wie sich die Rezeptorpotentiale während Dehnungsbelastungen anpassen, verändern sich die spinalen und zentralen Verarbeitungen der Dehnungsreize während der Dehnungsbeanspruchung, die subjektive Toleranz gegenüber Dehnungsbelastungen steigt“ (FREIWALD/ENGELHARDT 1994b, 332-335).

Die *Verbesserung der Bewegungsreichweite* nach langzeitigen Dehnprogrammen über Tage und Wochen wurden nachgewiesen bei ETNYRE/LEE (1988), HARDY (1985), HARDY/JONES (1986), HARTLEY-O'BRIEN (1980), SADY/WORTMAN/BLANKE (1982), BORMS/ROY/SANTENS/HAENTJENS (1987), WIEMANN (1991), WYDRA/BÖS/KARISCH (1991), GAJDOSIK (1991), BANDY/IRION (1994).

Die *Verbesserung der Bewegungsreichweite* nach kurzzeitigen Dehnprogrammen zeigen die Untersuchungen von CORNELIUS/HINSON (1980), MOORE/HUTTON (1980), MADDING/WONG/HALLUM/MEDEIROS (1987), OSTERNIG/ROBERTSON/TROXEL/HANSEN (1990), MOELLER/OEBERG/GILLQUIST (1985), WIEMANN/HAHN (1997), WYDRA/GLÜCK/RÖMER (1999), MARSCHALL (1999).

In der Trainingswissenschaft wurde die *Effektivität verschiedener Dehnstechniken* bzgl. der Verbesserung der Beweglichkeit erforscht. Allerdings kann man die Ergebnisse nur eingeschränkt miteinander vergleichen, da in der Ausführung der Dehnübungen, in der Dehnintensität und in der Dehndauer sowie bei unterschiedlichen Testpersonen (Trainierte, Untrainierte, Gesunde, Personen mit Muskelverkürzungen etc.) verschiedene Voraussetzungen vorliegen.

Es existieren Untersuchungsergebnisse, die für eine höhere *Effektivität des Anspannungs-Entspannungs-Dehnens* gegenüber anderen Techniken sprechen (HOLT/TRAVIS/OKITA 1970, TANIGAWA 1972, SADY/WORTMAN/BLANKE 1982, WALLIN/EKBLUM/GRAHN/NORDENBORG 1985, ETNYRE/ABRAHAM 1986, ETNYRE/LEE 1988).

In anderen Arbeiten konnte keine Überlegenheit der Anspannungs-Entspannungs-Technik gegenüber dem statischen Dehnen festgestellt werden (HARTLEY-O'BRIEN 1980, MOORE/HUTTON 1980, LUCAS/KOSLOW 1984, CONDON/HUTTON 1987).

Einige Untersuchungen weisen nach, dass das *dynamische Dehnen* genauso wirkungsvoll ist wie das statische Dehnen (DeVRIES 1962; WIEMANN 1994; WIEMANN/HAHN 1997), oder sogar effektiver ist (WYDRA/BÖS/KARISCH 1991; WYDRA/GLÜCK/RÖMER 1999).

Entscheidend für die Wirksamkeit ist wohl weniger die Wahl der Dehnstechnik bzw. Dehnmethode als die Qualität der Bewegungsausführung (SULLIVAN/DEJULIA/WORREL 1992; vgl. ALBRECHT/MEYER/ZAHNER 1997, 57). WEINECK (1994, 508) schlägt deshalb einen „individuellen Methodenpluralismus“ vor.

In der Literatur zum Stretching und in experimentellen Arbeiten finden sich keine einheitlichen Angaben zu den *Belastungsnormativen im Dehntraining*. Intensitätsangaben variieren vom Dehnen „bis milde Spannung“ (ANDERSON 1989) spürbar ist bzw. „bis zum leichten Dehnschmerz“ (GROSSER/STARISCHKA 1998, 173). MARSCHALL (1999) untersuchte den Einfluss der Dehnintensität als unabhängige Variable auf die kurzfristige Verbesserung der Bewegungsreichweite. Demnach wurden nach submaximaler („unangenehmes, aber noch aushaltbares Dehngefühl in der gedehnten Muskulatur“) und maximaler Dehnintensität („größtmögliches Dehngefühl, welches sofort nach Erreichen wieder aufgelöst werden muss“) signifikante Verbesserungen in der Bewegungsreichweite der ischiocruralen Muskulatur erzielt. Die Veränderungen nach maximaler Intensität waren der submaximalen signifikant überlegen. Im Verlauf von 15 Wiederholungen war keine Verschiebung der Dehnschwelle („deutlich spürbares Dehngefühl in der gedehnten Muskulatur“) in größere Gelenkwinkelbereiche registriert worden, jedoch eine deutliche Steigerung der subjektiven Toleranz gegenüber Dehnungsspannungen. Der dehnende Sportler orientiert sich hauptsächlich am Schmerz, der über die Nozizeptoren aus Muskeln oder anderen Ge-

weben subjektiv verarbeitet wird. Über regelmäßiges Dehntraining wird versucht die Schmerzschwelle zu verändern.

Zur *Dehndauer* von Dehnungsübungen gibt es kein physiologisch begründbares Maß. Es werden Angaben von 10 bis 120 Sekunden gemacht (vgl. MARSCHALL 1999, 6). Die Empfehlung, mindestens 10 Sekunden zu dehnen, rührt auf Untersuchungen zum Dehnungsverhalten von kollagenem Gewebe. Kollagene Fasern einer Sehne ändern frühestens nach 6 Sekunden permanenter Belastung ihre plastische Eigenschaften (HOSTER 1989a, 127). Bei einigen Autoren wird zwischen der Dehndauer und dem *Zeitpunkt des Dehnens* differenziert: „Im Rahmen des Aufwärmens“ liegt die Dehndauer bei 10-20 Sekunden (BUNZ 1994, 138), „zwischen den Sätzen des Krafttrainings 10 Sekunden, vor dem Krafttraining 2-3 mal 10-15 Sekunden“ (GROSSER/MÜLLER 1990, 35-36), und „zur Vorbereitung auf einen Wettkampf maximal 7 Sekunden“ (EDER 1988, 20; BUNZ 1994, 138).

In vitro Untersuchungen (TAYLOR/DALTON/SEABER/GARRETT 1990, 307) ergaben eine wesentliche Abnahme der Dehnungsspannung in den ersten 12-18 Sekunden, was beim passiv-statischen Dehnen als Anhaltspunkt genommen werden kann. Nach in vivo Untersuchungen von MAGNUSSON/MCHUGH/GLEIM/NICOLAS (1993) wird als ausreichende Dehndauer 15-30 Sekunden für einen optimalen Dehneffekt vorgeschlagen. BORMS/ROY/SANTENS/HENTJENS (1987) untersuchten die Dehndauer für die coxo-femorale Muskulatur bei der Hüftbeugung. Sie stellten keinen signifikanten Unterschied zwischen der Dehndauer von 10 und 30 Sekunden fest. Sie empfehlen deshalb die Dehnposition zwischen 8 und 15 Sekunden zu halten. MADDING/ WONG/ HALLUM/ MEDEIROS (1987) überprüften ebenfalls die Wirkungen unterschiedlicher Dehnzeiten, wobei bzgl. der Verbesserung der Hüftbeweglichkeit eine einmalige Dehnung der Adduktoren über 15 Sekunden genauso effektiv war wie über 2 Minuten. BANDY/IRION (1994) kamen in ihrer Arbeit zu dem Schluss, dass die optimale Dehndauer zur Verbesserung der Dehnfähigkeit der ischio-cruralen Muskulatur durch statisches Stretching bei 30 Sekunden liegt. An 57 Probanden mit verkürzter ischiocruraler Oberschenkelmuskulatur ergab ein 5 mal wöchentliches Dehntraining über 6 Wochen lang eine wesentliche Verbesserung der Beweglichkeit nach 30 und 60 Sekunden Dehndauer, wobei kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Dehnzeiten vorlag. Die Wirksamkeit von 15 Sekunden bezüglich der Verbesserung der Dehnfähigkeit der Muskulatur unterschied sich nicht wesentlich von der ohne Stretching. Verlässliche Angaben zur Dehndauer bei Dehnungsübungen liegen also nicht vor.

Die Wirkung von Dehnmaßnahmen kann neben der Veränderung der Bewegungsreichweite auch über die *Bestimmung des Ruhespannungs-Dehnungsverhaltens* im nicht kontrahierten, gedehnten Muskel erfolgen. Das Interesse der trainingswissenschaftlichen Untersuchungen lag deshalb in den letzten Jahren in der Erfassung der Dehnungsspannungen, die in maximalen und submaximalen Dehnungsbereichen auftreten.

WIEMANN hat einige Untersuchungen zum Dehnungsverhalten der ischiocruralen Muskulatur durchgeführt und umfassende Ergebnisse zur *Wirkungsweise von Stretching* erhalten (WIEMANN 1993, 101). Vor und nach einem zehnwöchigen Dehnungstraining der ischiocruralen Muskulatur von 25 gesunden Versuchspersonen mit statischem Stretching (3 mal wöchentlich 15 Minuten 3 Übungen mit je 3 Serien „weiches Vordehnen - 10 Sekunden Halten - Nachdehnen bis zum Maximum - 10 Sekunden Halten - 20 Sekunden. entspannen“) wurden u. a. die Dehnfähigkeit, die Dehnungsspannung („Muskel-Ruhespannung“), Reflexaktivität, Kontraktionskraft, Mediallänge (Muskellänge, in der die maximale isometrische Willkürkontraktion MIVC ausgeführt wird) und Explosivkraft gemessen.

Trainingsinduzierte Verbesserungen der Dehnfähigkeit der ischiocruralen Muskulatur wurden verzeichnet, jedoch war keine Verringerung des Ruhetonus oder eine Beseitigung von Muskelverkürzungen nachzuweisen. Die Muskellänge hatte sich durch das Dehntraining nicht verändert, denn die Versuchspersonen erreichten in den gleichen Hüftgelenkwinkelstellungen ihre maximale Kontraktionskraft wie vor dem Treatment. Der Trainingseffekt von Dehnmaßnahmen äußert sich demnach vor allem in einer höheren subjektiven Toleranz gegenüber Dehnreizen.

„Es ist anzunehmen, daß die Erledigung der Alltagsmotorik der Vpn ein bestimmtes Verhältnis zwischen Muskellänge und Ruhespannung voraussetzt und daß sich der Anpassungseinfluß der alltäglichen Bewegungen gegen den Einfluß des Dehnungstrainings in der hier praktizierten Dimensionierung durchsetzt. Daraus ließe sich folgern, daß zu einer Beeinflussung der muskulären Parameter in der eingangs beschriebenen erhofften Richtung ein Dehnungstraining in wesentlich höherem Umfang und größerer Intensität als hier praktiziert von Nöten. Außerdem muß berücksichtigt werden, daß die hier erzielten Befunde nur für gesunde Vpn gültig sind“ (WIEMANN 1991, 305).

Auch der Vergleich der Wirkung von jeweils 15 Minuten Ergometerfahren, statisches Dehnen, dynamisches Dehnen und Krafttraining auf die *Ruhespannung* der ischiocruralen Muskulatur (WIEMANN 1994; WIEMANN/HAHN 1997) brachte nur nach dem Ergometerfahren eine verringerte Ruhespannung. Das Krafttraining sowie die Dehnprogramme hatten keinen Einfluss auf die Ruhespannung.

MAGNUSSON/SIMONSEN/AAGAARD/SORENSEN/KJAER (1996) untersuchten die langzeitige Veränderung der Dehnungsspannung der ischiocruralen Muskulatur bei einem festgelegten Winkel. Nach einem dreiwöchigen Dehntraining der 7 Versuchspersonen (Frauen) war die Dehnungsspannung im gleichen Winkel unverändert, jedoch die Bewegungsreichweite der ischiocruralen Muskulatur signifikant verbessert. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass die Verbesserung der Dehnfähigkeit aus einer größeren Toleranz gegenüber Dehnreizen resultiert.

In den Untersuchungen von TOFT/SINKJAER/KALUND/ESPERSEN (1989) und TOFT/ESPERSEN/KALUND/SINKJAER/HORNEMANN (1989) wurden im Gegensatz zu WIEMANN (1991) kurzzeitige und langzeitige Effekte von Dehnungsmaßnahmen bzgl. der *Reduktion der Dehnungsspannung* festgestellt. Nach einmaligen Dehnmaßnahmen (passive Dorsalflexion) der Fußgelenkmuskulatur und nach einem 3-wöchigen Dehntraining mittels AED-Technik war die passive Spannung um 18% bzw. 36% reduziert - unabhängig vom Grad der Dehnfähigkeit der Probanden.

Aufgrund der unterschiedlichen Methoden zwischen WIEMANN (1991) und TOFT et al. (1989) können die Ergebnisse nicht direkt miteinander verglichen werden. WIEMANN (1994, 58) stellt in Frage, „ob ausschließlich Muskelruhespannungen gemessen“ wurden. Außerdem wäre es möglich, dass sich die Ruhedehnungsspannung nach dem Dehnprogramm durch das Bewegen der Probanden hin zum Messgerät wieder normalisieren kann. Weiterhin verweisen WIEMANN/HAHN (1997) auf die Ergebnisse von RAMSEY-STREET (1940), die eine völlige Reversibilität der Ruhespannung in physiologischen Dehnbereichen ermittelten.

WYDRA/GLÜCK/ROEMER (1999) untersuchten den Einfluss von 3 verschiedenen Dehntechniken (statisches, postisometrisches, dynamisches Dehnen) auf die Veränderung der *Dehnungsspannung* und der maximal tolerierten Dehnungsspannung. Nach der Dehnung der ischiocruralen Muskulatur konnte eine hochsignifikante Abnahme der Dehnungsspannung (zwischen 19 und 35%) während der 30-sekündigen Dehnung festgestellt wer-

den, wobei die statische Muskeldehnung den anderen beiden Techniken signifikant unterlegen war. Die maximal tolerierte Dehnungsspannung erhöhte sich hochsignifikant (nach der statischen Dehnung eine Zunahme um 19%, nach der dynamischen Dehnung um 24% und nach der postisometrischen um 29%), jedoch ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Dehnstechniken.

GAJDOSIK (1991) beschreibt in seiner Untersuchung an 12 Männern mit verkürzter ischiocruraler Muskulatur nach drei Wochen statischem Dehnungstraining (tägl. 10 x 15 Sekunden passiv-statisches Dehnen im Stand) eine signifikante Verbesserung der Beweglichkeit (straight leg raise) und eine Vergrößerung des Winkels, in dem Muskelaktivität einsetzt. Er interpretiert die Ergebnisse dahingehend, dass eine „Verlängerung der ischiocruralen Muskulatur“ im Vergleich zur Kontrollgruppe stattgefunden hat. Jedoch kann das Ergebnis nur als Indikator für eine größere Toleranz gegenüber den Dehnreizen gewertet werden. Ein Muskelverlängerung wäre gegeben, wenn bei gleichem Hüftwinkel eine geringere Kraft registriert würde, oder wenn die gleiche Kraft bei einem größeren Winkel erreicht würde (vgl. WIEMANN 1991).

WIEMANN (1994, 44), WYDRA/GLÜCK/ROEMER (1999, 16) und KIESER (2000, 1) hinterfragen den Sinn eines Dehntrainings zur Steigerung der Bewegungsreichweite und zur Veränderung der maximal tolerierten Dehnungsspannung:

„Die biologische Bedeutung der hohen Stiffness der Connectin-Filamente ist offensichtlich, den Muskel - in vivo - vor einem solch unphysiologischen Zustand, wie es eine Dehnung bis zum Verlust der Filamentüberlappung darstellt, zu schützen. Aus diesem Grunde muss es vorweg schon bezweifelt werden, ob es Sinn macht, die Stiffness der Connectin-Filamente durch welche Maßnahmen auch immer zu reduzieren d.h. ihre Nachgiebigkeit zu steigern - sofern der Organismus dies überhaupt gestattet“ (WIEMANN 1994, 44).

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass eine Verbesserung der Beweglichkeit durch Dehntraining über eine Steigerung der Toleranz gegenüber Dehnreizen erreicht werden kann. Die Effekte sind allerdings abhängig von der Dauer und vom Umfang des Trainings, wobei keine allgemeingültigen Angaben vorliegen. Eine eindeutige Präferenz einer Dehnstechnik kann nicht erfolgen.

## 4 Theoretische Grundlagen der Kraftarten

Die Kraftleistungen des Skelettmuskels sind Folge verschiedenartiger Prozesse im menschlichen Organismus. Die im Zentralnervensystem ausgelösten neuronalen Erregungsprozesse gelangen als elektrische Impulse über Nervenbahnen und Umschaltzentren an die motorischen Endplatten des Muskels. Dort führen sie aufgrund chemischer Prozesse zur Erzeugung von mechanischer Spannung bzw. Arbeit im Muskel, die sich nach außen als Kraftleistung zeigt (vgl. MÜLLER 1987).

Jede Art der Kraftrealisierung kann mittels Registrierung der nach außen abgegebenen Kraft über die Zeit gemessen werden. Über die Bestimmung markanter Punkte dieser Kraft-Zeit-Kurve erfolgt die numerische Erfassung der Kraftentwicklung. Berücksichtigt man die zugrundeliegenden Bedingungen wie Aufgabenstellung und Muskelarbeitsweise, können die Größen auch als Parameter von Kraftfähigkeiten bezeichnet werden.

Größen, die im Allgemeinen zur Charakterisierung von Kraft-Zeit-Kurven herangezogen werden, sind das Maximum, die Steilheit des Anstieges, die Größe des Impulses und markante Zeitpunkte oder -abschnitte einer solchen Kraft-Zeit-Kurve.

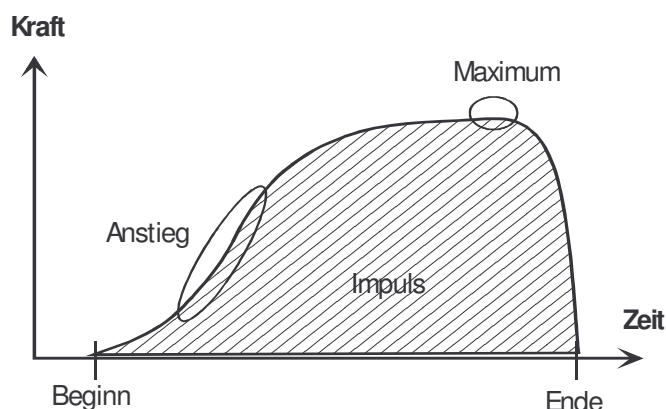


Abb. 4-1: Größen zur Charakterisierung einer Kraft-Zeit-Kurve.

### (1) Muskelarbeitsweisen

In dieser Arbeit wird jeweils nach den Muskelarbeitsweisen statisch, exzentrisch, konzentrisch, exzentrisch-konzentrisch bzw. reaktiv unterschieden.

Verändert sich die Muskellänge bei der Kraftentfaltung nicht (d. h. nach außen erfolgt keine Annäherung von Ansatz und Ursprung des Muskels), so wird dies als *statische* Muskelarbeitsweise bezeichnet (vgl. GROSSER/STARISCHKA 1998, 48).

Im Gegensatz dazu kommt es während der Kraftentwicklung nach der *exzentrischen* Muskelarbeitsweise zu einer Entfernung von Ursprung und Ansatz des Muskels. Die der Kraftentwicklung entgegenwirkende äußere Kraft ist also größer als die Kraft, die der Muskel freisetzt. Die in dieser Arbeitsweise möglichen maximalen Kräfte liegen über denen der statischen Kontraktion (vgl. GROSSER/STARISCHKA 1998, 49).

Bei *konzentrischer* Arbeitsweise nähern sich Ansatz und Ursprung einander an. Der Muskel verkürzt sich, indem dessen Filamente ineinander gleiten. Aus diesem Grund liegen die maximal erreichten Kräfte der dynamischen Arbeitsweise unter denen der statischen Arbeitsweise und sie nehmen mit Erhöhung der Muskelverkürzungsgeschwindigkeit immer weiter ab (vgl. MÜLLER 1987, 32).

Die *reaktive* Muskelarbeitsweise ist eine Kopplung der exzentrischen und konzentrischen Muskelarbeitsweise in einem Zeitintervall von unter 200 ms. Sie zählt als eigenständige Kontraktionsform.

Die in der vorliegenden Untersuchung betrachteten Muskelarbeitsweisen, verwendeten Kraftformen und Parameter sind in der folgenden Abbildung zusammengestellt.

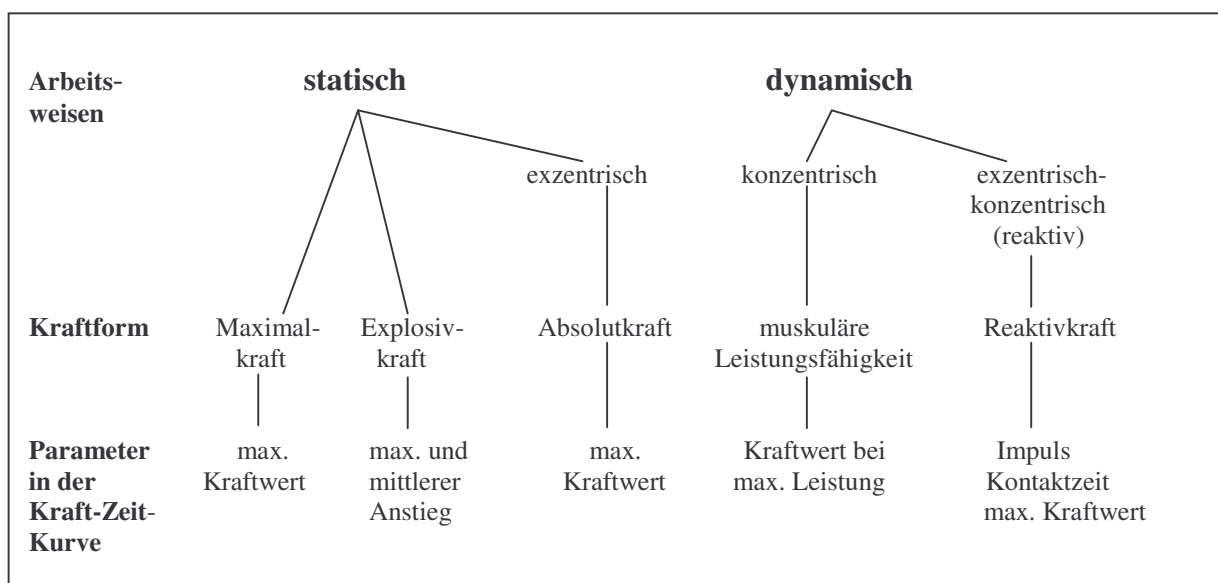


Abb. 4-2: Muskelarbeitsweisen und in der Untersuchung verwendete Kraftformen und Parameter.

## (2) Strukturierung der Kraft

Zur Einordnung der oben aufgeführten Kraftformen wird die Strukturierung der Kraft in verschiedene Kraftarten und Komponenten nach GROSSER/STARISCHKA herangezogen (s.u. Abb. 4-3).

Basisfähigkeit	Maximalkraft		
	Schnellkraft (statisch, konzentrisch)	Reaktivkraft (exzentrisch-konzentrisch)	Kraftausdauer (statisch, dynamisch)
Subkategorien			
Komponenten	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Maximalkraft</li> <li>- Explosivkraft</li> <li>- Startkraft</li> <li>- muskuläre Leistungsfähigkeit</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Maximalkraft</li> <li>- Explosivkraft</li> <li>- Startkraft</li> <li>- reaktive Spannungsfähigkeit</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Maximalkraft</li> <li>- anaerob-alaktazider Stoffwechsel</li> <li>- anaerob-laktazider Stoffwechsel</li> <li>- aerob-glykolytischer Stoffwechsel</li> </ul>

Abb. 4-3: Hierarchische Gliederung der Kraft in verschiedene Kraftarten und ihre Komponenten (GROSSER/STARISCHKA 1998, 41).



Da die Schnellkraft, die Reaktivkraft und die Kraftausdauer vom Niveau der Maximalkraft abhängig sind, wird die Maximalkraft als Basisfähigkeit betrachtet (GROSSER/STARISCHKA 1998, 41; GÜLLICH/SCHMIDTBLEICHER 1999, 223).

Die vorliegende Arbeit beschränkt sich nur auf die Kraftformen Maximalkraft, Schnellkraft und Reaktivkraft.

Im Folgenden werden deren Definitionen und Bestimmung aufgeführt sowie die biologischen Einflussgrößen erläutert. Es werden nur die für das Thema relevanten Grundlagen herausgearbeitet. Eine ausführliche Darstellung der Verfahren zur Bestimmung der Kraftparameter findet sich in Kap. 6.2.

Kraftform	Komponenten	Hauptsächliche Einflußfaktoren			
		Morphologisch, Biomechanisch	Nerval	Energetisch	Motivational
Maximalkraft		<ul style="list-style-type: none"> <li>- physiologischer Querschnitt</li> <li>- %-Satz FT-/ST-Faserfläche</li> <li>- optimale Ausgangslänge</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- max. Frequenzierung und Synchronisation (= intramuskuläre Koordination)</li> <li>- zentrales Innervationsmuster (= intermuskuläre K).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- anaerob-alkalotischer Stoffwechsel mit maximaler Energieflußrate</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Willensstoßkraft</li> <li>- Ausschalten hemmender Faktoren</li> </ul>
Schnellkraft	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Maximalkraft</li> <li>- Explosiv- u. Startkraft</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- physiologischer Querschnitt</li> <li>- %-Satz FT-/ST-Faserfläche</li> <li>- optimale Vordehnungslänge</li> <li>- Kontraktionsgeschwindigkeit</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- max. Frequenzierung und Rekrutierung in der Zeit mit Asynchronität (= intramuskuläre Koordination)</li> <li>- zentrales Innervationsmuster und reflektorische Steuerung (= intermuskuläre K.)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- anaerob-alkalotischer Stoffwechsel mit max. Energieflußrate</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Willensstoßkraft</li> <li>- Ausschalten hemmender Faktoren</li> </ul>
Reaktivkraft	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Maximalkraft</li> <li>- Explosiv- u. Startkraft</li> <li>- reaktive Spannungsfähigkeit</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- physiologischer Querschnitt</li> <li>- %-Satz FT-/ST-Faserfläche</li> <li>- Kontraktionsgeschwindigkeit</li> <li>- Stiffness des tendomuskul. Systems</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- max. Rekrutierung u. Frequenzierung in der Zeit mit Asynchronität</li> <li>- zentrales Innervationsmuster (= Basisinnervation)</li> <li>- Vorinnervation</li> <li>- Reflexinnervation</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- anaerob-alkalotischer Stoffwechsel mit max. Energieflußrate</li> <li>- Speicherung und Nutzung elastischer Energie</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Willensstoßkraft</li> </ul>

Abb. 4-4: Übersicht zu den Kraftformen, ihren Komponenten und hauptsächlichlichen Einflussfaktoren (GROSSER/STARISCHKA 1998, 46).

## 4.1 Die Maximalkraft

Die *Maximalkraft* wird definiert als „die höchstmögliche Kraft, die willkürlich gegen einen unüberwindlichen Widerstand erzeugt werden kann“ (GROSSER/STARISCHKA 1998, 42).

Messtechnisch wird die *statische Maximalkraft* über den höchsten Kraftwert (Maximum s. Abb. 4-1) in der Kraft-Zeit-Kurve bei statischer Arbeitsweise (und isometrischer Muskelkontraktion) in einer bestimmten Gelenkwinkelstellung erfasst (vgl. TUSKER 1994, 3). Das Maximum beschreibt die Fähigkeit des Nerv-Muskel-Systems, maximale Kraft in einem bestimmten Gelenkwinkel zu erzeugen.

Die wesentlichen Einflussgrößen der Maximalkraft (s. Abb. 4-4 oben) sind der physiologische Muskelquerschnitt, Faserzusammensetzung, Ausgangslänge, intra- und intermuskuläre Koordination, anaerob-alkalischer Stoffwechsel sowie psychische Faktoren. Hierbei müssen - wie auch für alle Kraftformen - das Alter, Geschlecht, genetische Disposition und Trainingszustand jeweils berücksichtigt werden.

Die Erzeugung maximaler Kräfteinsätze ist u.a. von den Hebel- und Gelenkwinkelverhältnissen sowie des Kraft-Längen-Verhältnis des Muskels abhängig.

Der optimale Arbeitswinkel (= Winkelbereich um das maximale Drehmoment) für die Ellenbogenbeugung liegt zwischen 60 - 120 Grad, für die Kniestreckung zwischen 110 - 120 Grad (GROSSER/STARISCHKA 1998, 51).

Anhand der Kraft-Länge-Kurve (Abb. 4-5) ist die maximale Kraft in Abhängigkeit von der Sarkomerlänge zu erkennen.

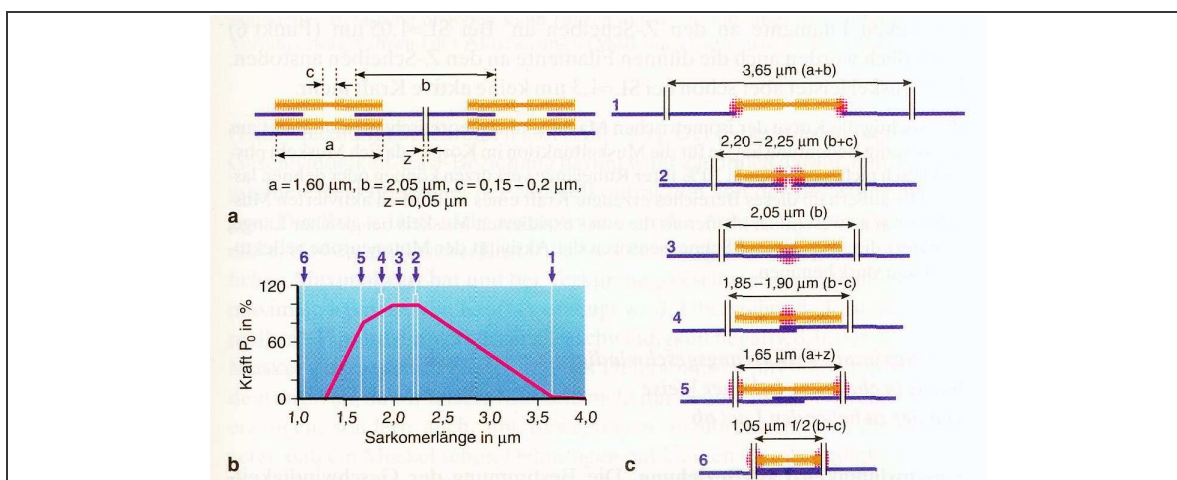


Abb. 4-5: Sarkomerlänge (RÜDEL 1998, 101 modifiziert nach CARLSON/WILKIE 1971).

a Längenangaben der Bausteine eines Sarkomers.

b Kraft-Länge-Diagramm einer Einzelfaser (aktive Kraft).

c Darstellung von 6 Filamentkonfigurationen bei Sarkomerlängen, die in b durch Pfeile markiert sind.

Bei der Betrachtung des Kraft-Länge-Verhältnisses wird deutlich, dass der Grad der Überlappung der Aktin- und Myosin-Filamente die Kräfteerzeugung mitbestimmt. Die Höhe der willkürlich aktiven Kraft des kontraktiven Elements hängt ab von der Anzahl der Querbrücken, die eine Verbindung mit dem dünnen Filament eingehen. Die maximale isometrische Kraft wird bei einer Länge von 2,25 µm erreicht. Wird das Sarkomer so weit gedehnt (bei 3,6 µm nach RÜDEL 1998, 102), dass sich die Filamente nicht mehr überlappen, kann der Muskel keine Kraft mehr aufbringen. Ab Längen unter 2,05 µm verringert sich die Kraftentwicklung, da die Aktinfilamente sich gegenseitig behindern und die Myosin-Filamente an den Z-Scheiben stauchen. Bei 1,3 µm Sarkomerlänge kann keine aktive Kraft mehr erzeugt werden (RÜDEL 1998, 102). Hierbei sollte beachtet werden, dass der physiologische Arbeitsbereich zur Verkürzung bzw. Dehnung des Muskels 10% über bzw. unter der Ruhelänge liegt (RÜDEL 1998, 102).

Bei maximalen Muskelkontraktionen addieren sich die aktiven und passiven Kräfte aus dem kontraktiven, parallelelastischen und serienelastischen Element.

Bei optimaler Vordehnung werden die höchsten Kraftwerte erreicht, da die Elastizitätskräfte voll zur Geltung kommen. Auch wenn ein gewisser „Kraftverlust“ aus einer geringeren Überlappungsfläche der Aktin- und Myosinfilamente vorliegt, wird dieser durch die Kraft aus Bindegewebe und Faszien (parallelelastische Komponente) kompensiert (GROSSER/STARISCHKA 1998, 52).

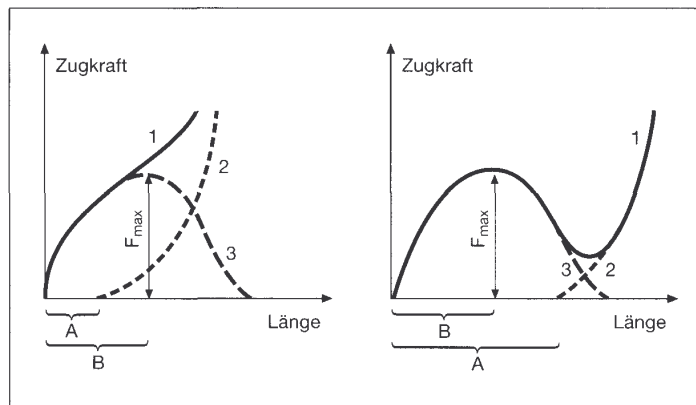


Abb. 4-6: Abhängigkeit der Zugkraft von der Länge des aktiven Muskels (GROSSER/STARISCHKA 1998, 52 nach CARLSON/WILKIE 1974).  
 Links bindegewebereicher Typ, rechts bindegewebearmer Typ. A = Gleichgewichtslänge, B = Ruhelänge, 1 = Gesamtzugkraft, 2 = Kraft aus der parallelelastischen Komponente, 3 = Kraft aus der kontraktiven Komponente (GROSSER/STARISCHKA 1998, 52 nach ZAZIORSKI et al. 1984, 62).

Die intermuskuläre Koordination, das heißt das „Zusammenwirken von synergistisch und antagonistisch wirkenden Muskeln innerhalb eines gezielten Bewegungsablaufs“ (GROSSER/STARISCHKA 1998, 58), ist von zentralen und reflektorischen Steuermechanismen bestimmt (GROSSER/STARISCHKA 1998, 58-59). Das hat zur Folge, dass der außen gemessene Kraftwert eventuell ungenau ist (oder nicht das wahre Kraftvermögen wiedergibt). Nur mit einer guten intermuskulären Koordination kann effektive und ökonomische Muskelarbeit geleistet werden.

Unter intramuskulärer Koordination „ist das Nerv-Muskel-Zusammenwirken innerhalb eines gezielten Bewegungsablaufes in einem einzelnen Muskel zu verstehen“ (HOLLMANN/HETTINGER 2000, 132). Sie ist von der Frequenzierung und Rekrutierung abhängig. Frequenzierung beinhaltet die Abstufung der Impulsfrequenz auf die motorischen Einheiten, Rekrutierung die Erfassung einer bestimmten Anzahl an motorischen Einheiten (GROSSER/STARISCHKA 1998, 55). Es wird angenommen, dass die Gesamtkraft zu einem Teil aus der Rekrutierung und zu zwei Teilen aus der Frequenzierung resultiert, wobei sich beide Mechanismen auch überlagern. Nach dem HENNEMANschen Rekrutierungsprinzip wird die Reihenfolge der Aktivierung von motorischen Einheiten stets beibehalten, d.h. bei niedrigen Kraftwerten sind zunächst nur die kleinen, tonischen Einheiten aktiv, bei höheren Kraftleistungen feuern auch die größeren, phasischen Einheiten (MÜLLER 1987, 9, 16-17). Bei langsamer Kraftentfaltung liegt bei 85-90% der Maximalkraft volle Rekrutierung vor, bei explosiver Kraftentfaltung sind bereits bei 25% der statischen Maximalkraft alle motorischen Einheiten des Muskels aktiviert. Grund dafür ist das durch die Anfangsreibung im Muskel-Sehnen-Komplex entstandene sog. „elektromechanische delay“ (GROSSER/STARISCHKA 1998, 57; vgl. MÜLLER 1987, 10).

Bei maximalen, explosiven Krafteinsätzen werden alle motorischen Einheiten gleichzeitig mit hohen Entladungsfrequenzen aktiviert.

Über höchste Impulsfrequenzen gelangen maximal viele Kalziumionen in die Sarkomere, was zu einer optimalen Anzahl von Brückenbildungen führt und damit die höchste Kraftentfaltung ermöglicht (TIDOW 1997, 56). Die Höhe der Impulsfrequenzen wird vom Erregungszustand des Motoneuronenpools beeinflusst (GROSSER/STARISCHKA 1998, 55; MÜLLER 1987, 17).

Für den höchsten Kraftwert bei dynamischer Muskelarbeitsweise, auch *dynamische Maximalkraft* (MÜLLER 1987, 61) oder „konzentrische Maximalkraft“ (SCHMIDTBLEICHER 1984a) genannt, wird in dieser Arbeit der Begriff *muskuläre Leistung* (vgl. GROSSER/STARISCHKA 1998, 42) verwendet. Sie wird bezeichnet als „das Vermögen, bei vorgegebenen apparativ gesteuerten Winkelgeschwindigkeiten einen möglichst hohen Prozentsatz der individuellen isometrischen Maximalkraft realisieren zu können“ (LINSER 1994, 30).

Die zu bestimmende Größe ist das Drehmoment bei maximaler Leistung, das bei unterschiedlichen Winkelgeschwindigkeiten erfasst wird. Das Drehmoment bei maximaler Leistung stellt einen reliablen Parameter dar (TUSKER 1994, 96), der als Kennwert der maximalen dynamischen Kraft gesehen wird (Abb. 4-7).

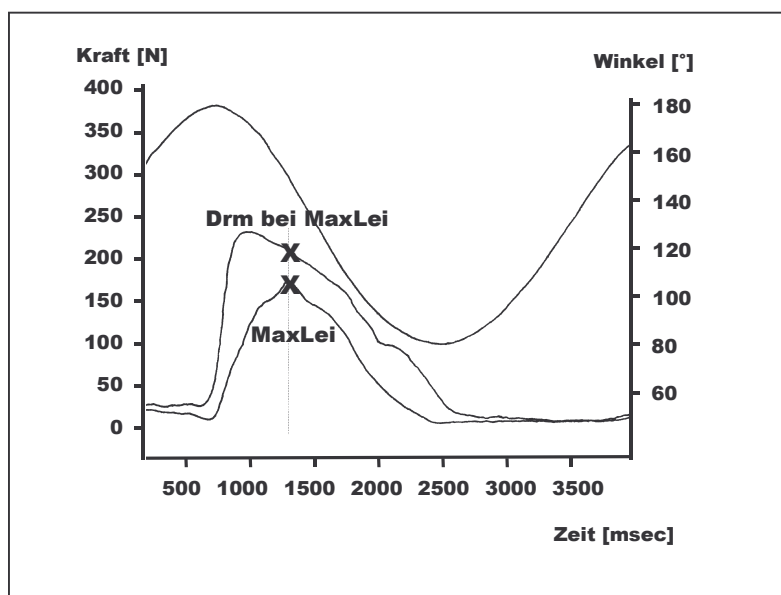


Abb. 4-7: Der Drehmoment-, Winkel- und Leistungs-Zeit-Verlauf eines dynamischen Tests am Drehmomentmessstuhl. *Drm bei MaxLei* = Drehmoment bei maximaler Leistung, *MaxLei* = maximale Leistung.

Die maximale Muskelkraft ist wesentlich von der Verkürzungsgeschwindigkeit der Muskulatur abhängig. Anhand der Kraft-Geschwindigkeits-Kurve von HILL (Abb. 4-8) ist ein negativer Zusammenhang zwischen der maximalen Muskelkraft und der Bewegungsgeschwindigkeit zu erkennen (SCHMIDTBLEICHER 1994, 374; MÜLLER 1987, 40f).

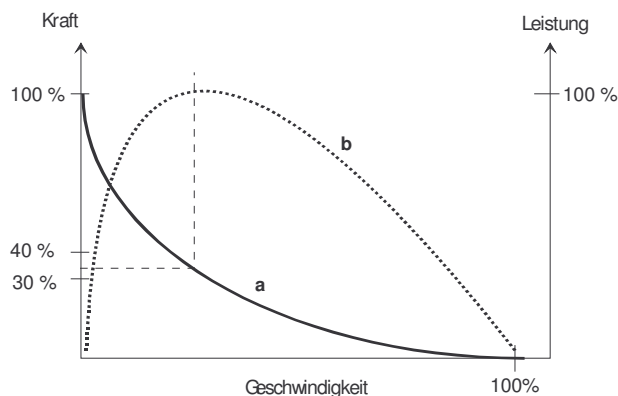


Abb. 4-8: Kraft-Geschwindigkeitskurve (a) und Muskelleistungskurve (b) im Vergleich (nach EHLENZ/GROSSER/ZIMMERMANN 1998, 54).

Die Abnahme der Muskelkraft bei zunehmender Kontraktionsgeschwindigkeit des Muskels liegt darin begründet, dass bei steigender Verkürzungsgeschwindigkeit der Querbrückenzyklus schneller abläuft und dadurch weniger Querbrücken im Muskel gebildet werden können (MÜLLER 1987, 41-43; HUIJING 1994, 140). Die Querbrückenbindungen, die für die Krafterzeugung verantwortlich sind, müssen nach dem Abknicken der Myosinköpfchen immer wieder gelöst werden, damit diese an einer neuen Stelle nachfassen und erneut abknicken können. Je schneller die Filamente ineinander gleiten, desto weniger Zeit steht den einzelnen Aktomyosin-Komplexen zur kraftwirksamen Brückenbindung zur Verfügung und somit sinkt die Anzahl der gleichzeitig wirksamen Querbrücken (vgl. MÜLLER 1987, 38ff).

Die *Absolutkraft* wird definiert als: „Das höchstmögliche Kraftpotential, das ein Muskel aufgrund seines physiologischen Querschnitts und seiner Qualität zur Verfügung hat. Sie setzt sich zusammen aus der (willkürlich entwickelbaren) Maximalkraft und der willkürlich nicht erfassbaren Kraftreserve (autonom geschützte Reserven)“ (GROSSER/STARISCHKA 1998, 42). Bei exzentrischer Belastung können demnach über die Addition der passiven Elastizitätskräfte in der Muskulatur und über die Innervationssteigerung, ausgelöst vom Muskelspindelreflex (vgl. SCHMIDTBLEICHER 1987), die höchsten Kraftwerte erzielt werden, die ein Muskel bei seinem momentan verfügbaren physiologischen Querschnitt erreichen kann.

Die Bestimmung der *Absolutkraft* (Abb. 4-9) erfolgt über die Messung des maximalen Kraftwerts bei exzentrischer Arbeitsweise, daher auch *exzentrische Maximalkraft* genannt (GROSSER/STARISCHKA 1998, 42).

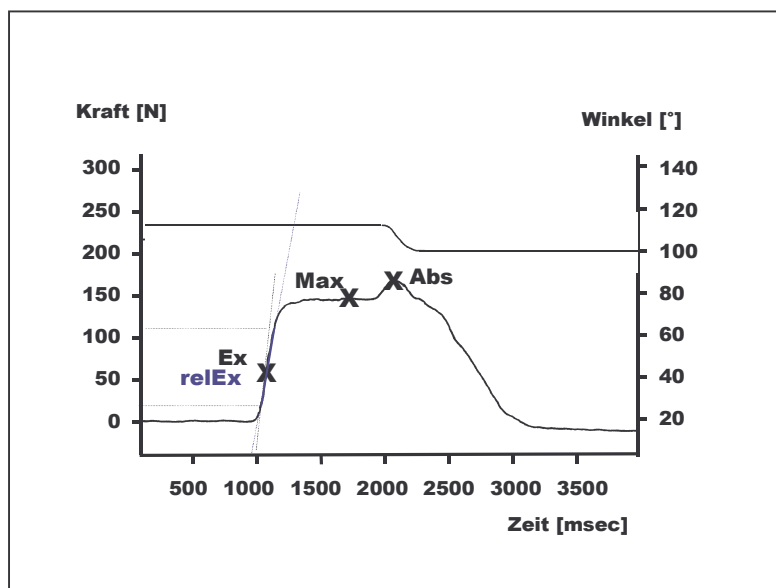


Abb. 4-9: Der Drehmoment-Zeit-Verlauf eines statisch-exzentrischen Tests der Kniegelenkstreckmuskulatur (gemessen am Drehmomentmessstuhl).  
 Abs = Absolutkraft, Max = Maximalkraft, Ex = Explosivkraft, relEX = relative Explosivkraft.

Das für die individuelle Trainingssteuerung ermittelte Kraftdefizit (prozentualer Unterschied zwischen exzentrischer und isometrischer Maximalkraft) wird in der vorliegenden Untersuchung nicht verwendet. Nach TUSKER (1994, 63) ist das Kraftdefizit mit geringen Reliabilitätskoeffizienten kein verlässlicher Parameter.

## 4.2 Die Schnellkraft

Zur Definition der Schnellkraft existieren verschiedene Ansätze (vgl. TUSKER 1994, 4). Im Folgenden wird die Definition von GROSSER/STARISCHKA (1998) übernommen. „Schnellkraft wird als die Fähigkeit des neuromuskulären Systems definiert, in der zur Verfügung stehenden Zeit einen möglichst großen Impuls zu erzeugen“ (GROSSER/STARISCHKA 1998, 43). Sinnvollerweise wird differenziert zwischen dem Ziel, eine Bewegung in möglichst kurzer Zeit zu absolvieren, und ohne Zeitbegrenzung eine hohe Endgeschwindigkeit zu erreichen.

Die Schnellkraft wird bei Bewegungen über 300 ms durch die muskuläre Leistungsfähigkeit beschrieben und quantifiziert (s. Kap. 4.1, Abb. 4-7). Bei schnelleren Bewegungen ist der Anstieg der Kraft-Zeit-Kurve ein Maß für die Fähigkeit, hohe Kraftwerte schnell entwickeln zu können (Abb. 4-10).

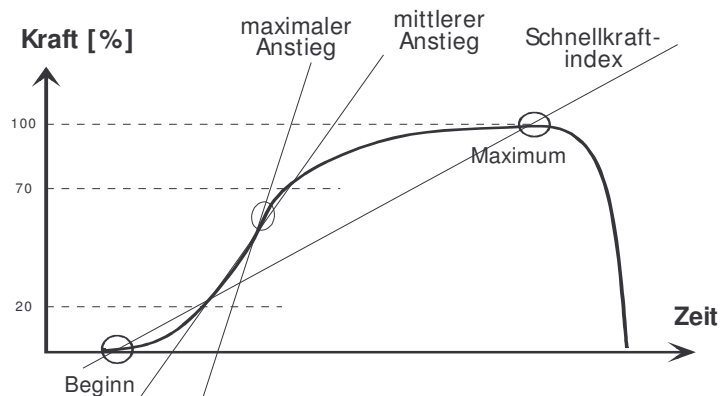


Abb. 4-10: Möglichkeiten zur Beschreibung des Anstiegs einer Kraft-Zeit-Kurve.

Der maximale Anstieg (größte Steigung) in der Kraft-Zeit-Kurve wird im Folgenden als *maximale Explosivkraft* bezeichnet und kann als Maß für das Innervationspotential interpretiert werden. Der mittlere Kraftanstieg (zwischen 20% und 70% des statischen Maximums) - im Folgenden *mittlere Explosivkraft* - gibt Auskunft über den Anstieg, der über einen mittleren Bereich tatsächlich erbracht wird. Nach Untersuchungen von TUSKER (1994) erweist sie sich bei eingelenkiger statischer Messung als reliablen Parameter, während sich dies beim sog. *Schnellkraftindex* nicht zeigt (TUSKER 1994, 94). Dieser wird durch die Steigung der Geraden, die durch den Beginn der Kraftentwicklung und das Kraftmaximum gelegt wird (vgl. SCHNABEL/HARRE/BORDE 1994, 162), ermittelt. Er unterschätzt jedoch die wahre Steigung, und das umso mehr, je später das Maximum erbracht wird und wird deswegen hier nicht verwendet.

Die Explosivkraft und Schnellkraft sind von der Maximalkraftfähigkeit und der schnellen Kontraktionsfähigkeit grundlegend bestimmt (BÜHRLE 1993, 124). In den Arbeitsgruppen um SCHMIDTBLEICHER und BÜHRLE wird die Schnellkraft über die Parameter Maximalkraft, Startkraft, Explosivkraftindex, relativer Explosivkraftwert und Schnellkraftindex quantifiziert. Über die Bestimmung des relativen Explosivkraftwertes will BÜHRLE (1993, 122) die „schnelle Kontraktionsfähigkeit“ des Muskels, also das Vermögen der schnellen Kraftentfaltung zum Ausdruck bringen.

Da die Steilheit des Anstiegs der Kraft-Zeit-Kurve aber auch von der Maximalkraft abhängig ist, wird in den Untersuchungen dieser Arbeit der Quotient aus Maximalkraft und mittlerer Explosivkraft berechnet. Die sog. *relative Explosivkraft* gibt dann einen Zeitwert an, den ein Athlet theoretisch benötigen würde, um mit seinem mittleren Kraftanstieg seine Maximalkraft zu erreichen (s. Abb. 4-9). Sie kennzeichnet das Vermögen zur schnellen Kraftentfaltung unabhängig vom Maximalkraftniveau. Dadurch werden insbesondere interindividuelle Vergleiche, aber auch eine genaue Betrachtung der Explosivität eines Athleten trotz eines veränderten Maximalkraftniveaus möglich.

Die *Startkraft* bezeichnet den Kraftwert, der nach 50 ms nach Beginn der Muskelkontraktion registriert wird (GROSSER/STARISCHKA 1998, 43). Er wird in der vorliegenden Arbeit nicht erfasst.

Die hauptsächlichen Einflussfaktoren der Schnellkraft - mit deren Komponenten Maximalkraft, Explosivkraft und Startkraft - sind im morphologisch-biomechanischen Bereich Kontraktionskraft (Muskelquerschnitt), Kontraktionsgeschwindigkeit (Muskelfasertypen) und optimale Vordehnungslänge, im neuronalen Bereich der Aktivierungsgrad des Moto-

neuronen-Pools, sowie die intra- und intermuskuläre Koordination (GROSSER/ STARISCHKA 1998, 46; vgl. TIDOW 1997, 52; SCHMIDTBLEICHER 1994, 374; STRASS 1985, 136). Auch die elastischen Eigenschaften des Muskels spielen bei explosiven Kräfteinsätzen eine Rolle (vgl. TIHANYI 1987, 44; WIEMANN 1991, 298).

Daneben sind auch energetische und motivationale Aspekte zu nennen.

Für eine schnelle Kraftentwicklung ist eine hohe Impulsfrequenz nötig, die wiederum von zentralnervalen Faktoren wie Motivation und Ermüdung abhängig ist. Die Erschöpfung der Energiespeicher über den anaerob-alaktaziden Stoffwechsel ist bei kurzdauernden maximalen Kräfteinsätzen von geringerer Bedeutung als die zentrale Ermüdung. Nur durch hohe Konzentrationsleistungen und willkürliche Anstrengung kann ein Sportler explosive Kräfteinsätze leisten - abgesehen vom Einsatz von Hypnose, Elektrostimulation und zusätzlicher reflektorischer Aktivierung (vgl. TUSKER 1994, 5). Die sog.  $\gamma$ -Innervation sollte außerdem erwähnt werden, die über willkürliche Anstrengung einen zusätzlichen Beitrag zur Kraftsteuerung bei hohen Kontraktionsgeschwindigkeiten und Maximalkräfteinsätzen leisten kann (GROSSER/STARISCHKA 1998, 58).

### 4.3 Die Reaktivkraft

Die Reaktivkraft wird von GROSSER/STARISCHKA (1998, 44) definiert als „die Fähigkeit, einen Impuls im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus zu erzeugen“. Der Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus ist eine Kombination aus exzentrischen und konzentrischen Muskelkontraktionen und stellt eine eigenständige motorische Qualität dar (vgl. SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER/FRICK 1987, 389; BÜHRLE 1998, 323; KOMI 1994, 173).

Die Reaktivkraft setzt sich aus den Komponenten Maximalkraft, Explosiv- und Startkraft und der reaktiven Spannungsfähigkeit zusammen und kann als Sonderform der Schnellkraft betrachtet werden (GROSSER/STARISCHKA 1998, 43). Sie wird aufgrund ihrer Bedeutung in der vorliegenden Arbeit in einem eigenen Kapitel behandelt.

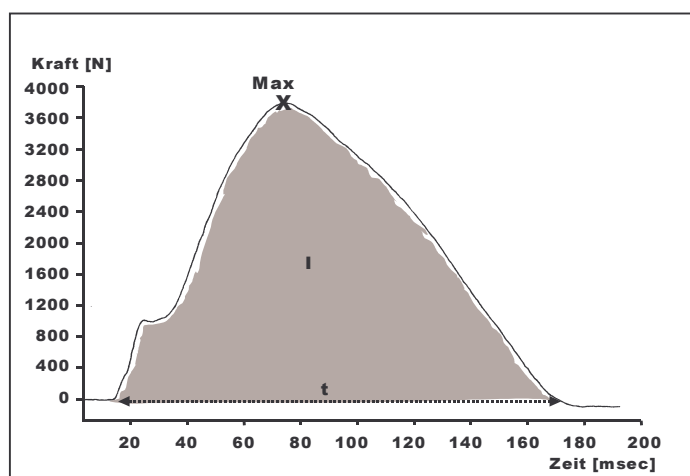


Abb. 4-11: Der Kraft-Zeit-Verlauf eines Drop-Jumps auf einer Kraftmessplatte.  
Max = maximaler Kraftwert, I = Impuls, t = Zeit.



Zur Messung der Reaktivkraft werden in der Sprungkraftdiagnose Drop Jumps (DJs) eingesetzt. Der Gesamtimpuls während des Kontaktes auf der Kraftmessplatte ist gegeben durch das Integral der Kraftkurve über der Zeit. An dem Kraft-Zeit-Verlauf kann der Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes und der Zeitpunkt, zu dem der Boden verlassen wird, bestimmt werden. Ebenso kann die maximale Kraft der Kontaktphase erfasst werden. Kennt man den Auftreffimpuls der Versuchsperson, dann kann der Bremsimpuls und der Beschleunigungsimpuls ermittelt werden.

Diese Größen charakterisieren also das Kraftverhalten der gesamten Streckerschlinge bei beidbeiniger, reaktiver Muskelarbeitsweise und der Aufgabe, eine möglichst große Sprunghöhe mit geringer Bodenkontaktzeit zu erreichen. Darüber hinaus erfolgt die Berechnung der sog. *relativen Leistung* bei DJ, die durch folgende Überlegung gegeben ist:

1. Die Auftreffenergie (Efall) muss vernichtet werden (dabei ist die zu verrichtende Arbeit  $\frac{1}{2} \cdot m \cdot v^2$ ).
2. Eine Treibhöhe (h) wird erreicht (dabei ist die zu erbringende Arbeit =  $m \cdot g \cdot h$  (Esprung)).
3. Das alles geschieht während der Kontaktphase (tkont).
4. Die relative Leistung ist dann auf die Körpermasse (m) bezogen und wird berechnet als (Efall + Esprung)/(tkont · m).
5. Wir betrachten den Sprung als hauptsächlich durch das reaktive Kraftverhalten bestimmt, wenn die Kontaktzeit <200 ms ist.

Die Einflussfaktoren für die Reaktivkraft sind Muskelfaserquerschnitt, Muskelfaserzusammensetzung und das Elastizitäts- und Innervationsverhalten von Muskeln, Sehnen und Bändern (GROSSER/STARISCHKA 1998, 43; vgl. GOLLHOFER 1987, 58; VERCHOSHANSKIJ 1995, 61).

Letzteres wird auch als *reaktive Spannungsfähigkeit* (short range elastic stiffness = SRES) bezeichnet, die das Vermögen beinhaltet, kurzzeitig reaktive Spannung zu entwickeln (GROSSER/STARISCHKA 1998, 50; GÜLLICH/SCHMIDTBLEICHER 1999, 227; vgl. VERCHOSHANSKIJ 1995, 60) und diese auch bei hohen Dehnungsbelastungen aufrechtzuerhalten (BÜHRLE 1989, 323).

Aus der Sportpraxis und aus sportwissenschaftlichen Untersuchungen (GOLLHOFER 1987, SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER 1982) zeigt sich, dass es bei reaktiver Muskelarbeitsweise zu leistungspotenzierenden Effekten in Dehnungs-Verkürzungs-Zyklen unter 200 ms (vgl. GROSSER/STARISCHKA 1998, 44) bzw. 250 ms (BÜHRLE 1989, 320) gegenüber rein konzentrischen Muskelkontraktionen kommt. Es können zwei Mechanismen angenommen werden, die zu einer Leistungssteigerung bei Sprüngen im DVZ führen, welche auch als „elastic potentiation“ bezeichnet wird (GOLLHOFER 1987, 197).

Zum Ersten werden über die exzentrische Dehnung der Beinmuskulatur beim Niedersprung Elastizitätskräfte im Muskel-Sehnen-Komplex gespeichert, dadurch kann potentielle Energie in kinetische Energie umgewandelt werden (BÜHRLE 1989, 324). Sehnen, Bindegewebe am und im Muskel (u.a. Aponeurose, Muskel-, Bündel-, Faserfaszien), strukturelle (u.a. Titin, Nebulin) und funktionelle Eiweißfilamente (Aktin, Myosin) haben elastische Eigenschaften, die für die explosive und reaktive Kraftentfaltung im DVZ wichtig sind (GÜLLICH/SCHMIDTBLEICHER 1999, 227). Kollagene und myogene Strukturen haben das Bestreben, nach einer Dehnung wieder in ihre Ausgangslänge zurückzukehren. Da jedoch bei einer sportlichen Bewegung die Muskel-Sehnen-Einheit als Ganzes betrachtet werden muss, fließt bei kurzer Dehnung von Sehnen und Bindegewebe die darin ge-

speicherte elastische Energie zu einem wesentlichen Anteil mit ein (GOLLHOFER 1987, 58; HUIJING 1994, 169).

Diese Spannungsenergie kann solange gespeichert werden, wie der Muskel die entsprechende Gegenkraft entgegenbringt (HUIJING 1994, 16; NEUBERT 1999, 13). Die elastische Energie in den gebundenen Querbrücken zwischen Aktin- und Myosinfilament während einer Muskelkontraktion kann jedoch nur für die Zeitdauer der Brückenbildung von 200 ms in erhöhte mechanische Leistung und zusätzlicher Kontraktionskraft umgesetzt werden. Dauert der DVZ länger, so kann die Energie aus der Brückenelastizität nicht verwertet werden (BÜHRLE 1989, 324).

Der Grad der Muskelhärte bzw. der „Stiffness“ wird also durch das viscoelastische Verhalten des Muskel-Sehnen-Komplexes, die Voraktivierung und die zur Kontraktion zur Verfügung stehende Zeit begrenzt (vgl. GROSSER/STARISCHKA 1998, 43, 50; BÜHRLE 1989, 324). Bei hoher Dehnungsgeschwindigkeit und geringer Dehnungslänge ist die Muskelhärte aufgrund der hohen initialen Spannungssteigerung anfangs sehr hoch. Die SRES ist bei einer Dehnungslänge „innerhalb rund 4% Dehnung gegenüber der Ruhelänge des Muskels“ am effektivsten (GÜLLICH/ SCHMIDTBLEICHER 1999, 227).

Die Stiffness bzw. Muskelhärte spielt bei der Speicherung elastischer Energie und deren Wiedergewinnung eine große Rolle (GROSSER/STARISCHKA 1998, 50).

Zum Zweiten kann das Auslösen des Dehnungsreflexes zu einer erhöhten elektrischen Aktivierung führen und zusätzliche Muskelaktivität erzeugen (vgl. GOLLHOFER 1987, 197; BÜHRLE 1989, 321).

Es wird unterschieden in den langen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (auch DVZ oder SSC = stretch shortening cycle) mit großen Winkelbewegungen der Hüft-, Knie-, Sprunggelenke und einer Dauer von mehr als 250 ms und in den kurzen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus mit kurzen Winkelbewegungen und Bodenkontaktzeiten zwischen 100-250 ms. Anhand von EMG-Analysen bei Drop Jumps wurden die funktionellen Phasen des kurzen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus mit seinem typischen Innervationsverhalten folgendermaßen eingeteilt:

Voraktivitätsphase mit ansteigender Aktivität bis zum Bodenkontakt - Latenzphase (0-30 ms) ohne reflektorische Aktivitäten, bedingt durch die Umlaufzeit der Reflexe - Reflektorische Phase (30-120 ms) mit Muskelaktivitäten, die dem monosynaptischen Dehnungsreflex zugeschrieben werden - und der („LER-“) Phase (> 120 ms) mit verzögerter EMG-Reaktion, in der das Aktivitätsmuster willkürlich beeinflusst werden kann (SCHMIDTBLEICHER 1994, 376 nach GOLLHOFER 1987, 129f). Damit die Kontaktzeiten bei sportlichen Bewegungen eingeordnet werden können, werden folgende Stützzeiten bei BÜHRLE (1989, 321) beschrieben:

Countermovement-Jump (CMJ)	ca. 640 ms
Drop Jump (DJ)	ca. 220 ms
Sprint (8. Schritt)	ca. 110 ms
Weitsprung	ca. 120 ms
Flop	ca. 170 ms

Zudem wird angenommen, dass bei kurzen reaktiven Bewegungen wie beim DJ ein elementares, feinkoordiniertes Bewegungsprogramm gespeichert ist und unbewusst abläuft (NEUBERT 1999, 124). BAUERSFELD/VOß (1992, 18) bezeichnen es als bewegungsspezifisches Zeitprogramm, welches „die zeitlich abgestimmte neuromuskuläre (elektrische) Impulsfolge des Muskeleinsatzes der für die entsprechende Bewegung notwendigen Muskeln, die Dauer und das Anstiegsverhalten der bioelektrischen Aktivität“ beinhaltet.

Es wird ein sog. kurzes und langes Zeitprogramm unterschieden, wobei Sprünge mit Bodenkontaktzeiten unter 170 ms dem *kurzen Zeitprogramm* zuzuordnen sind (BAUERSFELD/VOß 1992, 18). Zeitprogramme sind unabhängig vom Ausprägungsgrad der Kraft und vom Geschlecht. Einmal ausgebildete Zeitprogramme zeigen sich sehr stabil gegenüber Ermüdung (BAUERSFELD/VOß 1992).

Sprungtrainierte Personen können in der exzentrischen Phase des DVZ auch bei hohen Dehnungsbelastungen die Muskelspannung aufrechterhalten, während bei Untrainierten eine Innervationshemmung zu verzeichnen ist (BÜHRLE 1989, 322; KOMI 1986, 14). Durch Training erfolgen u. a. mechanische Anpassungserscheinungen von Sehnen und Bindegewebe (BÜHRLE 1989, 320; STONE 1994, 281), welche die Elastizität und Belastbarkeit verbessern. Mit einer höheren Stiffness können steilere Kraftanstiege und höhere Kraftspitzen im DVZ realisiert werden (GÜLLICH/SCHMIDTBLEICHER 1999, 227).

Nach neueren Untersuchungen von NEUBERT (1999, 180) kann eine Steigerung der reaktiven Sprungleistung durch ein Training mit reaktiven Bewegungsformen, u.a. durch ein verbessertes muskuläres Zusammenspiel von M. gastrocnemius und M. rectus femoris, erzielt werden, während sich die Kennwerte des Maximal- und Schnellkraftvermögens kaum verändern.

## 5 Forschungsstand – Untersuchungen zu den Wirkungen des Dehnens auf nachfolgende Kraftleistungen

Zunächst werden Untersuchungen betrachtet, die verschiedene Wirkungen von Dehnmaßnahmen im Rahmen des Aufwärmens - so wie es in der sportlichen Praxis üblich ist - behandeln (Kap. 5.1). In den beiden folgenden Kapiteln 5.2 und 5.3 wird der bisherige Wissensstand zu den Wirkungen von langfristigen bzw. kurzfristigen Dehnmaßnahmen insbesondere auf Kraftleistungen aufgearbeitet.

### 5.1 Wirkungen des Dehnens im Rahmen des Aufwärmens

Da Muskeldehnprogramme nach allgemeinen Empfehlungen meist im Rahmen des Aufwärmens vollzogen werden (vgl. SCHIFFER 1997, 63-64, 67) soll in diesem Kapitel das Thema Aufwärmen und Dehnen behandelt werden.

Die Begriffe Warmmachen, Erwärmung und Aufwärmen tauchen synonym auf. Im Weiteren wird der Terminus Aufwärmen verwendet, der alle Maßnahmen beinhaltet zur „Herstellung eines optimalen psycho-physischen und koordinativ-kinästhetischen Vorbereitungszustandes sowie der Verletzungsprophylaxe“ (WEINECK 1994, 645).

Es kann in allgemeines (Bewegungen großer Muskelgruppen) und spezielles (sportart- bzw. disziplinspezifisch), aktives und passives Aufwärmen vor einem Training oder Wettkampf unterschieden werden (MAEHL/HÖHNKE 1988, 138f). Hierbei können die Funktionseinheiten Muskulatur, Gelenke, Herz-Kreislauf-System, Atmung, Zentralnervensystem, peripheres Nervensystem und das psychische System positiv beeinflusst werden (WIEMEYER 2001, 157). Dem Aufwärmen wird eine leistungssteigernde Funktion sowie verletzungsprophylaktische Wirkung zugeschrieben (SAFRAN/SEABER/GARRETT 1989, 243; EHLENZ/GROSSER/ZIMMERMANN 1991, 147f; FREIWALD 1991, 23). Die Leistungssteigerung resultiert u. a. aus der Erhöhung der Körpertemperatur, der verbesserten Durchblutung, der Steigerung der Nervenleitungsgeschwindigkeit und der Kontraktionsgeschwindigkeit des Muskels (vgl. DeMAREES 1981, 333f), sowie einer verkürzten Refraktärzeit und einer verbesserten Entspannungsfähigkeit des Muskels (vgl. KÜCHLER 1983, 73ff). WEINECK (1994, 647) betont die wesentliche Steigerung der sensorischen und koordinativen Leistungsfähigkeit durch Aufwärmen.

Daneben ist die geistige Auseinandersetzung mit der bevorstehenden Belastung zu nennen, die sich in einer Erhöhung der zentralen Aktivierungsprozesse bzw. der Aufmerksamkeitsleistung äußert (BEYER/SCHOBBER/ASCHERON 1986, 145; ISRAEL 1981, 8). ZIESCHANG (1980, 69f) erklärt das Aufwärmphänomen mit der Aktivierungstheorie. Aufgrund der Aktivierung durch Aufwärmen kommt der Sportler in einen Zustand der Wachheit, die richtige Einstellung bzgl. der geforderten Leistung muss gefunden werden. Damit ist er in der Lage zu lernen, zu üben oder Leistung zu erbringen (vgl. SCHÖNPFLUG 1971, zit. bei ZIESCHANG 1980, 70). Schließlich hat das Aufwärmen eine nicht zu vergebende „entstressende Wirkung“ (z. B. vor einem Wettkampf) und kann Phänomenen wie der Startpathie oder dem Startfieber entgegenreten (vgl. KNEBEL 1988, 41; MAEHL 1986, 95).

Aufwärmprogramme orientieren sich meist an der Sportart und an der Disziplin. Sie beinhalten vorwiegend Muskel erwärmende Aktivitäten wie Einlaufen, Einschwimmen, Einradeln etc. und sollten ca. ein Drittel bzw. mindestens ein Sechstel der gesamten Muskulatur aktivieren (FREIWALD 1991, 13). Im Laufe der Trainingsjahre kann sich bei Sportlern das Aufwärmen zu einem bestimmten Ritual entwickeln (ZIESCHANG 1978, 243; MAEHL 1986, 76f), das oft nicht den funktionellen Anforderungen entspricht (KNEBEL 1988, 41, 66).

Zur Belastungssteuerung über Umfang und Intensität werden keine allgemeingültigen Aussagen getroffen (DeMAREES 1981, 335; MAEHL/HÖHNKE 1988, 141; KNEBEL 1988, 68). Der Einfluss von körperlicher Leistungsfähigkeit, Klima, Tageszeit, Alter etc. muss wesentlich berücksichtigt werden. Angaben zu Aufwärmbelastungen findet man von mindestens 10 Minuten bis 2 Stunden (DeMAREES 1981, 336) bei 60-80% VO<sub>2</sub>max (HOURMARD/JOHNS/SMITH/WELLS/KOBE/McGOOGAN 1991, 483) bzw. 50-70% der maximalen Leistungsfähigkeit eines Sportlers (KEUL/DICKHUTH/LEHMANN/SCHMID 1983, 16; FRANKS 1991b, 16). FREIWALD (1991, 29) bestätigt, dass sich eine zehnmütige Aufwärmphase großer Muskelmassen bei niedriger bis mittlerer Intensität in der Sportpraxis bewährt hat. Der Aufwärmeffekt über aktive Muskelkontraktionen soll über eine halbe Stunde anhalten (SAFRAN/SEABER/GARRETT 1989, 244).

Im Anschluss an das allgemeine Aufwärmen werden Dehnübungen - meist in Form von Stretching - (HEBBELINCK 1988, 215; KNEBEL 1988, 72; EHLENZ/GROSSER/ZIMMERMANN 1991, 148; FREIWALD 1991, 34; KENT 1996, 42; vgl. SCHIFFER 1997, 63-64, 67) empfohlen. Die unmittelbare Vorbereitung auf sportliche Belastungen sollte mit der Ausübung von Kräftigungsübungen abgeschlossen werden (FREIWALD 1991, 28; SCHNABEL/HARRE/BORDE 1994, 324; MAEHL 1986, 110). FREIWALD rät, einen zunächst gedehnten Muskel anschließend zu „tonisieren“, denn „der Muskel kontrahiert schneller und ist damit leistungsfähiger und nicht so verletzungsanfällig wie ein unvorbeiteter Muskel, der nur „gestretcht“ wurde und dann (im schlimmsten Falle) schnellkräftigen oder unvorhersehbaren (z.B. in Sportsportarten) Belastungen ausgesetzt wird“ (FREIWALD 1991, 34; vgl. HEGNER 1995, 7).

BUNZ (1994, 138), AHONEN/LAHTINEN/SANDSTRÖM/POGLIANI/WIRHED (1994, 98) und FREIWALD/ENGELHARDT/KONRAD/JÄGER/GNEWUCH (1999, 8f) betonen, dass statische Dehnübungen im Rahmen des Aufwärmens nicht zu lange ausgeübt werden dürften, „... damit der Muskeltonus nicht sinkt, der für rasche Bewegungen und schnelle Kraftentwicklung erforderlich ist. ... Nur die etwas steifen Muskeln dürfen länger gedehnt werden“ (AHONEN et al. 1994, 98). Beispielsweise empfehlen FREIWALD et al. (1999), die statische Dehnung nicht länger als 10 Sekunden zu halten und maximal 3 bis 4 Serien je Muskelgruppe auszuführen, damit keine Leistungsreduktion erfolgt (FREIWALD et al. 1999, 8f). Es wird auch auf den differenzierten Einsatz von Dehnmethoden hingewiesen, der von der anschließenden Belastung abhängig ist (BUNZ 1994, 137).

Neben den oben aufgeführten Empfehlungen zum Dehnen im Rahmen des Aufwärmens (Stretching) wird von einigen Autoren die positive Wirkung von aktiv-dynamischen Dehnungen (MEDLER/MIELKE 1990, 51), von federndem Dehnen (SCHMIDT 1995, 3), von „lockeren dynamischen Dehnungen“ (KORNBLUM 1994, 41) und der intermittierenden Dehnmethode hervorgehoben (DIETRICH/BERTHOLD/BRENKE 1985, 55). „Die intermittierende Dehnmethode ist für die Vorbereitung am geeignetsten (nicht ausschließlich), weil sie den Trainings- und Wettkampfanforderungen sehr entspricht“ (DIETRICH et al. 1985, 55).

Die Notwendigkeit von allgemeinem Dehntraining wird allgemein hervorgehoben - besonders in Verbindung mit Krafttraining (EHLENZ/GROSSER/ZIMMERMANN 1991, 149) - jedoch wird in der Trainingspraxis oft ein Dehnprogramm zur Verbesserung der Beweglichkeit in das Aufwärmen „gepackt“ und keine extra Dehn-Trainingseinheit angesetzt.

In einer älteren Studie von PACHECO (1957) waren sowohl nach einem 3-minütigen Lauf, nach Kniebeugen (4 Serien mit 6 Wiederholungen) als auch nach 3 Minuten passiv-statischem Dehnen der Bein- und Hüftmuskulatur (6 x 15 Sekunden) die vertikalen Sprungergebnisse verbessert.

WIKTORSSON-MOELLER/OEBERG/EKSTRAND/GILLQUIST (1983) testeten an 8 Versuchspersonen die Wirkungen von allgemeinem Aufwärmen (15 Minuten Ergometertraining mit 50 W), Massage (12 Minuten) und Anspannungs-Entspannungs-Dehnen auf die Beweglichkeit im Fuß-, Knie- und Hüftgelenk und die Kraft der Beinmuskulatur. Das Dehnprogramm dauerte 15 Minuten und war für sechs Muskelgruppen mit 5-6 Serien (je 4-6 Sekunden Anspannen - 2 Sekunden Entspannen - 8 Sekunden Dehnen) konzipiert. Die isometrische (bei 60 Grad) und dynamische (bei 30 und 180 %/s) Maximalkraft des M. quadriceps femoris und der ischiocruralen Muskulatur war nicht wesentlich durch das Treatment Aufwärmen und Stretching beeinflusst. Nach der Massage wurde eine signifikante Abnahme verzeichnet.

SIEWERS (1987) befasste sich mit dem Einfluss einer Lauf-Gymnastik-Arbeit und einer dynamischen Kraftübung als Aufwärmprogramm auf die isometrische Maximalkraft der Plantarflexoren. Zwischen beiden Aufwärmformen ergaben sich keine signifikanten Unterschiede - unabhängig vom Geschlecht der 59 Sportstudentinnen und Sportstudenten. Wie erwartet, wurde eine signifikante Steigerung der Kraftwerte vom unaufgewärmten in den aufgewärmten Zustand ermittelt. Die Lauf-Gymnastik-Arbeit führte deutlich zu einer Erhöhung der Explosivkraftwerte, während die Vorbereitung am Kraftgerät sich eher ungünstig bzgl. der Entwicklung der Explosivkraft auswirkte.

BAUM/ESSFELD/KLEINE/QUADE (1990) überprüften an 10 Volleyballspielern die maximal erreichbare Sprunghöhe auf der Kraftmessplatte nach fünf verschiedenen Aufwärmmethoden. Die schlechtesten Sprungleistungen ergaben sich eindeutig nach dem Dehnen der Muskulatur. Im Durchschnitt wurden die besten Ergebnisse nach einem 30-minütigem volleyballspezifischem Aufwärmen erreicht. Die Rangfolge der übrigen Testergebnisse war folgende: Kniebeugen (Zusatzgewicht), 10 Minuten Fahrradfahren, 10 Minuten Laufen, Stretching mit 30 Sekunden statischem Dehnen der unteren Extremitäten.

Eine interessante Studie zur Anwendung von Dehnübungen im Aufwärmen lieferte ROSENBAUM (1992). Er untersuchte an 55 männlichen Sportlern die akut ausgelösten biomechanischen und neurophysiologischen Wirkungsmechanismen durch Laufen und Stretching des M. triceps surae. Jede Versuchsperson machte einen Vortest im unvorbereiteten Zustand mit 8 Reflexmessungen, 8 Schnellkraftmessungen, und 3 Flexibilitätsmessungen. Danach wurden Dehnübungen (3 Minuten: 2 Übungen, je 3 x 30 Sekunden Stretching) und anschließend der zweite Krafttest absolviert. Schließlich lief jeder Proband 10 Minuten auf dem Laufband und führte daraufhin den Nachtest aus. Die passive Kraftspitze, die durch einen Achillessehenschlag ausgelöst und auf einen Kraftsensor übertragen wurde, war um 9% nach dem Dehnen reduziert. Die Kraftanstiegsraten waren nach dem Stretching signifikant um 8% und die Entspannungsraten um 5% (nicht signifikant) reduziert.

Durch das anschließende Warmlaufen wurde eine Verbesserung des Schnellkraftmaximums erreicht, die Maximalkraft war durch das Warmlaufen nicht beeinflusst. Insgesamt ergaben sich negative Effekte durch Stretching, die nach dem Warmlaufen wieder aufgehoben wurden (ROSENBAUM 1992, 137-138).

Ähnliche Ergebnisse erhielten HENNIG/PODZIELNY (1994), die die Auswirkungen von Dehn- und Aufwärmübungen auf die vertikale Sprungkraftleistung an 46 Sportstudenten und Leichtathleten untersuchten. Nach dem 10-minütigen Warmlaufen waren signifikant höhere Sprungleistungen (mehr als 6% besser) festzustellen, nach den 12 Dehnübungen mit je 20 Sekunden statisch Dehnen war die Vertikalsprunghöhe hochsignifikant verringert (-4%) (Weitere Ausführungen s. Kap. 5.3.).

WIEMEYER (1990, 95) konnte bei 10 Versuchspersonen nach einer 5-minütigen individuellen Aufwärmphase bereits eine signifikante zentralnervöse Aktivierung anhand einer höheren Flimmerverschmelzungsfrequenz feststellen. Interessanterweise zeigte sich bei einer Versuchsperson, welche nur statische Aufwärmübungen ausführte, ein Abfall der Flimmerverschmelzungsfrequenz. ROTHE (1993) verglich verschiedene Aufwärmhalte und -intensitäten im Hinblick auf das Aktivierungsniveau des zentralen Nervensystems. Hier kam deutlich zum Ausdruck, dass das Aktivierungsniveau durch das Ausüben von Stretching signifikant reduziert wird.

Nicht zu vergessen ist die Wechselwirkung zwischen der psychischen Einstellung des Sportlers zum Aufwärmen und den erwarteten Effekten (vgl. ZIESCHANG 1978, 243; WEINECK 1994, 650). So könnte zum Beispiel ein Sportler, der mit einer bestimmten Form des Aufwärmens bisher gute Erfahrungen gemacht hat, nur dann seine optimale Sprungleistung erbringen, wenn er sein individuelles Aufwärmprogramm auch ausüben kann. Der Einfluss der physiologischen Wirkungsmechanismen und der persönlichen Erwartungshaltung ist nicht einfach zu trennen. Dieser Faktor ist methodisch jedoch sehr schwer in Griff zu bekommen.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass Dehnungsübungen - nach welchen Methoden auch immer - im Rahmen des Aufwärmens die unterschiedlichsten Wirkungen zugeschrieben werden.

## **5.2 Wirkungen langzeitiger Dehnmaßnahmen auf Maximalkraft- und Schnellkraftleistungen**

Zunächst soll ein Blick auf die Untersuchungen geworfen, bei denen ein *Dehntraining über einen längeren Zeitraum* ausgeführt wurde und dessen Trainingseffekt auf die Kraftfähigkeiten untersucht wurde. „Langzeitige Dehnmaßnahmen“ beinhaltet Dehnprogramme, die systematisch über mehrere Wochen durchgeführt werden.

Die Untersuchung von HORTOBAGYI/FALUDI/TIHANYI/MERKELY (1985) ergab nach einem 7-wöchigen Dehntraining mit statischem Stretching bei 12 Jugendlichen neben der Verbesserung der Bewegungsreichweite auch eine signifikante Steigerung der Halbrelexationszeit, des Kraftanstiegs, der dynamischen Maximalkraft bei geringen Widerständen sowie der maximalen Schrittfrequenz. Diese Ergebnisse werden auf den Einfluss des Dehntrainings zurückgeführt und mit einer Veränderung der mechanischen Eigenschaften der Muskulatur interpretiert.

Signifikante Steigerungen des maximalen Drehmomentes bei exzentrischer (bei 60°/s und 120°/s) und konzentrischer Arbeitsweise (bei 120°/s) erzielten 19 Studenten nach 3 Wochen Dehnprogramm nach der Contract-Relax-Antagonist-Contract-Technik und statischem Dehnen der ischiocruralen Muskulatur. WORRELL/SMITH/WINEGARDNER (1994) begründeten die verbesserten Kraftwerte auf die erhöhte Dehnfähigkeit der Muskulatur. Die gesteigerte Elastizität der serienelastische Komponente soll eine größere Speicherung der potentiellen Energie ermöglichen.

KOKKONEN/LAURITZEN/YOUNG (1995) untersuchten den Einfluss eines langfristigen Dehntrainings auf die Veränderungen der Bewegungsreichweite, der Maximalkraft und der Kraftausdauer der ischiocruralen Muskulatur an 59 Versuchspersonen. Im Gegensatz zur Kontrollgruppe wurden in der Versuchsgruppe (12 Männer, 17 Frauen) nach einem Training über 12 Wochen mittels Anspannungs-Entspannungs-Dehntechnik (3 x wöchentlich 40 Minuten) signifikante Zunahmen aller 3 Variablen erreicht (Männer: Beweglichkeit +38,0%, Maximalkraft +17,2%, Kraftausdauer +35,6%; Frauen: Beweglichkeit +23,3%, Maximalkraft +16,8%, Kraftausdauer +35,5%). Bei diesen Leistungsgewinnen sollte jedoch immer beachtet werden, dass diese Versuche an Untrainierten bzw. Sportstudenten durchgeführt wurden.

Die Beeinflussung der Kraftleistung über die Veränderung der Stiffness der Muskulatur durch Dehntraining wurde von WILSON/ELLIOTT/WOOD (1992) beschrieben. An 9 Gewichthebern führten sie 8 Wochen lang neben dem üblichen Krafttrainingsprogramm 2 x wöchentlich ein Dehnprogramm mit aktiv-statischen Stretching (8-30 Sekunden) für die Schultermuskulatur durch. Daraus resultierte nur für die Versuchsgruppe eine Verbesserung der aktiven Beweglichkeit der Schultermuskulatur bei einer um 7,2% signifikant niedrigeren Stiffness und einer signifikant höheren Kraftleistung bei exzentrisch-konzentrischer Arbeitsweise. Die Autoren führen die Steigerung der Kraftleistung auf eine höhere gespeicherte Energie in der serienelastischen Komponente am Muskel-Sehnen-übergang zurück. Die Frage, an welchen Strukturen die Anpassungsvorgänge erfolgen - ob Sehne, Bindegewebe, Sarkomer oder kontraktiles Gewebe - konnte nicht geklärt werden.

WIEMANN (1991) erörterte die Problematik, inwieweit langfristiges Dehnungstraining den Muskel „verlängert“, indem das Kraftmaximum in höheren Muskelmomentanlängen der Kontraktionskraft-Längen-Kurve zu verzeichnen wäre. Bei einer Veränderung der Stiffness des Muskels wäre demnach in der Kraft-Zeit-Kurve ein flacherer Anstieg zu erkennen und damit die Explosivkraft verringert (WIEMANN 1991, 297-298). Die Versuchspersonen sollten in 10 verschiedenen Hüftgelenkwinkeln maximale Kontraktionskräfte der ischiocruralen Muskulatur entwickeln. Das 10-wöchige Dehnungstraining bewirkte jedoch keine Veränderung der Maximalkraft in andere Winkelgrade (vgl. Kontraktionskraft-Längen-Beziehung WIEMANN 1991, 304). Ebenso war keine signifikante Verringerung des Explosivkraftparameters zu verzeichnen, weshalb nicht von einer Steigerung der Nachgiebigkeit der elastischen Elemente ausgegangen werden kann (WIEMANN 1991, 304).

Die Untersuchung von KOKKONEN/NELSON/TARAWHITI/BUCKINGHAM/KALUHIOKALANI (2001) ergab nach 8-wöchigem Maximalkrafttraining (3 x wöchentlich 3 Sätze, 6 Wiederholungen bei 85% der Maximalkraft) eine Verbesserung der Kraftwerte der oberen Extremitäten, wobei sich die Versuchsgruppe mit zusätzlichem Dehntraining (2 x 30 Minuten Stretching) hochsignifikant steigerte.

Untersuchungen zur Wirkung langzeitiger Dehnprogramme auf die Reaktivkraft konnten nicht gefunden werden.



## 5.3 Wirkungen kurzzeitiger Dehnmaßnahmen

In der vorliegenden Arbeit werden die Effekte von *kurzzeitigen Dehnungsmaßnahmen*, d.h. von kurzen Dehnprogrammen zwischen 5 bis 30 Minuten betrachtet. Theoretisch sind Wirkungen des Dehnens im biomechanischen-morphologischen, nervalen, energetischen und psychisch-motivationalen Bereich möglich.

### 5.3.1 Biologische Veränderungen

#### (1) Morphologisch-biomechanische Veränderungen

Biomechanisch ist eine Veränderung des Kraft-Längen-Verhältnisses des Muskels nach Dehnungsübungen möglich. Das bedeutet Kraftverlust unabhängig von der Dehntechnik. Wird ein Muskel durch eine Dehnungsübung gedehnt und wieder entdehnt, gibt es mehrere Möglichkeiten.

1. Die elastischen Rückstellkräfte (vor allem das sog. Titin) bewirken ein Zurückgleiten der Filamente auf die Ausgangslänge (vgl. RAMSEY/STREET 1940) und damit können gleich große Kräfte aufgebracht werden wie vor der Muskeldehnung.
2. Nach der Dehnung ergibt sich ein gewisser Dehnungsrückstand. Der Muskel kehrt nicht mehr auf seine Ausgangslänge zurück (vgl. GROSSER/HERMANN/TUSKER/ZINTL 1887, 119). Nach einer Überdehnung ordnen sich die Filamente nicht wieder ein - es können sich sogar strukturelle Veränderungen im Sarkomer ergeben, die im Tierversuch bereits nachgewiesen wurden (Stauung der Aktin-Filamente an der Grenze zum A- und I-Band von HIGUCHI/YOSHIOKA/MARUYAMA 1988). Aufgrund der verringerten Überlappung der kontraktilen Filamente kann weniger Kraft generiert werden. Bei Dehnungen bis zu einer Sarkomerlänge von 3,3  $\mu\text{m}$  ergeben sich keine Veränderungen der hexagonalen Anordnung der Myosinfilamente (HIGUCHI et al. 1988, 493).
3. Die filamentäre Ordnung wird erst wieder nach einer Kontraktion des Muskels wieder hergestellt (HIGUCHI et al. 1988). Damit ist die Kraftentfaltung zunächst reduziert und befindet sich anschließend wieder auf dem Ausgangsniveau.

Darüber hinaus kann eine Erscheinung mit einfließen, die EDMAN (1994, 115-116) beschrieb. Er konnte an isolierten Froschmuskelfasern den sog. „depressorischen Effekt einer vorausgegangenen Verkürzung auf die Kontraktionsleistung“ demonstrieren. Im Vergleich zweier Myogramme der Kraftentwicklung während eines unvollständigen Tetanus bei 2,05  $\mu\text{m}$  (nahe dem Längenoptimum) wurde dort eine deutlich reduzierte Kontraktionskraft (Maximalkraft) erkennbar, wo die Ausgangslänge zunächst 2,55  $\mu\text{m}$  betrug. Die Faser musste bei der ersten tetanischen Zuckung erst auf die Sarkomerenlänge von 2,05  $\mu\text{m}$  verkürzen und konnte keine wesentliche Spannung entwickeln. Auch in den darauffolgenden Zuckungen waren die Kraftwerte geringer, bis der depressorische Effekt gegen Ende der tetanischen Kontraktionsperiode verschwand. In der Regel ist der depressorische Effekt nach einer Sekunde nicht mehr vorhanden.

Die Stiffness des tendomuskulären Systems kann durch Dehnungsmaßnahmen verändert und damit die kurzzeitige reaktive Spannungsfähigkeit reduziert werden. Aufgrund der plastischen Veränderung der bindegewebigen Anteile im Muskel-Sehnen-Komplex durch Dehneffekte wie Creeping oder Relaxation wird der Muskel „weicher“ und kann dadurch weniger elastische Energie speichern. Im Tierexperiment konnte eine größere Nachgiebigkeit der Sehne durch Dehnung nachgewiesen werden (VIIDIK 1973, 178).

Durch Dehnübungen ergeben sich mechanische Veränderungen, wie im sog. „Sehnenspiel“, d.h. die kollagenen Fasern haben im ungedehnten, entspannten Zustand einen welligen Charakter und ordnen sich erst bei größerer Spannung parallel an. Dieses Sehnenspiel muss zunächst durch verstärkte Muskelkontraktionen überwunden werden, bevor die äußere Krafterzeugung erfolgen kann (vgl. ROSENBAUM/HENNIG 1995, 489). Eine mögliche Reduktion der Explosivkraftwerte, sowie der Reaktivkraft wäre die Folge.

## (2) Neuronale Veränderungen

Bei Muskeldehnungen können sog. „Nacheffekte“ auftreten, die Sekunden bis Minuten anhalten und eine darauffolgende Kontraktion beeinflussen. Dies zeigt sich in einer Veränderung des „Entladungsverhaltens der intramuskulären Afferenzen“ und der Erregbarkeit des Motoneuronenpools (WIEMANN/KAMPHÖFNER 1995, 417).

THIGPEN/MORITANI/THIEBAUD/HARGIS (1985) und GUISSARD/DUCHATEAU/HAINAUT (1988a) konstatierten eine reduzierte Motoneuronen-Erregbarkeit nach statischem Dehnen, wobei bei letzterer Untersuchung die Hemmung nur für die Zeitdauer des Dehnens anhielt. KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER (1997, 41) stellten eine ausgeprägte Inhibition der Fußmuskulatur direkt im Anschluss an eine Dehnmaßnahme mit einer Vibrationsmaschine fest. Sogar nach einer halbstündigen Pause war die Muskelaktivität nicht wieder auf dem Ausgangsniveau, d. h. die Kraftentfaltung nach Dehnmaßnahmen kann reduziert sein.

YAMASHITA/ISHII/OOTA (1992) untersuchten die Auswirkungen der Muskeldehnung auf die Aktivität der neuromuskulären Übertragung. Dabei wurden die Vorgänge der post-tetanischen Potenzierung (PTP) am M. soleus der Ratte in Ruhelänge und in gedehntem Zustand (10% und 20% der Ruhelänge) getestet. PTP wird als Phänomen bezeichnet, wenn eine wiederholte Stimulation eines präsynaptischen Nerves eine Erhöhung des Transmitterausstoßes verursacht und eine erhöhte Reizübertragung und -fortleitung über mehrere Minuten stattfindet (vgl. GÜLLICH/SCHMIDTBLEICHER 1995, GÜLLICH/SCHMIDTBLEICHER 1997). Bei einem gedehnten Muskel erhöht sich der  $Ca_{2+}$ -Einstrom. Auch bei ARMSTRONG/DUAN/DELP/HAYES/GLENN/ALLEN (1993) war mit steigender Dehnung der Muskelfaserhülle eine Erhöhung der  $Ca_{2+}$ -Ionen Konzentration ( $Ca_{2+}$ -Einstrom aus dem extrazellulären Raum) zu verzeichnen. Sie experimentierten am statisch gedehnten Soleus-Muskel von Ratten. Nach 2 Stunden Dauerdehnung war die  $Ca_{2+}$ -Konzentration im Muskel um 62% erhöht, die maximale Kontraktionskraft um 63% reduziert.

WIEMANN/KAMPHÖFNER (1995, 417) betrachteten den Zusammenhang von einströmenden  $Ca_{2+}$ -Ionen durch eine Dauerdehnung eines Muskels. Demnach könnten aus einer gesteigerten  $Ca_{2+}$ -Ionenkonzentration, die zur spontanen Bildung von Querbrücken führt, oder aus neuronalen Potenzierungsvorgängen höhere Kontraktionskräfte nach einer Dehnung resultieren.

Insgesamt ergeben die Untersuchungen zu den neuronalen Vorgängen nach Dehnungsmaßnahmen kein einheitliches Bild darüber, ob unmittelbar danach die Krafterzeugung erleichtert oder erschwert wird.

Auch der Einfluss verschiedener Dehntechniken kann aufgrund der unterschiedlichen Ergebnisse aus elektrophysiologischen Untersuchungen (s. Kap. 3.3) nicht vorausgesagt werden.

### (3) Energetische Veränderungen

Möglich ist, dass bei statischen Dehnungen die Blutversorgung reduziert wird und es dadurch zu Ermüdungserscheinungen des Muskels kommt. Im Gegensatz dazu kann beim dynamischen Dehnen von einer Verbesserung der Durchblutung ausgegangen werden. Denkbar sind auch kurzfristige Veränderungen im anaerob-alaktaziden Stoffwechselbereich.

### (4) Motivationale Veränderungen

Weiterhin ist es denkbar, dass Dehnungsübungen die Motivation hohe und schnellkräftige Kraftleistungen zu erbringen, beeinflussen. HENNIG/PODZIELNY (1994) gehen von „multifaktoriellen Veränderungen im Körper“ durch Dehn- und Aufwärmübungen aus. „Von unseren Probanden wurde bei den Sprüngen nach dem Stretching häufig geäußert, dass ihnen die „Spannkraft“ im Körper fehle. Das subjektive Gefühl einer fehlenden Spannkraft kann sowohl von physischen als auch psychischen Gegebenheiten geprägt sein“ (HENNIG/PODZIELNY 1994, 260).

Es ist bekannt, dass Stretching das vegetative Nervensystem positiv beeinflusst und eine beruhigende, entspannende Wirkung hat (STERNAD 1987, 16). Im Anschluss an ein Dehnprogramm mit statischen Übungen könnte die Kraftentfaltung deshalb zunächst geringer ausfallen und erst nach einigen Aktionen bzw. Maximalkontraktionen auf einem höheren Niveau sein. Nach dynamischen Dehnungsübungen könnte dieser Entspannungseffekt weniger eintreten, da durch den ständigen Wechsel zwischen An- und Entspannung der Muskulatur insgesamt mehr Bewegungen stattfindet und sich sogar ein zusätzlicher Aufwärmeeffekt ergeben kann.

### **5.3.2 Wirkungen von kurzzeitigen Dehnmaßnahmen auf Maximal-, Schnell- und Reaktivkraftleistungen**

Es liegen Untersuchungen vor, in denen sich *kurzzeitige Dehnmaßnahmen* positiv auf darauffolgende Kraftleistungen auswirken (PACHECO 1957), solche, die einen indifferenten Einfluss nachweisen (WIKTORSSON-MOELLER et al. 1983, THIGPEN 1989) und etliche andere, bei denen das Dehnen eher leistungsmindernd bzgl. der Kraftentwicklung wirkt (CHARTRENET 1986, ROSENBAUM 1992, HENNIG/PODZIELNY 1994, NELSON/CORNWELL/HEISE 1996, KOKKONEN/NELSON 1996, KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER 1997, KOKKONEN/NELSON/CORNWELL 1998, AVELA/KYRÖLÄINEN/KOMI 1999, YOUNG/ELLIOTT 2001, NELSON/ALLEN/ CORNWELL/KOKKONEN 2001, WIEMEYER 2001 (vgl.Tab.5-1).

Tab. 5-1: Untersuchungen zum Einfluss von kurzzeitigen Dehnmaßnahmen auf darauffolgende Kräfteinsätze.

Untersucher	Jahr	Probanden	Kriterien	Treatments	Treatment-Dauer	Ergebnisse
<b>PACHECO</b>	1957	10	Wirkung von Stretching, Laufen,	passives Stretching	3 Min.	Sig. Verbesserung der vertikalen Sprungkraft
		9 Studenten	tiefen Kniebeugen auf die	der Bein- Hüftmuskulatur		nach vorausgegangener Aktivität
		1 Studentin	vertikale Sprungkraftleistung	Laufen	3 Min.	Im Vergleich ohne Aufwärmen Verbesserungen:
			Sprungtest-Gerät von Henry	Kniebeugen	3 Min.	nach Kniebeugen +2,88%
						nach Stretching +4,98 %
					nach Laufen +7,80%	
<b>WIKTORSSON-</b>	1983	8	Wirkungen von Aufwärmen,	Rad fahren		keine sig. Veränderung
<b>MOELLER/</b>		Männer	Massage und Dehnen auf Maxi-	Massage		der Maximalkraft
<b>OEBERG/</b>			malkraft der Ischio-cruralen und	Anspannungs-Entspannungs-	3 Min.	
<b>EKSTRAND</b>			Quadricepsmuskulatur	Dehnen		
			Cybex			
<b>CHARTRENET</b>	1986	23	Veränderung der stat. Muskel-	statisches, passives	3 Min.	Verringerung der stat. Muskelkraft
		13 Frauen	kraft der Kniebeugemuskulatur	Stretching		nach dem Dehnen bei 65 % der Stichprobe
		10 Männer				um -9,6% (keine Angabe von Signifikanzen)
<b>THIGPEN</b>	1989	24	maximales Drehmoment	statisches Dehnen	3 Serien	Kein fördernder oder hemmender Einfluss
			der Ischiocrural- und Quadri-	der ischiocruralen	30 Sek.	des Stretching
			cepsmuskulatur	Muskulatur		
			bei 4 Geschwindigkeitsstufen			
			des Cybex II			
<b>BAUM /</b>	1990	10	Verbesserung der maximalen	statisches Stretching	30 Sek.	Nach Kniebeugen und volleyballspezifischen
<b>ESSFELD/</b>		männliche	Sprunghöhe	Kniebeugen		Aufwärmen werden die höchsten
<b>KLEINE/</b>		Volleyballspieler		Laufen, Radfahren	je 10 Min.	Sprunghöhen erreicht, nach dem
<b>QUADE</b>				Volleyballtyp. Aufwärmen	30 Min.	statischen Dehnen die geringsten

Forts. Tab. 5-1						
Untersucher	Jahr	Probanden	Kriterien	Treatments	Treatment-Dauer	Ergebnisse
<b>ROSENBAUM</b>	1992	55 aktive, männliche Sportler	Einfluss von Dehnübun- gen und Warmlaufen auf die Dehnfähigkeit, Spannungs- entwicklung und Reflex aktivität des m. triceps surae Drehmomentmessgerät, EMG	statisches Stretching 2 Übungen á 3 x 30 Sek. Laufen Laufband	3 Min.  10 Min.	Sig. Verbesserung der Fußgelenksbeweglichkeit durch Stretching Nach Stretching sig. geringeres Kraftmaximum, reduzierte Kraftanstiegs- und Entspannungs- raten Reduzierung der EMG-Amplituden und Verlängerung der Latenzzeiten nach Stretching und Warmlaufen
<b>HENNIG/ PODZIELNY</b>	1994	46 29 männliche Sportstudenten	Veränderung der Vertikalsprunghöhe (counter-movement-jump)	statisches Dehnen f. obere und untere Extremitäten 12 Übungen	20 Sek.	Sig. Verschlechterung der Sprunghöhen um -4% nach Stretching Sig. Steigerung der Sprunghöhen
		17 männliche Leichtathleten	jeweils 5 Sprünge Messung vor Aufwärmen, nach Laufen und nach Dehnen, Kraftmessplatte	Laufen	10 Min.	um +6% nach dem Laufen
<b>KOKKONEN/ NELSON</b>	1996	32 17 Frauen 15 Männer	Einfluss von statischen und dyn. Dehnübungen für Bein und Hüftmuskulatur auf die Maximalkraft der Beine Leg-curl	statisches Stretching dyn. Stretching	20 Min. 20 Min.	Sig. Verringerung der Maximalkraft bei der Kniestreckung und der Kniebeugung nach beiden Dehnformen Sig. schlechtere Ergebnisse nach dem stat. Dehnen als nach dem dyn. Dehnen
<b>NELSON/ CORNWELL/ HEISE</b>	1996	10 männliche Studenten	Einfluss von statischem Dehnen auf die vertikale Sprungleistung CMJ, SJ Kraftmessplatte	passiv-statisches Dehnen 3 Übungen für Hüftextensoren, und Knieflexoren	keine Angaben	Sig. Abnahme der Sprunghöhe nach SJ um -4,3% und nach CMJ um -4,4%.

Forts. Tab. 5-1						
Untersucher	Jahr	Probanden	Kriterien	Treatments	Treatment-Dauer	Ergebnisse
<b>KÜNNEMEYER/ SCHMIDTBLEI- CHER</b>	1997	12 männliche Sportstudenten	Einfluss der RNS und statisches Dehnen auf die Sprunghöhe und Kontakt- zeiten bei DJ aus 24 cm Kraftmessplatte, EMG	RNS der Wadenmuskulatur mit Vibrationen statisches Dehnen der Wadenmuskulatur	3 x 2 Min.   3 x 2 Min.	Nach RNS sig. geringere Sprunghöhe und hochsig. längere Kontaktzeiten, auch noch 30 Min nach der Dehnung. Nach S sig. geringere Sprunghöhen, aber n.s. längere Kontaktzeiten. Kein sig. Unterschied zwischen den Dehntechniken hinsichtlich Sprunghöhe und Kontaktzeit.
<b>KOKKONEN/ NELSON/ CORNWELL</b>	1998	30 15 Frauen 15 Männer	Wirkungen von aktiv- und passiv- statischem Dehnen und Sitzen auf konzentrische Maximalkraft der Oberschenkelmuskulatur Knieflexionsmaschine	passiv-statisches Dehnen Hüft-, Oberschenkel-, Beinmuskulatur ohne und mit Partner 5 Übungen	2 x 3 x 15 Sek.    	Nach Stretching sig. Kraftabfall der Kniebeuger um -7,3 %, der Kniestrecker um -8,1%.    
<b>AVELA/ KYRÖLÄINEN/ KOMI</b>	1999	20 Männer	Einfluss von passiv- intermittierenden Dehnen auf isometrische Maximalkraft des M. triceps surae H-Reflex-Aktivität, EMG	1,5 Dehnungen/s bei 3,5 rad/s passiv- intermittierendes Dehnen	1 Stunde 1,5 Dehn- ungen/s 3,5 rad/s	Abnahme der isom. Maximalkraft um -23,2% und der H-Reflex- Amplitude um -43,8%.
<b>NELSON/ ALLEN/ CORNWELL/ KOKKONEN</b>	2001	55 Studenten 30 Frauen 25 Männer	Auswirkungen von passiv- statischem Dehnen auf isometrische Maximalkraft des M. Quadriceps in 5 Gelenkwinkelstellungen, Cybex	passiv-statisches Dehnen M. Quadriceps 2 Übungen	30 Sek.  20 Sek. Pause	Sig. Abfall der Maximalkraft um -7% nur bei 162 Grad   

Forts. Tab. 5-1						
Untersucher	Jahr	Probanden	Kriterien	Treatments	Treatment-Dauer	Ergebnisse
<b>YOUNG/ELLIOTT</b>	2001	14 Männer	Einfluss vier verschiedener Aufwärmbedingungen auf Vertikalsprungkraft	Laufen mit passiv-statischem Dehnen, PNF, MIVC, 4 Min Pause	3 x 15 Sek. 20 Sek. Pause	Sig. Abnahme der Reaktivkraftleistung (Sprunghöhe/Kontaktzeit) nur nach Stretching für DJ
			SJ und DJ	Mm. Glutaei, M. triceps surae,		
			Kraftmessplatte	M. Quadriceps		
				3 Übungen		
<b>WIEMEYER (FRIEDE/KUCIEJ)</b>	2001	23 Basketballspieler	Auswirkungen von statischem Dehnen auf Vertikalsprungkraft	passiv-statisches Dehnen des M. glutaesus maximus,	3 x 20 Sek.	Sig. Abnahme der Sprunghöhe nach Stretching bis zu -5,3 %
			Jump-and-Reach	M. quadriceps fem., M. gastrocnemius		
<b>WIEMEYER (MÜLLER/WALDMANN)</b>	2001	17 jugendl. Leichtathleten	Auswirkungen von statischem Dehnen auf Vertikalsprungkraft	passiv-statisches Dehnen des M. glutaesus maximus,	3 x 20 Sek.	Sig. Abnahme der Sprunghöhe nach Stretching bis zu -5,6%
			Jump-and-Reach	M. quadriceps fem., M. gastrocnemius.		

Im Folgenden werden diese Arbeiten in gebotener Kürze vorgestellt.

In der Untersuchung von PACHECO (1957) waren bei 10 Versuchspersonen sowohl nach 3-minütigen Laufen, nach passiven Stretching der Bein- und Hüftmuskulatur (über 3 Minuten, davon 15 Sekunden dehnen und 15 Sekunden entdehnen) als auch nach tiefen Kniebeugen (4 mal 6 Wiederholungen innerhalb von 3 Minuten) signifikant bessere Vertikalsprungergebnisse festzustellen. Die prozentualen Verbesserungen im Vergleich zu den Sprüngen ohne vorausgehendes Treatment waren +7,80% nach dem Laufen, +4,98% nach Stretching und +2,88% nach den Kniebeugen.

Die Arbeit von WIKTORSSON-MOELLER/OEBERG/EKSTRAND/GUILLQUIST (1983) weist keinen signifikanten Einfluss von Aufwärmen mittels Ergometer und Dehnen nach der Anspannungs-Entspannungs-Technik auf die Kraftleistung (statisch und dynamisch auf Cybex erfasst) aus.

CHARTRENET (1986) stellte in seiner Studie zur Wirkung einer 3-minütigen Dauerdehnung der ischiocruralen Muskulatur auf die statische Maximalkraft eine Reduktion der Kraftleistung nach dem Dehnen fest. Von 23 Probanden war die statische Maximalkraft der Kniebeuger bei 15 Personen (= 65% der Gesamtstichprobe) um 9,6% verringert, bei 5 Personen (= 22%) um 5,5% erhöht und bei 3 Personen (= 13%) war keine Veränderung zu erkennen. Es wurden hier keine Signifikanzen berechnet. Es fehlen Angaben zum Aufwärmen der Versuchspersonen.

THIGPEN (1989) befasste sich mit den Auswirkungen statischer Stretchingübungen auf die Kraftleistung der Beinmuskulatur. Die 24 sportlich aktiven Versuchspersonen wärmten sich 5 Minuten am Ergometer auf und führten anschließend den Vortest am CYBEX II durch. Gemessen wurde das maximale Drehmoment bei 0, 60, 150 und 240 °/s mittlerer Winkelgeschwindigkeit für die ischiocrurale Muskulatur und der Quadricepsmuskulatur. Es wurden jeweils vier Versuche durchgeführt, wobei die Versuche zwei und drei in die Auswertung kamen. Anschließend wurde ein Programm mit statischem Stretching („slow prolonged procedure“ mit 3 x 30 Sekunden) nur für die ischiocrurale Muskulatur vorgenommen und danach der Nachtest durchgeführt. Am zweiten Untersuchungszeitpunkt durften die selben Probanden zwischen den beiden Krafttests nur gehen, stehen oder sitzen. In den Ergebnissen zeigte sich keine Beeinflussung des Stretching auf das maximale Drehmoment der Beinmuskulatur und des Beuger/Strecker-Verhältnisses. Insgesamt stellt der Autor fest, dass Stretching im Rahmen des Aufwärmens die nachfolgende Kraftleistung weder fördert noch hemmt.

WIEMANN/KLEE (1992) stellten bei aktiven Sportlern eine Verschlechterung der 40m-Sprintzeiten nach einem 15-minütigen Stretchingprogramm (AK-Stretching) um 0,14 Sekunden fest. Bei der Kontrollgruppe, die zwischen den Sprints Dauerlaufen ausübte, wurde keine signifikante Zunahme der Sprintzeit (+ 0,03s) getestet (Untersuchung wird nicht in der Tabelle aufgeführt, da keine ausführlichen Angaben dazu vorliegen).

Die Untersuchung von ROSENBAUM (1992) (s. Kap. 5.1) macht die leistungsmindernde Wirkung von passiv-statischem Dehnen des M. triceps surae (2 Übungen, je 3 x 30 Sekunden) deutlich. Nach dem Dehnen war die Stiffness des Muskel-Sehnen-Komplexes verringert, messbar in einer um 9% reduzierten passiven Kraftspitze. Die passive Kraftspitze wurde durch einen Achillessehenschlag ausgelöst und auf einen Kraftsensor übertragen. Der Autor vermutet, dass einsetzende Kraftstöße durch die zuvor gedehnte Muskel-Sehnen-Einheit besser abgefangen werden. Die Kraftanstiegsraten waren nach dem Stret-



ching signifikant um 8%, die Entspannungsraten um 5% (nicht signifikant) reduziert, die EMG-Amplituden waren nach Stretching signifikant verringert. Insgesamt wurden die Ursachen für die Leistungseinbußen durch das Stretching vor allem in den mechanischen Veränderungen („tendon slack“) am Muskel-Sehnen-Komplex vermutet.

In einer weiterführenden Untersuchung bezüglich der Wirkung von Dehn- und Aufwärmübungen auf die vertikale Sprungkraftleistung von HENNIG/PODZIELNY (1994) wurden 46 Sportstudenten und Leichtathleten folgendermaßen getestet. Am ersten Tag wurden Counter Movement Jumps (CMJ) im unvorbereiteten Zustand, nach dem Dehnprogramm (12 Übungen je 20 Sekunden passiv-statisches Dehnen) und nach dem Laufen absolviert. Am zweiten Tag erfolgte der Sprungtest im unvorbereiteten Zustand, nach dem Laufen und nach dem Dehnen im aufgewärmten Zustand. Es wurden jeweils fünf Sprünge je Versuchsbedingung ausgeübt. Nach dem 10-minütigen Warmlaufen waren signifikant höhere Sprungleistungen (mehr als 6% besser) festzustellen, jedoch war die Vertikalsprunghöhe nach dem Dehnen hochsignifikant verringert (um 4% geringer).

Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass das kollagene Gewebe durch die Dehnungsmaßnahmen plastisch verändert wurde. Dadurch konnte weniger potentielle Energie in diesen Strukturen gespeichert werden und stand bei der Kraftentfaltung im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus nicht zur Verfügung.

NELSON/CORNWELL/HEISE (1996) verglichen die Wirkung von statischem Dehnen der Hüftstreck- und Kniebeugemuskulatur auf die vertikale Sprungleistung nach Squat Jump und Counter Movement Jump an 10 untrainierten männlichen College-Studenten. Die nach Stretching erreichte Sprunghöhe war signifikant um durchschnittlich 4,3% (für SJ) bzw. 4,4% (für CMJ) geringer als nach 10-minütigem Sitzen.

KOKKONEN/NELSON (1996) testeten an 32 Versuchspersonen (17 Frauen, 15 Männer) die Maximalkraft der Kniebeuger und -strecker ohne vorherige Dehnübungen, nach 20 Minuten statischen Dehnübungen, nach 20 Minuten dynamischen Dehnübungen für die Gesäß- und Beinmuskulatur. Die Kraftwerte waren nach den Dehnungsübungen signifikant verringert, wobei sich statisches Dehnen ungünstiger bzgl. der Kraftleistung als dynamisches Dehnen zeigte. Als Ursache dafür werden hemmende Prozesse angeführt, die durch die intensiven Dehnprogramme von den Golgi-Organen ausgehen.

Die Krafttests wurden nicht unmittelbar nach dem Dehnen, sondern erst 10 Minuten danach durchgeführt, d.h. der Zeitfaktor könnte die Dehneffekte überlagern. Da in der Untersuchung auf die Durchführung von Vor- und Nachtests der einzelnen Treatments verzichtet wurde, muss die Tagesform der Versuchspersonen auch als Störvariable berücksichtigt werden.

In der Studie von KOKKONEN/NELSON/CORNWELL (1998) wurden 15 männliche und 15 weibliche Studierende einem 20-minütigen statischen Dehnprogramm unterzogen und dessen Wirkung auf die konzentrische Maximalkraft der Knieextensoren und -flexoren betrachtet (5 Dehnübungen für Hüft-, Oberschenkel- und Wadenmuskulatur mit 3 mal 15 Sekunden ohne Partner und anschließend mit Partnerunterstützung). Im Vergleich zum 10-minütigen Sitzen führte das Stretching zu einer signifikanten Reduktion der Kraftwerte für die Beugung um 7,3% und der Streckung um 8,1%, während sich die Beweglichkeit um 16% signifikant verbesserte.

In einer darauffolgenden Untersuchung nahmen NELSON/ALLEN/CORNWELL/KOKKONEN (2001) an, dass sich eine Verringerung der Maximalkraft nach Stretching besonders in größeren Winkelbereichen zeigen dürfte. Durch eine veränderte Muskellänge und

damit geringeren Überlappung der Filamente könnten niedrigere maximale Kräfte entwickelt werden. An 30 jungen Frauen und 25 jungen Männern (55 College-Studenten) wurde dies bestätigt. Nach 20-minütigen Stretching (2 Übungen mit 2 mal 30 Sekunden passiv-statischem Dehnen der Quadricepsmuskulatur) war lediglich die maximale isometrische Maximalkraft des M. quadriceps femoris bei 162 Grad geringer als im Vortest. In den Kniewinkelbereichen zwischen 90 und 144 Grad resultierten keine Veränderungen der Kraftwerte nach dem Dehnen. Der Vortest wurde allerdings in völlig unaufgewärmten Zustand (mit Pausen von 30-60 Sekunden zwischen den 4 Versuchen jedes Winkelbereiches) durchgeführt, was in der Aussagekraft der Ergebnisse berücksichtigt werden muss.

KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER (1997) prüften die koordinativen Effekte der rhythmisch neuromuskulären Stimulation (RNS) nach NASAROV (s. Kap. 3.3.4) anhand von Drop Jumps auf der Kraftmessplatte. 12 springerfahrene Sportstudenten absolvierten ein Dehnungsprogramm. Die Wadenmuskulatur wurde 3 x 2 Minuten statisch alternierend gedehnt (alle 10 Sekunden bis kurz vor die Schmerzgrenze und wieder locker lassen). Die für die RNS charakteristischen Vibrationen wurden während der Dehnung über einen RNS-Stimulator (ein Elektromotor erzeugt die Schwingungen) auf die Wadenmuskulatur übertragen.

Zum Vergleich wurde das gleiche Dehnungsprogramm (statisches Stretching) ohne RNS angewandt. Nach der RNS waren die Werte der Sprunghöhe und der Kontaktzeit hochsignifikant verschlechtert. Diese negative Wirkung war sogar nach 30 Minuten noch festzustellen. Nach der statischen Dehnung nahm die Sprunghöhe hochsignifikant ab, die Kontaktzeiten waren ebenfalls länger, jedoch nicht signifikant. Die beiden Dehntechniken unterschieden sich nicht hinsichtlich ihrer Wirkung auf die Sprunghöhe und Kontaktzeit.

Die Ergebnisse der Elektromyographie der Wadenmuskulatur und des M. rectus femoris zeigten tendenziell eine Reduktion der Muskelaktivität in der Voraktivitäts- (bis Bodenkontakt), Latenz- (0-30 ms) und Reflexphase (30-120 ms). Die EMG-Amplituden waren in der Phase der sog. late-EMG-response-Phase (LER) nach 120 ms eher erhöht (LER: hier kann der Sportler das Aktivitätsmuster willkürlich beeinflussen). Ein Vergleich der beiden Dehntechniken brachte keine überzufälligen Unterschiede. KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER (1997) gehen davon aus, dass eine Muskeltonus- bzw. eine Stiffness-Reduktion *nach* der RNS stattgefunden hat, denn es fehlte eine schnelle initiale Dehnung der Muskelspindel während des DJ und damit eine hohe Ia-Innervation (KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER 1997, 42).

In einer anschließenden Studie von KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER (1997) sollte überprüft werden, ob durch die RNS schnell aufeinanderfolgende Dehnungsreflexe ausgelöst werden. Dazu wurde an 7 Sportstudenten der ersten Untersuchung die Auslösung des H-Reflexes am N. tibialis getestet. Hierbei konnte bei allen Versuchspersonen - wenn auch mit unterschiedlich starken Ausprägungen - eine starke Inhibition direkt nach der Dehnung beobachtet werden. Die Amplitude der H-Antwort fiel nach der RNS auf 43% des Ausgangsniveaus ab. Nach 15 Minuten war sie auf 80% des Eingangswertes und veränderte sich nicht mehr wesentlich.

In zwei aktuellen Studien zum Einfluss des statischen Dehnens auf die dynamische Schnellkraft im Dehnungsverkürzungs-Zyklus von WIEMEYER (2001) zeigte sich eine signifikante Abnahme der Sprunghöhe beim Jump-and-reach-Test nach einem statischen Dehnen (3 mal 20 Sekunden für die Muskelgruppen M. gluteus, M. rectus femoris, M. gastrocnemius) sowohl bei Erwachsenen als auch bei Jugendlichen.

AVELA/KYRÖLÄINEN/KOMI (1999) betrachteten bei 20 männlichen Probanden die Auswirkungen eines einstündigen intermittierenden passiven Dehnens des M. triceps surae auf die isometrische Kraft und Reflexaktivität. Die isometrische Maximalkraft sank um

23,2%, die H-Reflex-Amplitude um 43,8%. Nach 15 Minuten war der Kraftabfall nicht mehr nachweisbar.

YOUNG/ELLIOTT (2001) testeten an 14 männlichen Versuchspersonen vier verschiedene Aufwärmbedingungen. Jeweils 5-minütiges Warmlaufen mit statischem Stretching, PNF-Stretching, maximale isometrische Kontraktionen oder 4 Minuten Pause. Das Dehnprogramm umfasste 3 Serien mit 15 Sekunden Dehdauer und 20 Sekunden Pause für die Waden-, Gluteal- und die Quadricepsmuskulatur. Kriterium war die vertikale Sprungkraft, die anhand Drop Jumps von 30 cm Fallhöhe und Squat Jumps erfasst wurde. Der einzige signifikante Unterschied zwischen den 4 Bedingungen ergab sich nach Stretching, das sich negativ auf die reaktive Sprungkraftleistung (um 7% geringere Sprunghöhe/Zeit) für DJs auswirkte.

Im Anschluss an die Treatments wurde eine 4-minütige Gehpause angeordnet, die die unmittelbare Wirkung des Dehnens beeinflussen kann und in der Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt werden muss.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass eine systematische Untersuchung der unmittelbaren Wirkungen von verschiedenen Dehnmethoden im Rahmen kurzzeitiger Dehnprogramme auf darauffolgende Krafteinsätze fehlt.

Insbesondere fehlen diesbezügliche differenzierte Analysen zu ausgewählten Parametern der Maximalkraft, Schnellkraft und Reaktivkraft an Leistungssportlern.

## 6 Experimenteller Teil

### 6.1 Übersicht

Im experimentellen Teil soll der Einfluss eines Dehnprogramms nach 3 verschiedenen Dehnmethoden auf darauffolgende maximale, schnellkräftige und reaktive Kräfteinsätze verschiedener Muskeln und Muskelgruppen untersucht werden. Hierzu wurde ein Design mit kompletter Messwiederholung konzipiert.

Insgesamt wurden am Lehrstuhl für Bewegungs- und Trainingslehre der TUM 5 Untersuchungen durchgeführt. Sie waren immer so aufgebaut, dass nach einem allgemeinen Aufwärmen verschiedene Krafttests die kurzfristige (unmittelbare) Wirkung des Dehnprogramms auf die Kraftleistungen messen sollten. An den Untersuchungen U1 bis U3 nahmen Leistungssportler (Leichtathleten) teil, an den Untersuchungen U4 und U5 Sportstudenten. Alle Versuchspersonen wandten hierbei alle drei Dehnmethoden an unterschiedlichen Tagen an (Tab. 6-1). Messmethodisch wurde nur der äußere Aspekt der Kraftentwicklung betrachtet. Auf eine Messung der Muskelaktivitäten während der Krafttests und der Dehnübungen mit Hilfe der Elektromyographie wurde verzichtet, da diese Methode sich besonders bei Messwiederholungsdesigns als störanfällig erwies. Deshalb wurde auf die am Institut bewährten exakten dynamometrischen Verfahren zurückgegriffen (Tab. 6-2).

Tab. 6-1: Übersicht zu den durchgeführten Untersuchungen.

Bez.	Versuchspersonen	Anzahl	Treatment	Kriterium	Testform
			jeweils drei Dehnmethoden		
U1	Sprinter/ Mehrkämpfer	13	6 Übungen Beinmuskulatur 1 x 15 Sek. Dehdauer Pause 20 Sek.	Maximal- und Schnellkraftparameter der Kniebeuge- und Kniestreckmuskulatur	Maximalkraft- und Schnellkraft-Test
U2	Sprinter/Springer	11	6 Übungen Beinmuskulatur 1 x 15 Sek. Dehdauer Pause 20 Sek.	Reaktivkraftparameter der Beinmuskulatur	Drop Jump 27, 47 und 67 cm Fallhöhe
U3	Werfer	10	3 Übungen Arm-, Brustmuskulatur 1 x 15 Sek. Dehdauer Pause 20 Sek.	Maximal- und Schnellkraftparameter der Ellbogenstreck- und -beugemuskulatur	Maximalkraft- und Schnellkraft-Test
U4	Sportstudenten	15	4 Übungen Beinmuskulatur 3 x 30 Sek. Dehdauer Pause 35 Sek.	Maximal- und Schnellkraftparameter der Kniebeuge- und Kniestreckmuskulatur	Maximalkraft- und Schnellkraft-Test
U5	Sportstudenten	15	4 Übungen Beinmuskulatur 3 x 30 Sek. Dehdauer Pause 35 Sek.	Reaktivkraftparameter der Beinmuskulatur	Drop Jump 47 cm Fallhöhe

In Kap. 7 bis 11 werden die einzelnen Untersuchungen vorgestellt und die Ergebnisse jeweils für sich diskutiert, da inhaltliche Schwerpunkte gesetzt werden. Zur besseren Übersicht wird die graphische Darstellung der Ergebnisse auf wesentliche Parameter reduziert. Einzelfallbetrachtungen werden je nach Bedarf bei Besonderheiten aufgeführt.

In Kap.12 werden die Ergebnisse der Untersuchungen U1-U5 zusammenfassend diskutiert.

## 6.2 Untersuchungsfahren zur Bestimmung der Kraftparameter

In der Übersicht (Tab.6.2) sind die untersuchten Muskelgruppen, die jeweiligen Muskelarbeitsweisen und das dazugehörige Messgerät aufgelistet.

Tab. 6-2: Untersuchte Muskelgruppen, Muskelarbeitsweise und verwendete Messstation.

Muskulatur	Muskelarbeitsweise	Messstation
Kniegelenkbeugemuskulatur	statisch (explosiv)	Drehmomentmessstuhl
Kniegelenkbeugemuskulatur	exzentrisch	Drehmomentmessstuhl
Kniegelenkbeugemuskulatur	konzentrisch	Drehmomentmessstuhl
Kniegelenkstreckmuskulatur	statisch (explosiv)	Drehmomentmessstuhl
Kniegelenkstreckmuskulatur	exzentrisch	Drehmomentmessstuhl
Kniegelenkstreckmuskulatur	konzentrisch	Drehmomentmessstuhl
Ellbogenbeugemuskulatur	statisch (explosiv)	Drehmomentaufnehmer
Ellbogenbeugemuskulatur	exzentrisch	Drehmomentaufnehmer
Ellbogenbeugemuskulatur	konzentrisch	Drehmomentaufnehmer
Ellbogenstreckmuskulatur	statisch (explosiv)	Drehmomentaufnehmer
Ellbogenstreckmuskulatur	exzentrisch	Drehmomentaufnehmer
Ellbogenstreckmuskulatur	konzentrisch	Drehmomentaufnehmer
Gesamtstreckerschlinge	konz. - exz. (reaktiv)	Kraftmessplatte

Im Folgenden wird für jedes Messgerät zunächst die untersuchte Muskulatur beschrieben. Danach werden das verwendete Messgerät vorgestellt, dessen Handhabung erklärt und die verwendeten Untersuchungsverfahren erläutert.

## 1. Der Drehmomentmessstuhl

### *Messgerät für die Bestimmung von Kraftparametern der Kniegelenkstreckmuskulatur und Kniegelenkbeugemuskulatur*

#### (1) Die Muskulatur

Für die *Kniegelenkstreckung* ist in erster Linie der M. quadriceps femoris verantwortlich. Er ist der größte Muskel des Menschen und setzt sich aus vier Muskelköpfen zusammen, dem M. rectus femoris und den drei Mm. vastus lateralis, medialis und intermedius. Der M. rectus femoris liegt oberflächlich in einer von den Mm. vastus medialis und lateralis gebildeten Rinne, der M. vastus intermedius verläuft tieferliegend. Alle vier Köpfe bilden eine gemeinsame Endsehne, deren Fasern zur Patella und von dort als Ligamentum patellae weiter zur Tuberositas tibiae ziehen. Die Mm. vasti sind eingelenkige Muskeln, die das Kniegelenk nicht nur strecken sondern auch stabilisieren. Der M. rectus femoris dagegen ist ein zweigelenkiger Muskel. Er ist zusätzlich zur Kniegelenkstreckung auch an der Hüftbeugung beteiligt. Aus diesem Grund ist der Hüftwinkel bei der Messung zu kontrollieren bzw. konstant (bei 100 Grad) zu halten (vgl. TUSKER 1994, 33).

Die *Kniegelenkbeugung* wird hauptsächlich durch die ischiocrurale Muskulatur, bestehend aus M. biceps femoris, M. semitendinosus und M. semimembranosus, bewirkt. M. gracilis, M. sartorius und M. semitendinosus wirken zusätzlich beugend. Zwei weitere Muskeln, M. popliteus und M. gastrocnemius, die vorwiegend der Stabilisation dienen, mit geringer kniebeugender Funktion befinden sich an der Rückseite des Unterschenkels. Die meisten der genannten Muskeln sind zweigelenkig (mit Ausnahme des kurzen Kopfes des M. biceps femoris und dem M. popliteus) und bewirken auch eine Streckung des Hüftgelenkes. Aufgrund der Zweigelenkigkeit vieler Muskeln der Kniegelenkbeugemuskulatur ist auch hier auf die Kontrolle des Hüftwinkels bei der Messung zu achten (vgl. TUSKER 1994, 33).

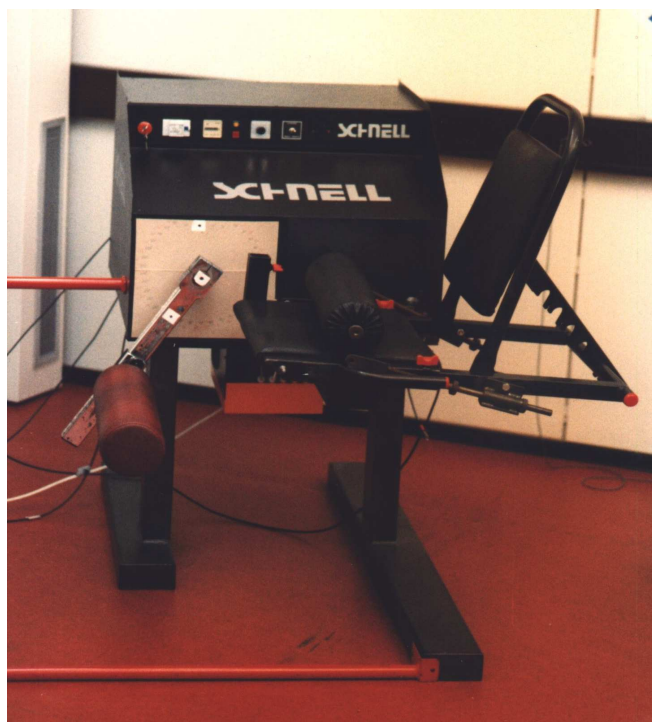


Abb. 6-1: Der Drehmomentmessstuhl.

## (2) Das Messgerät

Der Drehmomentmessstuhl ist ein von der Firma SCHNELL und von den Mitarbeitern des Lehrstuhls für Bewegungs- und Trainingslehre gebautes Drehmomentgerät, welches für die Messung eingelenkig erzeugter Drehmomente während isometrischer, konzentrischer und exzentrischer Arbeitsweisen der Muskulatur eingesetzt wird. Der Drehmomentmessstuhl ist so konstruiert, dass die vom Muskel erzeugte Kraft relativ frei von „bewegungskoordinativen Einflüssen“ gemessen werden kann (TUSKER 1994, 37).

Ein leistungsstarker, elektronisch gesteuerter Elektromotor bewegt über eine Pleuelstange eine Messnabe, die das um ihre Längsachse wirkende Drehmoment misst. An der Messnabe ist ein Hebel angebracht, an dem ein stufenlos verstellbares Fußpolster festgeschraubt werden kann. Über dieses Polster wird während der Messungen die Kraft eingeleitet (TUSKER 1994, 20). Der Motorlauf wird durch das Betätigen eines Fußhebels gestartet.

Der Drehmomentmessstuhl verfügt über eine Steuerelektronik, die die Motorgeschwindigkeit konstant hält. Als Messgrößenwandler fungieren ein Drehpotentiometer zur Bestimmung der Stellung des Winkels der Drehachse und ein Drehmomentaufnehmer. Das Goniometer sendet ein Spannungssignal, aus dem die Position der Messnabe berechnet werden kann (TUSKER 1994, 21). Die Motorgeschwindigkeit kann manuell durch ein Drehpotentiometer oder elektrisch durch eine zwischen +/- 10 Volt variable Spannung gesteuert werden (ebd. S. 22).

Detaillierte Angaben zur Entwicklung eines eingelenkigen Messverfahrens, zum mechanischen und elektronischen Aufbau des Drehmomentmessstuhls, zur Messkette, zur Bestimmung des Gelenkmoments aus dem gemessenen Drehmoment sowie Angaben zur Messgenauigkeit und den Messfehlern sind bei TUSKER (1994, 19-30) zu finden.

Durch Verstellen der Rückenlehne können unterschiedliche Winkel zwischen Oberkörper und Oberschenkel erzeugt und dadurch die Länge des M. rectus femoris verändert werden. (TUSKER 1994, 21). In diesen Versuchen wurde jeder Proband so auf dem Messgerät positioniert, dass ein Winkel von 100 Grad entstand. An der Lehne ist zur Fixierung des Beckens ein Beckenpolster von 14 cm Durchmesser und mittlerer Härte angebracht, das ein Ausweichen der Oberschenkel bei Kraftleistungen der Kniestrecker verhindert. Bei Kraftleistungen der Kniebeuger wiederum verhindern das Beckenpolster sowie eine über den Knien angebrachte Leiste, dass der Oberschenkel ausweicht.

Durch Verschieben der Rückenlehne wurde eine Übereinstimmung zwischen Kniegelenksachse und der Verlängerung der Messnabe erreicht. Die Bestimmung der Kniegelenkdrehachse ist jedoch nicht unproblematisch (ebd. S. 35).

Die Höhe des Fußpolsters wurde individuell nach dem subjektivem Empfinden der Versuchsperson eingestellt und die Unterschenkel mit Gurten am Polster fixiert. Zusätzliche Haltegriffe neben der Sitzfläche konnten der Versuchsperson zur Positionsstabilisierung dienen, jedoch durften diese nicht während der Messungen verwendet werden. Während der Messungen waren die Arme vor der Brust verschränkt.

Die *Position des Fußpolsters*, abgelesen an der cm-Skala am Hebel, das *Gewicht*, gemessen mit einer Digitalwaage, und die *Unterschenkellänge*, Distanz von der inneren Knöchelspitze (Malleolus tibialis) bis zur medialen Fuge des Kniegelenks, gemessen mit einem *Goniometer*, wurden von der Testleiterin protokolliert (vgl. TUSKER 1994, 38 und 41). Jede Versuchsperson hatte genügend Zeit sich an das Gerät zu gewöhnen.

Die Erfassung ausgewählter Kraftparameter findet über die Auswertung der Kraft-Zeit-Kurve statt (Abb. 6-2).

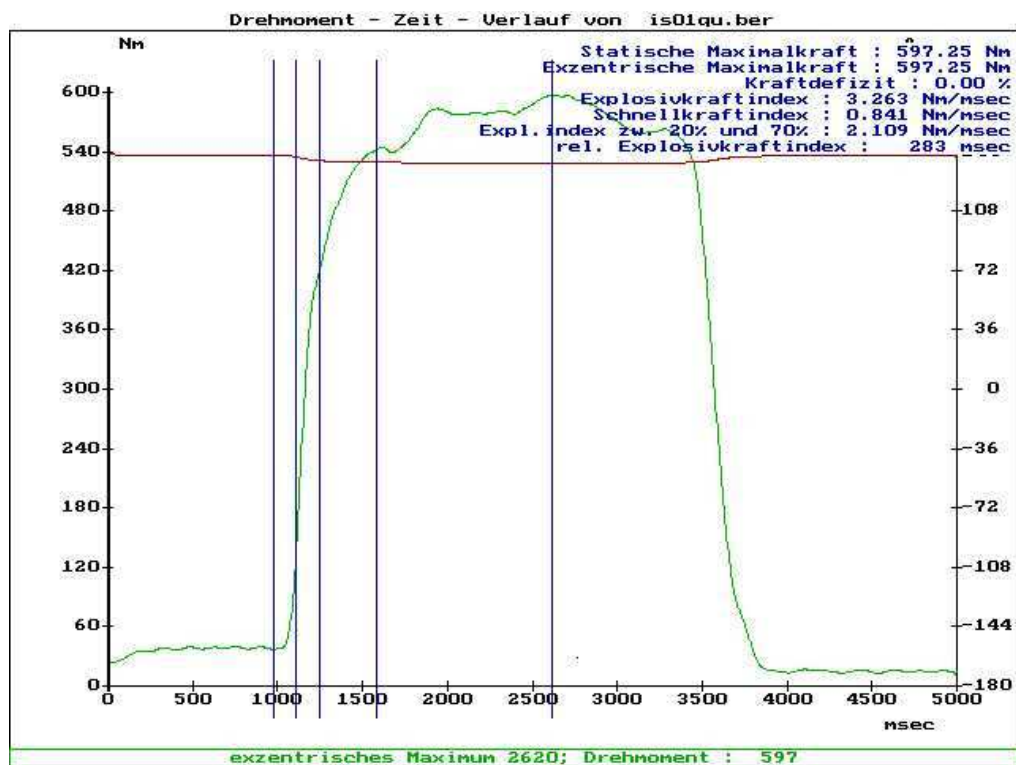


Abb. 6-2: Beispiel zur Auswertung einer Kraft-Zeit-Kurve des *M. quadriceps femoris*.

#### Messung der *statischen Maximalkraft*

Nach der individuellen Hebeleinstellung und Positionierung des Probanden wurde er angewiesen, maximal fest und möglichst explosiv gegen den fixierten Hebel zu drücken. Die Messung des *M. quadriceps fem.* erfolgte bei einem Kniegelenkwinkel von 110 Grad und für den *M. biceps fem.* bei 160 Grad.

#### Messung der *exzentrischen Maximalkraft*

Hebeleinstellung und Positionierung des Probanden waren identisch mit der Messung der statischen Maximalkraft. Zunächst drückte er mit maximaler Kraft gegen den Hebel. Nach 3 Sekunden bewegte sich der Hebel durch den Motor ca. 5 Grad entgegen der Druckrichtung. Das dabei gemessene maximale Drehmoment wurde als Maß für die Absolutkraft (bzw. exzentrische Maximalkraft) gesehen (TUSKER 1994, 60).





Abb. 6-3: Der statisch-exzentrische Test am Drehmomentmessstuhl. Ausgangsstellungen: Links: Messung der Kniegelenkstreckmuskulatur. Rechts: Messung der Kniegelenkbeugemuskulatur.

#### Messung der *konzentrischen* Maximalkraft bei fünf verschiedenen Winkelgeschwindigkeiten

Die Versuchsperson saß wie zuvor beschrieben auf dem Stuhl und wurde zusätzlich mit Gurten am Fußpolster befestigt. Das Fußpolster bewegte sich im Kniewinkelbereich von 80 bis 180 Grad auf einer Kreisbahn auf und ab.

Bei der Messung der Drehmomente der Mm. Quadriceps femoris drückte der Proband auf das Kommando „drei-zwei-eins-und“ den Hebel, sobald sich dieser im Umkehrpunkt befand, so fest wie möglich mit beiden Beinen über den gesamten Winkelbereich mit nach oben. In der Abwärtsbewegung des Hebels wurden die Beine entspannt in den Riemen hängen gelassen.

Entsprechend zog der Proband bei der Messung der Drehmomente der Mm. Biceps femoris den Hebel nach unten und entspannte in der Aufwärtsbewegung.

Die mittleren Winkelgeschwindigkeiten lagen bei

50 Grad/s	( = Geschwindigkeitsstufe 2),
80 Grad/s	( = Geschwindigkeitsstufe 4),
110 Grad/s	( = Geschwindigkeitsstufe 6),
140 Grad/s	( = Geschwindigkeitsstufe 8),
155 Grad/s	( = Geschwindigkeitsstufe 10).

Folgende Parameter wurden erhoben:

Statisch/exzentrische Arbeitsweise:

Maximalkraft (statische Maximalkraft) (Nm)  
 Absolutkraft (exzentrische Maximalkraft) (Nm)  
 maximale Explosivkraft (Nm/ms)  
 mittlere Explosivkraft (Nm/ms)  
 relative Explosivkraft (ms)



Abb. 6-4: Der dynamische Test am Drehmomentmessstuhl.

#### Dynamische Arbeitsweise:

- M 2 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 50 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
- M 4 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 80 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
- M 6 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 110 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
- M 8 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 140 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
- M 10 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 155 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)

Es werden alle Versuche ausgewertet, der beste Wert bestimmt sowie der Mittelwert aus zwei bzw. drei Versuchen berechnet.

## 2. Der Drehmomentaufnehmer

### *Messgerät zur Bestimmung von Kraftparametern der Ellbogenstreck- und Ellbogenbeugemuskulatur*

#### (1) Die Muskulatur

Der bedeutendste Muskel für die *Streckung* des Ellbogengelenkes (Im Folgenden: Armstrecker oder Triceps) ist der M. triceps brachii, wobei das Caput laterale und das Caput mediale die größte Wirkung, das Caput longum m. tricipitis die geringere Wirkung besitzen. Der M. anaconaeus ist vernachlässigbar (vgl. WEINECK 1988, 117; PLATZER 1986, 168).

Bei der *Beugung* des Ellbogengelenkes (im Folgenden: Armbeuger oder Biceps) sind mehrere Muskeln beteiligt. Der M. biceps brachii, M. brachialis, M. brachioradialis, M. extensor carpi radialis longus und der M. pronator teres sind hierbei die wichtigsten Beuger. Der M. biceps brachii wirkt zweigelenkig über das Ellbogen- und Schultergelenk (vgl. WEINECK 1988, 114f; PLATZER 1986, 168).

## (2) Das Messgerät

Die Bestimmung der Drehmomente der Armstrecker und -beuger wurden am Drehmomentenaufnehmer von der Firma SCHNELL durchgeführt (s. Abb. 6-5). Die eingelenkig erzeugten Drehmomente wurden während statischer, konzentrischer und exzentrischer Arbeitsweise der Muskulatur erfasst.

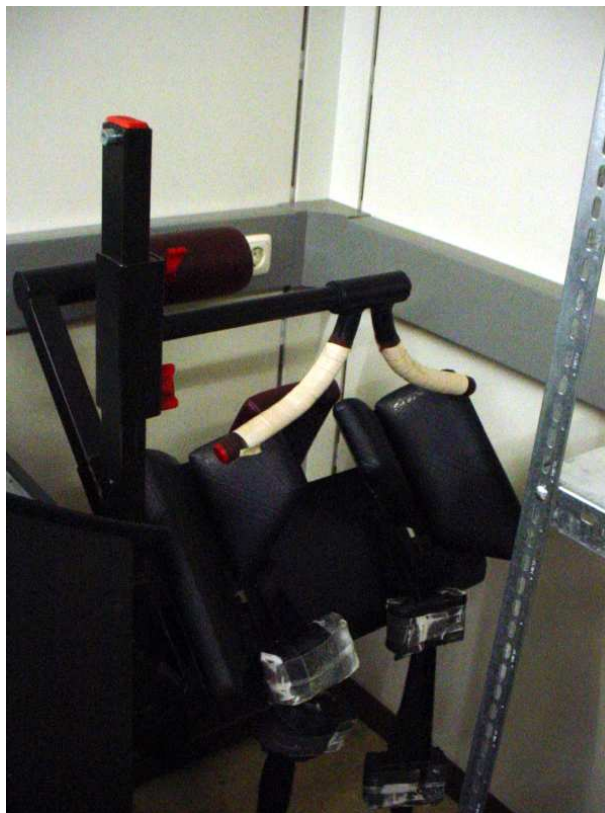


Abb. 6-5: Der Drehmomentenaufnehmer.

Mit dem Drehmomentenaufnehmer besteht die Möglichkeit, verschiedene Gelenkwinkel einzustellen. Der Winkelbereich für dynamische und statische Messungen überstreicht 100 Grad. Der Aufnahmebereich liegt bei  $\pm 1000$  Nm, gewandelt in  $\pm 10$  Volt. Die Spannung im AD-Wandler wird mit  $\pm 10$  Volt Messbereich und 12 bit Auflösung angegeben. Daraus folgt eine Messgenauigkeit von  $\approx 0,5$  Nm. Die Abtastrate liegt bei 1000 Hz.

Weitere technische Daten entsprechen denen des Drehmomentmessstuhls.

Die Positionierung der Versuchspersonen wurde folgendermaßen vorgenommen:

Die Höhe des Sitzes wurde so eingestellt, dass eine bequeme Sitzhaltung eingenommen werden konnte. Die Ellbogengelenke lagen auf einem Armpolster auf. Die Gelenkachse des Ellbogengelenks sollte mit der gedachten Verlängerung der Messnabe übereinstimmen. Je nach Unterarmlänge wurde der höhenverstellbare Griff eingestellt und die Unterarme am Handgelenk mit Gurten fixiert. Die Position des Griffs (abgelesen an der cm-Skala am Hebel), das Gewicht (gemessen mit einer Digitalwaage) und die Unterarmlänge (Distanz vom Caput ulnae bis zum lateralen Epikondylus des Humerus gemessen mit einem Goniometer) wurden von der Testleiterin protokolliert.

Den Vpn wurde jeweils genügend Zeit eingeräumt, um sich an das Gerät zu gewöhnen.

### Messung der *statischen* Maximalkraft

Nach der individuellen Hebeleinstellung und Positionierung des Probanden wurde er angewiesen, maximal fest und möglichst explosiv gegen den fixierten Hebel zu drücken. Die Messungen der statischen Maximalkraft wurden bei einem Arbeitswinkel von 90 Grad durchgeführt.

### Messung der *exzentrischen* Maximalkraft

Die Versuchsperson saß auf dem Drehmomentaufnehmer (Ellbogengelenkwinkel 90 Grad) und drückte bei der Messung des M. triceps br. bzw. des M. biceps br. mit maximaler Kraft gegen den Hebel. Nach 3 Sekunden bewegte sich der Hebel durch den Motor ca. 5 Grad entgegen der Druckrichtung. Das dabei gemessene maximale Drehmoment wurde als Maß für die Absolutkraft (exzentrische Maximalkraft) gesehen (TUSKER 1994, 60).

### Messung der *konzentrischen* Maximalkraft bei fünf verschiedenen Winkelgeschwindigkeiten

Die Versuchsperson war wie zuvor beschrieben entsprechend positioniert. Bei der Messung der dynamischen Maximalkraft bewegt sich der Hebel im Ellbogengelenkbereich von 80 bis 180 Grad auf einer Kreisbahn auf und ab.

Während der Messung der Drehmomente der Mm. biceps br. drückte die Versuchsperson auf das Kommando „drei-zwei-eins-und“ den Hebel so fest wie möglich mit beiden Armen nach oben, sobald sich dieser im unteren Umkehrpunkt befindet. In der Abwärtsbewegung des Polsters konnten die Unterarme entspannt mit dem Hebel mitlaufen. Analog dazu fand die Testung der Mm. triceps br. statt, wobei die Abwärtsbewegung des Hebels mit maximalem Krafteinsatz unterstützt werden sollte.

Die mittleren Winkelgeschwindigkeiten lagen bei

50 Grad/s	( = Geschwindigkeitsstufe 2),
80 Grad/s	( = Geschwindigkeitsstufe 4),
110 Grad/s	( = Geschwindigkeitsstufe 6),
140 Grad/s	( = Geschwindigkeitsstufe 8),
155 Grad/s	( = Geschwindigkeitsstufe 10).

Zwischen den Messungen bei den fünf Geschwindigkeitsstufen lag eine Pause von ca. 1 Minute.

Folgende Parameter wurden erhoben:

Statisch/exzentrische Arbeitsweise:

Maximalkraft (statische Maximalkraft (Nm))  
 Absolutkraft (exzentrische Maximalkraft (Nm))  
 maximale Explosivkraft (Nm/ms)  
 mittlere Explosivkraft (Nm/ms)  
 relative Explosivkraft (ms)

### Dynamische Arbeitsweise:

- M 2 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 50 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
- M 4 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 80 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
- M 6 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 110 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
- M 8 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 140 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
- M 10 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 155 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)

Es werden alle Versuche ausgewertet, der beste Wert bestimmt sowie der Mittelwert aus zwei bzw. drei Versuchen berechnet.

### 3. Die Kraftmessplatte

#### *Messgerät zur Erfassung reaktiver Kraftfähigkeiten der unteren Extremitäten*

##### (1) Die Muskulatur

Beim DJ sind folgende Muskeln beteiligt:

M. rectus femoris (als Teil des M. quadriceps femoris verhindert er in der Amortisationsphase das Einknicken im Kniegelenk), M. gastrocnemius (als zweigelenkiger Muskel ist er vor Beginn der Landephase Antagonist und während der Landephase funktioneller Synergist im Sinne der Extension zum M. rectus femoris), M. biceps femoris und M. tibialis anterior (SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER 1982, 303).

##### (2) Das Messgerät

Die Kraftmessplatte hat eine Fläche von 44 x 26,4 cm und ist 6 cm hoch. Zur Verletzungsprophylaxe und Flächenvergrößerung werden ein ebenso hoher Holzrahmen sowie zwei Läufer um die Platte gelegt. Die relativ harte Landefläche der Kraftmessplatte war mit einer tartanähnlichen ca. 5 mm dünnen Gummischicht überzogen (Abb. 6-6).

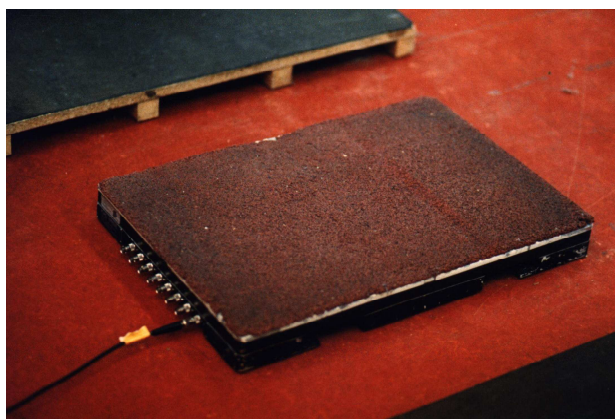


Abb. 6-6: Die Kistler-Kraftmessplatte.

Mit der Kraftmessplatte der Firma KISTLER (Nr. 9261 A) können die reaktiven Kraftfähigkeiten der unteren Extremitäten über die Testübung Drop Jump erfasst werden.

Mit diesem dynamometrischen Verfahren werden die äußeren Kräfte, die in Form von Bodenreaktionskräften gemessen werden, direkt bestimmt. Das Messprinzip der Kraftmessplatte basiert auf dem sog. piezoelektrischen Effekt (HOCHMUTH 1982, 139), d.h. bei einer mechanischen Beanspruchung erfolgt eine Änderung der Oberflächenladung von Quarzkristallen.

Die Kraftmessplatte enthält 4 Sensoren, die sowohl horizontal als auch vertikal angreifende Kräfte an der Deckplatte registrieren können. Die durch den Druck entstehenden Ladungen werden über einen Gegenkondensator in Spannungswerte gewandelt. Diese werden verstärkt (Verstärker), in digitale Signale verwandelt (Analog-Digital-Wandler) und dann im Computer gespeichert und weiter verarbeitet. Der zeitliche Verlauf der Reaktionskräfte wird während der Kontaktzeit des Fußes mit der Kraftmessplatte aufgezeichnet. Aufgrund der genormten Elektronik können exakte quantitative Ergebnisse aufgezeichnet werden.

Die Signale der Kistler-Kraftmessplatte wurden mit einer Frequenz von 1000 Hz digital gewandelt. Bei der verwendeten Konfiguration war die Genauigkeit besser als 5 N bzw. besser als 0,1%. Die Auswertung erfolgte durch eine spezielle vom Institut entwickelte Software über die detaillierte Analyse und Berechnung der Kraft-Zeit-Kurven nach dem Absprungimpulsverfahren, welches als valides und exaktes Verfahren betrachtet wird (BALLREICH 1996, 37).

Eine Bestimmung der optimalen Fallhöhe für jede Versuchsperson wurde nicht durchgeführt. Neuere Untersuchungen von NEUBERT (1999, 90) haben gezeigt, dass auf die Bestimmung der optimalen Fallhöhe einer Versuchsperson verzichtet werden kann, wenn die Niedersprunghöhen zwischen 16 und 56 Zentimetern liegen. Aus der langjährigen Erfahrung in der Leistungsdiagnostik mit Sportlern am Lehrstuhl für Trainings- und Bewegungslehre hat sich eine exakte Sprungkraftdiagnose von den Fallhöhen 27 cm, 47 cm und 67 cm bewährt. Dieses Design wurde daher fraglos übernommen. Die Niedersprünge konnten von einem höhenverstellbaren Podest mit den angegebenen Maßen auf die Kraftmessplatte ausgeführt werden (Abb. 6-7).

Folgende Parameter wurden erhoben bzw. berechnet:

Sprunghöhe (cm)  
 Kontaktzeit (ms)  
 relative Leistung (Watt/kg)  
 maximale Kraft (N)

Es wurden alle Versuche ausgewertet. Die Mittelwerte aus den Versuchen wurden berechnet, der beste Wert bestimmt.

Bei der Bewegungsanweisung der Testübung DJ wurde darauf geachtet, dass die Bewegungsausführung reaktiv erfolgt, d.h. so schnell wie möglich und so hoch wie möglich vom Boden abzuspringen. Bei Probanden, die Schwierigkeiten mit dem Fallenlassen hatten, wurde die Empfehlung gegeben, sich mit einem Bein in leichter Vorhalte vom Podest zu lösen. Im Gegensatz zu VOß/WERTHNER (1994, 20) hat sich diese Hilfe in unseren Untersuchungen als günstig erwiesen und keine veränderte Lande- und Absprungcharakteristik provoziert.

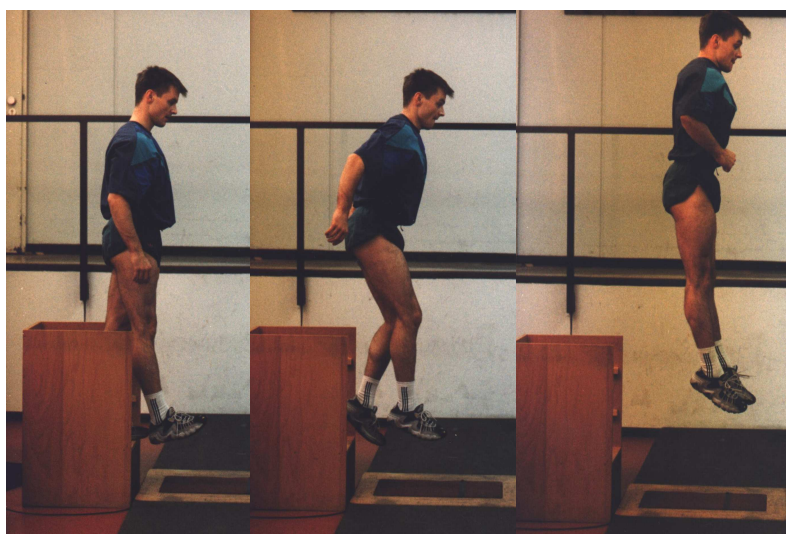


Abb. 6-7: Der Fallsprung bzw. Drop Jump auf die Kraftmessplatte.

#### 4. Weitere Geräte

Zur Erwärmung der Muskulatur wurde ein *Fahrradergometer* der Marke „dynafit puls med 300“ und ein *Laufband* „Life fitness 9500 HR“ der Firma Life Fitness Europe GmbH, Unterschleißheim verwendet. Die Kontrolle der Herzfrequenzen erfolgte über *Pulsmesser* der Fa. Polar.

Zur Bestimmung der Unterschenkel- und Unterarmlänge kam ein *Goniometer* mit cm-Einteilung an den Schenkeln zum Einsatz, ebenso eine *Digitalwaage* zur Messung des Körpergewichts.

Eine *Tischstoppuhr* der Firma Junghans stand zur Kontrolle der Dauer der Dehnübungen zur Verfügung.

### 6.3 Verwendete Dehnmethoden

Unter dem Begriff „Dehnprogramm“ wird im Folgenden die Abfolge der Dehnübungen verstanden. Genaue Beschreibungen und Darstellungen der Übungen sind im Anhang (Abb. 15-1 bis 15-9) zu finden. Die Dehnübungen orientieren sich an funktionellen Kriterien.

In den *Untersuchungen 1 bis 3* wurden folgende 3 Dehnmethoden angewendet:

*Methode A:* Der zu dehnende Muskel wurde 5 Sekunden isometrisch angespannt, zwei Sekunden entspannt, anschließend 15 Sekunden statisch in der Endposition gedehnt  
(= Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, A-Dehnen oder A).

*Methode I:* Dynamisches Dehnen mit 15 Wiederholungen und einer Bewegungsamplitude von ca. 10 cm bei langsam-zügiger Ausführung, entspricht 1 Wiederholung/Sekunde  
(= Intermittierendes Dehnen, I-Dehnen oder I).

*Methode S:* Statisches Dehnen in der Endposition über 15 Sekunden  
(= Stretching, S-Dehnen oder S).

Die *Pausendauer* war jeweils mit ca. 20 Sekunden vorgegeben. Jede Dehnübung wurde einmal pro Muskel bzw. Muskelgruppe im Wechsel links/rechts ausgeführt (= geringer Umfang).

In den *Untersuchungen 4 und 5* wurden die drei aufgeführten Dehnmethoden ebenfalls angewendet, jedoch mit einer Dehndauer von 30 Sekunden für die Methoden A und S bzw. 30 Wiederholungen für die Methode I. Außerdem wurden 3 Serien mit einer Pausendauer von 35 Sekunden absolviert (= mittlerer Umfang).

Die Ausführung und die Dehndauer jeder Übung wurden durch die Testleiterin vorgegeben und kontrolliert. Eine Tischstoppuhr mit Sekundenzeiger lag bereit. Eine Darstellung der verschiedenen Dehnübungen nach der jeweiligen Dehnmethode war an der Wand befestigt. Alle Dehnübungen sollten bis zur individuellen Schmerzgrenze (= submaximale Dehnintensität) vorgenommen werden. Die Anweisung lautete: „Dehne soweit, dass du ein noch aushaltbares Dehngefühl in der gedehnten Muskulatur verspürst.“ Die Ausführungsform der Dehnübungen war jeweils passiv, der Dehnreiz wurde mit Hilfe der Schwerkraft und mit der Muskelkraft antagonistischer und synergistischer Muskelgruppen erzeugt. Da die Ausübung nicht mit Partner oder Geräten/Apparaturen erfolgte, kann auch eine aktive Komponente angenommen werden.

Die Dehnprogramme wurden jeweils zum gleichen Zeitpunkt, am gleichen Ort und bei konstanter Raumtemperatur durchgeführt. Vor Beginn der Untersuchungen wurde die Reihenfolge der Dehnmethoden für jede Versuchsperson ausgelost, um einen Reihenfolgeeffekt auszuschließen.



## 6.4 Datenregistrierung und Datenauswertung

Die Registrierung der Rohdaten erfolgte in allen Untersuchungen automatisch durch spezielle Programme, die vom Lehrstuhl für Bewegungs- und Trainingslehre der Technischen Universität München für die verwendeten Geräte entwickelt wurden. Die Daten wurden zu 100% in Excel-Dateien übernommen.

Die statistische Auswertung wurde mittels SPSS-Programm für Windows Version 10.0 (unter der Nutzerlizenz des Rechenzentrums der Universität Augsburg) durchgeführt.

Es wurden ein- bzw. zweifaktorielle Varianzanalysen mit kompletter Messwiederholung durchgeführt. Die univariate Varianzanalyse wurde über das Allgemeine Lineare Modell von SPSS berechnet.

Damit können Aussagen gemacht werden über generelle Effekte der 2 Faktoren „Dehnmethode“ und „Dehnstatus“ auf die abhängigen Variablen bzw. die Kraftparameter sowie der Interaktion zwischen den Faktoren Dehnmethode und Dehnstatus. Sie wird im Folgenden mit „Dehnmethode\*Dehnstatus“ gekennzeichnet. Der Faktor „Dehnmethode“ ist dreistufig (A, I, S) angesetzt, da die 3 verschiedenen Dehnmethoden miteinander verglichen wurden.

Der Faktor „Dehnstatus“ ist zweistufig (V, N) für die Untersuchungen 2 und 3 und dreistufig (U, V, N) für die Untersuchungen 4 und 5 gegliedert. Hierbei wird unter dem Dehnstatus „U“ der unaufgewärmte Zustand der Probanden verstanden, mit „V“ der Zustand vor dem Dehnen (d.i. nach dem Aufwärmen) und entsprechend „N“ der Zustand nach dem Dehnen bezeichnet. Die Zustände werden quantitativ über die Krafttests erfasst.

Da in Untersuchungen 1 bis 3 die Versuche an männlichen und weiblichen Leistungssportlern durchgeführt wurde, dürfen die beiden Untergruppen nur mit Vorsicht zusammengelegt werden. Mittels t-Test für unabhängige Stichproben wird geprüft, ob sich die Mittelwerte der beiden Gruppen signifikant unterscheiden.

Da es sich jedoch um ein Messwiederholungsdesign handelt, sind nur die intra-individuellen Unterschiede durch das Treatment von Interesse.

Die Daten wurden auf Normalverteilung (Shapiro-Wilk) und Homogenität der Varianzen geprüft, welche die Voraussetzungen bei Varianzanalysen mit Messwiederholung sind (vgl. BORTZ 1999, 326). Hierfür wurde der Mauchly-Test auf Sphärizität angewendet und bei Signifikanz die Korrektur nach Epsilon von Greenhouse-Geisser verwendet. Bei signifikanten Effekten der Faktoren können sog. „Kontraste“ weitere Aufschlüsse bzw. Trends über die Ergebnisse liefern. Bei Verletzung der Voraussetzung für Normalverteilung wurde mittels Friedman-Test auf Signifikanz getestet. Zusätzlich wurden die Daten über die explorative Datenanalyse graphisch untersucht.

Resultate mit  $p < 0.05$  (\*) werden als signifikant und mit  $p < 0.01$ (\*\*) als hoch signifikant eingestuft.

In der Varianzanalyse erfolgt die Überprüfung einer ungerichteten Alternativhypothese bezüglich der Gruppenmittelwerte (BORTZ 1999, 708).

Zur Bestimmung eines angemessenen Stichprobenumfangs wurde die tatsächlich erzielte Effektgröße ermittelt (BORTZ/DÖRING 1995, 563ff). Um große Veränderungen bei dreimaliger Untersuchung auf einem  $\alpha$ -Niveau von 0.05 statistisch absichern zu können, sollte

eine Stichprobe mit  $n = 11$  Probanden (bei mittleren Effekten 27 Vpn) dreifach untersucht werden. Aufgrund der Durchführungsökonomie (zeitlicher Aufwand für Versuchspersonen und Testleiterin) wurde deshalb die Stichprobengröße der 5 Untersuchungen mit je 10-15 Versuchspersonen festgelegt.

#### Gütekriterien

Die *Objektivität* der Messungen ist dadurch gegeben, dass die Versuchsleiterin exakte Bewegungsanweisungen gab und die Testpersonen immer in gleicher Weise verbal motivierte. Zudem erfolgte die halbautomatische Auswertung über Mitarbeiter des Lehrstuhls. Die Auswahl des in die Analyse eingehenden Versuches und die Marker-Setzung für die registrierten Größen erfolgt durch die Software. Die auswertende Person hat darüber stets die visuelle Kontrolle, muss aber nur selten eingreifen und wenn, dann nach festen Regeln. Dabei kann sie jederzeit ganze Versuche löschen, die Marker-Setzung gegebenenfalls korrigieren und so auch Fehler, die während der Messung aufgrund einer ungenügenden Bewegungsausführung entstehen, eliminieren.

Um eine Aussage über die *Reliabilität* bzw. die Reproduzierbarkeit der angewendeten Messverfahren treffen zu können, wird der Test-Retest-Korrelationskoeffizient ermittelt. Hierzu wurde der Bestversuch mit dem zweitbesten Versuch korreliert (vgl. TUSKER 1994, 49) sowie der Intraclass-Korrelationskoeffizient über die Auswertung der Einzelversuche berechnet (vgl. NEUBERT 1999, 39).

Nach WILLIMCZIK (1983, 118) sind folgende Angaben zur Bewertung von Reliabilitäts- und Objektivitätskoeffizienten zu finden, die in der vorliegenden Arbeit verwendet werden.

$r$	
$\geq 0.95$	ausgezeichnet
0.90 – 0.94	sehr gut
0.80 – 0.89	annehmbar
0.70 – 0.79	gering
$\leq 0.69$	fraglich

In allen Untersuchungen in dieser Arbeit ist ein hohes Maß an *Validität* gegeben, da nur physikalische Messgrößen erhoben und weiter verrechnet werden. Dies entspricht trivialer oder logischer Validität (vgl. LIENERT und NEUMAIER zit. in TUSKER 1994, 39).

## **7 Untersuchung 1 (U1): Der Einfluss von 3 Dehnmethoden auf die Maximalkraft und Schnellkraft der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur von Leistungssportlern**

### **7.1 Fragestellung**

Zum Aufwärmen werden neben allgemeinen, ganzkörperbetonten Bewegungsformen auch Dehnübungen durchgeführt. Mechanische und neurophysiologische Veränderungen nach einem Dehnprogramm können die darauffolgende Kraftentfaltung beeinflussen. Dabei sind aus theoretischen Überlegungen Unterschiede zwischen der Wirkung verschiedener Dehnmethoden auf darauffolgende Kraftleistungen denkbar.

Über die intermittierende Methode kann ein größerer Aufwärmeeffekt auf Knorpel, Gelenk und Muskel erzielt werden (HOSTER 1989a, 124). Die daraus resultierende kürzere Reaktionszeit der Muskulatur (DeMAREES 1981, 60f) und die durch den häufigen Wechsel von Kontraktion und Erschlaffung verbesserten intermuskulär-koordinativen Prozesse (GROSSER/STARISCHKA 1998, 170; KNEBEL 1990, 65) könnten bessere Ausgangsbedingungen für sich anschließende maximale bzw. schnellkräftige Kraftleistungen als nach statischen Dehnmethoden schaffen. Weiterhin wird angenommen, dass aufgrund der kurzen Reizdauer beim dynamischen Dehnen und dem damit verbundenen geringeren Umfang der Creeping-Effekt nicht eintritt (vgl. GROSSER/STARISCHKA 1998, 170) und deshalb mechanische Veränderungen am Muskel-Sehnen-Komplex durch das Dehnen geringer ausfallen. Insgesamt erscheint die intermittierende Methode als adäquate Form der Muskeldehnung zur Vorbereitung auf nachfolgende Krafteinsätze. Aber auch die Wirkung des Anspannungs-Entspannungs-Dehnens könnte sich aufgrund der vorgeschalteten Kontraktionsphase des zu dehnenden Muskels von der Wirkung der rein statischen Dehnung unterscheiden. Durch die Anspannung kann geringfügig Kontraktionswärme entstehen. Der kurzfristige Spannungsanstieg könnte mechanisch und neurophysiologisch günstigere Bedingungen für die anschließende Kraftbelastung schaffen (vgl. Kap. 3.3 und 5).

In den bisher existierenden Untersuchungen zu dieser Thematik fehlt ein Vergleich verschiedener Dehnmethoden und deren Wirkung auf Maximalkraft- und Schnellkraftparameter, die zur Erreichung von sportlichen Hochleistungen Voraussetzung sind (vgl. CHARTRENET 1986, THIGPEN 1989, WIEMANN 1991, ROSENBAUM 1992, KOKKONEN/NELSON 1996). Dabei sollte eine praxisorientierte Methoden- und Übungsauswahl Anwendung finden, die funktionalen Kriterien entspricht (vgl. SULLIVAN/ DEJULIA/ WORRELL 1992; KNEBEL 1990, 69f). Aussagekräftige Ergebnisse aus Untersuchungen an Leistungssportlern liegen bisher nicht vor. Diese Defizite sollen in der vorliegenden Untersuchung behoben werden.

Die Kniegelenkmuskulatur hat sich in Kraft- und Dehnungsexperimenten als geeignet erwiesen, weshalb sie in der U1 und U4 Untersuchungsgegenstand ist. Der wichtigste Kniestreckmuskel ist der M. quadriceps femoris (im Folgenden: Kniestrecker, QU), der sich aus M. rectus femoris, M. vastus medialis, M. vastus lateralis und M. vastus intermedius zusammensetzt. Die wichtigsten Kniegelenkbeugemuskeln (im Folgenden: Kniebeuger, BF) sind der M. biceps femoris, M. semitendinosus, M. semimembranosus.

Dehnprozeduren in Form von Stretchingübungen im Aufwärmen können zu einem signifikanten Abfall der allgemeinen zentralnervösen Aktivierung der Sportler führen, wobei

leicht dynamische Aufwärmhalte die Aktivierung progressiv ansteigen lassen (vgl. ROTH 1993). Das bedeutet, dass Dehnprogramme auch die Motivation, anschließend maximale und explosive Krafteinsätze zu realisieren, beeinflussen können. Deshalb sollte in dieser Untersuchung anhand einfacher Messverfahren das subjektive Befinden, vor und nach dem Dehnen nach verschiedenen Dehnmethoden protokolliert und analysiert werden. Die Fragestellungen dieser Untersuchung lauten demnach:

1. Haben drei Dehnmethoden (Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, intermittierendes Dehnen und statisches Dehnen) einen unterschiedlichen Einfluss auf maximale und schnelle Krafteinsätze der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur von Leistungssportlern?
2. Wie wirken sich die Dehnmethoden auf das subjektive Befinden der Sportler aus?

Die Untersuchung soll folgende Hypothesen prüfen:

- Hypothese 1: Die drei Dehnmethoden unterscheiden sich hinsichtlich ihrer unmittelbaren Wirkung auf darauffolgende Maximal- und Schnellkrafteinsätze.
- Hypothese 2: Die Dehnmethoden beeinflussen das subjektive Befinden.

## 7.2 Untersuchungsmethodik

Es wurde ein Messwiederholungs-Design mit kompletter Messwiederholung konzipiert. Die Versuchspersonen wurden jeweils nach einem Dehnprogramm nach dem Anspannungs-Entspannungs-Dehnen (im Folgenden: A oder A-Dehnen), nach dem intermittierenden Dehnen (im Folgenden: I oder I-Dehnen) und nach dem statischen Dehnen (im Folgenden: S oder S-Dehnen) einem Krafttest unterzogen. Vor und nach dem Dehnprogramm wurden die Versuchspersonen nach dem subjektiven Befinden mittels 7-stufiger Ratingskala befragt.

### 7.2.1 Stichprobe

An der Untersuchung nahmen freiwillig 13 Leistungssportler aus der Leichtathletik, die im Raum München trainierten, teil. Von den Versuchspersonen, vorwiegend Sprinter und Mehrkämpfer (5 weiblich, 8 männlich), hatten 9 nationales Leistungsniveau (= Teilnahme an deutschen Meisterschaften, 4 waren deutsche Spitzenklasse) und 4 regionales Leistungsniveau (= Teilnahme an bayerischen Meisterschaften). Sie befanden sich innerhalb der Jahresplanung in der ersten Etappe der Vorbereitungsperiode. Alle Versuchspersonen waren als klinisch gesund einzustufen und waren verletzungsfrei.

Die statistischen Kennwerte der Stichprobe sind der folgenden Tabelle zu entnehmen.

Tab. 7-1: Mittelwerte der Stichprobe der U1 (n = 13).

	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Unterschenkelänge (cm)
<b>Männer n = 8</b>	26	183,5	78,1	43,4
<b>Frauen n = 5</b>	24	175,6	69,2	41,0
<b>Gesamt n = 13</b>	25	180,1	74,7	42,6

## 7.2.2 Versuchsplan

Entsprechend der Fragestellung erfolgte die Bestimmung der Kraftparameter der Kniestrecker und Kniebeuger im Anschluss an das Dehnprogramm mit den drei Methoden A, I, S an drei unterschiedlichen Testtagen. Diese lagen innerhalb von zwei Wochen mit mindestens 2 Tagen Pause zwischen jedem Testtag, um Überlagerungseffekte zu vermeiden.

Die Reihenfolge der drei Dehnmethode wurde für jeden Probanden am ersten Testtag ausgelost, um einen Reihenfolgeeffekt zu verhindern. Die Versuchspersonen waren angewiesen, am Tag vor einem Testtag möglichst die gleichen Trainingsformen zu trainieren, um den Einfluss der letzten Trainingseinheit möglichst gering bzw. gleich zu halten. Vor der Untersuchung sollten die Versuchspersonen keine sportlichen Aktivitäten ausgeführt haben.

Alle Versuchspersonen wurden in das Messgerät und die Messmethode eingewiesen. Das Ziel der Untersuchung wurde jeder Versuchsperson erläutert.

Der Ablauf der Testprozedur war an allen drei Untersuchungsterminen der gleiche. Die Gesamtdauer eines Untersuchungstermins betrug ca. 40 Minuten pro Versuchsperson.

Vor Beginn der ersten Messung wurden persönliche Daten (Alter, Gewicht, Unterschenkel-länge etc.) der Versuchspersonen und Angaben zum Dehnen und persönlichen Dehntraining ermittelt. Die Bereitschaft der Probanden, konzentriert und mit vollem Krafteinsatz mitzuarbeiten, konnte vorausgesetzt werden, da die Leistungssportler sehr an einer exakten Kraftdiagnose interessiert waren. Finanzielle o.ä. Anreize bestanden nicht.

Der Ablaufplan der Untersuchung 1 ist in der folgenden Abbildung dargestellt.

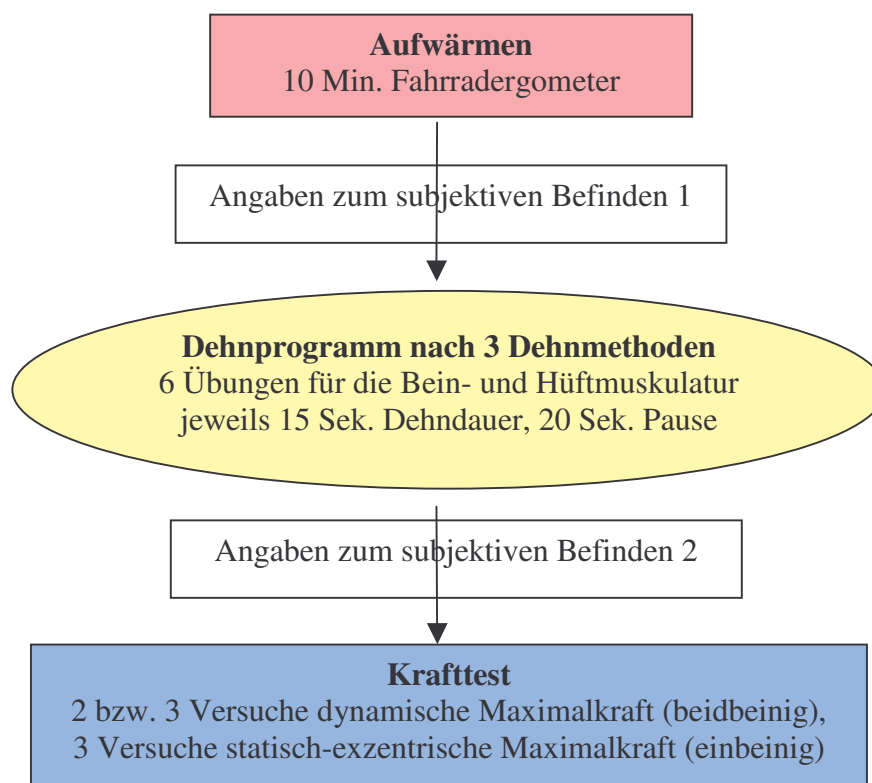


Abb. 7-1: Versuchsplan der U1 (n = 13).

- Aufwärmen

Zunächst erfolgte ein spezifisches Aufwärmen der Beinmuskulatur und eine allgemeine Aktivierung des Herz-Kreislauf-Systems auf dem Fahrradergometer über 10 Minuten bei 1 Watt/kg Körpergewicht. Die Pulsfrequenz sollte zwischen 130 und 150 Schlägen/Min. betragen und wurde mit Pulsmesser kontrolliert. Alle Versuchspersonen hatten somit die gleichen Aufwärmbedingungen.

- Subjektives Befinden 1

Jetzt erfolgte die erste Frage zur subjektiven Befindlichkeit:

„Wie fühlst du dich jetzt?“

Die Zahl, die dem momentanen subjektiven Empfinden auf der Gesichterskala entsprach, wurde von der Versuchsleiterin notiert (vgl. Abb. 7-2, S. 83).

- Dehnprogramm

Anschließend wurde das Dehnprogramm durchgeführt. Das Programm für Untersuchung 1 bestand aus 6 Dehnübungen. Die genaue Beschreibung und Darstellung der Übungen ist im Anhang (Abb. 15-1 bis 15-6) zu finden.

Folgende Muskeln bzw. Muskelgruppen wurden in der aufgeführten Reihenfolge im Wechsel links und rechts jeweils 15 Sekunden nach der bereits ausgelosten Dehnmethode A, I oder S gedehnt:

1. M. gastrocnemius,
2. M. soleus,
3. M. gluteus maximus,
4. Mm. adductores,
5. Mm. ischiocrurales,
6. M. quadriceps femoris.

Die Pausen zwischen den Übungen betragen jeweils 20 Sekunden.

Mit dem Wechsel der Ausgangspositionen und den Pausen zwischen den einzelnen Übungen dauerte das Dehnprogramm für die unteren Extremitäten ca. 10 Minuten.

- Subjektives Befinden 2

Unmittelbar im Anschluss an das Dehnprogramm wurden die Angaben zum subjektiven Befinden wiederum anhand der Gesichterskala erfasst.

- Krafttest

Dann wurden die Krafttests durchgeführt. Die dynamische Maximalkraft wurde beidbeinig bei 50, 80, 110, 140, 155 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit getestet. Bei 50 %s machte der Sportler 2 Versuche unabhängig voneinander, bei 80 %s wurden zwei Versuche und bei den anderen Geschwindigkeitsstufen immer drei Versuche in direkter Folge ausgeführt. Diese Abfolge beruht auf der langjährigen Erfahrung mit Krafttests an Sportlern und hat sich als geeignet bewährt.

Anschließend wurden 3 Versuche statische Maximalkraft und exzentrische Maximalkraft jeweils mit einem Bein für M. quadriceps fem. und M. biceps femoris durchgeführt.

Die Pausendauer zwischen den einzelnen Versuchen konnte individuell bestimmt werden, war mit mindestens 30 Sekunden festgelegt.

Für die Bestimmung des subjektiven Befindens wurde die 7-stufige Gesichterskala (vgl. BORTZ/DÖRING 1995, 165) verwendet. Über die Symbole sollte die Einschätzung des momentanen Befindens erleichtert werden. Ein sehr schlechtes subjektives Befinden wurde mit der Ziffer eins belegt, ein sehr gutes Befinden mit der Ziffer 7. Ein entsprechendes Plakat mit den 7 Gesichtern war an einer Wand befestigt.

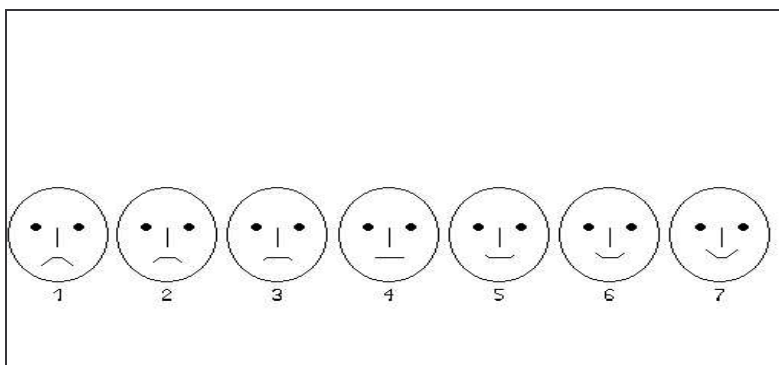


Abb. 7-2: Gesichterskala. 7-stufige Rangskala zur Einschätzung des subjektiven Befindens (modifiziert nach BORTZ/DÖRING 1995, 165).

Auf die Frage: „Wie fühlst du dich jetzt?“ musste der Proband unmittelbar vor und nach dem Dehnen das seinem Zustand entsprechende Gesicht angeben. Damit sollte der Einfluss der Dehnmethode auf das körperliche Befinden erfasst werden.

### 7.2.3 Testgerät und Variablenauswahl

Die Kraftparameter wurden am Drehmomentmessstuhl mit individueller Hebellängeneinstellung erfasst (s. Kap. 6.2). Jede Versuchsperson hatte genügend Zeit sich mit dem Messgerät vertraut zu machen.

Folgende Kraftparameter wurden für M. quadriceps fem. und M. biceps fem. erhoben: (Kürzel, Parameter, evtl. Beschreibung, Einheit)

#### Dynamische Arbeitsweise:

M 2	Drehmoment bei maximaler Leistung bei 50 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
M 4	Drehmoment bei maximaler Leistung bei 80 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
M 6	Drehmoment bei maximaler Leistung bei 110 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
M 8	Drehmoment bei maximaler Leistung bei 155 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)

#### Statische/exzentrische Arbeitsweise:

MK	Maximalkraft (Nm)
AK	Absolutkraft (exzentrische Maximalkraft) (Nm)
EK	maximale Explosivkraft (Nm/ms)
EX	mittlere Explosivkraft (Nm/ms)
rEK	relative Explosivkraft (mittlere Explosivkraft zur Maximalkraft relativiert) (ms)

### 7.3 Ergebnisse

Die Zuverlässigkeit der erhobenen Messergebnisse wird über die Analyse des Test-Retest-Korrelationskoeffizienten bestimmt. Hierbei werden die Ergebnisse des Best-Versuchs mit denen des zweitbesten Versuchs korreliert.

Tab. 7-2: Ergebnisse der Berechnung des Test-Retest-Korrelationskoeffizienten der Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur (Best-Zweitbest-Versuch) ( $n = 13$ ).

	Parameter	Koeffizient		Parameter	Koeffizient
M. quadriceps fem.			M. biceps fem.		
rechts			rechts		
	MK	0.9908		MK	0.9784
	AK	0.9947		AK	0.9909
	EK	0.9878		EK	0.9846
	EX	0.9927		EX	0.9843
	rEK	0.9875		rEK	0.9759
links			links		
	MK	0.9848		MK	0.9916
	AK	0.9770		AK	0.9938
	EK	0.9801		EK	0.9706
	EX	0.9043		EX	0.9648
	rEK	0.7484		rEK	0.9862
beidbeinig			beidbeinig		
	M2	0.9817		M2	0.9700
	M4	0.9719		M4	0.9928
	M6	0.9953		M6	0.9998
	M8	0.9868		M8	0.9952
	M10	0.9989		M10	0.9973

Die Ergebnisse liegen zwischen 0.90 und 0.99 (Ausnahme: rEK QU li 0.7484) und können als sehr gut bis ausgezeichnet bewertet werden (vgl. WILLIMCZIK 1983, 118). Ähnliche Reliabilitätsangaben finden sich in Untersuchungen von TUSKER (1994), KIBELE/GOLLHOFER/MÜLLER (1989).

In einer Stichprobe, in der die Maximal- und Schnellkraftkennwerte von Frauen und Männern erfasst werden, können erhebliche Unterschiede in den beiden Teilstichproben der beiden Geschlechter auftreten. Da in der Untersuchung 1 der Einfluss des Dehnprogramms auf die momentane Kraftrealisation bei gleichbleibendem Kraftniveau betrachtet wird, soll im Folgenden nur die Gesamtstichprobe herangezogen werden. Es wird eine 1faktorielle Varianzanalyse (Faktor: Dehnmethode über 3 Stufen) bei kompletter Messwiederholung durchgeführt. Zusätzlich werden die Ergebnisse in den Teilstichproben durch parameterfreie Verfahren ergänzt.

Anhand der Angaben der Versuchspersonen zur Gestaltung ihres persönlichen Trainings ergibt sich, dass durchschnittlich 6 mal wöchentlich (zwischen 4 und 9 Trainingseinheiten) trainiert wird. Die Dehneinheiten werden hauptsächlich innerhalb des Aufwärmens vor der



Trainingseinheit durchgeführt. 6 Versuchspersonen geben an, zusätzliche Dehneinheiten auszuüben. Über ein Drittel der Versuchspersonen absolviert 6 Dehneinheiten, die Angaben liegen zwischen 4 und 10 Dehneinheiten.

Die Zeitdauer einer Dehnübung im Rahmen des Aufwärmens beträgt im Schnitt 16 Sekunden, die Spannweite reicht von 5 bis 40 Sekunden.

Das Aufwärmen wird von gut der Hälfte der Versuchspersonen (53,8%) mit Laufen, statischem Dehnen und anschließenden Koordinationsübungen durchgeführt. Bei den anderen Probanden (46,2%) besteht das Aufwärmprogramm aus Laufen und wahlweise Stretching (statisches Dehnen) oder Schwunggymnastik, je nach Inhalt der folgenden Trainingseinheit. Diese Ergebnisse machen deutlich, dass die Anwendung von Dehnübungen (ob statisch oder dynamisch ausgeführt), wie zuvor angenommen, auch immer Bestandteil des Aufwärmens ist.

Um den Einfluss der Dehnmethode abschätzen zu können, werden zunächst die Ergebnisse der Mittelwerte der Kraftparameter aus drei Versuchen nach dem A-, I- und S-Dehnen betrachtet. Der Vergleich der Mittelwerte ermöglicht Aussagen darüber, welche Kraftwerte die Probanden unter dem Einfluss der Dehnmethode im Durchschnitt realisieren können.

Der für den Leistungssport wichtige Vergleich der Bestwerte gibt Aufschluss darüber, welches Kraftmaximum die Probanden im Anschluss an die jeweilige Dehnmethode realisieren können. Dabei können Unterschiede zwischen den Methoden u.U. deutlicher hervortreten.

Hierbei werden nur die wichtigsten Ergebnisse grafisch dargestellt. Stellvertretend für die jeweils an einem Bein getesteten Muskelgruppen bei statischer bzw. statisch-exzentrischer Muskularbeitsweise werden die Diagramme des M. quadriceps fem. rechts und M. biceps fem. links aufgeführt. Die Ergebnisse der Tests bei dynamischer Muskularbeitsweise werden für 3 Winkelgeschwindigkeiten (50, 110 und 155 %/s) in Grafiken dargestellt.

#### (1) Analyse der Mittelwerte

Die statistischen Kennwerte (Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichung) der Kraftparameter nach den drei Dehnmethode für beide untersuchten Muskelgruppen sind in den Tab. 15-1 bis 15-6 (im Anhang) aufgelistet. Hierbei werden die Mittelwerte aus drei bzw. zwei Versuchen herangezogen.

Die Ergebnisse der 1faktoriellen Varianzanalyse (Faktor Dehnmethode mit 3 Stufen A, I, S) sind der folgenden Tabelle (Tab. 7-3) zu entnehmen.

Es kann kein signifikanter Einfluss der 3 verschiedenen Dehnmethode auf die einzelnen Kraftparameter des M. biceps fem. und M. quadriceps fem. bei statischer, exzentrischer sowie dynamischer Arbeitsweise nachgewiesen werden. Werden die Teilstichproben der Männer (n = 8) und Frauen (n = 5) parameterfrei mit Friedman-Test analysiert, so kann ebenfalls kein signifikanter Effekt der Dehnmethode aufgeführt werden. Eine Ausnahme bildet die Teilstichprobe Frauen für EKQUL (p = .022) und EXQUL (p = .022), wo nach A-Dehnen höhere Kraftwerte resultieren, sowie für M6QU (p = .041), wo sich S von den beiden anderen Methoden abhebt (s. Anhang Tab. 15-13 und 15-14).

Tab. 7-3: Ergebnisse der 1faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur anhand der Mittelwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen (n = 13).

Variable	p-Wert	Signifikanz	Variable	p-Wert	Signifikanz
M. quadriceps fem. rechts			M. biceps fem. rechts		
MK	.614	n.s.	MK	.693	n.s.
AK	.606	n.s.	AK	.579	n.s.
EK	.738	n.s.	EK	.863	n.s.
EX	.827	n.s.	EX	.785	n.s.
rEK	.198	n.s.	rEK	.622	n.s.
M. quadriceps fem. links			M. biceps fem. links		
MK	.655	n.s.	MK	.771	n.s.
AK	.525	n.s.	AK	.641	n.s.
EK	.348	n.s.	EK	.822	n.s.
EX	.471	n.s.	EX	.656	n.s.
rEK	.516	n.s.	rEK	.597	n.s.
M. quadriceps fem. beidbeinig			M. biceps fem. beidbeinig		
M2	.457	n.s.	M2	.278	n.s.
M4	.354	n.s.	M4	.305	n.s.
M6	.542	n.s.	M6	.439	n.s.
M8	.856	n.s.	M8	.518	n.s.
M10	.455	n.s.	M10	.733	n.s.

Die Unterschiede der Mittelwerte zwischen den verschiedenen Dehnmethoden liegen bei 0,5% bis 8% für die Maximal- und Explosivkraftparameter (für die relative Explosivkraft bis zu 10%), wobei sich für den M. quadriceps nach dem intermittierenden Dehnen geringere Mittelwerte ergeben.

Für die muskuläre Leistung bei mittleren Winkelgeschwindigkeiten bis zu 140 %/s erscheint das statische Dehnen vorteilhafter. Das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen hat im Mittel um bis zu 7% geringere Kennwerte als das Stretching. Für 155 %/s ist der Mittelwert nach dem dynamischen Dehnen höher als der der beiden anderen Methoden.

Allerdings liegen diese Unterschiede im nichtsignifikanten Bereich. So müssen sie entweder der individuellen Tagesform der Testpersonen, oder, aufgrund der kleinen Stichprobe, dem Zufall zugeschrieben werden oder es kann nur ein geringer Einfluss der Dehnmethode auf das allgemeine Kraftleistungsvermögen angenommen werden.

Da darüber hinaus keine wesentlichen Erkenntnisse zu gewinnen sind, erfolgt jetzt eine detailliertere Darstellung der Ergebnisse über die Analyse der Bestwerte.

## (2) Analyse der Bestwerte

Die statistischen Kennwerte der einzelnen Kraftparameter können den Tab. 15-7 bis 15-12 im Anhang entnommen werden.

Die Ergebnisse der 1faktoriellen Varianzanalyse sind in der folgenden Tab. 7-4 aufgelistet.

Tab. 7-4: Ergebnisse der 1faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethode auf die Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur anhand der Bestwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen ( $n = 13$ ).

Variable	p-Wert	Signifikanz	Variable	p-Wert	Signifikanz
M. quadriceps fem. rechts			M. biceps fem. rechts		
MK	.686	n.s.	MK	.630	n.s.
AK	.704	n.s.	AK	.664	n.s.
EK	.968	n.s.	EK	.901	n.s.
EX	.973	n.s.	EX	.961	n.s.
rEK	.211	n.s.	rEK	.765	n.s.
M. quadriceps fem. links			M. biceps fem. links		
MK	.361	n.s.	MK	.784	n.s.
AK	.420	n.s.	AK	.616	n.s.
EK	.201	n.s.	EK	.737	n.s.
EX	.274	n.s.	EX	.391	n.s.
rEK	.108	n.s.	rEK	.422	n.s.
M. quadriceps fem. beidbeinig			M. biceps fem. beidbeinig		
M2	.623	n.s.	M2	.377	n.s.
M4	.289	n.s.	M4	.459	n.s.
M6	.464	n.s.	M6	.384	n.s.
M8	.551	n.s.	M8	.770	n.s.
M10	.706	n.s.	M10	.496	n.s.

Auch hier sind anhand der 1faktoriellen Varianzanalyse *keine* signifikanten Unterschiede in der Wirkung der Dehnmethode auf die Maximal- und Schnellkraftparameter für die Beinmuskulatur nachzuweisen. In den Teilstichproben der Männer ( $n = 8$ ) und Frauen ( $n = 5$ ) können anhand des parameterfreien Friedman-Tests ebenso keine signifikanten Unterschiede in der Wirkung der drei verschiedenen Methoden festgestellt werden (s. Tab. 15-15 und 15-16 im Anhang).

Die Ergebnisse der Gesamtstichprobe sollen nun näher betrachtet werden. Grafiken unter den jeweiligen Absatzüberschriften sollen die Aussagen verdeutlichen.

## Maximalkraft

Der Mittelwert der Maximalkraft des M. quadriceps fem. liegt nach dem Stretching jeweils geringfügig zwischen 1%-6% über dem der anderen beiden Methoden. Die Mittelwerte des M. biceps fem. schwanken bei allen Methoden zwischen 1% und 3%. 2 Versuchspersonen weisen die höchsten Maximalkraftwerte der QU und des BF immer nach dem A-Dehnen, 2 Probanden jeweils nach S. Die anderen Teilnehmer an der Untersuchung erzielten die besten Kraftwerte nicht in erkennbarer Abhängigkeit von bestimmten Dehnmethoden.

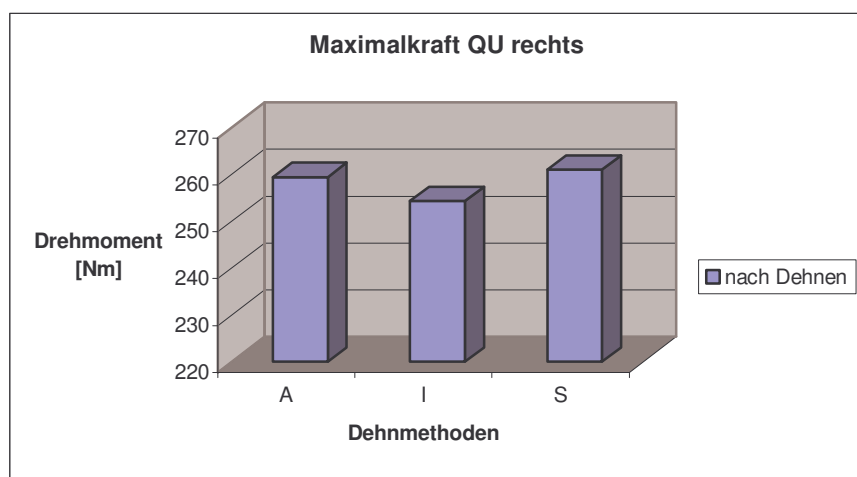


Abb. 7-3: Maximalkraft des M. quadriceps fem. rechts nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

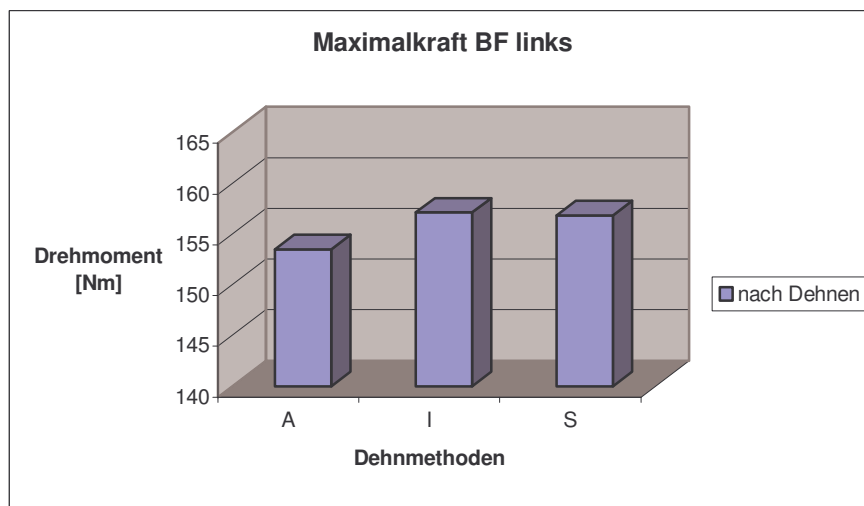


Abb. 7-4: Maximalkraft des M. biceps fem. links nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

## Exzentrische Maximalkraft

Die Mittelwerte der exzentrischen Maximalkraft differieren nach den drei Dehnmethoden um bis zu 4%. Nach dem statischen Dehnen werden für M. quadriceps und M. biceps jeweils höhere Mittelwerte erreicht als nach der intermittierenden Methode.

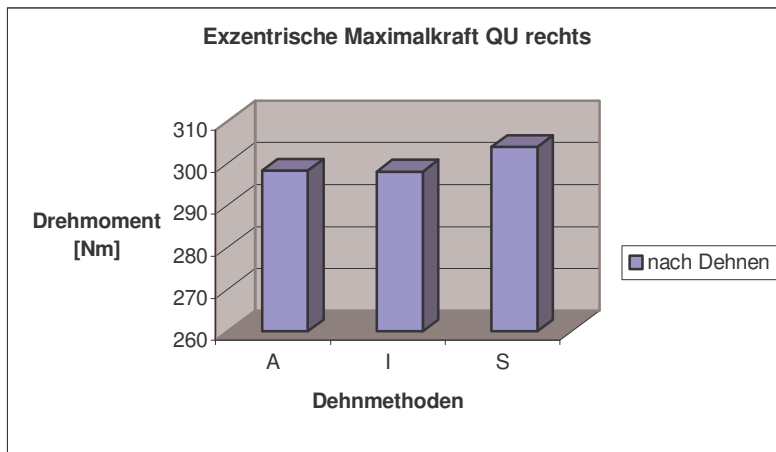


Abb. 7-5: Exzentrische Maximalkraft des M. quadriceps fem. rechts nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

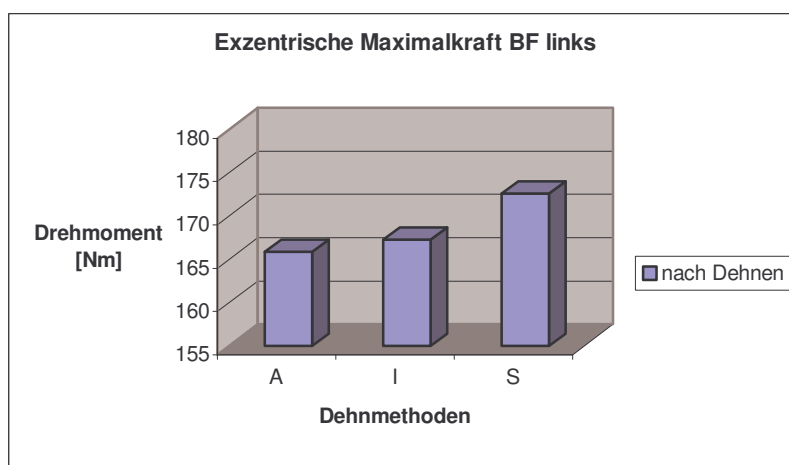


Abb. 7-6: Exzentrische Maximalkraft des M. biceps fem. links nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

### Maximale Explosivkraft, mittlere Explosivkraft, relative Explosivkraft

Anhand der drei Parameter maximale Explosivkraft, mittlere Explosivkraft und relative Explosivkraft wird das Vermögen erfasst, explosive Krafteinsätze zu erbringen.

Für die *maximale Explosivkraft* und *mittlere Explosivkraft* werden Mittelwerte für die beiden untersuchten Muskelgruppen in Bereichen zwischen 2% und 10% registriert. Es kann sich jedoch keine Dehnmethode überzufällig von den anderen abheben.

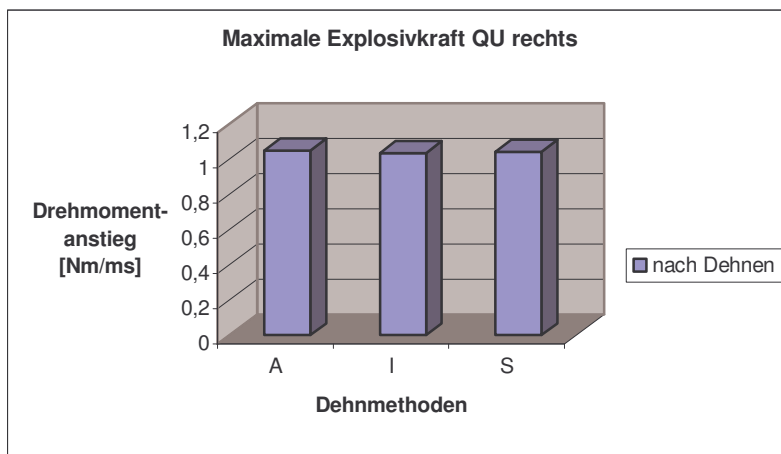


Abb. 7-7: Maximale Explosivkraft des *M. quadriceps fem. rechts* nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

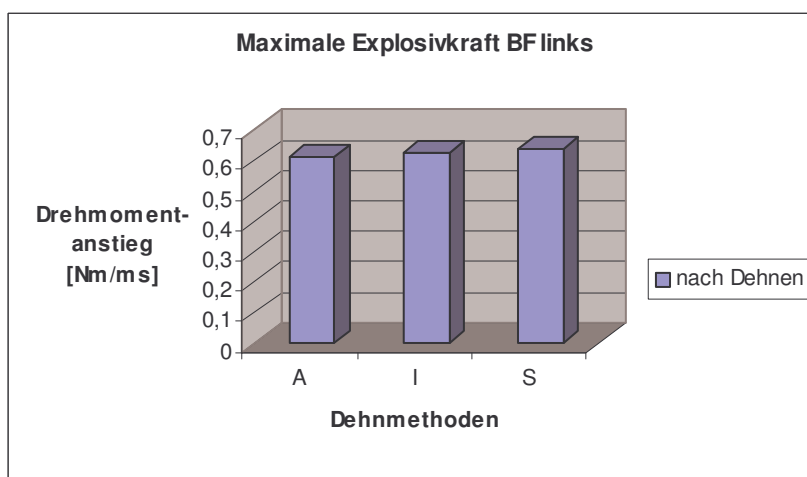


Abb. 7-8: Maximale Explosivkraft des *M. biceps fem. links* nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

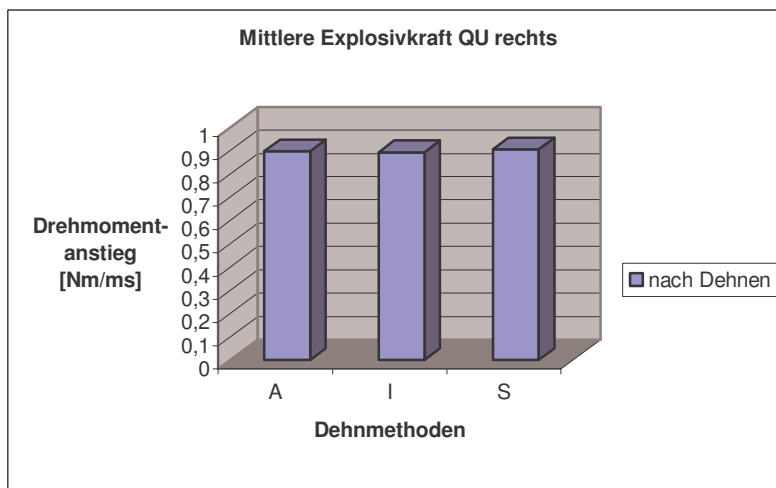


Abb. 7-9: Mittlere Explosivkraft des *M. quadriceps fem. rechts* nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

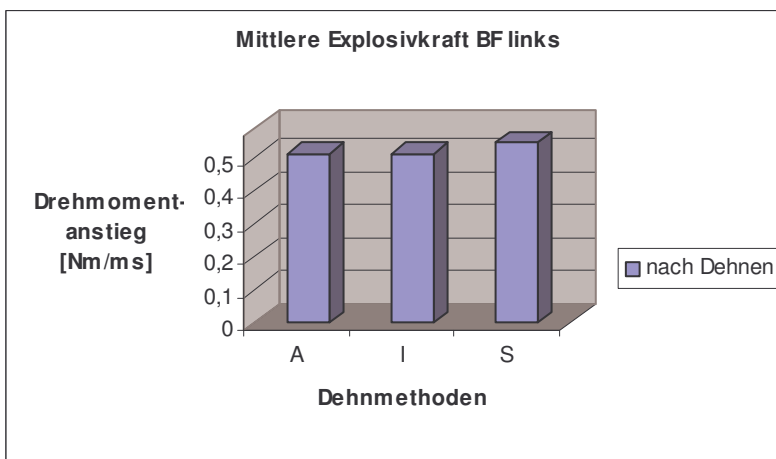


Abb. 7-10: Mittlere Explosivkraft des *M. biceps fem. links* nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

Die *relative Explosivkraft* wird mit der mittleren Zeitdauer zum Erreichen des Kraftmaximums ausgedrückt. Diese Zeiten sind nach dem Anspannungs-Entspannungs-Dehnen zwischen 2% und 12% und nach dem intermittierenden Dehnen zwischen 5% und 12% länger als nach dem Stretching. Trotzdem wird die Fähigkeit, einen begonnenen Kraftanstieg maximal weiter zu führen, nach Betrachtung der Ergebnisse, nicht überzufällig von einer der drei Methoden beeinflusst.

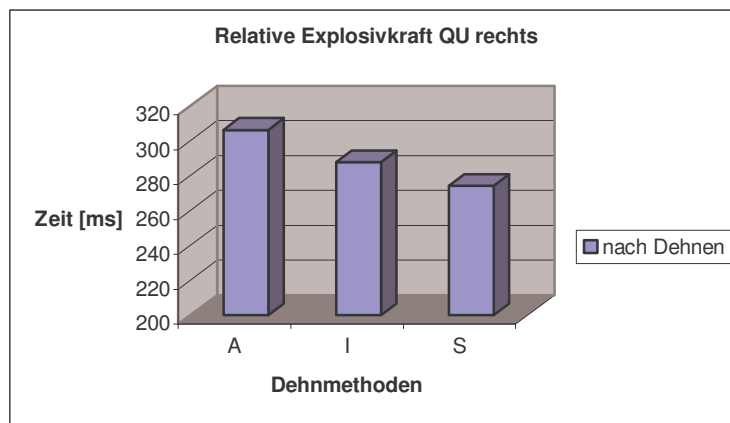


Abb. 7-11: Relative Explosivkraft des *M. quadriceps fem. rechts* nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

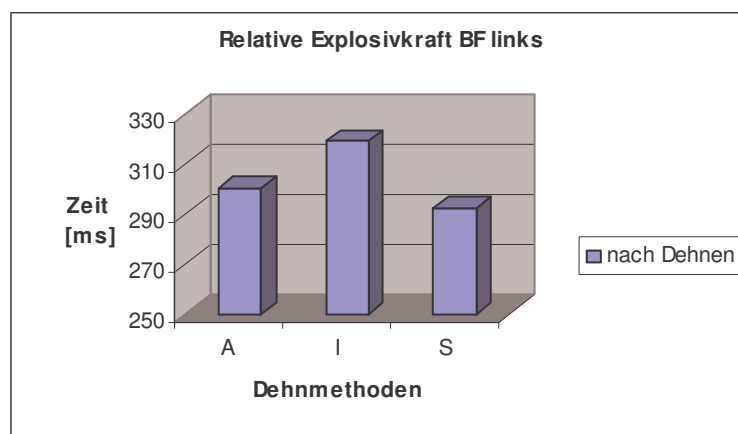


Abb. 7-12: Relative Explosivkraft des *M. biceps fem. links* nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

### Muskuläre Leistungsfähigkeit

Die muskuläre Leistungsfähigkeit wird über das Drehmoment bei maximaler Leistung bei fünf verschiedenen Winkelgeschwindigkeiten erfasst.

Es ist deutlich zu erkennen, dass bei höheren Bewegungsgeschwindigkeiten entsprechend niedrigere dynamische Maxima erreicht werden, da hier u. a. die Verkürzungsgeschwindigkeit der Muskulatur und die intra- und intermuskuläre Koordination leistungsbestimmend sind. Die Mittelwerte der Drehmomente bei maximaler Leistung weisen bei beiden Muskelgruppen nach der Dehnmethode S von 50 % bis 140 % jeweils höhere Werte auf, nach der Dehnmethode I um -0,3% bis -4% niedrigere und nach A um -2% bis -7% geringere Werte. Bei 155 % erreichen die intermittierende und die statische Methode in etwa gleich hohe Ergebnisse. Auch wenn die prozentualen Unterschiede die Tendenz aufzeigen, dass das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen sich weniger günstig bzgl. der dynamischen Kraftentwicklung erweist, weichen die Mittelwerte zwischen den drei Dehnmethoden statistisch nicht bedeutsam voneinander ab. Grafisch werden nur die Geschwindigkeitsstufen 2, 6 und 10 der QU dargestellt (Abb. 7-13).



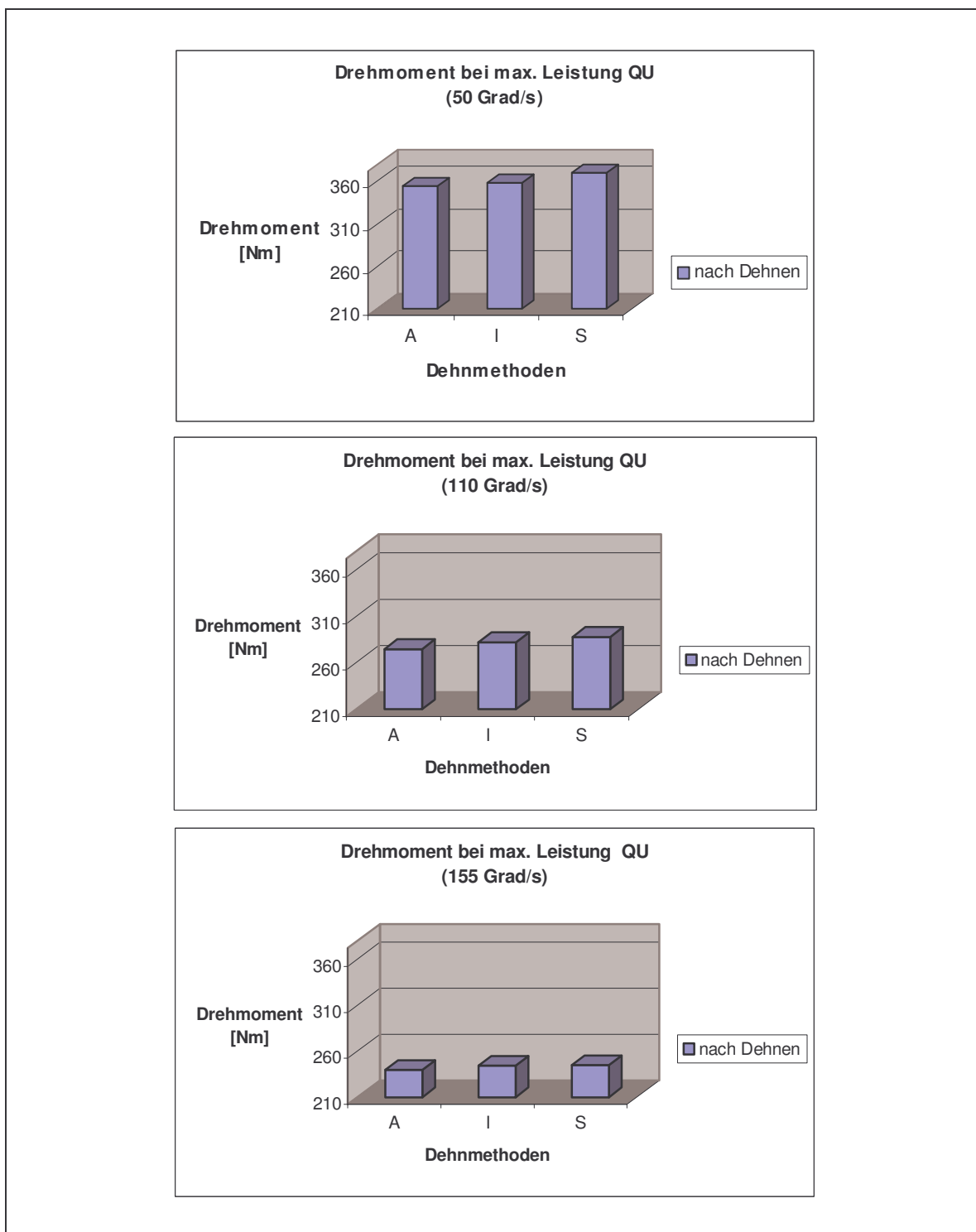


Abb. 7-13: Muskuläre Leistungsfähigkeit der *Mm. quadriceps fem.* nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer Winkelgeschwindigkeit von 50 Grad/s, 110 Grad/s und 155 Grad/s.

Die Äußerungen der Versuchspersonen, wie die Anwendung der einzelnen Dehnmethode vor Kraftleistungen empfunden werden, sind im Kapitel 7.4 mit aufgeführt.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass nach den Dehtreatments Schwankungen der Kraftwerte auftraten. Jedoch wird weder die statische, die dynamische Maximalkraft noch die Schnellkraft insgesamt von den drei Dehnmethode überzufällig beeinflusst.

## (3) Klärung der Hypothese 1

Die Hypothese 1 muss verworfen werden, d. h. es kann kein signifikanter Unterschied in der Wirkung der drei Dehnmethoden auf die Maximal- und Schnellkraftparameter festgestellt werden.

## (4) Ergebnisse zum subjektiven Befinden

Die Ergebnisse der Befragung der Versuchspersonen zum subjektiven Befinden vor und nach dem jeweiligen Dehnprogramm sind der Tabelle 7-5 zu entnehmen.

Tab. 7-5: Angaben (Mittelwerte mit  $\pm$  Standardabweichung) zum subjektiven Befinden anhand einer 7-stufigen Gesichterskala vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen ( $n = 13$ ).

	vor A-Dehnen	nach A-Dehnen	vor I-Dehnen	nach I-Dehnen	vor S-Dehnen	nach S-Dehnen
Befinden ( $n = 13$ )	4,54 $\pm 1,05$	5,15 $\pm 0,90$	4,15 $\pm 1,07$	4,69 $\pm 0,85$	4,31 $\pm 1,60$	4,62 $\pm 1,19$

Die Angaben werden varianzanalytisch über die zweifaktorielle Varianzanalyse mit den Faktoren Dehnstatus (2-stufig) und Dehnmethode (3-stufig) berechnet. Nach BORTZ (1999, 339) ist die varianzanalytische Auswertung bei Ratingskalen möglich.

Es kann ein hochsignifikanter Effekt des Hauptfaktors Dehnstatus mit  $p = .007$  festgestellt werden, der Hauptfaktor Dehnmethode bringt keinen signifikanten Effekt hervor. Das subjektive Befinden hat sich insgesamt nach dem Dehnen nach allen Methoden verbessert. Im Einzelvergleich zeigte die Methode A eine hochsignifikante Wirkung mit  $p = .005$ , im Gegensatz zu I mit  $p = .089$  und S mit  $p = .264$ . Darüber hinaus wird die Analyse über non-parametrische Verfahren mittels Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben durchgeführt, wobei ebenfalls für das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen eine signifikante Verbesserung ( $p = .011$ ) des subjektiven Befindens ermittelt wird.

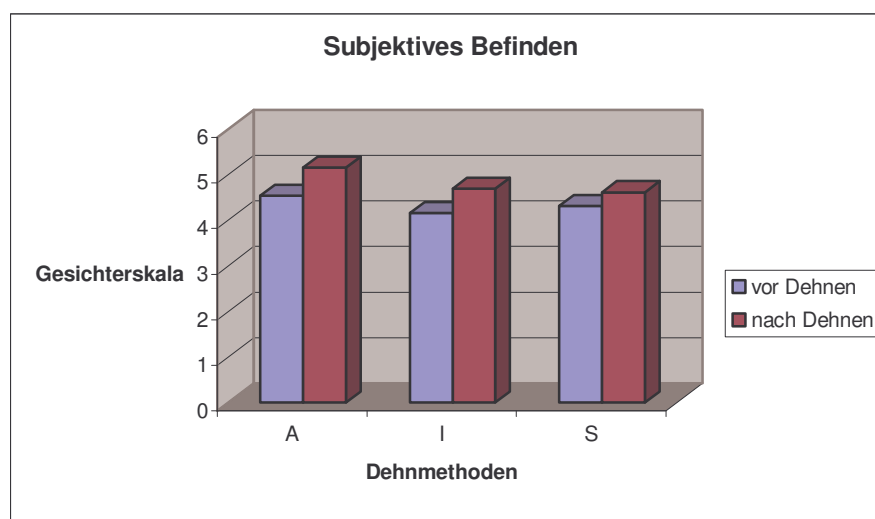


Abb. 7-14: Angaben zum subjektiven Befinden vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

## (5) Klärung der Hypothese 2

Demnach kann die Hypothese 2 insofern angenommen werden, dass sich die Versuchspersonen nach dem Dehnprogrammen subjektiv besser fühlen. Die Dehnmethoden unterscheiden sich dabei nicht in ihrer Wirkung, auch wenn sich das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen als günstiger erweist.

## 7.4 Diskussion der Ergebnisse

In der Untersuchung sollte die Wirkung verschiedener Dehnmethoden auf darauffolgende Maximalkraft- und Schnellkraftleistungen der Oberschenkelmuskulatur untersucht werden. Für die Ergebnisse sind hauptsächlich morphologisch-biomechanische, nervale, energetische und motivationale Einflussfaktoren verantwortlich, die mehr oder weniger durch ein vorgeschaltetes, kurzzeitiges Dehnprogramm im Rahmen des Aufwärmens beeinflusst werden können.

### (1) Wirkung der Dehnmethoden

Anhand der Ergebnisse kann *kein* unterschiedlicher Einfluss der drei angewandten Dehnmethoden auf die Kraftentfaltung festgestellt werden.

Alle erhobenen dynamischen und statischen Kraftparameter wie muskuläre Leistung, Maximalkraft, exzentrische Maximalkraft (Absolutkraft), maximale Explosivkraft, mittlere Explosivkraft, relative Explosivkraft des M. quadriceps fem. und M. biceps fem. weisen keine signifikante Veränderung nach den drei Dehnmethoden auf.

### *Statisches Dehnen*

Das statische Dehnen wird bei fast allen Versuchspersonen regelmäßig im Rahmen des Aufwärmens zum Training oder Wettkampf und in zusätzlichen Dehneinheiten angewendet. Die Dehndauer der einzelnen Übung beträgt bei den Versuchspersonen im Training durchschnittlich 16 Sekunden (bei 1 bis 2 Serien). Dies stimmt mit der in der Untersuchung verwendeten - also praxisnahen - Dehndauer von 15 Sekunden gut überein.

Die Versuchspersonen äußerten sich zum Stretching zur Vorbereitung auf darauffolgende Kraftbelastungen folgendermaßen:

„hierbei wird der Muskel zu wenig warm“, „dieses Dehnen macht müde“, „die explosive Spannung im Muskel wird dadurch viel weniger“, „die Dehnungen wirken ermüdend auf mich“, „ich fühle mich viel schlapper danach“, „Stretching macht den Muskel schlaff“, „Stretching ist nicht förderlich für die Kraft“.

Manche Probanden fühlten sich erst nach dem Dehnen leistungsfähiger - „dabei werde ich lockerer“. Die Angst sich zu verletzen ist nach dem Dehnen verringert. Da das Aufwärmen für viele Sportler ritualisiert ist (MAEHL 1986, 75f) und das Dehnen darin seinen festen Platz hat, ist es erstaunlich, dass auf Nachfrage das statische Dehnen teilweise auch negativ empfunden wird.

Nach einer bekannten (und beliebten) Dehnmethode kann die Motivation größer sein, anschließend hohe Krafteinsätze zu realisieren. Dies würde für die geringfügig besseren Leistungen für einige Kraftparameter nach Stretching sprechen (z. B. höhere Mittelwerte für die exzentrische Maximalkraft und kürzere Zeiten für die relative Explosivkraft) als nach den beiden anderen Methoden.

### *Dynamisches Dehnen*

Dynamisches Dehnen wird bei 46,2% der Probanden in der Regel je nach folgendem Trainingsinhalt/-schwerpunkt in das Aufwärmprogramm integriert. Da es längere Zeit als unangemessene Form des Dehnens angesehen wurde (s. Kap. 3.3), werden neuerdings die Vorzüge, wie der Förderung der intermuskulären Koordination und des zusätzlichen Aufwärmeffekts, wieder erkannt und im Training in Form von Schwunggymnastik oder intermittierender Methode angewendet. Die Meinungen der Versuchspersonen zum intermittierenden Dehnen, also dem Dehnen mit kleinen rhythmischen Bewegungen mit geringer Amplitude, können folgendermaßen aufgelistet werden:

„man wird lockerer“, „der Muskel wird sehr schnell warm, wesentlich besser als bei den anderen Methoden“, „angenehmes Dehnen“, „danach fühle ich mich spritziger“, „das macht mich viel spritziger als Stretching“, „das ist ganz gut zum Warmhalten - weniger zum Aufwärmen geeignet“, „dadurch fühle ich mich eher angespannter“, „ich spüre ein Säuern im Muskel danach - nicht angenehm“. Auch wenn diese Dehnmethode teilweise als adäquater vor einer darauffolgenden Kraftbelastung eingeschätzt wird, zeigt sich dies nicht in besseren Kraftwerten als bei den anderen Methoden.

Der größere Aufwärmeffekt durch die Reibung beim ständigen Wechsel zwischen Dehnung und Entdehnung beim dynamischen Dehnen haben keine Steigerung der Kraftleistungen gegenüber den anderen Methoden zur Folge. Eine positive Beeinflussung der koordinativen Prozesse ist für die dynamische Maximalkraft über die fünf verschiedenen Geschwindigkeitsstufen statistisch nicht nachweisbar. Die Gesamtmittelwerte von I und S liegen bei allen Geschwindigkeitsstufen über dem von A, sie unterscheiden sich jedoch nicht überzufällig.

KOKKONEN/NELSON (1996) konnten nach statischem Dehnen der Beinmuskulatur signifikant schlechtere Ergebnisse der Maximalkraft als nach dynamischen Dehnen feststellen, was in der vorliegenden Untersuchung nicht bestätigt werden kann. Weitere Angaben zum Umfang (20 Minuten) und zur Ausführung des „ballistic stretching“ wurden nicht gemacht. Darüber hinaus wurde der Krafttest erst 10 Minuten nach Beendigung des Dehnprogramms vollzogen. Deshalb können die beiden Untersuchungen nur bedingt miteinander verglichen werden.

Aus physiologischer Sicht scheinen dynamische Dehnungen im Aufwärmen sinnvoller zu sein, denn „leichte federnde Dehnungen können das Aufwärmprogramm allerdings unterstützen, indem sie den Muskel vorsichtig im endgradigen Bereich belasten“ (IDE 2002, 1099). Ob die Grenze zur Überdehnung bzw. Schädigung des Muskels bei unkontrollierter Ausführung von dynamischen Dehnübungen leichter überschritten werden kann als bei statischem Dehnen (THIENES 2000, 79), sei dahin gestellt. Auch bei intensivem statischen Dehnen kann im Rahmen des Aufwärmens die Belastungsgrenze der passiven Elemente überschritten und kleinste Verletzungen verursacht werden (vgl. WIEMANN/KLEE 2000, 9). Wird die dynamische Dehnprozedur wiederholt über einen längeren Zeitraum durchgeführt, so wie es AVELA/KYRÖLÄINEN/KOMI (1999) mit dem M. triceps surae über 1 Stunde testeten, so sinkt die isometrische Maximalkraft erheblich um 23,4%.

Insgesamt erscheint die Anwendung von dynamischen Dehnübungen sicherlich empfehlenswert:

„Die einzelnen Übungen müssen vor einer optimalen Wirksamkeit sowohl hinsichtlich der präzisen Ausführung als auch bezüglich der eingesetzten Intensität (vor allem Geschwindigkeit der Bewegung und Krafteinsatz) erlernt werden. Der damit verbundene Gewinn an motorischer Steuerungsfähigkeit und Bewegungsgefühl ist dabei in jedem Fall auch als positive Wirkung dieser Form des Beweglichkeitstrainings zu bewerten“ (THIENES 2000, 79).

### *Anspannungs-Entspannungs-Dehnen*

Die Bewegungsausführung des Anspannungs-Entspannungs-Dehnen ist etwas anspruchsvoller, weshalb diese Methode seltener angewendet wird. Für einige der Versuchspersonen war diese Dehnmethode neu. Die Vorzüge dieser Dehnmethode sind der leicht kräftigende Effekt durch die vorgeschaltete Kontraktionsphase (Erregung der Gamma-Fasern) und die nachfolgende bewusste Entspannung, die eine Vergrößerung des Bewegungsausmaßes ermöglichen soll.

Durch kurze maximale Kontraktionen einzelner Muskeln bzw. Muskelgruppen kann eine sog. posttetanische Potenzierung ausgelöst werden (GÜLLICH/SCHMIDTBLEICHER 1995, 1997). Daraus resultiert eine für Minuten erhöhte Reizübertragung und Reizfortleitung, die leistungssteigernd für darauffolgende maximale und explosive Krafteinsätze ist. Ob die Kontraktionsphase des zu dehnenden Muskels zu einer posttetanischen Potenzierung führt ist fraglich. Insgesamt könnten dadurch und auch wegen des kurzzeitigen Spannungsanstiegs im Muskel günstigere Bedingungen für anschließende Krafteinsätze vorliegen als nach den anderen Methoden. Die Sportler empfanden die Wirkung dieser Dehnmethode unterschiedlich: „Danach habe ich keine gute Kraftleistung“, „das macht den Muskel schlaff“, „ich werde locker, fitter dadurch“ und „das hilft mir, um richtig warm zu werden“.

Aus statistischer Sicht können jedoch keine höheren Krafteinsätze nach dem Anspannungs-Entspannungs-Dehnen gegenüber den anderen Methoden festgestellt werden. Dieses Ergebnis bestätigt die Untersuchung von YOUNG/ELLIOTT (2001). Hier wurde das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen mit dem statischen Dehnen verglichen, wobei sich beide Dehnmethoden ebenfalls nicht in ihrer Wirkung unterschieden. Kriterium war die Vertikalsprungkraft, welches einen Vergleich der Untersuchungen allerdings nur bedingt zulässt.

Darüber hinaus liegen keine Forschungsergebnisse vor, die die Wirkung des Anspannungs-Entspannungs-Dehnen auf Kraftparameter thematisiert haben.

Obwohl sich das subjektive Befinden besonders nach der Anspannungs-Entspannungs-Methode steigerte, kann sich dies nicht in besseren Kraftwerten niederschlagen. Oder anders gesagt, die entspannende Wirkung des Dehnens verhinderte, trotz besserem Wohlbefinden, höhere Krafteinsätze als nach den anderen Methoden zu erbringen. Dazu passt die Bemerkung einer Versuchsperson:

„Durch Dehnen, egal nach welcher Methode, werde ich eher schlapper!“

Die Verbesserung des subjektiven Befindens der Versuchspersonen tritt nach allen Dehnmethoden ein, interessanterweise auch nach dem dynamischen Dehnen. Wenngleich die entspannende Wirkung hauptsächlich dem Stretching zugeschrieben wird (vgl. STERNAD 1987, 29). Auch bei SCHNEIDER/WYDRA (2001) führte Stretching als aktive physische Entspannungsform zu einer Verbesserung verschiedener Dimensionen der Befindlichkeit. Bei den untersuchten Freizeitsportlerinnen ergaben sich ebenfalls nach Stretching hochsignifikante Verbesserungen der Stimmung mit Ausnahme der Dimension „Aktiviertheit“.

Aus der sportlichen Praxis ist bekannt, dass statisches Dehnen eher dämpfend als aktivierend wirkt. Im Rahmen des Aufwärmens sollte dieser Aspekt nicht unberücksichtigt bleiben. Ein zu niedriger Aktivierungsgrad des ZNS kann zu einer „Verlangsamung der Bewegungen und zu ungenügender Kraftentwicklung“ (AHONEN/LAHTINEN/SANDSTRÖM/POGLIANI/WIRHED 1994, 53) führen. ROTHE (1993) bestätigte, dass durch Stretching im Rahmen des Aufwärmens das Aktivierungsniveau signifikant reduziert wird - im Gegensatz zu intensiv dynamischen Aufwärminhalten.

Zusammengefasst kann also festgehalten werden, dass sich insgesamt kein statistisch signifikanter Unterschied in der Wirkung der drei Dehnmethoden auf die betrachteten Maximalkraft- und Schnellkraftparameter nachweisen lässt, was evtl. auf den geringen Umfang der Belastungsreize zurückzuführen ist. Alle Dehnmethoden führen schließlich zu einer Verbesserung des subjektiven Befindens, wobei sich hier das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen hervorhebt.

Nachdem sich keine überzufälligen Unterschiede in der Wirkung der drei Dehnmethoden zeigen, sollen als mögliche Begründung methodologische Aspekte behandelt werden.

## (2) Methodologische Aspekte

### *Umfang der Dehnmethoden*

Kurzzeitige Dehneffekte ergeben sich bei „Behandlung“ der Muskel-Sehnen-Einheit, die vom Umfang und Intensität des jeweiligen Dehnprogramms abhängt. Aus Stretching-Experimenten ist bekannt, dass Dehneffekte hauptsächlich an parallel- und serienelastischen Strukturen bei Umfängen mit mehreren Serien und Dehndauern von 10-60 Sekunden und mehr eintreten. Vor allem die mechanischen Veränderungen, wie der Veränderung der Spannung des Muskels und der Sehnenelastizität, können die Krafterzeugung dadurch mindern.

Deshalb weisen verschiedene Autoren (vgl. PAPAGEORGIOU/PFEIFFER 1990, KÜN-NEMEYER/SCHMIDTBLEICHER 1997, BUNZ 1994, ALBRECHT/MEYER/ZAHNER 1997 u.a.) darauf hin, dass vor Kraft- bzw. explosiven Belastungen die Dehndauer nicht zu lange und der Umfang nicht zu groß sein sollte. Dies wurde in der U1 realisiert. Die gewählten Belastungsnormative der Dehnmethoden waren in dieser Form eventuell zu gering, um signifikante Ergebnisse zu erzielen bzw. um große Effekte nachzuweisen.

### *Einfluss der Tagesform*

Die maximale und explosive Kraftentfaltung ist wesentlich von der Motivation und Konzentration der Versuchsperson abhängig (MÜLLER 1987, 88f). Deshalb muss die Tagesform als wichtiger Einflussfaktor bei Kraftdiagnose-Messungen immer berücksichtigt werden. Es wurde darauf geachtet, dass jede Versuchsperson an jedem Testtag das maximale Kraftniveau bei maximalen Kraftanstieg bei jedem Versuch erreichen sollte. Jedoch die Tagesform, d. h. wie sehr sich der Sportler konzentrieren und motivieren kann oder will, kann die Effekte der Dehnmethoden überlagern. Diese Störvariable ist jedoch nur schwer einzugrenzen.

### *Messmethodik*

Ein möglicher Gewöhnungseffekt bzgl. der Messvorrichtungen liegt in gewissem Maße bei Messwiederholungsdesigns vor. Da die Testübung an sich geringe koordinative Anforderungen stellt (vgl. TUSKER 1994), wird deren Einfluss als minimal eingeschätzt. Die Anwendung der drei Dehnmethoden erfolgte zufällig, so dass ein Reihenfolgeeffekt ebenfalls ausgeschlossen werden kann. Eine Veränderung des Kraftniveaus kann aufgrund der Versuchsanordnung (die drei Testtage liegen innerhalb von zwei Wochen) nicht angenommen werden. Die Sportler betrieben schon seit einigen Jahren regelmäßig Krafttraining. Sie befanden sich alle in der ersten Vorbereitungsperiode und vollzogen schwerpunktmäßig Hypertrophietraining.

### *Aufwärmprogramm*

Das 10-minütige Ergometerfahren könnte für Leistungssportler aus der Leichtathletik kein optimales Verfahren zur allgemeinen Erwärmung darstellen. Trotzdem wurde auf das Laufen zum Aufwärmen verzichtet, um Überlagerungseffekte zu vermeiden. Damit der Einfluss des Aufwärmens und des Dehnens näher bestimmt werden kann, wäre die Erfassung von Krafttests im unaufgewärmten Zustand interessant. In Vortests wurde jedoch deutlich, dass Leistungssportler Angst vor Verletzungen durch unaufgewärmte Krafttests hatten und deshalb keine verwertbaren Daten erhoben werden konnten. Erst nach dem Dehnprogramm hatten die Sportler eher „das Gefühl richtig aufgewärmt“ bzw. für den Krafttest vorbereitet zu sein.

## **7.5 Zusammenfassung**

In der Untersuchung wurde an 13 Leistungssportlern (Sprinter/Mehrkämpfer) aus der Leichtathletik die Wirkung von 3 verschiedenen Dehnmethoden auf maximale, explosive und schnellkräftige Krafteinsätze der Oberschenkelmuskulatur am sog. Drehmomentmessstuhl untersucht. An 3 verschiedenen Testtagen wurden nach einem 10-minütigen allgemeinen Aufwärmen auf dem Fahrradergometer jeweils 6 Dehnübungen für die Hüft- und Beinmuskulatur mit einer Dehndauer von 15 Sekunden für jedes Bein nach drei Dehnmethoden absolviert. Anhand der 1faktoriellen Varianzanalyse können keine signifikanten Unterschiede zwischen der Wirkung der Anspannungs-Entspannungs-Methode, der intermittierenden und der statischen Dehnmethode festgestellt werden. Die möglichen Vorteile der Anwendung des dynamischen Dehnens (Aufwärmeeffekt, Koordinationsverbesserung etc.) und Anspannungs-Entspannungs-Dehnens (Kräftigungseffekt, Spannungsanstieg etc.) zeigen sich nicht in höheren Krafteinsätzen gegenüber der statischen Methode.

Das subjektive Befinden, das anhand einer 7-stufigen Gesichterskala zusätzlich vor und nach dem Dehnen erfasst wurde, hat sich allerdings signifikant nach dem Dehnen nach allen Methoden verbessert.

## 8 Untersuchung 2 (U2): Der Einfluss von drei Dehnmethoden auf die Reaktivkraft der Beinmuskulatur von Leistungssportlern

### 8.1 Fragestellung

Die Reaktivkraft wird neben der Maximalkraftfähigkeit und der schnellen Kontraktionsfähigkeit (Explosivkraft) wesentlich von der reaktiven Spannungsfähigkeit bestimmt. Die reaktive Spannungsfähigkeit wird wiederum von der Muskelstiffness, der Sehnenelastizität und von neuronalen Bedingungen (Voraktivität, Dehnungsreflex, Aktivitätsreduktion) beeinflusst. Durch die Speicherung und Wiedergewinnung von Energie aus den elastischen Teilen des Muskel-Sehnen-Komplexes, sowie der Auslösung des Muskeldehnungsreflexes in der exzentrischen Phase eines DVZ wird eine Leistungssteigerung gegenüber rein konzentrischen Muskelaktionen erreicht (vgl. EHLENZ/GROSSER/ZIMMERMANN 1998, 71; SCHMIDTBLEICHER 1884a, 1789; NEUBERT 1999, 10).

Aus theoretischen Überlegungen ist eine Beeinflussung der Reaktivkraft bzw. reaktiven Spannungsfähigkeit, insbesondere der Sehnenelastizität durch eine „Vorbehandlung“ über Dehnungsübungen möglich (vgl. Kap 5.2). Somit wäre auch eine Reduktion der Stiffness denkbar. Bei nachhaltigen Dehneffekten (Creeping, Relaxation, Hysterese) kann durch die plastische Veränderung im Muskel-Sehnen-Komplex weniger Widerstand gegenüber dehrenden Kräften in der exzentrischen Phase des DVZ entgegengebracht werden und letztendlich weniger Energie in den elastischen Strukturen gespeichert werden. Bei höheren Dehnungsbelastungen im Rahmen des DVZ, d.h. nach Sprung von einer größeren Fallhöhe, wäre zu erwarten, dass dadurch eine geringere Spannungsenergie in den konzentrischen Teil der Bewegung übertragen werden kann.

In den bisher durchgeführten Untersuchungen von PACHECO (1957), BAUM/ESSFELD/KLEINE/QUADE (1990), HENNIG/PODZIELNY (1994), WIEMEYER (2001) und YOUNG/ELLIOTT (2001) fehlen Vergleiche von kurzfristigen Effekten nach verschiedenen Dehnmethoden und deren Einfluss auf das Reaktivkraftverhalten. Da dieses Ergebnis besonders für den Leistungssport von Bedeutung ist, sollte eine Untersuchung an trainierten Versuchspersonen vorgenommen werden.

Die angenommenen Unterschiede in der Wirkung der drei Dehnmethoden wurden bereits in Kap.3.3 und 3.4, sowie in U1 beschrieben.

Die Fragestellungen in dieser Untersuchung lauten:

1. Welchen Einfluss hat ein Dehnprogramm auf die Reaktivkraft der Beinmuskulatur bei Leistungssportlern?
2. Wie wirken sich dabei drei unterschiedliche Dehnmethoden aus?
3. Welchen Einfluss haben die Dehnmethoden auf die Reaktivkraft in Abhängigkeit von der Niedersprunghöhe?



Folgende Hypothesen werden aufgestellt:

- Hypothese 1: Die drei Dehnmethoden unterscheiden sich hinsichtlich ihrer unmittelbaren Wirkung auf die darauffolgende Reaktivkraftleistung.
- Hypothese 2: Ein Dehnprogramm mit geringem Umfang beeinflusst die darauffolgende Reaktivkraftleistung.

## 8.2 Untersuchungsmethodik

Für diese Untersuchung wurde ein Design mit kompletter Messwiederholung angewendet. Hierzu wurden alle Versuchspersonen vor und nach einem Dehnprogramm nach drei unterschiedlichen Dehnmethoden jeweils einem Reaktivkrafttest unterzogen (s. Abb. 8-1).

### 8.2.1 Stichprobe

Die Stichprobe bestand aus 11 Leichtathleten, hauptsächlich Springern und Mehrkämpfern, die im Raum München trainierten. Von den 4 weiblichen und 7 männlichen Versuchspersonen hatten 6 Personen nationales Leistungsniveau (= Teilnahme an deutschen Meisterschaften, davon 3 in der deutschen Spitze) und 5 regionales Leistungsniveau (= Teilnahme an bayerischen Meisterschaften). 10 Sportlerinnen und Sportler (3 Frauen und 7 Männer) nahmen bereits an der ersten Untersuchung teil.

Alle Vpn waren klinisch gesund, hatten im Untersuchungszeitraum keine Verletzungen und erklärten sich freiwillig zur Teilnahme bereit. Im Rahmen der Jahresperiodisierung waren alle Athleten in der ersten Etappe der Vorbereitungsperiode einzustufen.

Die statistischen Kennwerte der Stichprobe sind der folgenden Tabelle zu entnehmen.

Tab. 8-1: Mittelwerte der Stichprobe der U2 (n = 11).

	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)
Männer n = 7	27	183,4	77,0
Frauen n = 4	22	173,5	66,8
Gesamt n = 11	24,8	179,8	73,3

### 8.2.2 Versuchsplan

Als Testform zur Abschätzung der Reaktivkraft werden Tiefhochsprünge aus unterschiedlichen Höhen von einem Podest auf eine Kraftmessplatte ausgeübt mit der Vorgabe, sofort schnell-prellend und möglichst hoch wieder abzuspringen. Damit wird die Fähigkeit der Kraftumsetzung im schnellen DVZ (Kontaktzeit unter 200 ms) abgeschätzt.

Die Bestimmung der Kraftparameter vor und nach den Dehnübungen nach drei verschiedenen Dehnmethoden wurde an drei unterschiedlichen Testtagen durchgeführt. Die Testtage lagen innerhalb von zwei Wochen mit mindestens 2 Tagen Abstand zwischen jedem Testtag. Die Reihenfolge der 3 verschiedenen Dehnmethoden A, I und S wurde vor der ersten Messung für jede Versuchsperson ausgelost. Allen Versuchspersonen wurde das Ziel der Untersuchung, das Messgerät und die Messmethode hinreichend genau erläutert.

Die Probanden sollten die Trainingseinheiten am Vortag der Untersuchungstermine jeweils möglichst gleich gestalten. Außerdem wurden sie angewiesen, an den drei Testtagen keine sportlichen Aktivitäten vor den Messungen zu vollziehen.

Der Ablauf der Testprozedur war an allen drei Untersuchungsterminen der gleiche. Die Gesamtdauer eines Untersuchungstermins betrug ca. 40 Minuten pro Versuchsperson.

Vor Beginn der Tests machten die Versuchspersonen Angaben zu ihren Dehngewöhnheiten und ihrem persönlichen Dehntraining, die schriftlich erfasst wurden (s. Kap. 15.5 Anhang). Bereitwillige und konzentrierte Mitarbeit der Probanden konnte vorausgesetzt werden, da die Leistungssportler an einer exakten Reaktivkraftdiagnose sehr interessiert waren.

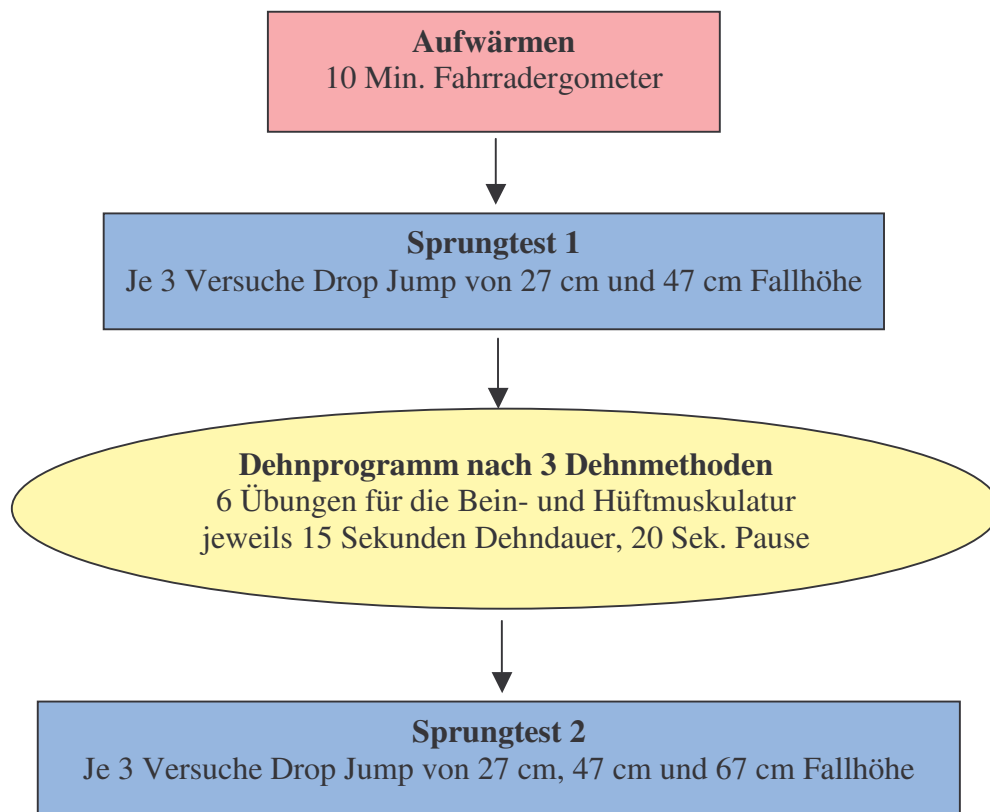


Abb. 8-1: Versuchsplan der U2 ( $n = 11$ ).

- **Aufwärmen**

Die Vpn wärmten sich 10 Minuten am Fahrradergometer auf. Bei der Geschwindigkeit von 1 Watt/Kilogramm Körpergewicht wurde ein Erwärmen der Beinmuskulatur und eine allgemeine Aktivierung des Herz-Kreislauf-Systems angestrebt. Die Pulsfrequenz sollte zwischen 130 und 150 Schläge/Minute liegen und wurde mit Pulsmesser kontrolliert. So war gewährleistet, dass alle Vpn die gleichen Aufwärmbedingungen hatten.

- **Sprungtest 1**

Nach dem Aufwärmen wurde der Vortest (= vor dem Dehnen) mit jeweils 3 Tiefhochsprüngen von den Fallhöhen 27 cm und 47 cm auf die Kraftmessplatte durchgeführt.

Die Anweisung zur Ausführung des Drop Jump lautete: „Lass dich nach vorne-unten fallen und spring möglichst schnell nach oben ab.“ Auch wenn Drop Jumps zum Trainingsinhalt

von Springern, Sprintern und Mehrkämpfern gehören, wurde jeder Versuchsperson genügend Gewöhnungszeit zu Beginn der Untersuchung an die Laborsituation gestattet. Die DJs wurden jeweils mit Schuhen gesprungen, die Landung sollte auf dem Ballen erfolgen. Armeinsatz war erlaubt, ist jedoch aufgrund der schnellen prellenden Ausführung nur bedingt möglich. Die Pausendauer zwischen den einzelnen Versuchen konnte individuell bestimmt werden.

- **Dehnprogramm**

Anschließend wurde das aus 6 Dehnübungen bestehende Dehnprogramm ausgeführt. Das Dehnprogramm für U2 ist identisch mit dem von U1, allerdings mit umgekehrter Reihenfolge der Dehnübungen. Die ausführliche Beschreibung und Darstellung der Übungen ist im Anhang (Abb. 15-6 bis 15-1) zu finden.

Folgende Muskeln bzw. Muskelgruppen wurden nach den vorher ausgelosten Methoden A, I oder S jeweils 15 Sekunden gedehnt:

1. M. quadriceps femoris,
2. Mm. ischiocrurales,
3. Mm. adductores,
4. M. gluteus maximus,
5. M. soleus,
6. M. gastrocnemius.

Mit dem Wechsel der Ausgangspositionen dauerte das Dehnprogramm ca. 10 Minuten.

- **Sprungtest 2**

Sofort nach dem Dehnen wurde ohne Probesprünge und ohne Lockerung der Muskulatur der Nachtest (= nach dem Dehnen) mit je drei DJs aus den Fallhöhen 27 cm, 47 cm, und 67 cm durchgeführt.

### 8.2.3 Testgerät und Variablenauswahl

Die Messung der Kennwerte der Reaktivkraft im Rahmen des DJ wurde an der Kraftmessplatte durchgeführt (s. Kap 6.2). Die Versuchspersonen stellten sich auf ein Podest mit höhenverstellbaren Absprung-Platten, das eine Einstellung der Fallhöhe von 27 cm, 47 cm und 67 cm erlaubte. Mittels Drop Jumps sollten kurze Kontaktzeiten und große Sprunghöhen erreicht werden.

Folgende Reaktivkraftparameter wurden ermittelt:  
(Kürzel, Parameter, evtl. Beschreibung, Einheit)

SH	Sprunghöhe (cm)
t	Kontaktzeit (ms)
rP	relative Leistung (Leistung auf die Körpermasse bezogen) (Watt/kg)
mK	maximale Kraft (N)

### 8.3 Ergebnisse

Die Reproduzierbarkeit der erhobenen Messwerte wird anhand des Intraclass-Korrelationskoeffizienten bestimmt. Über die Reliabilitätsanalyse ergeben sich sehr gute bis ausgezeichnete Reliabilitätskoeffizienten zwischen  $0.92 \leq r \leq 0.98$  (s. folgende Tabelle).

Tab. 8-2: Ergebnisse der Berechnung des Intraclass-Korrelationskoeffizienten der Reaktivkraftparameter aus drei Versuchen Drop Jump 27, 47, 67 ( $n = 11$ ).

	Parameter	Koeffizient
DJ 27		
	SH	0.9748
	t	0.9259
	mK	0.9615
DJ 47		
	SH	0.9818
	t	0.9205
	mK	0.9166
DJ 67		
	SH	0.9351
	t	0.9546
	mK	0.9583

Es zeigt sich, dass insgesamt die Messergebnisse hinreichend reliabel sind und eine hohe Stabilität der einzelnen Messwerte gegeben ist. Die Ergebnisse decken sich mit den Reliabilitätsangaben bei Untersuchungen von GOLLHOFER (1987), FRICK (1993), KIBELE (1995) und NEUBERT (1999).

Interindividuelle Unterschiede hinsichtlich des Ausgangsniveaus können aufgrund der Zusammensetzung der Stichprobe erwartet werden. Die Überprüfung, ob die beiden Untergruppen Männer/Frauen aus derselben Grundgesamtheit stammen, ergibt für keinen der ausgewählten Parameter signifikante Mittelwertsunterschiede mittels t-Test für unabhängige Stichproben (s. Tab. 15-23 Anhang). Deshalb dürfen die beiden Gruppen unbedenklich in eine zusammengefasst werden. Da es sich hier um die individuellen Veränderungen der Parameter durch das Treatment Dehnen handelt, wird auf eine weitere Differenzierung bzgl. des Geschlechts nicht eingegangen.

54,5% der Versuchspersonen gestalten normalerweise das Aufwärmprogramm für ihr Training folgendermaßen: Nach einem Einlaufen über 10-15 Minuten folgen Dehnübungen in Form von statischem Dehnen (Stretching), anschließend dynamische Übungen und/oder Koordinationsübungen. 45,5% wenden nach dem Einlaufen ganz gezielt Stretching oder dynamisches Dehnen in Form von Schwunggymnastik an, je nach Trainingsinhalt der folgenden Trainingseinheit. Es zeigt sich also, dass fast die Hälfte der Versuchspersonen die Dehnmethode im Rahmen des Aufwärmens differenziert anwendet.

Die Dehndauer im Rahmen des Aufwärmens beträgt zwischen 5 und 40 Sekunden pro Übung (Mittelwert 14,5 Sek.). Die häufigsten Nennungen liegen bei 10 Sekunden bei 1 bis

2 Serien. 5 Vpn absolvieren zusätzliche Dehneinheiten nach dem Training oder in einer eigenen Trainingseinheit, so dass durchschnittlich 6 Dehneinheiten ausgeführt werden.

(1) Analyse der Mittelwerte

Der Vergleich der Kennwerte vor und nach dem Dehnen ist den Tabellen 15-17 bis 15-19 und 15-24 (s. Anhang) zu entnehmen.

Die Ergebnisse der Varianzanalysen der Mittelwerte aus drei Versuchen sind den folgenden Tabellen zusammengestellt. Mit dem Faktor Dehnmethode werden die Ergebnisse der Sprungtests nach A, I und S untereinander verglichen. Mit dem Faktor Dehnstatus werden die Veränderungen der Reaktivkraftparameter vor und nach dem Dehnen untersucht.

Tab. 8-3: Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethode auf die Reaktivkraftparameter anhand der Mittelwerte aus 3 Versuchen Drop Jump 27, 47 ( $n = 11$ ).

DJ 27	Dehnmethode		Dehnstatus		Dehnmethode * Dehnstatus	
	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
Variable						
SH	.201	n.s.	.035	sig.*	.616	n.s.
t	.863	n.s.	.102	n.s.	.306	n.s.
rP	.211	n.s.	.106	n.s.	.159	n.s.
mK	.809	n.s.	.400	n.s.	.275	n.s.
DJ 47	Dehnmethode		Dehnstatus		Dehnmethode * Dehnstatus	
	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
Variable						
SH	.363	n.s.	.069	n.s.	.255	n.s.
t	.981	n.s.	.554	n.s.	.284	n.s.
rP	.616	n.s.	.266	n.s.	.063	n.s.
mK	.862	n.s.	.493	n.s.	.731	n.s.

Tab. 8-4: Ergebnisse der 1faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethode auf die Reaktivkraftparameter anhand der Mittelwerte aus 3 Versuchen Drop Jump 67 ( $n = 11$ ).

DJ 67	Dehnmethode	
	p-Wert	Signifikanz
Variable		
SH	.544	n.s.
t	.593	n.s.
rP	.975	n.s.
mK	.210	n.s.

Da sich aus der Analyse der Mittelwerte keine wesentlichen Erkenntnisse ergeben, die über die des besten Versuchs hinausgehen, werden die Ergebnisse nur zusammengefasst und ohne Grafiken aufgeführt. Die Analyse der besten Werte wird detaillierter dargestellt.

## Sprunghöhe

Bei der Niedersprunghöhe von 27 cm bewirkt das Dehnen eine Reduzierung der Sprunghöhe, um -4,9% bei A, um -8,4% bei I und um -6,4% bei S. Bei 47 cm sind es -9,6% nach A, -7,4% nach I und -2,8% nach S.

Die Varianzanalyse ergibt einen signifikanten Effekt für den Faktor Dehnstatus ( $p = .035$ ), d.h. nach dem Dehnen können die Werte des Vortests bei Niedersprunghöhe 27 cm nicht mehr erreicht werden. Der leistungsmindernde Effekt des Dehnens kann von der Fallhöhe 47 cm nicht mehr nachgewiesen werden, denn hier wird ein signifikantes Ergebnis knapp verfehlt ( $p = .069$ ). Da die Sprünge von 47 cm nach denen von 27 cm durchgeführt wurden, könnte das darauf hindeuten, dass die Wirkung des Dehnens nach mehreren reaktiven Sprüngen nachlässt. Jedoch ist kein Unterschied bzgl. der Wirkung der verschiedenen Methoden festzuhalten, denn weder der Faktor Dehnmethode noch die Interaktion zwischen Dehnmethode und Dehnstatus weisen signifikante Ergebnisse aus.

## Bodenkontaktzeit

Die mittleren Kontaktzeiten der Vpn liegen bei DJ 27 vor dem Dehnen zwischen 146 und 150 ms, nach dem Dehnen bei 146 ms, für DJ 47 vor dem Dehnen bei 150-152 ms, nach dem Dehnen zwischen 150 bis 151 ms. Die Vpn weisen durchschnittlich Kontaktzeiten auf, die dem kurzen Zeitprogramm zuzuordnen sind. Die meisten Werte sind zwischen 123 ms und 173 ms, was auf einen guten Trainingszustand der Versuchspersonen deuten lässt.

Die Ergebnisse zeigen geringfügige Verkürzungen der durchschnittlichen Kontaktzeiten nach dem Dehntreatment. Die prozentualen Differenzen fallen relativ gering aus: bei DJ 27 ergeben sich kürzere Kontaktzeiten nach A um -2,1%, nach I um -1,2%, nach S um +0,6% längere Bodenkontaktzeiten. Bei der Niedersprunghöhe 47 cm schwanken die Differenzen zwischen +0,6% längeren (nach I) und -1,4% kürzeren (nach S) Sprungdauern.

Die 2faktorielle Varianzanalyse ergibt keine signifikanten Effekte über die Faktoren Dehnstatus und Dehnmethode, noch deren Interaktion.

Werden die Ergebnisse nach dem Dehnen betrachtet, so scheint es so, dass die Kontaktzeiten beibehalten werden bzw. leicht verbessert werden, jedoch auf Kosten einer reduzierten Sprunghöhe.

## Relative Leistung

Zur Beschreibung der reaktiven Sprungkraftleistung wird der Parameter relative Leistung herangezogen, in dessen Berechnung die Sprunghöhe und die Kontaktzeiten sowie die verschiedenen Niedersprunghöhen mit einfließen (s. Kap 6.2).

Die Sprungleistungen von der Niedersprunghöhe von 27 cm sind nach dem A-Dehnen um +0,2% verändert, nach I um -3,0%, nach S -4,0% verringert. Bei DJ 47 sind niedrigere Werte um -2,3% nach A, um -3,0% nach I zu verzeichnen, nach S eine geringfügige Steigerung um +0,8%.

Aus der 2faktoriellen Varianzanalyse resultiert kein signifikanter Effekt bzgl. der Faktoren Dehnstatus und Dehnmethode, d.h. die relative Leistung wird durch das Dehntreatment nicht wesentlich beeinflusst (DJ 27: Dehnstatus  $p = .106$ , Dehnmethode  $p = .211$ , Dehnmethode\*Dehnstatus  $p = .159$ ; DJ 47: Dehnstatus  $p = .266$ , Dehnmethode  $p = .616$ , Dehnmethode\*Dehnstatus  $p = .063$ .) Die leichten Verbesserungen bzw. Verschlechterungen können statistisch gesehen nicht den Dehnmethoden zugeschrieben werden.

## Maximale Kraft

Die Bodenreaktionskräfte - erfasst im Parameter maximale Kraft - werden durch das Dehnen nur geringfügig verändert: bei DJ 27 zwischen -0,8% und +2%, bei DJ 47 zwischen +0,3% und +1,8%.

Die Faktoren Dehnstatus und Dehnmethode zeigen keinerlei signifikante Effekte.

### (2) Analyse der Bestwerte

Im Folgenden wird die Wirkung des Dehnens auf das momentane Leistungsmaximum der Reaktivkraft der Versuchspersonen analysiert, indem die jeweils besten Werte der einzelnen Parameter aus den drei Versuchen in die Berechnung einbezogen werden. Grafiken zu den besprochenen Parametern sollen die Aussagen veranschaulichen.

Der Vergleich der Kennwerte vor und nach dem Dehnen ist den Tabellen 15-20 bis 15-22 und 15-25 (s. Anhang) zu entnehmen.

Die Ergebnisse der Varianzanalysen sind in den beiden folgenden Tabellen zu finden.

Tab. 8-5: Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Reaktivkraftparameter anhand der Bestwerte aus 3 Versuchen Drop Jump 27, 47 (n = 11).

DJ 27	Dehnmethode		Dehnstatus		Dehnmethode * Dehnstatus	
	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
Variable						
SH	.627	n.s.	.026	sig.*	.943	n.s.
t	.835	n.s.	.317	n.s.	.621	n.s.
rP	.294	n.s.	.108	n.s.	.212	n.s.
mK	.403	n.s.	.611	n.s.	.303	n.s.
DJ 47	Dehnmethode		Dehnstatus		Dehnmethode * Dehnstatus	
	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
Variable						
SH	.279	n.s.	.086	n.s.	.376	n.s.
t	.970	n.s.	.582	n.s.	.775	n.s.
rP	.668	n.s.	.243	n.s.	.664	n.s.
mK	.801	n.s.	.173	n.s.	.389	n.s.

Tab. 8-6: Ergebnisse der 1faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Reaktivkraftparameter anhand der Bestwerte aus 3 Versuchen Drop Jump 67 (n = 11).

DJ 67	Dehnmethode	
	p-Wert	Signifikanz
Variable		
SH	.412	n.s.
t	.418	n.s.
rP	.990	n.s.
mK	.136	n.s.

## Sprunghöhe

Die maximal erreichte Sprunghöhe verringert sich nach dem Dehnen bei allen Methoden. Die Sprunghöhenabnahmen betragen beim DJ von 27 cm Fallhöhe nach A -9,4%, nach I -6,6%, nach S -5,8%, bei DJ von 47 cm Fallhöhe nach A -11,4%, nach I -4,8% und nach S -3,9%.

Varianzanalytisch zeigt sich ein signifikanter Effekt des Dehnens ( $p = .026$ ) von der Fallhöhe 27 cm. Von der Fallhöhe 47 cm wird die Signifikanz verfehlt ( $p = .086$ ) (s. Tab 8-5). Der Vergleich der Dehnmethoden (DJ 27  $p = .627$ , DJ 47  $p = .279$ , DJ 67  $p = .412$ ) sowie der Interaktion Dehnmethode\*Dehnstatus ergibt keine überzufälligen Unterschiede (DJ 27  $p = .943$ , DJ 47  $p = .376$ ). Unabhängig von der Dehnmethode können nach dem Dehnen insgesamt nicht mehr die Sprunghöhen erreicht werden wie vor dem Dehnen.

Auch wenn sich individuelle Unterschiede ergeben - manche Vpn können ihre Sprunghöhe nach dem Dehnprogramm verbessern - kann von einer durchschnittlichen Leistungsminde- rung bei den ersten Sprüngen nach dem Treatment ausgegangen werden. Von der Fallhöhe 47 cm zeigt sich ebenfalls eine Leistungsminde- rung bzgl. Sprunghöhe, die aber nicht mehr im signifikanten Bereich liegt.

Wie individuell die Versuchspersonen auf das Dehnen reagieren macht die Einzelfallbe- trachtung deutlich. Bei DJ 27 und DJ 47 verbessern sich nach A 3 Vpn, nach S 4 Vpn, ent- sprechend verringert sich die Sprunghöhe nach A bei 8 Vpn bzw. nach S bei 7 Vpn. Nach dem I-Dehnen können 5 Personen bei DJ 27 und 6 bei DJ 47 ihre Sprunghöhe gegenüber dem Vortest steigern (und 6 bzw. 5 verringern).

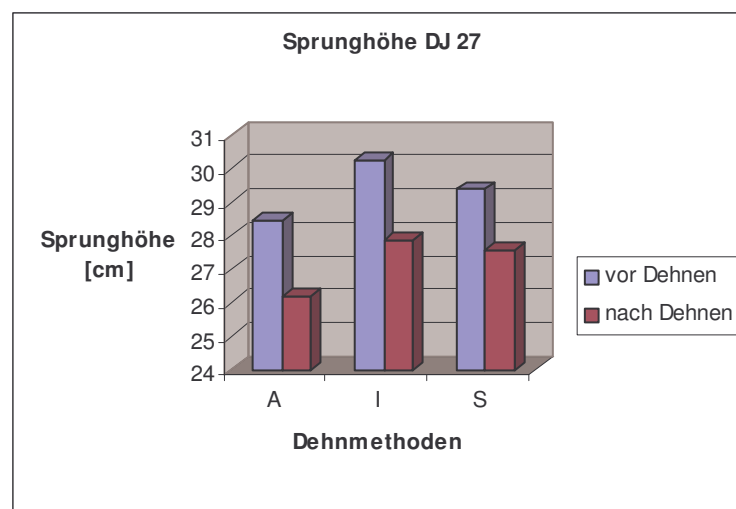


Abb. 8-2: Sprunghöhe vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 27 cm Fallhöhe.



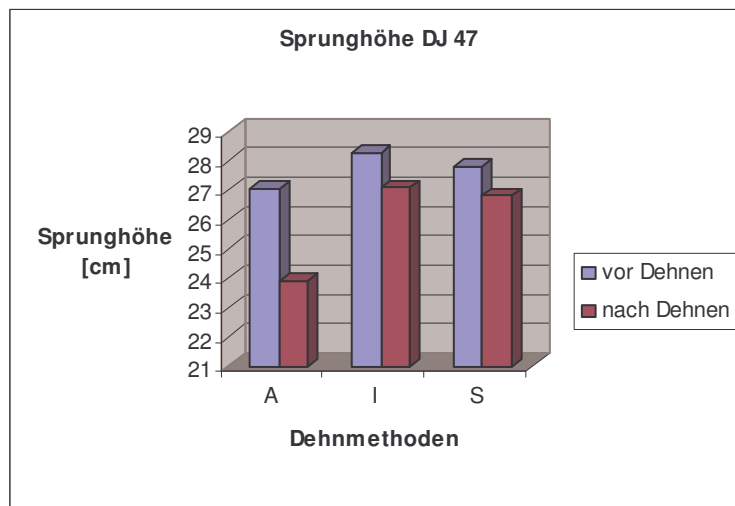


Abb. 8-3: Sprunghöhe vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe.

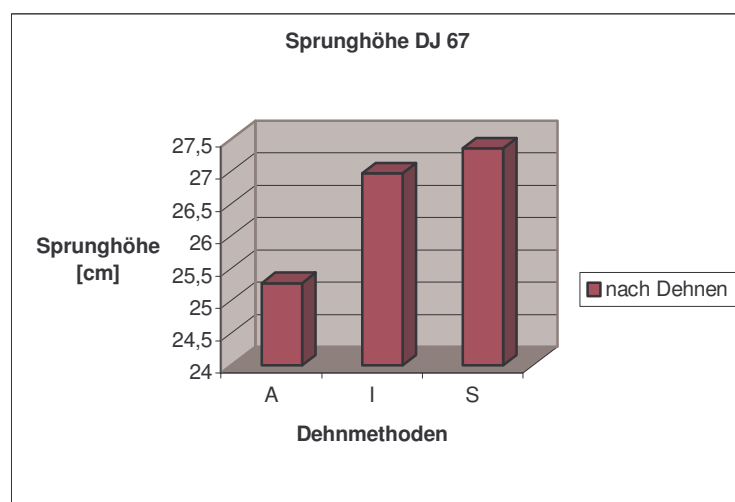


Abb. 8-4: Sprunghöhe nach dem A-Dehnen, I-Dehnen und S-Dehnen bei Drop Jump von 67 cm Fallhöhe.

### Kontaktzeit

Werden jeweils nur die kürzesten Bodenkontaktzeiten in Betracht gezogen, so ergeben sich nach den Dehnprogrammen keine wesentlichen Veränderungen: im Mittel liegen die prozentualen Differenzen zwischen - 2,1% und + 0,1%.

Weder der Faktor Dehnstatus (DJ 27  $p = .317$ , DJ 47  $p = .582$ ) und Dehnmethode (DJ 27  $p = .835$ , DJ 47  $p = .970$ , DJ 67  $p = .418$ ), noch die Interaktion Dehnmethode\*Dehnstatus (DJ 27  $p = .621$ , DJ 47  $p = .775$ ) weisen signifikante Effekte auf.

Die mittleren Bodenkontaktzeiten liegen vor dem Dehnen zwischen 140 und 145 ms bei beiden Fallhöhen, die kürzeste Kontaktzeit wird bei 119 ms registriert, die längste immer noch bei 177 ms. Nach dem Dehnprogramm werden Kontaktzeiten zwischen 141 und

145 ms erzielt (die kürzeste bei 116 ms und die längste bei 173 ms). Nach der Definition von BAUERSFELD/VOß (1992, 18) sind alle Versuchspersonen dem kurzen Zeitprogramm (Bodenkontaktzeiten < 170 ms) zuzuordnen, das sie auch nach dem Dehnen nicht verlassen (Ausnahmen Vp DS bei AN 47 mit 173 ms, Vp SR bei IV 27 mit 177 ms und bei SV 47 mit 171 ms). 5 Vpn können das individuelle Zeitprogramm für die Niedersprunghöhe von 67 cm nicht aufrechterhalten und erreichen Kontaktzeiten von 171 bis 189.

Die Ergebnisse machen deutlich, dass überwiegend ein kurzer prellender Absprung mit kurzen stabilen Bodenkontaktzeiten auch nach dem Dehntreatment erreicht werden kann, allerdings kann die gleiche Sprunghöhe nicht mehr realisiert werden.

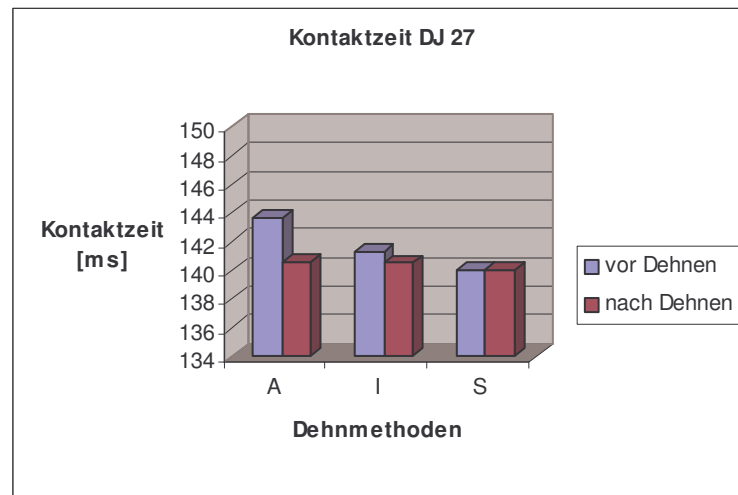


Abb. 8-5: Kontaktzeit vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 27 cm Fallhöhe.

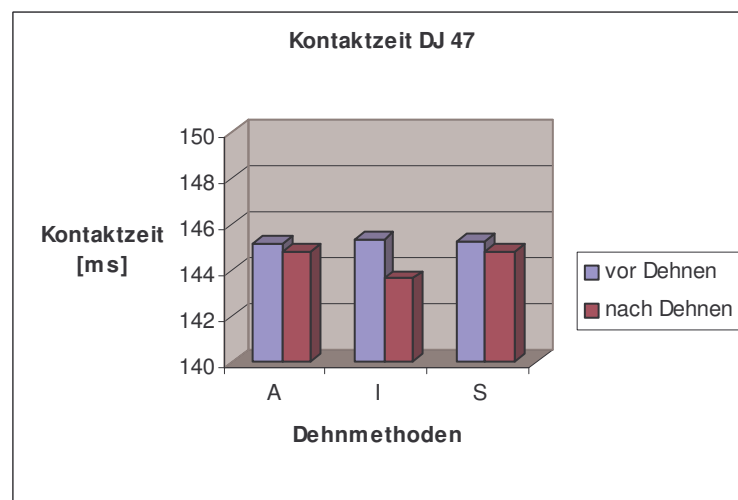


Abb. 8-6: Kontaktzeit vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe.

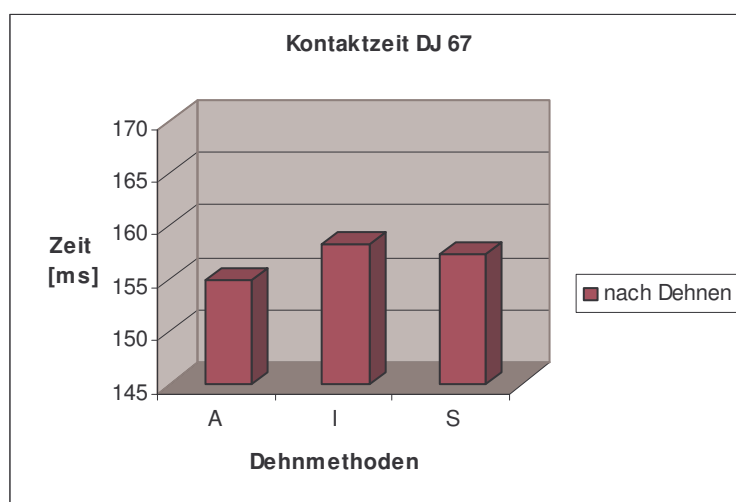


Abb. 8-7: Kontaktzeit nach dem A-Dehnen, I-Dehnen und S-Dehnen bei Drop Jump von 67 cm Fallhöhe.

### Relative Leistung

Die relative Leistung wird von den Dehnmethoden tendenziell leistungsmindernd beeinflusst. Anhand der prozentualen Differenzen vor und nach dem Dehnen ist eine Verringerung der Werte nach allen Methoden zu erkennen. Für DJ 27 nach A ist eine Abnahme um -0,2% zu erkennen, nach I um -2,3%, nach S um -4,6%. Für DJ 47 ergibt sich nach A eine Leistungseinbuße um -2,5%, nach I um -2,2%, nach S -0,8%.

Mit der 2faktoriellen Varianzanalyse können jedoch keine signifikanten Effekte (DJ 27 Dehnstatus  $p = .108$ , Dehnmethode  $.294$ , Interaktion Dehnmethode\*Dehnstatus  $p = .212$ ; DJ 47 Dehnstatus  $p = .243$ , Dehnmethode  $p = .668$ , Interaktion Dehnmethode\*Dehnstatus  $p = .664$ , DJ 67 Dehnmethode  $p = .990$ ) festgestellt werden.

Nach dem Dehnen verringern sich die Werte der relativen Leistung bei (fast) der Hälfte der Versuchspersonen. Für DJ 27 erreichen nach dem Anspannungs-Entspannungs-Dehnen 5 Personen nicht mehr die Leistung vor dem Dehnprogramm (Abnahmen zwischen -2,4% und -20,2%), nach dem intermittierenden Dehnen 7 Vpn (Abnahmen zwischen -2,5% und -14,6%) und nach dem Stretching 9 Vpn (Abnahmen zwischen -1,4% und -17,3%). Nach Drop Jump von 47 cm liegen die Unterschiede zwischen Vor- und Nachtest nach A bei 7 Versuchspersonen zwischen -2,9% und -10,9%, nach I bei 5 Sportlern zwischen -1,8% und -14,8% und nach S bei 6 Probanden zwischen -0,4% und -17,7%. Leistungssteigerungen nach dem Dehnprogramm werden für DJ 27 nach A um bis zu +14,9%, nach I um bis zu +8,8% und nach S um bis zu +14,8% erzielt, für DJ 47 zwischen +7,8% (nach I) und +15,1% (nach A) erreicht. Ein Proband schafft nach allen Dehnmethoden nicht mehr die Werte vor dem Dehnen. Für 2 Versuchspersonen erweist sich das A- und S-Dehnen immer leistungsmindernd, nach dem intermittierenden Dehnen können immer Steigerungen erzielt werden.

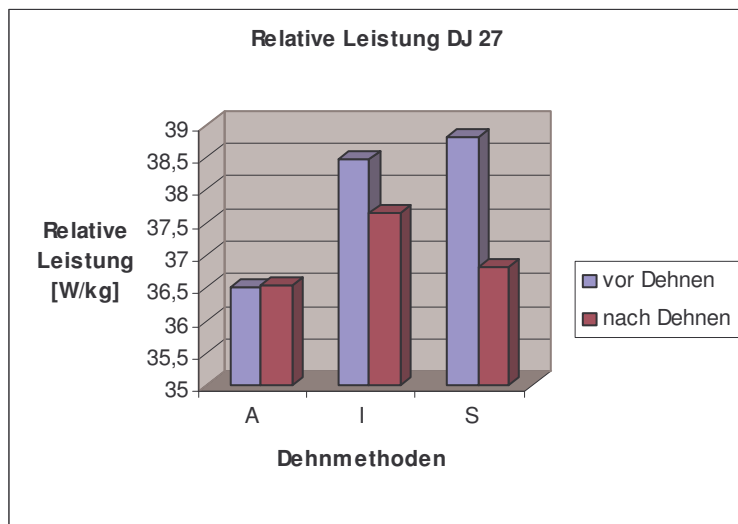


Abb. 8-8: Relative Leistung vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 27 cm Fallhöhe.

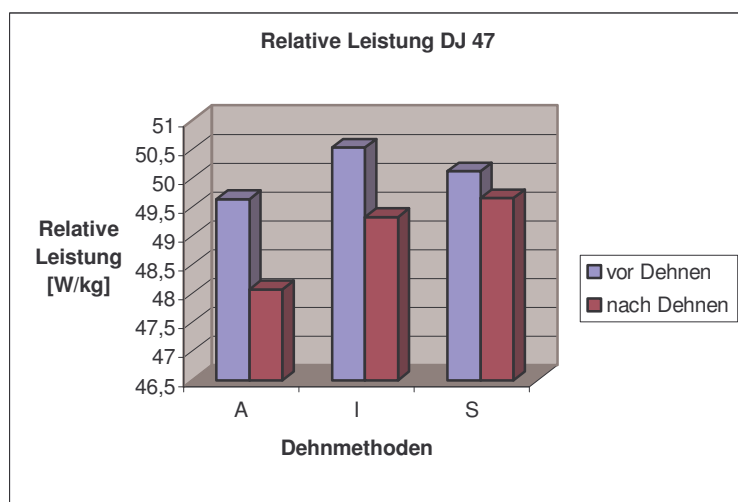


Abb. 8-9: Relative Leistung vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe.

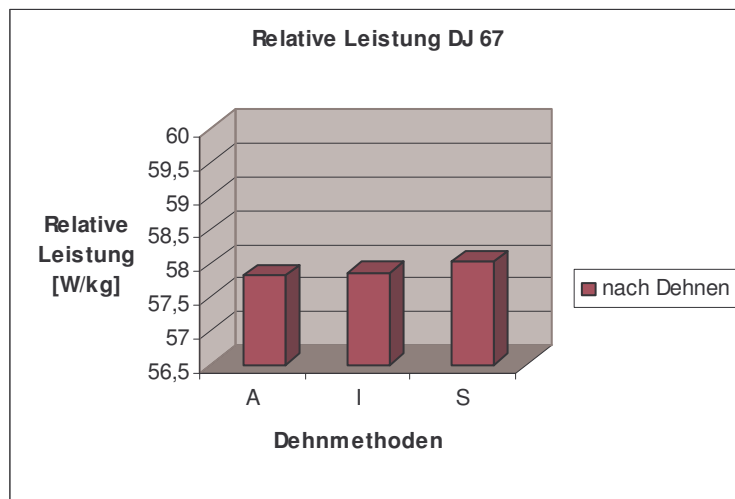


Abb. 8-10: Relative Leistung nach dem A-Dehnen, I-Dehnen und S-Dehnen bei Drop Jump von 67 cm Fallhöhe.

### Maximale Kraft

Der Parameter maximale Kraft gibt über die Muskelhärte Auskunft, inwieweit der Muskel beim Auftreffen auf der Kraftmessplatte maximale Kräfte erzeugen kann.

Dieser maximale Kraftwert wird von den Dehnmethode wenig beeinflusst. Die prozentualen Differenzen sind bei DJ 27 nach A um +0,9%, nach I um +1,0%, bei DJ 47 nach A um +4,0%, nach I +1,8% erhöht. Die Werte nach S bleiben bei beiden Fallhöhen in etwa gleich (DJ 27 -0,02%, DJ 47 -0,2%).

Varianzanalytisch spiegelt sich dieses Ergebnis in nicht signifikanten Effekten wider (DJ 27 Dehnstatus  $p = .611$ , Dehnmethode  $p = .403$ , Dehnmethode\*Dehnstatus  $p = .303$ ; DJ 47 Dehnstatus  $p = .173$ , Dehnmethode  $p = .801$ , Dehnmethode\*Dehnstatus  $p = .389$ ; DJ 67 Dehnmethode  $p = .136$ ).

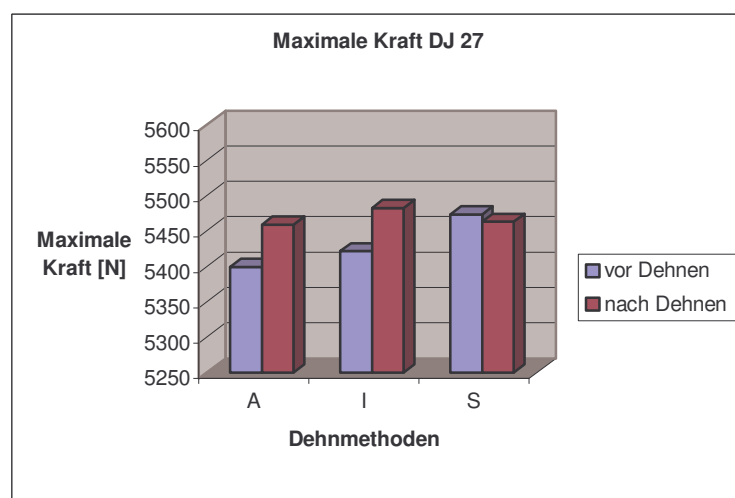


Abb. 8-11: Maximale Kraft vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 27 cm Fallhöhe.

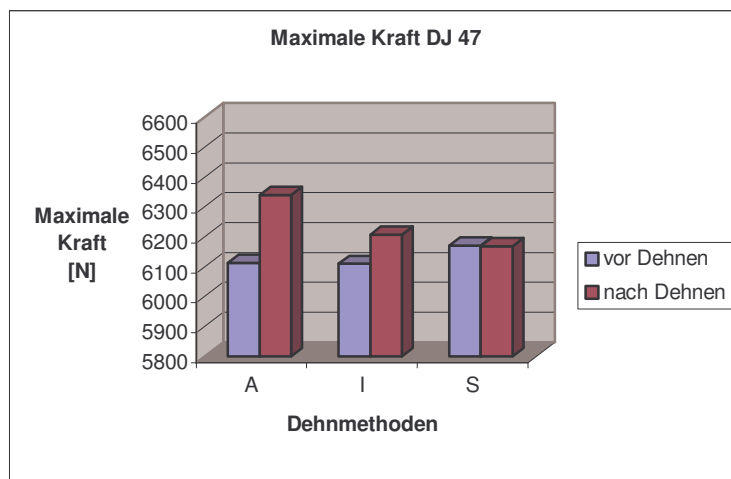


Abb. 8-12: Maximale Kraft vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe.

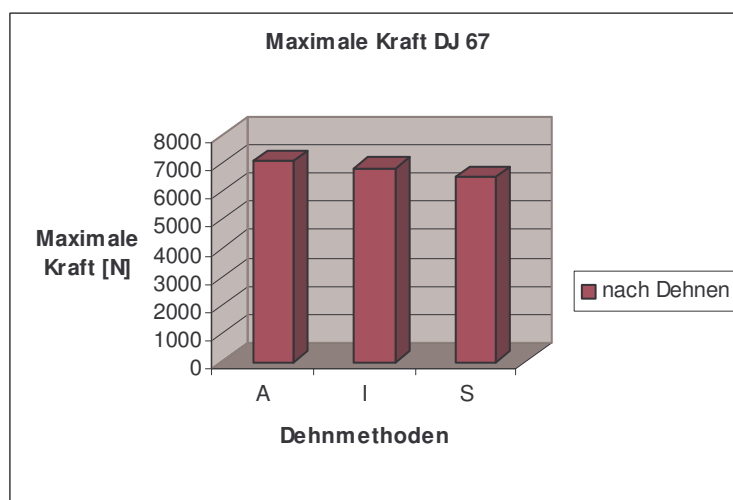


Abb. 8-13: Maximale Kraft nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 67 cm Fallhöhe.

### (3) Klärung der Hypothesen

Zur Klärung der zuvor aufgestellten Hypothesen werden die Ergebnistabellen der Varianzanalyse Tab. 8-3 bis Tab. 8-6 herangezogen.

Die Hypothese 1 muss demnach für alle Reaktivkraftparameter verworfen werden, denn die Wirkungen der drei Dehnmethode unterscheiden sich statistisch nicht bedeutsam.

In Hypothese 2 wird die Behauptung geprüft, dass ein Dehnprogramm mit geringem Umfang eine darauffolgende Reaktivkraftleistung beeinflusst. Für den Parameter Sprunghöhe wird sie für die niedrige Fallhöhe angenommen, da sich hier eine signifikante Leistungsreduktion nach den Dehnmethode zeigt. Für alle weiteren Reaktivkraftparameter wird Hypothese 2 verworfen.

## 8.4 Diskussion der Ergebnisse

Das Ziel dieser Untersuchung war, den Einfluss von drei Dehnmethoden auf Reaktivkraftparameter bei Leistungssportlern zu quantifizieren. Hierfür wurde der Drop Jump von 27 cm, 47 cm und 67 cm gewählt, der im wesentlichen eine geschlossene, vorprogrammierte Bewegung darstellt (NEUBERT 1999, 108). Der Drop Jump wird als valide Testübung betrachtet, der die reaktiven Kraftfähigkeiten der unteren Extremität erfasst und anhand ausgewählter Parameter die reaktive Sprungleistung abschätzt (vgl. WEINECK/KÖSTERMEYER 1998, NEUBERT 1999).

Leistungsbestimmend für die Bewältigung dieser reaktiven Bewegung sind die Maximalkraftfähigkeiten der gesamten Streckerkette der Beinmuskulatur, sowie die inter- und intramuskuläre Koordination (NEUBERT 1999, 134).

In U2 wurde eine Form des Aufwärmens mittels Radfahren angewendet, die eine allgemeine Aktivierung bewirkt und das anschließende Dehnprogramm weniger überlagert, als zum Beispiel ein Einlaufen bewirkt hätte. Die Erfassung der Reaktivkraftparameter im völlig unaufgewärmten Zustand war nicht möglich, denn die Leistungssportler hatten Angst sich dabei zu verletzen und hätten unter dieser Bedingung nicht an der Untersuchung teilgenommen. Aus denselben Gründen wurde auf den Vortest DJ von 67 cm verzichtet und somit ist nur der Vergleich der Werte nach dem Dehnen möglich.

Im Folgenden werden also die Ergebnisse der Kombination aus Aufwärmen und Dehnen diskutiert.

### (1) Wirkung der Dehnmethoden

In U2 zeigen sich *keine* überzufälligen Unterschiede zwischen den Dehnmethoden und ihren Auswirkungen auf Reaktivkraftparameter in Sprungtest 2. Von den Fallhöhen 27, 47 und 67 cm unterscheiden sich die Kraftkennwerte nach dem Dehnen nicht signifikant. Dehnen scheint bei allen hier angewendeten Methoden gleich oder ähnlich zu wirken (s. u. Punkt (2)).

Theoretisch könnte das I-Dehnen über die Auslösung der Dehnreflexe zu einer erhöhten Erregbarkeit der  $\alpha$ -Motoneuronen führen. Damit wären günstigere Bedingungen für die anschließende reaktive Sprungleistung innerhalb des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus vorhanden. Dies zeigt sich jedoch nicht. Eine mögliche Verbesserung der koordinativen Prozesse sowie ein zusätzlicher Aufwärmeeffekt nach dem intermittierenden Dehnen kommen nicht zum Tragen. Ob der Creeping-Effekt nach dem I-Dehnen weniger stark eintritt als nach dem S-Dehnen und sich dadurch Unterschiede ergeben, kann aus den Untersuchungsergebnissen nicht gefolgert werden. Werden die Ergebnisse von Sprungtest 2 betrachtet so liegen u.a. die Mittelwerte der relativen Leistung für DJ 27 und der Sprunghöhe für DJ 27 und DJ 47 nach I höher als nach A und S (s. Abb. 8-2, 8-3, 8-8).

Das A-Dehnen kann sich nicht vom S-Dehnen mit höheren Leistungen abheben, im Gegenteil, für die Parameter Sprunghöhe und relative Leistung ergeben sich nach A jeweils geringere Mittelwerte als nach S!

In der Untersuchung von KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER (1997) wurden Dehnungen der Wadenmuskulatur über RNS (Rhythmisch Neuromuskuläre Stimulation, maschinell erzeugte Vibrationen) mit dem statischen Dehnen verglichen. Hierbei kamen ebenfalls keine Unterschiede zwischen beiden Verfahren hinsichtlich ihrer Wirkung auf Drop Jumps zum Vorschein.

YOUNG/ELLIOTT (2001) wendeten verschiedene Aufwärmbedingungen nach einem 5-minütigen Lauf an, wie statisches Dehnen, PNF-Dehnen, MVCs (maximal voluntary contractions) und 4 Minuten Gehen. In ihrer Untersuchung wirkte sich allein das statische Dehnen signifikant leistungsmindernd auf den Parameter Sprunghöhe/Zeit von Drop Jumps im Vergleich zu den drei anderen Bedingungen aus. Das PNF- bzw. A-Dehnen verursachte ebenfalls wie das S-Dehnen eine Reduktion der Sprungleistung nach DJs um 3,2%, sie war jedoch nicht signifikant. Die Autoren nahmen an, dass nach beiden Methoden eine Abnahme der Stiffness erfolgte. Eine ausgeprägte Stiffnessreduktion wurde ihrer Meinung nach aber durch die vorgeschaltete Kontraktionsphase der Anspannungs-Entspannungs-Methode verhindert (YOUNG/ELLIOTT 2001, 277).

In U2 zeigt sich in Einzelfällen, dass mögliche individuelle Vorlieben der Versuchspersonen für die eine oder andere Dehnmethode zu besseren Sprungkraftleistungen führen können. Wenn ein Sportler eine Methode kennt und diese regelmäßig praktiziert, kann diese eher leistungsfördernd sein als eine Dehnmethode, die derjenige selten oder nie anwendet und sie als unangenehm oder unpassend empfindet (vgl. Einzelfallbetrachtungen Kap. 8.3). Auch wenn individuelle Tendenzen vorliegen, kann sich keine Methode von den anderen wesentlich abheben.

Bei YOUNG/ELLIOTT (ebd.) wurden 3 Serien mit 15 Sekunden für 3 Muskelgruppen absolviert. Möglicherweise kristallisieren sich größere Unterschiede zwischen der Wirkung der Dehnmethoden erst mit größerem Umfang des Dehnprogramms und bei größeren Stichproben heraus.

## (2) Wirkung des Dehnens auf Reaktivkraftleistungen

Da sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Dehnmethoden ergeben haben, wird im Folgenden der Einfluss aller drei Dehnmethoden gemeinsam (= Dehnen) betrachtet, um evtl. einen generalisierbaren Effekt des Dehnens zu ermitteln. Hierzu werden die Veränderungen der Sprungleistungen zwischen Sprungtest 1 und Sprungtest 2 herangezogen, die varianzanalytisch mit dem Faktor Dehnstatus ermittelt werden.

### *Sprunghöhe*

Am deutlichsten wirkt sich der Einfluss des Dehnens bei den Leistungssportlern auf die Sprunghöhe aus. Die Probanden erreichen durchschnittlich nach dem Dehnprogramm eine um fast 5-8% signifikant geringere Sprunghöhe beim DJ 27. Die Sprunghöhe beim DJ 47 ist um 3-10% niedriger als vor dem Dehnen, jedoch nicht mehr signifikant. Dies könnte an einer reduzierten Speicherung der kinetischen Energie in den wie Gummibänder wirkenden Beinstreckern liegen, die nicht als zusätzlicher Kraftstoß genutzt werden kann. Allerdings scheint es so, als ob die Wirkung der Dehnmethoden im Laufe des Sprungtests nachlässt, denn schon bei der Niedersprunghöhe von 47 cm (also nach den 4., 5., 6. Sprüngen) liegt keine signifikante Reduktion der Sprunghöhe mehr vor. Möglicherweise sind die plastischen Veränderungen des Muskel-Sehnen-Komplexes „durch eine aktive Verkürzung“ (RÜDEL 1998, 100), also über die ersten Sprünge, so beeinflusst worden, dass der Muskel wieder an Spannung gewinnt und seine Ausgangslänge erreicht (vgl. auch EINSING-BACH/KLÜMPER/BIEDERMANN 1988, 79).



Eine Abnahme der Sprunghöhe nach DJs nach einem intensiven statischen Dehnen der Wadenmuskulatur konnten auch KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER (1997) in ihrer Untersuchung feststellen. Nach 2 x 3 Minuten Stretching für die Wadenmuskulatur war eine hochsignifikante Abnahme der Sprunghöhe für DJs von 24 cm zu verzeichnen. Bei HENNIG/PODZIELNY (1994) ergaben sich nach einem Übungsprogramm mit je 20-sekündiger Dehndauer und geringem Umfang (1 Serie) signifikante Verschlechterungen bzgl. der Sprunghöhe bei CMJs. In Untersuchungen von WIEMEYER (2001) wurden nach statischem Dehnen ebenfalls signifikant reduzierte Sprunghöhen für den Jump-and-Reach-Test bei 40 Vpn registriert. Diese Untersuchungen können allerdings nur bedingt zum Vergleich herangezogen werden. Es werden unterschiedliche Umfänge angewendet und Sprünge (CMJs) gemessen, die dem langen DVZ zuzuordnen sind.

Im Großen und Ganzen bestätigen die Ergebnisse der U2 die oben aufgeführten Untersuchungen.

### *Bodenkontaktzeiten*

Werden die Ergebnisse der Bodenkontaktzeiten betrachtet, so erwecken diese den Eindruck, dass sie bei den Leistungssportlern weniger durch das vorgeschaltete Dehnprogramm beeinflussbar sind. Da die Versuchspersonen im Rahmen ihres leichtathletischen Trainings regelmäßig reaktives Sprungkrafttraining absolvieren, werden von der gesamten Stichprobe insgesamt kurze Bodenkontaktzeiten realisiert. Überwiegend muss den Versuchspersonen (Leichtathleten!) also ein fein koordiniertes Bewegungsprogramm vorliegen (vgl. GOLLHOFER 1993), mit kurzen stabilen Bodenkontaktzeiten (BAUERSFELD/VOß 1992).

Bei kurzzeitigen Bewegungen bis 200 ms Dauer laufen die im ZNS gespeicherten Zeitprogramme nach dem „Programmstart relativ unbewusst und bewusst nicht mehr regelbar ab“ (BAUERSFELD/VOß 1992, 28). Zeitprogramme sind zudem recht stabil bzgl. Ermüdbarkeit und Fallhöhe (ebd. S. 41). Weiterhin gibt es bei Zeitprogrammen keine eindeutigen geschlechtsspezifischen Unterschiede (ebd. S. 34).

Die Bodenkontaktzeiten in der hier durchgeführten Untersuchung liegen größtenteils beim DJ 27 und DJ 47 vor und nach dem Dehnen im kurzen Zeitprogramm. Von der Fallhöhe 67 cm sind die mittleren Kontaktzeiten etwas länger, jedoch noch unter der Grenze von 170 ms. Insgesamt spricht dieses Ergebnis für ein hohes Niveau der azyklischen, elementaren Schnelligkeit der Versuchspersonen. Auch nach dem Dehntreatment kann ein kurzer prellender Abdruck realisiert werden. Aufgrund entsprechender Vorinnervation ergeben sich kurze Kontaktzeiten. Das tendomuskuläre System wird dadurch auf die darauffolgende Dehnungsbelastung im DVZ des Drop Jump eingestellt. Die Voreinstellung beteiligter Systeme kann durch das Ergebnis-Feedback der zuletzt ausgeführten Übung beeinflusst und verändert werden. Allerdings ist kein Sportler in der Lage, die Vorinnervation bewusst 10 oder 20 ms früher beginnen zu lassen und damit die elektrische Muskelaktivität schneller ansteigen zu lassen (BAUERSFELD/VOß 1992, 65). Die Stiffnessreduktion könnte dazu geführt haben, dass die Versuchspersonen noch kurze Kontaktzeiten realisieren, jedoch nicht mehr die Sprunghöhen wie vor dem Dehnen erreichen können.

Die Kontaktzeiten der Versuchspersonen (Sportstudenten) in der Untersuchung von KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER (1997, 40) entsprechen dem langen Zeitprogramm. Sie waren nach dem Dehntreatment zwar verlängert, aber nicht statistisch bedeutsam.

Darüber hinaus existieren keine weiteren Untersuchungen zum Vergleich der Bodenkontaktzeiten nach Dehnprogrammen.

### *Relative Leistung*

Die reaktive Sprungkraftleistung, die anhand des Parameters relative Leistung bestimmt wurde, ist nur in geringem Maße vom Dehnprogramm beeinflusst. Zwar kann eine Abnahme der Werte nach dem Dehnen bei allen Methoden aufgezeigt werden, sie bewegen sich jedoch nicht im signifikanten Bereich.

Nach den elektromyographischen Untersuchungsergebnissen bei Drop Jumps an Sportstudenten vermutet NEUBERT (1999, 124), „dass mit dem DJ nicht eine vorwiegend konditionell determinierte Fähigkeit, sondern eine zu großen Anteilen von koordinativen Komponenten bestimmte Leistung abgeschätzt wird“. Sie nimmt an, dass für maximale reaktive Sprungleistungen eine gute Abstimmung des M. rectus fem., des M. gastrocnemius und des M. soleus vorliegen muss (NEUBERT 1999, 123).

Das wäre eine Erklärung dafür, dass nach dem hier angewendeten Dehnprogramm die reaktive Sprungleistung insgesamt nicht wesentlich beeinflusst wird. Die mechanischen Veränderungen an Muskeln, Sehnen und Bändern (Elastizitätsverhalten) sind nur gering. Das von den Versuchspersonen beherrschte feinkoordinierte Bewegungsprogramm bei Bodenkontaktzeiten unter 200 ms kann ungehindert ablaufen, so dass kurze reaktive Sprünge auch nach dem Dehnen realisiert werden können.

### *Maximale Kraft*

Der Parameter maximale Kraft wird durch das vorgeschaltete Dehnprogramm nur unwesentlich verändert, was auch anhand der prozentualen Differenzen deutlich wird. Es kann daher angenommen werden, dass das Dehnen keinen Einfluss auf diesen Parameter ausübt. Die Versuchspersonen sind nach dem Dehnen genauso in der Lage maximale Kräfte zu erzeugen wie vor dem Dehnprogramm.

Dehnübungen führten bei HENNIG/PODZIELNY (1994) zu reduzierten maximalen Bodenreaktionskräften, was wiederum auf den größeren Umfang des Dehnprogramms zurückzuführen ist.

Zusätzliche vergleichbare Werte aus anderen Untersuchungen gibt es hierzu nicht, weshalb dieser Punkt nicht weiter diskutiert werden soll.

Ein Vergleich mit den Ergebnissen anderer Untersuchungen (s.o.) macht deutlich, dass die Belastungskomponenten von Dehnprogrammen berücksichtigt werden müssen. Anhand der Ergebnisse aus U2 kann gefolgert werden, dass bei einem wie hier angewendeten Dehnprogramm erste leistungsmindernde Wirkungen einsetzen. Die elastische Spannungsenergie wird reduziert, was sich in einer signifikanten Abnahme der Sprunghöhe zeigt. Insgesamt ist die reaktive Sprungleistung nur geringfügig beeinträchtigt. Vielleicht stellt die Dehndauer von 10 bis 15 Sekunden und einer Serie die Grenze dar, bei der die plastischen Veränderungen am Muskel nur gering sind und in relativ kurzer Zeit durch einige (Maximal-) Kontraktionen wieder aufgehoben werden können. Dies soll in einer weiteren Untersuchung geklärt werden.

### (3) Einfluss der Niedersprunghöhe

Versuchspersonen, die über eine bessere reaktive Bewegungsleistung verfügen, können auch von höheren Niedersprunghöhen (über 56 cm) einen kurzen prellenden Absprung leisten, weil sie die Dehnungsbelastung besser tolerieren können (vgl. GOLLHOFER 1987, NEUBERT 1999, 91). Über EMG-Analysen konnte dargestellt werden, dass weder die zeitliche Strukturierung der muskulären Aktivität noch die Gesamtaktivität von der

Niedersprunghöhe abhängig sind, da für geringe bis mittlere Niedersprunghöhen ein motorisches Programm für die Realisierung eines Drop Jump vorliegt (NEUBERT 1999, 124).

Nun soll kurz die Frage diskutiert werden, weshalb das Dehnen die reaktive Bewegungsleistung bei unterschiedlichen Fallhöhen beeinflusst bzw. nicht beeinflusst.

Würden die mechanischen Eigenschaften des Muskel-Sehnen-Komplexes nachhaltig durch ein Dehnprogramm verändert werden, so müsste dies eher in größeren Fallhöhen zum Ausdruck kommen, da hier höhere Dehnungsbelastungen auftreten. Dies ist jedoch in der Untersuchung 2 nicht der Fall. Das Dehnprogramm hat keinen überzufälligen Einfluss auf die reaktive Sprungleistung von den Fallhöhen 27 und 47 cm.

Die erreichte Sprunghöhe ist bei DJ 27 signifikant reduziert, bei DJ 47 vermindert, aber nicht mehr signifikant. Alle weiteren Parameter sind, unabhängig von der Fallhöhe, nicht verändert. Es ist aber zu berücksichtigen, dass die Sprünge von 47 und 67 cm Fallhöhe von den Versuchen von 27 cm bereits überlagert sind. Ein Design mit randomisierten Fallhöhen würde weitere Aufschlüsse darüber ergeben.

Zu diesem Aspekt existieren keinerlei Untersuchungen, weshalb auf eine weitere Diskussion verzichtet wird.

## 8.5 Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Untersuchung an 11 Leistungssportlern (Sprinter, Mehrkämpfer der Leichtathletik) wurde der Einfluss eines Dehnprogramms (1 x 15 Sekunden, 6 Dehnübungen für die unteren Extremitäten) nach drei verschiedenen Dehnmethoden (Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, Intermittierendes Dehnen, Statisches Dehnen) auf die Kennwerte der Reaktivkraft der Beinmuskulatur erfasst. Die Kraftparameter nach Drop Jumps von 27, 47 und 67 cm auf eine Kraftmessplatte wurden anhand der Kraft-Zeit-Kurve mittels Impulsverfahren berechnet. Die statistische Analyse der Kennwerte vor und nach dem Dehnen erfolgte über die 2faktorielle Varianzanalyse.

Es ist kein signifikanter Unterschied in der Wirkung der verschiedenen Dehnmethoden nachzuweisen. Alle Dehnmethoden wirken aber tendenziell leistungsmindernd.

Es zeigen sich jedoch signifikante Verringerungen der Sprunghöhe von der Niedersprunghöhe 27 cm nach allen Methoden um durchschnittlich -5% bis -8% (Abb. 8-2). Von der Niedersprunghöhe 47 cm ist die Sprunghöhe nach dem Dehnen um durchschnittlich -3% bis -10% geringer als im Vortest, die Veränderung ist aber nicht signifikant (Abb. 8-3).

Die anderen Kennwerte (Kontaktzeit, relative Leistung, maximale Kraft) verändern sich nicht überzufällig, unabhängig von der Niedersprunghöhe.

Insgesamt ist die reaktive Sprungkraftleistung nicht von den Dehnmethoden beeinflusst. Es liegt die Vermutung nahe, dass die Dehnmethoden mit dem geringen Umfang nur geringfügige mechanische Veränderungen bewirken (Stiffnessreduktion), die jedoch nach einigen Sprüngen wieder rückgebildet werden. Für die Praxis bedeutet dieses Ergebnis, dass ein Dehnprogramm mit geringem Umfang im Rahmen des Aufwärmens durchführbar ist, jedoch mit Leistungseinbußen zu rechnen ist. Damit diese möglichst gering ausfallen, sollte ein Aufwärmen mit mehreren Sprüngen abgeschlossen werden.

## 9 Untersuchung 3 (U3): Der Einfluss von 3 Dehnmethoden auf die Maximalkraft und Schnellkraft der Ellbogenstreck- und Ellbogenbeugemuskulatur von Leistungssportlern

### 9.1 Fragestellung

Unter präventiven Gesichtspunkten erscheint die Anwendung von Dehnungsübungen vor oder zwischen sportlichen (Kraft-) Belastungen angebracht. Aus der Annahme der Existenz eines Kontraktionsrückstandes wird empfohlen, während des Krafttrainings zwischen den einzelnen Serien die beanspruchte Muskulatur zu dehnen (GROSSER/MÜLLER 1990, 36; BOECKH-BEHRENS/BUSKIES 2000, 48).

„Um die Dehnfähigkeit (Elastizität) der Muskulatur zu erhalten und Kontraktionsrückstände zu vermeiden, sollten die beanspruchten Muskelgruppen vor, während und/oder nach dem Krafttraining gedehnt werden“ (BOECKH-BEHRENS/BUSKIES 2000, 48).

Dadurch soll u.a. langfristig ein muskuläres Ungleichgewicht zwischen Kraft- und Dehnfähigkeit des Muskels verhindert werden.

In U3 werden die unmittelbaren Wirkungen von Muskeldehnungen auf darauffolgende Krafteinsätze näher betrachtet. Aus theoretischen Überlegungen wären Unterschiede zwischen verschiedenen Dehnmethoden denkbar (vgl. Kap. 3.3 und Kap. 5).

Wissenschaftliche Untersuchungen zum Vergleich verschiedener Dehnmethoden und deren Wirkung auf Maximalkraft- und Schnellkraftparameter der Muskulatur der oberen Extremitäten liegen bisher nicht vor. Untersuchungen an Leistungssportlern zu dieser Thematik wurden unseres Wissens bisher nicht durchgeführt.

Da in der sportlichen Praxis auch Dehnungsübungen für die Schulter- und Armmuskulatur zur Anwendung kommen, sollte in der U3 der Frage nachgegangen werden, wie sich 3 verschiedene Dehnmethoden mit geringem Umfang auf die Krafteinsätze der Ellbogenstreck- und Ellbogenbeugemuskulatur bei Leistungssportlern auswirken.

Die Armmuskulatur kann hierbei weniger von äußeren Bedingungen (Sport- und Alltagsaktivitäten) und damit von testexternen Störgrößen beeinflusst werden (vgl. GÜLLICH 1996, 23).

Aus den referierten Ergebnissen werden die folgenden Fragestellungen erörtert.

1. Welchen Einfluss hat ein Dehnprogramm auf anschließende Maximalkraft- und Schnellkraftparameter der Ellbogenstreck- und Ellbogenbeugemuskulatur von Leistungssportlern?
2. Wie wirken sich dabei unterschiedliche Dehnmethoden aus?

Demnach werden in dieser Untersuchung folgende Hypothesen aufgestellt:

- Hypothese 1: Die drei Dehnmethoden unterscheiden sich bezüglich ihrer unmittelbaren Wirkung auf die Kraftentwicklung der Ellbogenstreck- und Ellbogenbeugemuskulatur.
- Hypothese 2: Ein Dehnprogramm von geringem Umfang beeinflusst die darauffolgende Maximalkraft- und Schnellkraftleistung der Ellbogenstreck- und Ellbogenbeugemuskulatur.

## 9.2 Untersuchungsmethodik

Zur Klärung der Fragen wurde ein Design mit kompletter Messwiederholung veranschlagt. Hierzu führten alle Versuchspersonen jeweils ein Dehnprogramm nach drei verschiedenen Dehnmethoden (A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen) aus und wurden davor und danach einem Krafttest unterzogen.

### 9.2.1 Stichprobe

In U3 wurden 10 Leistungssportler untersucht, die regelmäßig Krafttraining betrieben. Die Stichprobe setzte sich aus 3 männlichen und 7 weiblichen Versuchspersonen (Werfer und Werferinnen aus dem Raum München) zusammen, die freiwillig an dieser Untersuchung teilnahmen. 5 Athleten davon hatten regionales Leistungsniveau (= Teilnahme an bayerischen Meisterschaften) und 5 Sportler nationales Leistungsniveau (= Teilnahme an deutschen Meisterschaften, 3 davon waren deutsche Spitzensportler). Keiner der Versuchsteilnehmer wies zum Untersuchungszeitraum Verletzungen an der Arm- oder Schultermuskulatur auf.

Die statistischen Kennwerte der Versuchspersonen können der Tabelle 9-1 entnommen werden.

Tab. 9-1: Mittelwerte der Stichprobe der U3 (n=10).

	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Unterarmlänge (cm)
Frauen n = 7	22,1	176,5	76,4	24,1
Männer n = 3	28	188,3	88,3	27,1
Gesamt n = 10	23,9	180,1	80	25

### 9.2.2 Versuchsplan

Die Bestimmung von Kraftparametern und Drehmomenten vor und nach einem Dehnprogramm nach drei verschiedenen Dehnmethoden für die Ellbogenbeugemuskulatur (im Folgenden Armbeuger, M. biceps brachii = BB) und der Ellbogenstreckmuskulatur (im Folgenden Armstrecker, M. triceps brachii = TR) wurde an drei verschiedenen Testtagen durchgeführt. Diese lagen in einem Zeitraum von 2 Wochen mit mindestens 2 Tagen Abstand zwischen den Testtagen. Die Reihenfolge der Dehnmethoden A, I, S wurde für jeden Probanden ausgelost.

Die Werfer (Anm.: diese Bezeichnung soll im Folgenden die weiblichen Personen immer miteinbeziehen) befanden sich alle in der ersten Etappe der Vorbereitungsperiode und versuchten ihr Trainingsprogramm so abzustimmen, dass an den Tagen direkt vor den jeweiligen Messterminen jeweils die gleichen Trainingsformen absolviert wurden. Damit sollte der Einfluss der letzten Trainingseinheit als Störvariable minimiert werden.

An den Testtagen selber sollten die Vpn vor dem Test keinerlei sportliche Aktivitäten vollzogen haben. Zusätzliche Informationen zu den Dehngewohnheiten der Teilnehmer wurden am ersten Testtag erfragt. Der Ablauf der Testprozedur war an allen drei Untersuchungsterminen der gleiche. Die Vpn wurden über Ziel der Untersuchung, Arbeitsweise des Messinstruments und Untersuchungsmethode instruiert.

Die Gesamtdauer eines Untersuchungstermins betrug ca. 50 Minuten pro Versuchsperson. Die Versuchspersonen gingen hoch motiviert an die Untersuchung heran, denn sie erwarteten, daraus Schlüsse für ihre Trainingspraxis zu ziehen zu können (s. Abb. 9-1).

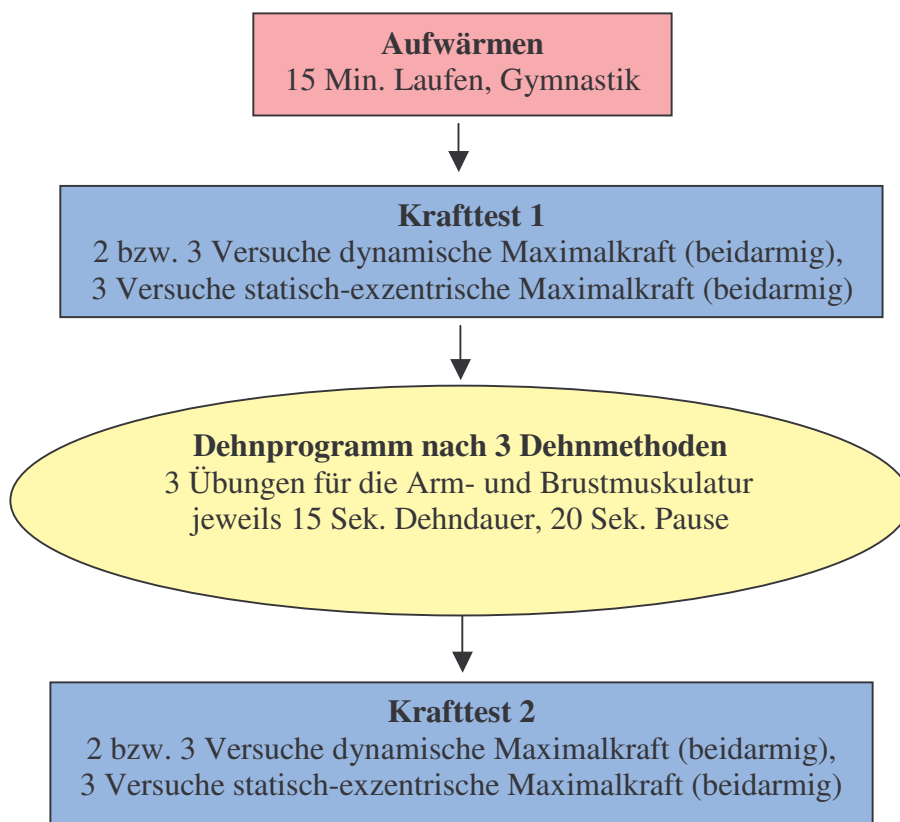


Abb. 9-1: Versuchsplan der U3 ( $n = 10$ ).

- **Aufwärmen**

Die Probanden sollten sich optimal auf den Krafttest vorbereiten. 15 Minuten Zeit erschien allen als ausreichend. Jeder wärmte sich mit Einlaufen und selbstgewählten Gymnastikübungen auf.

- **Krafttest 1**

Daraufhin erfolgte der Vortest (= vor dem Dehnen) für die Armbeuger bei dynamischer Arbeitsweise mit je zwei Versuchen für die Geschwindigkeitsstufen 2 und 4, je drei Versuche für die Geschwindigkeitsstufen 6, 8 und 10, sowie je drei Versuche statische und exzentrische Maximalkraft. Anschließend wurde dieselbe Reihenfolge für die Armstrecker ausgeführt.

- **Dehnprogramm**

Die Beschreibung und Darstellung der Übungen ist in Abb. 15-7 bis 15-9 (Anhang) zu finden. Folgende Muskeln wurden nach den ausgelosten Methoden A, I oder S gedehnt:

1. M. pectoralis major,
2. M. biceps brachii,
3. M. triceps brachii.

Vor dem dynamischen bzw. vor dem statischen Nachtest (= Krafttest 2) der Armstrecker wurden die Mm. triceps brachii und die Mm. pectoralis major je 1 x 15 Sekunden gedehnt. Ebenso wurden vor dem dynamischen und vor dem statischen Nachtest der Armbeuger die Mm. biceps brachii und Mm. pectoralis major gedehnt. Die Pause zwischen den Übungen betrug jeweils 20 Sekunden.

- **Krafttest 2**

Die Versuchspersonen wurden angewiesen, sich nach dem Dehnen ohne Schütteln und Lockern der Muskulatur zum Testgerät zu begeben und den Nachtest (= Krafttest 2, identisch mit dem Vortest) zu absolvieren. Damit sollte die unmittelbare Wirkung des Dehnens zum Tragen kommen.

Die Pausenlänge zwischen den einzelnen Versuchen wurde von den Probanden bestimmt.

### 9.2.3 Testgerät und Variablenauswahl

Die Bestimmung der Drehmomente der Armstrecker und -beuger wurden am Drehmomentaufnehmer der Firma SCHNELL durchgeführt (Beschreibung des Geräts, Positionierung der Probanden usw. s. Kap 6.2). Die eingelenkig erzeugten Drehmomente wurden während statischer, exzentrischer und dynamischer Muskelarbeitsweise erfasst. Die Eingewöhnungszeit für das Testgerät wurde je nach Bedarf individuell angepasst.

Folgende Kraftparameter wurden erfasst  
(Kürzel, Parameter, evtl. Beschreibung, Einheit):

#### Dynamische Arbeitsweise:

- M 2 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 50 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
- M 4 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 80 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
- M 6 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 110 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
- M 8 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 140 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
- M 10 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 155 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)

#### Statische/exzentrische Arbeitsweise:

- MK Maximalkraft (Nm)
- AK Absolutkraft (exzentrische Maximalkraft) (Nm)
- EK maximale Explosivkraft (Nm/ms)
- EX mittlere Explosivkraft (Nm/ms)
- rEK relative Explosivkraft (mittlere Explosivkraft zur Maximalkraft relativiert) (ms)

### 9.3 Ergebnisse

Die 7 weiblichen und 3 männlichen Versuchspersonen haben ein unterschiedliches Ausgangsniveau der Kraftwerte, was sich in signifikanten Unterschieden zwischen den Maximal- und Explosivkraftwerten und der maximalen Drehmomente äußert. Die Veränderungen der Kraftkennwerte vor und nach dem Dehntreatment sind von Interesse. Diese Differenzen zeigen anhand von parameterfreien Testverfahren - bis auf wenige Ausnahmen - keine geschlechtsspezifischen signifikanten Unterschiede (s. Tab. 15-32 im Anhang), weshalb die Messergebnisse in eine Gruppe zusammengefasst und analysiert werden.

Die Zuverlässigkeit der erhobenen Messergebnisse wird über die Analyse des Test-Retest-Korrelationskoeffizienten bestimmt. Hierbei werden die Ergebnisse des besten Versuchs mit denen des zweitbesten Versuchs korreliert.

Die Reliabilitätskoeffizienten der Kraftkennwerte der statischen, exzentrischen und dynamischen Arbeitsweise liegen überwiegend zwischen  $r = 0.90$  und  $0.99$ , was auf sehr gute bis ausgezeichnete reliable Messergebnisse schließen lässt. Vereinzelt sind niedrigere Reliabilitätskoeffizienten zwischen  $0.67$  und  $0.89$  zu finden (s. Tab 9-2).

In Untersuchungen von TUSKER (1994), KIBELE/GOLLHOFER/MÜLLER (1989) werden vergleichbare Angaben gemacht.

Tab. 9-2: Ergebnisse der Berechnung des Test-Retest-Korrelationskoeffizienten der Kraftparameter der Ellbogenbeuge- und Ellbogenstreckmuskulatur (Best-Zweitbest-Versuch) ( $n = 10$ ).

	Variable	Koeffizient		Variable	Koeffizient
Mm. biceps br.			Mm. triceps br.		
	MK	0.9979		MK	0.9718
	AK	0.9971		AK	0.9896
	EK	0.9352		EK	0.9917
	EX	0.9348		EX	0.9945
	rEK	0.7511		rEK	0.9033
	M2	0.6725		M2	0.9428
	M4	0.8972		M4	0.7629
	M6	0.9889		M6	0.9836
	M8	0.9992		M8	0.9973
	M10	0.9810		M10	0.9984

Durchschnittlich trainieren die Versuchspersonen 5 x pro Woche, die Anzahl der Dehneinheiten liegt ebenfalls durchschnittlich bei 5. Außer bei 2 Athleten, die zusätzliches Dehntraining absolvieren, finden die Dehneinheiten im Rahmen des Aufwärmens statt. Die Dehndauer beträgt durchschnittlich 15 Sekunden (10 Sekunden Minimum, 20 Sekunden Maximum). Zur Frage der Gestaltung des üblichen Aufwärmprogramms im Training, nennen 70% der Athleten folgenden Ablauf: Einlaufen, statisches Stretching mit anschließender Schwunggymnastik. 2 Versuchspersonen differenzieren je nach Trainingsinhalt zwischen statischem Dehnen und Schwunggymnastik, 1 Versuchsperson führt Laufen, statisches Stretching mit anschließenden Koordinationsübungen an.

Die Versuchspersonen machten im Anschluss an die Krafttests freiwillig Angaben zu den jeweiligen Dehnmethode. Einige von ihnen sollen hier exemplarisch aufgeführt werden.



Aussagen zum *Anspannungs-Entspannungs-Dehnen*:

„Durch das Dehnen habe ich mich gut erholt. Es war ein aktives Vorbereiten durch Dehnen auf die Kraftleistung“

„Dies Dehnen ist besser als das Federn“

„Ich habe das Gefühl, dass ich dadurch eine bessere Spannung für nachher erzeugen kann“

„Gute Dehntechnik, ich kann danach das Gewicht besser bewältigen“.

Aussagen zum *intermittierenden Dehnen*:

„Das ist die angenehmste Dehnung von allen“

„Man wird hierdurch lockerer“

„Dadurch kann man seine Kraftleistungen steigern“

„Nach dynamischer Ausführung fühle ich mich besser als nach Stretching, angenehmes Gefühl“

„Diese Dehnung ist nicht förderlich für die Kraftentfaltung“.

Aussagen zum *statischen Dehnen*:

„Unangenehm, das ist mir zu lang“

„Stretching ist besser als das intermittierende Dehnen“

„Stretching macht nicht so fit“.

(1) Analyse der Mittelwerte

Der Vergleich der Kennwerte (Mittelwerte aus drei Versuchen), sowie die prozentualen Differenzen vor und nach dem Dehnen kann den Tab. 15-26, 15-27 und 15-33 (s. Anhang) entnommen werden.

Die Ergebnisse der Varianzanalyse sind in der folgenden Tabelle 9-3 zusammengestellt.

Tab. 9-3: *Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Kraftparameter der Ellbogenbeuge- und Ellbogenstreckmuskulatur anhand der Mittelwerte aus 3 Versuchen (n = 10).*

Variable	Dehnmethode		Dehnstatus		Dehnmethode * Dehnstatus	
	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
Mm. biceps brachii						
MK	.070	n.s.	.314	n.s.	.253	n.s.
AK	.104	n.s.	.003	sig. **	.219	n.s.
EK	.107	n.s.	.275	n.s.	.249	n.s.
EX	.045	sig. *	.098	n.s.	.401	n.s.
rEK	.131	n.s.	.894	n.s.	.505	n.s.
Mm. triceps brachii						
MK	.554	n.s.	.545	n.s.	.637	n.s.
AK	.647	n.s.	.253	n.s.	.915	n.s.
EK	.096	n.s.	.687	n.s.	.637	n.s.
EX	.041	sig. *	.800	n.s.	.830	n.s.
rEK	.020	sig. *	.632	n.s.	.436	n.s.

Da sich keine weiteren Erkenntnisse aus der Analyse der gemittelten Werte ergeben, die über die des besten Versuchs hinausgehen, werden hier nur die wichtigsten Ergebnisse zusammengefasst. Auf eine grafische Darstellung wird hier verzichtet. Eine ausführliche Beschreibung der Ergebnisse erfolgt über die Analyse der Bestwerte.

#### Maximalkraft, exzentrische Maximalkraft

Nach A ergibt sich eine prozentuale Verschlechterung der *Maximalkraft*werte der Mm. biceps um -4,7% und der Mm. triceps um -3,1%. Nach den Dehnprogrammen I und S zeigen sich im Vergleich des Vor- und Nachttests geringfügige Verringerungen bzw. Zunahmen (nach I für Biceps +1,5%, für Triceps -1,5%, nach S für Biceps -0,6% und für Triceps +1,9%).

Die Kennwerte der Maximalkraft der Mm. biceps br. ( $p = .314$ ) und der Mm. triceps br. ( $p = .545$ ) werden durch das Dehnprogramm nicht signifikant beeinflusst. Die drei angewandten Dehnmethoden unterscheiden sich in ihrer Wirkung nicht überzufällig voneinander (Biceps  $p = .070$ , Triceps  $p = .554$ ). Die Interaktion zwischen den Faktoren Dehnmethode und Dehnstatus bringt keine signifikante Wechselwirkung hervor ( $p = .253$  für Biceps und  $p = .637$  für Triceps).

Das Dehnen wirkt sich insgesamt leistungsmindernd auf die sich anschließende *exzentrische Maximalkraft* aus. Prozentual verändern sich die Kraftkennwerte der Mm. biceps nach A um -3,5%, nach I -1,0%, nach S -2,1%, die Werte der Mm. triceps durchschnittlich nach A um -1,4%, nach I -3,3%, nach S -1,1%.

Die geringeren Werte der Biceps nach dem Dehnen werden mit einem hochsignifikanten Effekt des Faktors Dehnstatus ( $p = .003$ ) bestätigt (Triceps  $p = .253$ , n. s.). Die Paarvergleiche mittels Kontraste vor und nach den Dehnmethoden erbringen nach A ein signifikantes Resultat ( $p = .036$ ), nach I ( $p = .094$ ) und nach S ( $p = .089$ ) nicht signifikante Werte für die Mm. Biceps br.

Insgesamt kann bei beiden Muskeln kein signifikanter Unterschied zwischen den Dehnmethoden (Biceps  $p = .104$ , Triceps  $p = .647$ ) und der Interaktion Dehnmethode\*Dehnstatus (Biceps  $p = .219$ , Triceps  $p = .915$ ) festgehalten werden.

#### Explosivkraft

Für die *maximale Explosivkraft*, also der maximale Anstieg in der Kraft-Zeit-Kurve gegen einen statischen Widerstand, ergibt sich folgendes Bild: Die gemittelten prozentualen Differenzen vor und nach dem Dehnen der Mm. biceps br. nach der Methode A betragen -11,8% (!), nach I -3,0% und nach S +9,5% (!), nach dem Dehnen der Triceps nach A um -0,4%, nach I -3,2%, nach S +6,8%.

Die Explosivkraftwerte des Krafttests 2 sind nach A und I im Mittel niedriger als in Krafttest 1, nach dem Stretching jeweils leicht erhöht aber statistisch nicht bedeutsam (M. biceps Faktor Dehnmethode  $p = .107$ , Dehnstatus  $p = .275$ , Interaktion  $p = .249$ ; M. triceps Faktor Dehnmethode  $p = .096$ , Dehnstatus  $p = .687$ , Interaktion  $p = .637$ ). In der Wirkung der drei Dehnmethoden bei beiden untersuchten Muskeln kann kein überzufälliger Unterschied nachgewiesen werden.

Die Werte der *mittleren Explosivkraft*, welche den Kraftanstieg im mittleren Bereich des Kraft-Zeit-Verlaufes beschreiben, verändern sich durchschnittlich für die BB nach A prozentual um -10,2%, nach I um -5,5%, nach S +8,9%, die Kraftwerte der TR nach A um -0,6%, nach I um -3,7%, nach S um +3,9%.

Diese Veränderungen durch das Dehnen sind jedoch nicht statistisch bedeutsam (Faktor Dehnstatus Biceps  $p = .098$ , Triceps  $p = .800$ ). Der signifikante Effekt bzgl. der Dehnmethoden für beide Muskeln (M. biceps  $p = .045$  und M. triceps  $p = .041$ ) ergibt sich aus den höheren Mittelwerten von I in Krafttest 1 und 2 im Vergleich zu A und S. Der Vergleich der Werte von Krafttest 2 zeigt allerdings keinen signifikanten Unterschied zwischen den Dehnmethoden.

Die *relative Explosivkraft* wird ausgedrückt in der Zeit, die benötigt werden würde, um mit dem mittleren Anstieg den jeweiligen Maximalkraftwert zu erreichen. Die mittleren prozentualen Veränderungen der Kontraktionszeiten betragen für die Biceps nach A +6,4%, nach I +8,2%, nach S -0,6%, für die Triceps nach A +0,1%, nach I +4,8%, nach S -5,6%. Es ist zu berücksichtigen, dass im Krafttest 1 und 2 bei I die jeweils kürzesten Zeiten erzielt werden. Diese Unterschiede werden in Form eines signifikanten p-Wertes für den Faktor Dehnmethode für Mm. triceps  $p = .020$  ausgedrückt (für Mm. biceps br.  $p = .131$  n. s.). Der Kontrast-Vergleich der Werte von Krafttest 2 ergibt keinen signifikanten Unterschied zwischen den Methoden.

Der Faktor Dehnstatus erweist sich als nicht signifikant mit  $p = .894$  für Mm. biceps und  $p = .632$  für Mm. triceps, ebenso die Interaktion Dehnstatus mit Dehnmethode (Mm. biceps  $p = .505$  und Mm. triceps  $p = .436$ ).

Wegen vereinzelt fehlender Werte bzw. fehlerhaften Messungen durch Schläge wurden die Mittelwerte aus mehreren Versuchen der dynamischen Maximalkrafttests nicht berechnet.

## (2) Analyse der Bestwerte

Gerade bei Leistungssportlern in Schnellkraftsportarten ist die Abschätzung des Leistungsvermögens von großem Interesse, insbesondere ob individuelle Bestwerte nach bestimmten Dehnübungen bzw. Dehnmethoden erbracht werden können. Deshalb sollen im Folgenden die Ergebnisse aus der Analyse des jeweils besten Wertes aus zwei bzw. drei Versuchen betrachtet werden.

Die statistischen Kennwerte der Kraftparameter vor und nach dem Dehnen sowie die prozentualen Differenzen sind in den Tabellen 15-28 bis 15-31 und 15-34 (s. Anhang) aufgelistet.

Im Anschluss an die Absatzüberschriften finden sich jeweils dazugehörige Abbildungen, die die Darstellung der Ergebnisse veranschaulichen sollen.

Die Ergebnisse der Varianzanalyse der Werte des besten Versuchs sind der folgenden Tabelle 9-4 enthalten.

Tab. 9-4: Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethode auf die Kraftparameter der Ellbogenbeuge- und Ellbogenstreckmuskulatur anhand der Bestwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen ( $n = 10$ ).

Variable	Dehnmethode		Dehnstatus		Dehnmethode * Dehnstatus	
	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
<b>Mm. Biceps br.</b>						
MK	.004	sig.**	.026	sig.*	.426	n.s.
AK	.117	n.s.	.005	sig.**	.012	sig.*
EK	.209	n.s.	.134	n.s.	.433	n.s.
EX	.150	n.s.	.075	n.s.	.365	n.s.
rEK	.065	n.s.	.505	n.s.	.124	n.s.
M2	.184	n.s.	.211	n.s.	.143	n.s.
M4	.309	n.s.	.295	n.s.	.327	n.s.
M6	.224	n.s.	.171	n.s.	.283	n.s.
M8	.231	n.s.	.954	n.s.	.540	n.s.
M10	.472	n.s.	.358	n.s.	.628	n.s.
<b>Mm. Triceps br.</b>						
MK	.479	n.s.	.868	n.s.	.723	n.s.
AK	.749	n.s.	.211	n.s.	.764	n.s.
EK	.097	n.s.	.586	n.s.	.776	n.s.
EX	.061	n.s.	.382	n.s.	.694	n.s.
rEK	.178	n.s.	.629	n.s.	.453	n.s.
M2	.244	n.s.	.419	n.s.	.939	n.s.
M4	.232	n.s.	.582	n.s.	.150	n.s.
M6	.743	n.s.	.597	n.s.	.693	n.s.
M8	.981	n.s.	.076	n.s.	.199	n.s.
M10	.390	n.s.	.615	n.s.	.065	n.s.

## Maximalkraft

Wird jeweils nur der beste Wert aus drei Versuchen analysiert, so sind die Maximalkraftwerte für die Mm. biceps br. prozentual nach A um -3,9% und nach S um -3,4% niedriger und nach I um +0,5% besser. Die Kräfteinsätze der Triceps sind nach dem A-Dehnen um -0,9% geringer, nach den anderen beiden Methoden finden sich geringe Steigerungen (nach I um +1,6%, nach S um +2,3%).

Varianzanalytisch kann für die Abnahme der Werte von Krafttest 2 für die Mm. biceps br. ein signifikanter Effekt für den Faktor Dehnstatus ( $p = .026$ ) nachgewiesen werden sowie ein signifikanter Unterschied bezüglich der Dehnmethode festgestellt werden (Dehnmethode  $p = .004$ ). Die Interaktion Dehnmethode\*Dehnstatus  $p = .426$  ist nicht signifikant. In den Kontrasten sind die Unterschiede der Kraftwerte von Krafttest 2 zwischen A und I hochsignifikant ( $p = .001$ ).

Für die Triceps erweisen sich die Veränderungen der Kraftkennwerte nach dem Dehnen als statistisch nicht bedeutsam (Dehnstatus  $p = .868$ , Dehnmethode  $p = .479$ , Interaktion Dehnmethode und Dehnstatus  $p = .723$ ).

Beachtenswert erscheinen hier die maximalen individuellen Veränderungen für die Mm. triceps nach A von +30,5% bis -26,6%, nach I von +17,2% bis -17%, nach S von +18,6% bis -27,7%!

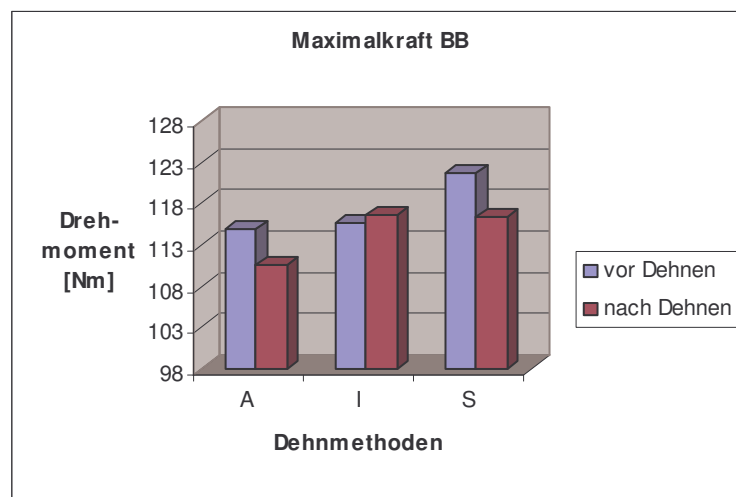


Abb. 9-2: Maximalkraft der *Mm. biceps br.* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

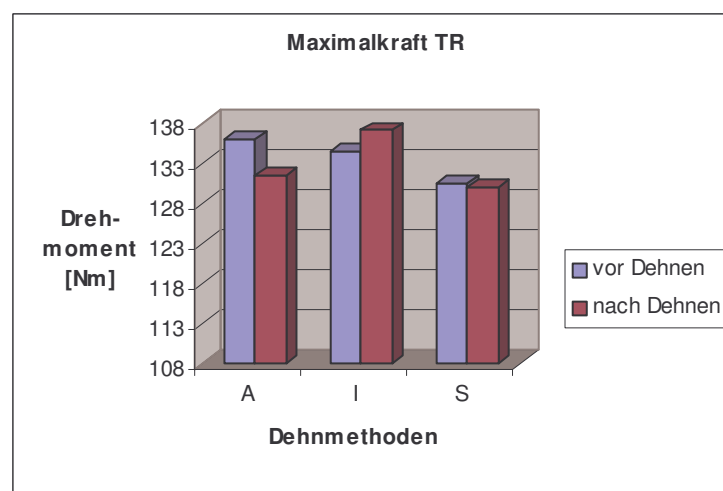


Abb. 9-3: Maximalkraft der *Mm. triceps br.* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

### Exzentrische Maximalkraft

Nach dem Dehnen erreichen die Sportler jeweils geringere Kraftwerte als im Vortest, die mittlere prozentuale Verringerung für BB liegt nach A bei -4,4%, nach I bei -0,4% und nach S bei -3,5%. Diese Leistungsminderung zeichnet sich in einem hochsignifikanten Effekt für die *Mm. biceps br.* mit  $p = .005$  für den Faktor Dehnstatus und einer signifikanten Wechselwirkung mit dem Faktor Dehnmethode ( $p = .012$ ) ab. Über die Kontraste wird die Abnahme der Kraftwerte zwischen Krafttest 1 und 2 nach A mit  $p = .021$  und nach I mit  $p = .022$  bestätigt. Allerdings kann zwischen den Dehnmethoden kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden ( $p = .117$ ).

In der Einzelbetrachtung hat I den geringeren negativen Einfluss mit einer einzelnen Verschlechterung um -2,7% im Vergleich zu A mit -12,6% und S mit -10,5% für die *Mm. biceps*. Das Dehnprogramm scheint sich sichtlich negativ auf die darauffolgende Kraftentwicklung für diese Muskeln auszuwirken.

Die Abnahme der Kraftkennwerte der Absolutkraft ist für die Mm. triceps ebenfalls erkennbar. Prozentual sind die Werte im Mittel nach A um -1,5% geringer, nach I um -2,3% und nach S um -2,7% reduziert. Diese Feststellungen sind statistisch nicht signifikant (Dehnstatus  $p = .211$ , Dehnmethode  $p = .749$ , Interaktion Dehnstatus mit Dehnmethode  $p = .764$ ).

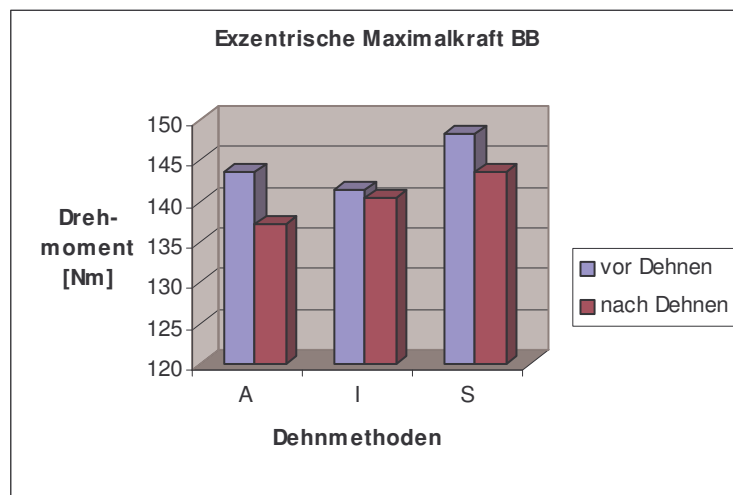


Abb. 9-4: Exzentrische Maximalkraft der Mm. biceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

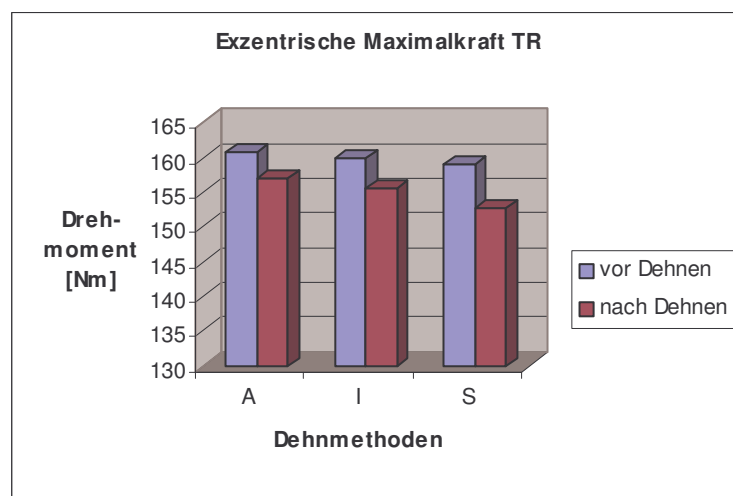


Abb. 9-5: Exzentrische Maximalkraft der Mm. triceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

#### Maximale Explosivkraft, mittlere Explosivkraft, relative Explosivkraft

Die *maximale Explosivkraft* für die Mm. biceps br. weist die Tendenz auf, nach den Dehnprogrammen geringere Werte anzunehmen. Nach A erfolgt die Kraftentfaltung im Mittel um -7,9% weniger schnell, nach I um -6,0%. Nach S ist eine prozentuale Steigerung um +7,2% zu erkennen, die Streuung der Werte darf jedoch nicht übersehen werden. Die prozentualen Differenzen der Kraftkennwerte der Triceps vor und nach dem Dehnen betragen nach A +3,2%, nach I -3,0% und nach S +4,3%.

Diese Veränderungen der Explosivkraftwerte sind, unabhängig von den verschiedenen Methoden, statistisch nicht signifikant (Biceps: Dehnmethode  $p = .209$ , Dehnstatus  $p = .134$ , Interaktion Dehnmethode mit Dehnstatus  $p = .433$ ; Triceps: Dehnmethode  $p = .097$ , Dehnstatus  $p = .586$ , Wechselwirkung Dehnmethode mit Dehnstatus  $p = .776$ ).

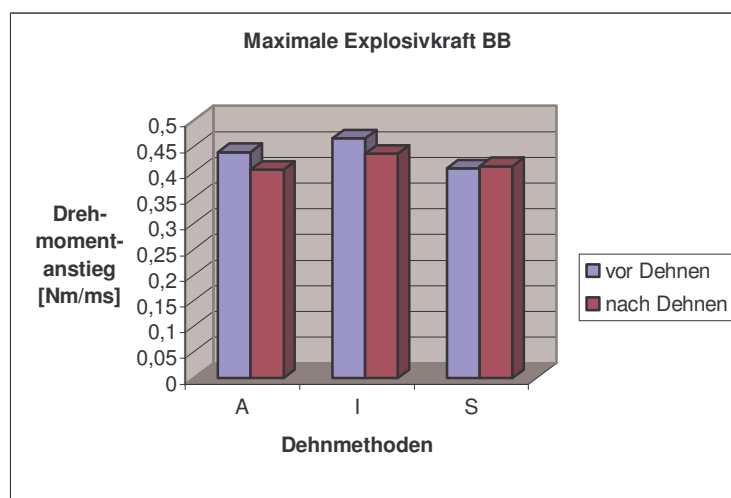


Abb. 9-6: Maximale Explosivkraft der *Mm. biceps br.* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

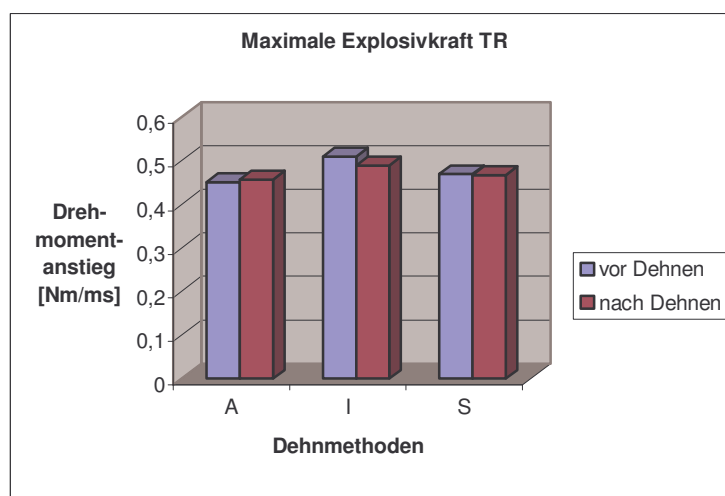


Abb. 9-7: Maximale Explosivkraft der *Mm. triceps br.* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

Der Mittelwert der *mittleren Explosivkraft* verringert sich durch das A-Dehnen für die *Mm. biceps br.* von 0,31 im Vortest auf 0,28 im Nachtest, bei I von 0,34 auf 0,31. Diese Abnahmen lassen sich prozentual mit -13,2% (nach A) und mit -6,5% (nach I) ausdrücken. Das Stretching bewirkt eine mittlere Verbesserung um +6,5%.

Für die TR zeigen sich Abnahmen der Explosivkraftmittelwerte nach I und S, und gleichem Mittelwert nach dem A-Dehnen wie im Vortest.

Für beide untersuchten Muskeln ergibt die varianzanalytische Berechnung keine statistisch signifikanten Effekte bzgl. des Faktors Dehnstatus (BB  $p = .075$ , TR  $p = .382$ ), des Faktors Dehnmethode (BB  $p = .150$ , TR  $p = .061$ ) und der Interaktion (Dehnstatus mit Dehnmethode BB  $p = .365$ , TR  $p = .694$ ).

Die individuellen Abnahmen der TR liegen nach A bis zu -22,1%, nach I bis zu -30,1% und nach S bis zu -19,3% im Vergleich zum Vortest, demgegenüber stehen Zunahmen nach A bis zu +19,5%, nach I bis zu +15,6% und nach S +37,4% (Anm.: Ausreißer !).

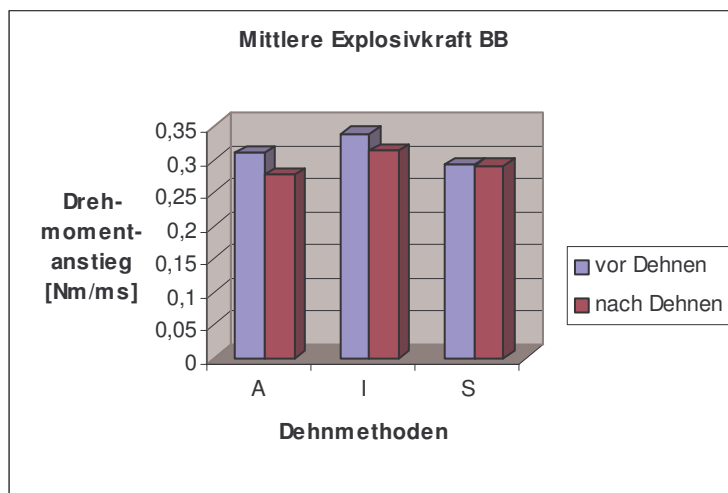


Abb. 9-8: Mittlere Explosivkraft der *Mm. biceps br.* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

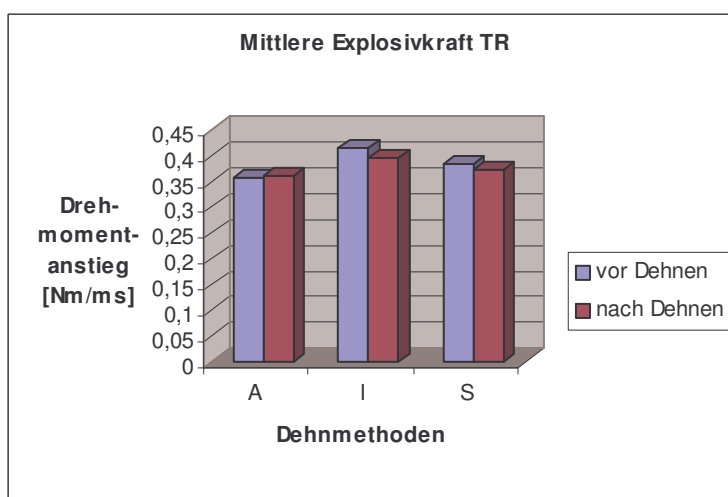


Abb. 9-9: Mittlere Explosivkraft der *Mm. triceps br.* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

Die *relative Explosivkraft* wird mit den mittleren Zeitdauern zum Erreichen des Kraftmaximums ausgedrückt. Die Zeiten der *Mm. biceps br.* verlängern sich nach dem Dehnen nach A (von 381 auf 435 ms) und I (von 343 auf 375 ms), wobei nach S von 430 in Krafttest 1 auf dem Mittelwert von 386 ms im Krafttest 2 gesteigert werden kann. Diese Veränderungen sind nicht signifikant (Dehnstatus  $p = .505$ ), ebenso der Faktor Dehnmethode mit  $p = .065$  und die Interaktion Dehnmethode\*Dehnstatus ( $p = .124$ ). Die mittleren prozentualen Zunahmen der Zeitdauern liegen nach A bei +11,9%, nach I bei +9,9% und nach S eine Abnahme um -4,2% (hier sollte der geringere Ausgangswert im Vortest berücksichtigt werden).

Für die *Mm. triceps br.* zeichnet sich kein signifikanter Effekt bzgl. des Faktors Dehnstatus ab, d.h. die Sportler können nach dem Dehntreatment genauso explosiv arbeiten. Die Veränderungen der Zeitdauern (nach A Mittelwert Vortest 368 ms, Nachtest 360, nach I



Mittelwert Vortest 320, Nachtest 347 und nach S Mittelwert Vortest 346, Nachtest 344) müssen dem Zufall zugeschrieben werden und sind unabhängig von den Dehnmethoden.

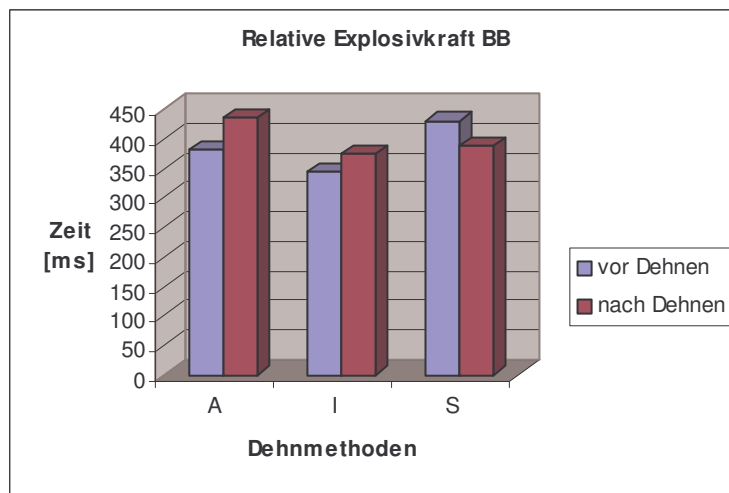


Abb. 9-10: Relative Explosivkraft der Mm. biceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

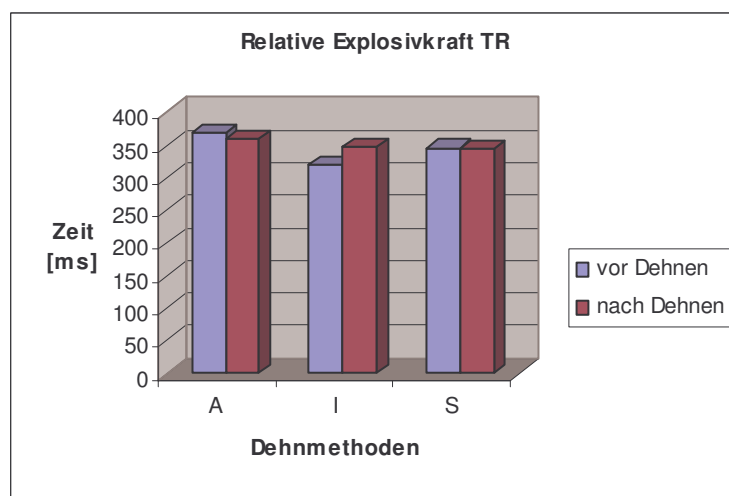


Abb. 9-11: Relative Explosivkraft der Mm. triceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

### Muskuläre Leistungsfähigkeit

Die muskuläre Leistungsfähigkeit wird als Drehmoment bei maximaler Leistung (beidarmig) bei 5 verschiedenen Geschwindigkeitsstufen erfasst. Die mittleren prozentualen Veränderungen vor und nach dem Dehnen für die Mm. biceps br. liegen für das A-Dehnen zwischen -0,8% und +1,8%, für I zwischen -0,6 und +7,8%, für S zwischen -6,3% und -2,2% (keine prozentualen Verbesserungen!), für die Mm. triceps br. bei A zwischen -1,0% und +8,1%, bei I zwischen -1,8% und +1,6%, bei S zwischen -4,6% und +1,2%.

Für die beiden untersuchten Muskeln ergeben sich keinerlei signifikante Veränderungen der Kraftwerte nach dem Dehnen, die Dehnmethode unterscheiden sich nicht überzufällig in ihrer Wirkung. Die Interaktionen zwischen dem Faktor Dehnstatus und Dehnmethode sind jeweils nicht signifikant (s. Tab. 9-4).

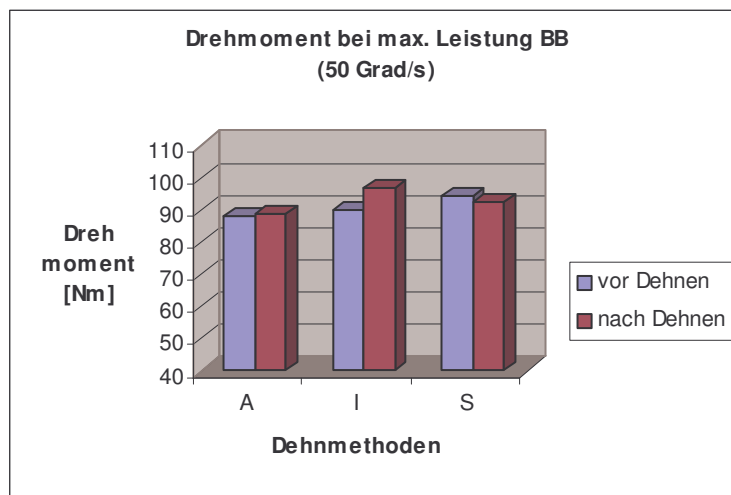


Abb. 9-12: Muskuläre Leistungsfähigkeit der *Mm. biceps br.* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer Winkelgeschwindigkeit von 50 Grad/s.

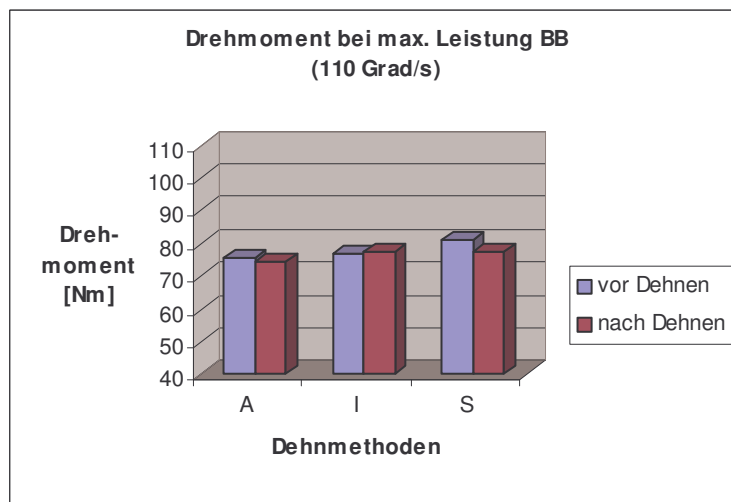


Abb. 9-13: Muskuläre Leistungsfähigkeit der *Mm. biceps br.* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von 110 Grad/s.

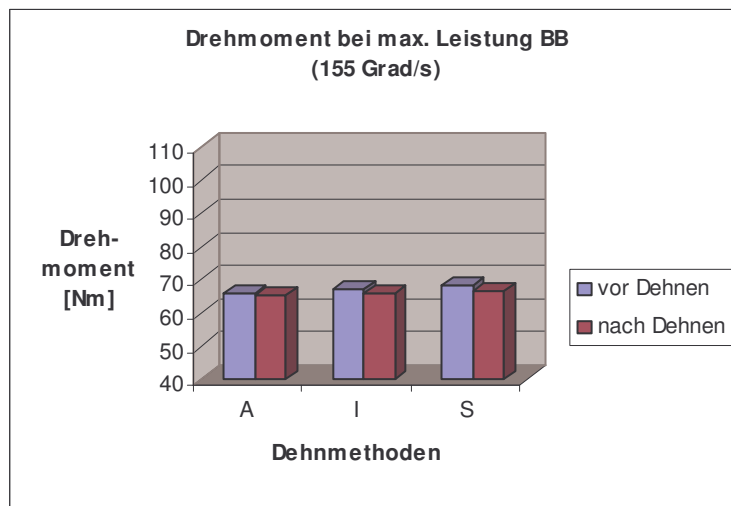


Abb. 9-14: Muskuläre Leistungsfähigkeit der *Mm. biceps br.* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von 155 Grad/s.

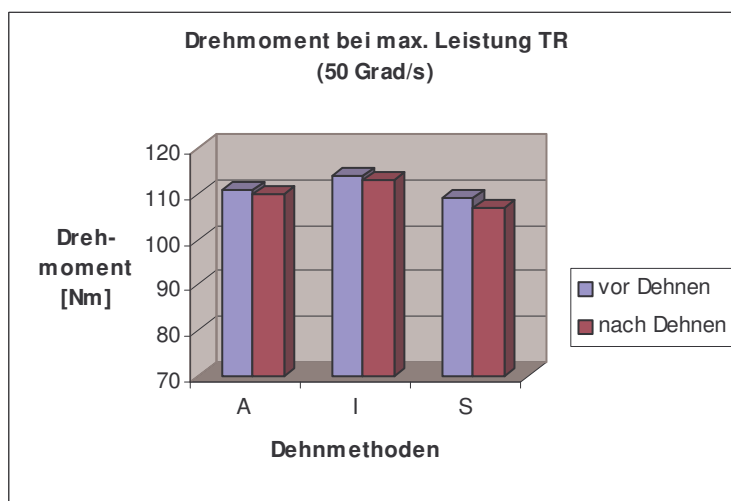


Abb. 9-15: Muskuläre Leistungsfähigkeit der *Mm. triceps br.* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von 50 Grad/s.

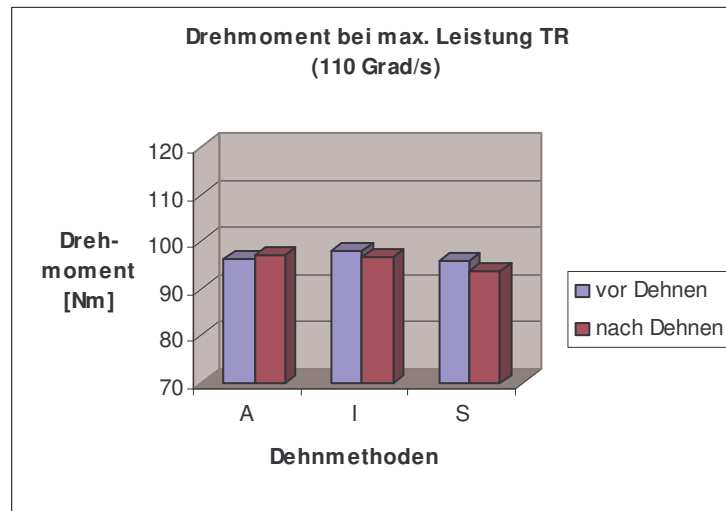


Abb. 9-16: Muskuläre Leistungsfähigkeit der *Mm. triceps br.* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von 110 Grad/s.

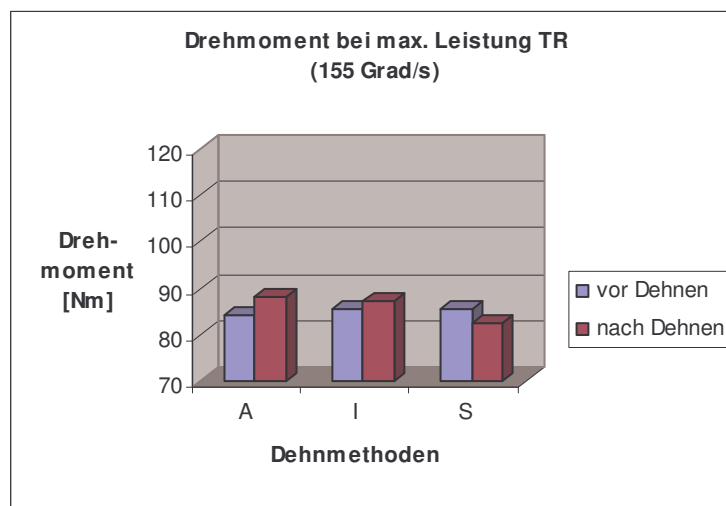


Abb. 9-17: Muskuläre Leistungsfähigkeit der *Mm. triceps br.* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von 155 Grad/s.

### (3) Klärung der Hypothesen

Für die Klärung der Hypothesen wird Tab. 9-4 verwendet, da hier die Wirkung der Dehnmethode auf das Leistungsmaximum der Kraftparameter zum Ausdruck kommt.

Hypothese 1 kann für *Mm. biceps br.* nur für die Maximalkraft angenommen werden, denn hier können unterschiedliche Wirkungen der Methoden konstatiert werden. Für die anderen Kraftparameter (exzentrische Maximalkraft, Explosivkraftparameter, muskuläre Leistungsfähigkeit) muss sie verworfen werden.

Für *Mm. triceps br.* kann die Hypothese 1 für alle Kraftparameter nicht bestätigt werden, denn die Wirkung der angewendeten Dehnmethode unterscheidet sich nicht.

In Hypothese 2 wurde die Annahme getestet, dass ein kurzes Dehnprogramm die darauffolgende Kraftleistung beeinflusst.

Hypothese 2 wird für *Mm. biceps br.* für die Parameter maximale Explosivkraft, mittlere Explosivkraft, relative Explosivkraft, Drehmoment bei maximaler Leistung verworfen, denn das Dehnen weist hier keinen Einfluss auf die Kraftentwicklung auf. Die Parameter Maximalkraft und exzentrische Maximalkraft nehmen nach dem Dehnen signifikant geringere Werte an, weshalb Hypothese 2 hier verifiziert wird.

Für die *Mm. triceps br.* kann Hypothese 2 nicht angenommen werden, denn das Dehnen wirkt sich auf die Kraftparameter nicht signifikant leistungsmindernd aus.

## 9.4 Diskussion der Ergebnisse

### (1) Wirkung der Dehnmethode

Aus dem Vergleich der Dehnmethode für die *Mm. biceps br.* resultiert eine unterschiedliche Wirkung für den Parameter *Maximalkraft*. Die Analyse der Bestwerte ergibt einen hochsignifikanten Unterschied für den Faktor Dehnmethode (*Maximalkraft*  $p = .004$ ). In der Analyse der gemittelten Werten wird ein signifikantes Ergebnis knapp verfehlt (*Maximalkraft*  $p = .070$ ). Das dynamische Dehnen wirkt sich günstiger auf die *Maximalkraftentwicklung* aus, als die beiden statischen Dehnmethode. Nach I können die maximalen Krafteinsätze teilweise noch gesteigert werden, A und S führen zu einer Verringerung der Werte!

Der ständige Wechsel zwischen Dehnung und Entdehnung und die mögliche geringfügige Wärmebildung beim intermittierenden Dehnen könnte die *Mm. biceps br.* in einen Zustand versetzt haben, der die Werte des Vortests und sogar leichte Steigerungen ermöglichte. Eine zusätzliche Erklärung wäre, dass der Creeping-Effekt nach dem intermittierenden Dehnen nicht einsetzt, da die Reizdauer für die Längen Anpassung zu kurz ist. Deshalb sind maximale Krafteinsätze weiterhin möglich. Ob darüber hinaus die intra- und intermuskuläre Koordination sowie motivationale Faktoren (*Willensstoßkraft*, Ausschalten hemmender Faktoren) durch das intermittierende Dehnen beeinflusst werden, kann anhand dieser Untersuchung nicht geklärt werden.

Die Wirkung des Anspannungs-Entspannungs-Dehnens unterscheidet sich nicht wesentlich von der des statischen Dehnens. Allerdings hat das A-Dehnen im Vergleich zum intermittierenden Dehnen für maximale Krafteinsätze der *Biceps* eine ausgeprägte leistungshemmende Wirkung.

Die *Maximalkraftparameter* der *Mm. triceps* weisen keinerlei Unterschiede hinsichtlich des Einflusses der verschiedenen Methoden auf.

In der Untersuchung von KOKKONEN/NELSON (1996) zeigten sich nach statischem Dehnen signifikant schlechtere Ergebnisse der *Maximalkraft* der Beinmuskulatur als nach dynamischen Dehnen. Dies entspricht teilweise den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung. Jedoch können die Ergebnisse von KOKKONEN/NELSON nur bedingt zum Vergleich herangezogen werden (Untersuchung der Beinmuskulatur!).

Da es bisher keine Untersuchung zur Wirkung von Dehnmethode auf das Kraftverhalten der oberen Extremitäten gibt, kann kein weiterer Vergleich vorgenommen werden.

Die Analyse der Mittelwerte zeigt anhand der Parameter *mittlere Explosivkraft* für *Biceps* und *Triceps* und des Parameters *relative Explosivkraft* für *Triceps* signifikante Unterschiede zwischen den Dehnmethode.

Für die mittlere Explosivkraft ergeben sich jeweils vor und nach dem I-Dehnen die höchsten Werte im Vergleich zu den anderen Methoden. Für die relative Explosivkraft erweist sich das dynamische Dehnen ebenfalls günstiger, d. h., um einen hohen Kraftwert zu erzielen, wird bei I weniger Zeit benötigt als bei A oder S. Allerdings zeigt der Vergleich der Kraftwerte des Krafttest 2 keine signifikanten Unterschiede. Das bedeutet, dass bei I im Krafttest 1 und 2 jeweils höhere Explosivkräfteeinsätze als bei A und S möglich sind, die unmittelbare Wirkung der Dehnmethode unterscheidet sich jedoch nicht.

Aus der Analyse der *dynamischen Kräfteeinsätze* bei beiden untersuchten Muskeln ergibt sich kein unterschiedlicher Einfluss der 3 Dehnmethode.

In einer Untersuchung von JOCH/ÜCKERT (2001) wurde an Sportstudenten und Sportstudentinnen der Einfluss des Aufwärmens (Laufen, Sprung-, Dehn-, Kräftigungsübungen) auf die Schnellkraftleistung der oberen Extremitäten (Schrägausstoßer und arm-press am Kraftschlitten) näher betrachtet. Es wurden nur geringfügige Leistungssteigerungen gegenüber dem unaufgewärmten Zustand erbracht. Trotzdem wurde deutlich, dass besonders Schnellkeitsleistungen von der Wärmeregulation profitieren (JOCH/ÜCKERT 2001, 18). Beim intermittierenden Dehnen wird durch die ständige Bewegung - wenn auch geringfügig - Wärme produziert, was sich in den oben genannten Ergebnissen andeuten könnte. Nach der Einschätzung der Versuchspersonen ist das intermittierende Dehnen eine angenehme Dehnmethode, die zur Lockerung der Muskulatur und Steigerung der Leistungsbereitschaft vor Kraftleistungen beiträgt.

Ingesamt sprechen die Ergebnisse eher für ein dynamisches Dehnen - wenn überhaupt - zwischen Kräfteeinsätzen, da der Muskel auf die darauffolgenden Kraftbelastungen besser vorbereitet ist.

## (2) Wirkung des Dehnens auf die Kraftleistung

Die Betrachtung der Ergebnisse erweckt den Eindruck, dass das Dehnen sich unterschiedlich auf die untersuchten Muskeln auswirkt. Die Mm. biceps br. scheinen bei der statischen/exzentrischen Arbeitsweise empfindlicher zu reagieren als die Mm. triceps br. Die Bestwerte der Maximalkraft und exzentrischen Maximalkraft der Biceps sind nach dem Dehnen signifikant reduziert, wobei sich für die Mm. triceps br. kein signifikanter Effekt des Faktors Dehnstatus nachweisen lässt. Bezüglich der konzentrischen Arbeitsweise wird sowohl bei Biceps und Triceps kein signifikanter Einfluss des Dehnprogramms festgestellt. Die Analyse der Mittelwerte ergibt nur für den Parameter exzentrische Maximalkraft eine signifikante Verringerung der Kraftwerte nach dem Dehnen. Für alle weiteren Kraftparameter erreichen die Versuchspersonen innerhalb ihrer drei Versuche nach dem Dehnen durchschnittlich die gleichen Kraftleistungen wie vor dem Dehnen. Ansonsten sind hauptsächlich die Spitzenleistungen im Maximalkraft- und Absolutkraftbereich der Mm. biceps beeinflusst.

Die Ursache für das unterschiedliche Reagieren der Muskeln nach dem Dehnprogramm bei statisch/exzentrischer Arbeitsweise könnte physiologisch begründet werden.

Regelmäßiges Kraft- und Dehntraining von Leistungssportlern hat insgesamt eine Zunahme parallel geschalteter Titin-Myosin-Komplexfilamente zur Folge (WIEMANN 2000, 113), was zu einer Erhöhung der passiven Spannung im Muskel führt (KLINGE/MAGNUS-SON/SIMONSEN/AAGAARD/KLAUSEN/KJAER 1997). Titin ist verantwortlich für die Zentrierung der A-Bande während der Kontraktion und der Relaxation des Muskels (FÜRST 1999, 221). So wurde auch in der Untersuchung von KOKKONEN/NELSON/TARAWHITI/BUCKINGHAM/KALUHIOKALANI (2001) nach einem

8-wöchigem Maximalkrafttraining (3 x wöchentlich, 3 Sätze, 6 Wiederholungen bei 85% der Maximalkraft) eine Verbesserung der Kraftwerte der oberen Extremitäten festgestellt. Die Versuchsgruppe mit zusätzlichem Dehntraining (2 x 30 Min. Stretching) steigerte sich hochsignifikant.

Nach den Angaben der Versuchspersonen der Untersuchung wird durchschnittlich 5 x pro Woche trainiert. Bis auf 2 Athleten, die zusätzliches Dehntraining absolvieren, finden bei allen Vpn die Dehneinheiten im Rahmen des Aufwärmens statt. Es kann angenommen werden, dass die Muskulatur der Werfer über mehrere Jahre an Dehn- und Krafttrainingsreize gewöhnt ist und entsprechende Anpassungsprozesse abgelaufen sind.

Den Zusammenhang zwischen sportlichem Training und der Steigerung der Energiespeicherkapazität durch die Erhöhung des Titinanteils versuchten McBRIDE/TRIPLETT-McBRIDE/DAVIE/ABERNETHY/NEWTON (1998) näher zu beleuchten. An 19 Sportlern verschiedener Sportarten wurde mittels Nadelbiopsie ein Vergleich der Titin-Isoformen vorgenommen. Demnach haben Nichtsportler einen signifikant geringeren Anteil an T1-Titin und höheren an T2-Titin im Vergleich zu Kraftdreikämpfern und Sprintern. Diese beiden Gruppen von Sportlern besitzen wiederum einen signifikant höheren Gesamtanteil an Titin als die Gewichtheber. Der höhere Anteil an Titin 1 kann für die zusätzliche Energiegewinnung im Rahmen des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus eine Rolle spielen.

Ein höherer Titin-Anteil in der Muskulatur der leistungssportlich orientierten Versuchspersonen in U3 könnte sowohl für die nicht signifikanten Abnahmen der Kraftwerte der Triceps bei statischer und dynamischer Arbeitsweise als auch für die Explosivkraftparameter und die muskuläre Leistungsfähigkeit der Biceps verantwortlich sein. Wobei bemerkenswert erscheint, dass Dehnungen des M. triceps br. in der sportlichen Praxis weitaus regelmäßiger stattfinden als die des Biceps. Aus den Reaktionen der Versuchspersonen war zu erkennen, dass die Dehnübung für den M. biceps br. relativ ungewohnt bzw. sogar für manche Vpn neu war. Die signifikante Reduktion der Kraftkennwerte Maximalkraft und exzentrische Maximalkraft der Mm. biceps br. um durchschnittlich bis zu -4% nach dem Dehnprogramm könnte u.a. daraus resultieren, dass der Muskel solche Dehnbelastungen nicht gewöhnt ist.

Zudem gibt es Hinweise von FRIDEN/LIEBER (1992), dass Typ II-Fasern im Vergleich zu Typ I-Fasern mit schwächeren oder weniger stressresistentem Bindegewebe ausgestattet sind. Üblicherweise weisen die Armmuskeln mehr FT-Fasern auf als die unteren Extremitäten (GOLLNICK et al. 1974, TIHANY 1987, SALTIN/GOLLNICK 1983, HOLLMANN/HETTINGER 1990zit. in GÜLLICH 1996, 23). GROSSER/HERMAN/TUSKER/ZINTL (1987, 103) geben ein Verhältnis der Faserverteilung des M. triceps brachii zwischen FT-Fasern und ST-Fasern mit 66:34 und für M. biceps brachii mit 50:50 an, TIDOW/WIE-MANN (1993, 93) beschreiben den M. triceps brachii mit 70% Typ II-Fasern (Typ I = langsam und ermüdungsresistent, Typ II a = mittelschnell, Typ II b = schnell und leicht ermüdbar (TIDOW 1997a, 49). Neben einer höheren Kontraktionsgeschwindigkeit der FT-Fasern können diese auch eine wesentlich höhere Spannung entwickeln als ST-Fasern (GROSSER/STARISCHKA 1998, 50).

Inwieweit der M. biceps br. aufgrund seiner eher gleichmäßigen Muskelfaserverteilung in der Untersuchung teilweise empfindlicher auf das Dehnen reagiert als der M. triceps br., kann nicht eindeutig geklärt werden. Die Explosivkraft sowie die muskuläre Leistungsfähigkeit beider untersuchter Muskeln sind von dem vorgeschalteten Dehnen allerdings nicht signifikant reduziert.

### *Kontraktionsrückstand*

Die gewonnenen Ergebnisse verdeutlichen trotzdem, dass Dehnen vor Kraftbelastungen oder während des Krafttrainings keinen unerheblichen Einfluss auf die darauf anschließende Kraftleistung hat. Das kurze Dehnen mit je 15 Sekunden Dehdauer wirkt sich auf einige Kraftparameter sichtlich negativ aus. Deshalb ist es fraglich, ob die Empfehlung, zwischen den Kraftserien aufgrund des sog. „Kontraktionsrückstandes“ zu dehnen, Stand hält. Der Begriff „Kontraktionsrückstand“ taucht zunächst bei DORDEL (1975, 42) auf, der sich auf die Untersuchungen von RAMSEY und STREET (1940) bezieht.

„Nach stärkeren Kontraktionen, ... (d.h. unter etwa 65% von  $l_0$  (Anm.:  $l_0$  = Standardlänge entspricht 15% über der Gleichgewichtslänge), bleibt der Muskel verkürzt. Es bleibt ein Kontraktionsrückstand, der nur passiv, d. h. durch Dehnung beseitigt werden kann. Geschieht das nicht, stellt sich der Muskel auf diese neue Situation (Delta-Zustand (...) nach RAMSEY und STREET) in der Weise ein, dass Gleichgewichtslänge  $l_0$ , Standardlänge  $l_0$  und das Längen-Spannungs-Diagramm nach kleineren Werten verschoben sind. Der aus diesem  $\Delta$ -Zustand erneut gedehnte Muskel erzeugt insgesamt geringere Spannungskräfte als der aus dem Normalzustand gedehnte Muskel“ (DORDEL 1975, 42).

Weiterhin finden sich in der Literatur Anmerkungen zum Kontraktionsrückstand bei DIETRICH/BERTHOLD/BRENKE (1985, 53), MAEHL (1986, 42), KNEBEL (1988, 109), KNEBEL/HERBECK/HAMSEN (1990, 62), GASCHLER/HEINECKE (1990, 375f), die sich wiederum direkt oder indirekt auf DORDEL (1975) beziehen. Erst KLEE (1994, 36f) analysierte kritisch die Aussagen zum Kontraktionsrückstand von DORDEL (1975) und betont, dass die *in vitro* gefundenen Ergebnisse nicht auf das *in vivo* Verhalten der Skelettmuskulatur übertragen werden dürfen. Außerdem ist zu bedenken, dass Krafttraining in Muskellängenbereichen erfolgt, in denen auch nach RAMSEY/STREET (1940) kein Delta-Zustand zu erwarten ist.

Dehnungen werden u. a. zur Vermeidung von muskulären Dysbalancen auch zwischen Kräfteinsätzen empfohlen. Die Ergebnisse der hier durchgeführten Untersuchung zeigen, dass sich teilweise die Werte von statisch/exzentrisch erfassten Kraftparametern nach dem Dehnen verringern und somit keine maximale Kraftleistung erzielt werden kann. Das ist genau genommen kontraproduktiv zum eigentlichen Trainingsziel. Darüber hinaus ist nach Untersuchungen von WIEMANN (2000, 113) die Behandlung von muskulären Dysbalancen weniger durch Dehntraining als durch Hypertrophietraining eines defizitären Muskels zu empfehlen.

Vielleicht könnte ein bewusstes Schütteln und Lockern zwischen den Kraftserien eine bessere Möglichkeit darstellen, die Muskulatur nach Kontraktionen wie im Krafttraining wieder auf die Ruhedehnungslänge zu bringen. Schütteln und Lockern werden in der Praxis seit jeher ausgeübt.

„**Muskellockerung** durch gymnastische Entspannungs- und Lockerungsübungen in Form von freiem Ausschütteln und Schwingen der betreffenden Muskelpartien und Extremitäten.

Die Lockerung verringert die tonische Anspannung durch Veränderung der elastischen Eigenschaften des Muskels und Minderung des Niveaus der Dehnungsreflexe. Lockerungsübungen „fördern - außer ihrem direkten Zweck - die schnellste Wiederherstellung nach einer Belastung“ (ZACIORSKIJ 1968). Gelockerte Muskulatur ist für den technisch richtigen Bewegungsablauf genauso wichtig wie entsprechender Kräfteinsatz. Bei Schnellkraft- und Ausdauerleistungen z. B. führt mangelnde Gelöstheit zu erheblichem Kraftverlust, zeitiger Ermüdung, Verminderung und Einschränkung des Bewegungstempos“ (GROSSER/HERBERT 1983, 16).

Zudem sollen länger dauernde, statische Dehnungen eine Kompression von Blutgefäßen bewirken, wobei die Blutversorgung behindert wird (vgl. SCHOBER/KRAFT/WITTEKOPF/SCHMIDT 1990). Deshalb wäre, wenn überhaupt, ein kurzes dynamisches Dehnen eher angebracht.



## 9.5 Zusammenfassung

In U3 sollten die unmittelbaren Wirkungen von Muskeldehnungen auf darauffolgende Maximal- und Schnellkrafteinsätze der oberen Extremitäten untersucht werden, wobei die Wirkungen unterschiedlicher Dehnmethoden interessieren.

10 Leistungssportler aus dem Wurfbereich der Leichtathletik absolvierten an drei Tagen jeweils ein selbstständiges Aufwärmen, anschließend den Krafttest 1 für die statische und dynamische Maximalkraft am Drehmomentaufnehmer, danach ein kurzes Dehnprogramm nach einer der drei ausgelosten Dehnmethoden für die Mm. biceps br. bzw. die Mm. triceps br. und die Mm. pectoralis und zum Schluss den Krafttest 2. Die Krafttests waren identisch. Die Ergebnisse wurden varianzanalytisch aufbereitet.

Während sich die Dehnmethoden nicht signifikant auf die dynamische Maximalkraft der Mm. biceps br. auswirken, zeigt sich eine signifikante Abnahme der Maximalkraft und Absolutkraft prozentual bis zu -4,4%. Es können nach dem intermittierenden Dehnen signifikant höhere Werte der Mm. biceps br. erzielt werden als nach dem Anspannungs-Entspannungs-Dehnen. Für alle weiteren Kraftparameter erweist sich das dynamische Dehnen günstiger bzw. weniger leistungsmindernd, jedoch können keine signifikanten Unterschiede zwischen den Methoden nachgewiesen werden.

Die Kraftkennwerte für die Mm. triceps br. sind nach dem Dehnen ebenfalls tendenziell reduziert, jedoch nicht statistisch bedeutsam.

Insgesamt zeigt die Untersuchung, dass Muskeldehnungen zwischen Krafteinsätzen die Kraftentwicklung sehr wohl beeinträchtigen können und deshalb im Leistungssport nicht empfohlen werden sollten.

Dabei ist die Wahl der Dehnmethoden weniger entscheidend, auch wenn aus den Überlegungen und Erkenntnissen heraus eher ein dynamisches Dehnen oder ein Schütteln und Lockern vorzuziehen wäre.

## 10 Untersuchung 4 (U4): Der Einfluss von 3 Dehnmethoden auf die Maximalkraft und Schnellkraft der Kniestreck – und Kniebeugemuskulatur von Sportstudenten

### 10.1 Fragestellung

In U1 (Kap. 7) ergaben sich keine wesentlichen Unterschiede zwischen den Dehnmethoden bei einem Dehnprogramm mit 15 Sekunden Dehndauer für die Beinmuskulatur. Deshalb sollte in einer weiteren Untersuchung der Einfluss eines Dehnprogramms mit größerem Umfang näher beleuchtet werden. Außerdem wurde das Einlaufen, so wie es in der Praxis des Aufwärmens üblich ist, mit in Betracht gezogen.

Nach einer intensiveren „Behandlung“ des Muskel-Sehnen-Komplexes - durch Steigerung des Umfangs über eine längere Dehndauer und mehrere Serien - könnten die Dehneffekte im mechanischen Bereich deutlicher hervortreten (s. Kap 3.2 und 7.4).

Bei AVELA/KYRÖLÄINEN/KOMI (1999) wurde gezeigt, dass intensive wiederholte dynamische Dehnungen des M. triceps surae über 1 Stunde zur Abnahme der isometrischen Maximalkraft um 23,2% führten. Neben den veränderten kontraktile Eigenschaften des Muskels und der Änderung der Kraftübertragung vom Muskel auf die Sehne („Compliance“) wurde eine reduzierte Empfindlichkeit der Muskelspindeln aufgrund der wiederholten passiven Dehnungen angenommen. Die Wirkung des Dehtreatments war nach 15 Minuten nicht mehr nachzuweisen.

Nach den Untersuchungen von GUISSARD/DUCHATEAU/HAINAUT (1988a) liegt während einer 30-sekündigen passiven Dehnung eine reduzierte Erregbarkeit der Motoneuronen vor, die nur über wenige Sekunden danach aufrecht erhalten wird. Auch ROSENBAUM (1992) kommt nach seinen Untersuchungen zu dem Ergebnis, dass durch Stretching vorrangig die mechanischen Eigenschaften am Muskel-Sehnen-Komplex verändert werden.

Bei mehrfachen Dehnungen eines Skelettmuskels treten Dehneffekte wie Hysterese, Relaxation und Creeping auf, die auch am menschlichen Muskel in vivo aufgezeigt wurden (vgl. SCHÖNTHALER/OHLENDORF/OTT/MEYER/KINDERMANN/SCHMIDTBLEICHER 1998, 228). Creeping von kollagenem Gewebe erfolgt bei Dehnung bei gleichbleibender Spannung über die Zeit, das heißt Bindegewebe wird deformiert und kehrt anschließend nur langsam in die unbelastete Ausgangslänge zurück. Wie groß der Einfluss der Längenveränderung durch Hysterese („Dehnungsrückstand“) bei einer Serie von aufeinanderfolgenden Dehnungen auf eine darauffolgende Kraftbelastung ist, wurde bisher in vivo nicht bestimmt. Einen größeren Einfluss scheint theoretisch die Spannungsabnahme (Relaxation) zu haben, sie ist ebenfalls ein zeitabhängiges Phänomen. Nach TAYLOR/DALTON/SEABER/GARRETT 1990, 304) erfolgt die Relaxation nach den ersten 12-18 Sekunden, wobei sich nach den ersten vier Wiederholungen eine signifikante Abnahme der Dehnungsspannung zeigte. Über 80% der Verlängerung des Muskels war während der ersten 4 Dehnungen zu verzeichnen. Auch bei SCHÖNTHALER et al. (1998) verringerte sich die Spannung des Muskels im Laufe von mehreren Dehnungen über 90 Sekunden von der ersten mit 24,8% zur dritten mit 18,7%.

Eine Spannungsabnahme wäre vor allem für Kraftparameter wie der Explosivkraft und der exzentrischen Maximalkraft von Nachteil.

Ein praxisrelevanter Umfang von 3 mal 30 Sekunden Dehndauer je Muskelgruppe, der in der gängigen Literatur zum Thema Stretching empfohlen wird (vgl. BLUM/WÖLLZEMÜLLER 1987, 73; SÖLVEBORN 1983, 11; MARTIN/CARL/LEHNERTZ 1993, 224; GISLER 1998, 105), soll in dieser Untersuchung zum Einsatz kommen.

Wieder wird ein Vergleich der drei Dehnmethoden A, I und S vorgenommen. Die denkbaren Unterschiede in ihrer Wirkung wurden in U1 ausführlich beschrieben. Darüber hinausgehend können aufgrund des größeren Umfangs weitere Effekte aufgeführt werden.

Die wiederholten Kontraktionen bei 3 Serien des Anspannungs-Entspannungs-Dehnens kann die Spannung im Muskel wieder kurzfristig erhöhen, ein möglicher Dehnungsrückstand kann deshalb geringer ausfallen als nach der rein statischen Dehnung. Da die Blutversorgung durch das Verharren in einer Position über 30 Sekunden während der statischen Dehnung verringert sein könnte, kommt es im Gegensatz dazu beim intermittierenden Dehnen durch das ständige Dehnen und Entdehnen zu einer besseren Durchblutung und zusätzlichen Wärmebildung. Nach dem dynamischen Dehnen kann der Creeping-Effekt auch bei einem größerem Umfang geringer ausfallen als nach dem statischen Dehnen.

Die Fragestellungen dieser Untersuchung lauten demnach:

1. Welchen Einfluss hat ein Dehnprogramm mit mittlerem Umfang (4 Übungen mit je 3 x 30 Sekunden Dehndauer) auf Maximalkraft- und Schnellkraftparameter der Kniebeuge- und Kniestreckmuskulatur bei Sportstudenten?
2. Wie wirken sich hierbei unterschiedliche Dehnmethoden aus?

Folgende Hypothesen sollen überprüft werden:

- Hypothese 1: Die drei Dehnmethoden unterscheiden sich in ihrer kurzfristigen Wirkung auf Maximalkraft- und Schnellkraftleistungen der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur.
- Hypothese 2: Ein Dehnprogramm mit mittlerem Umfang beeinflusst die darauffolgende Maximal- und Schnellkraftleistung der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur.

## 10.2 Untersuchungsmethodik

Um die unterschiedlichen Wirkungen von 3 Dehnmethoden (A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen) heraus zu arbeiten, wurde ein Design mit kompletter Messwiederholung über die Faktoren Dehnstatus und Dehnmethode mit je drei Stufen konzipiert. Entsprechend wurden Krafttests im unaufgewärmten Zustand, nach dem Aufwärmen (d.h. vor dem Dehnen) und nach dem Dehnen ausgeführt.

### 10.2.1 Stichprobe

Die U4 wurde mit 15 männlichen Sportstudenten durchgeführt. Sie waren über einen öffentlichen Aushang im Zentralinstitut für Sportwissenschaften der TU-München aufgefordert worden, an der Untersuchung teilzunehmen. Es gab keine finanziellen Entschädigungen. Alle waren verletzungsfrei und waren als klinisch gesund einzustufen.

Tab. 10-1: Mittelwerte der Stichprobe der U4 (n=15).

	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Unterschenkellänge (cm)
Männer (n = 15)	26	181,4	76,7	39,6

### 10.2.2 Versuchsplan

Die Bestimmung der Kraftparameter der Oberschenkelmuskulatur wurde an drei unterschiedlichen Testtagen durchgeführt. Der Untersuchungszeitraum betrug etwa zwei Wochen. Zwischen den Testtagen lagen mindestens 2 Tage Pause. Die Reihenfolge der Dehnmethoden A, I, S wurde für jeden Probanden ausgelost. An jedem Testtag wurden drei Krafttests absolviert, damit die Kraftparameter im unaufgewärmten Zustand, nach einem 10-minütigem Lauf vor dem Dehnen und nach dem Dehnprogramm erfasst werden konnten. Der Ablauf der Testprozedur war an allen drei Untersuchungsterminen der gleiche. Die Gesamtdauer eines Untersuchungstermins betrug ca. 60 Minuten pro Versuchsperson. Vor Beginn der Krafttests machten die Versuchspersonen Angaben zu ihren Trainingsgewohnheiten. Die Vpn sollten vor dem Test keine sportlichen Aktivitäten vollzogen haben. Die Versuchsteilnehmer erklärten sich bereit, den ersten Krafttest auch im unaufgewärmten Zustand zu absolvieren. Die Versuchspersonen nahmen alle freiwillig an der Untersuchung teil und waren an den Ergebnissen sehr interessiert. Deshalb konnte eine bereitwillige und intensive Mitarbeit angenommen werden.

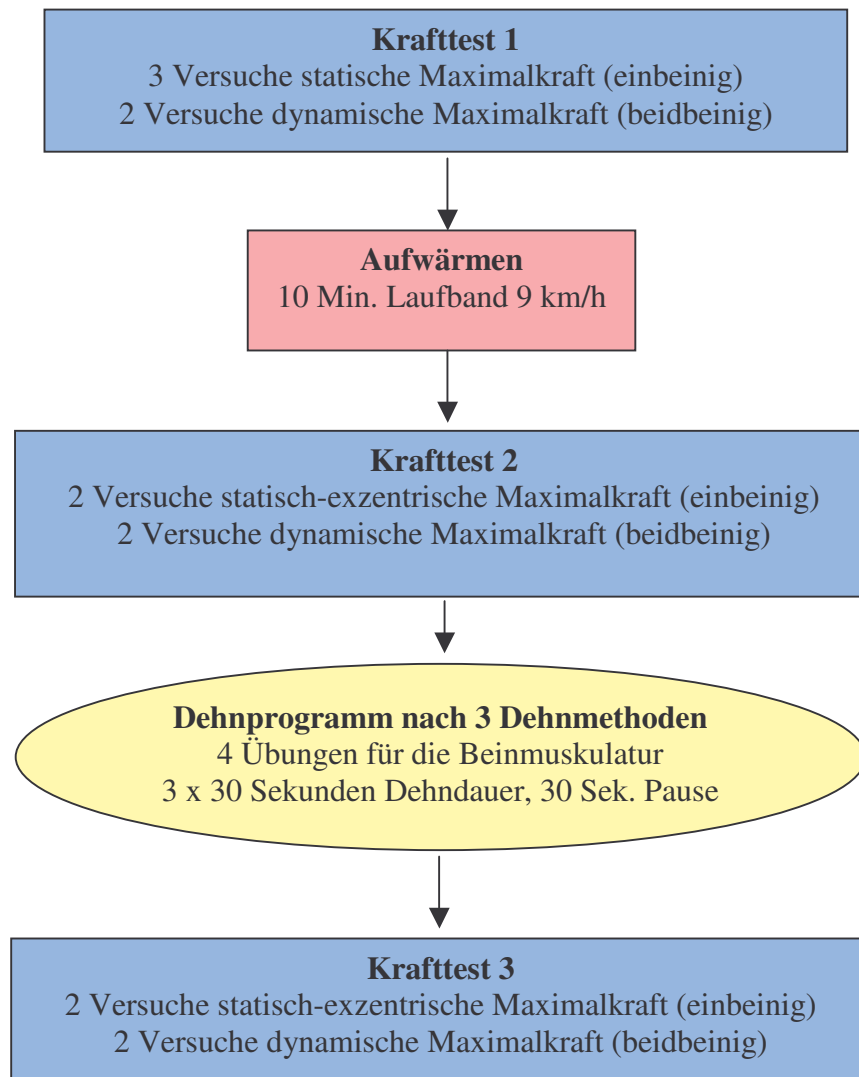


Abb. 10-1: Versuchsplan der U4 (n = 15).

- Krafttest 1

Im unaufgewärmten Zustand wurden je 3 Versuche zur Messung der statischen Maximalkraft für QU und BF sowohl rechts als auch links ausgeführt sowie je 2 Versuche zur Erfassung der dynamischen Maximalkraft der QU bzw. der BF beidbeinig bei 50 und 110 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit.

- Aufwärmen

Anschließend wärmten sich die Versuchspersonen auf dem Laufband 10 Minuten bei 9 km/h auf. Die Pulsfrequenzen sollten 130 bis 150 Schläge/Minute betragen und wurden mit Pulsmesser kontrolliert.

- Krafttest 2

Der zweite Krafttest erfolgte in aufgewärmtem Zustand unmittelbar nach dem Laufen (= vor dem Dehnen) mit je 2 Versuchen zur Messung der statischen-exzentrischen Maximalkraft für QU und BF rechts und links. Danach wurden 2 Versuche zur Erfassung der dynamischen Maximalkraft der QU bzw. der BF beidbeinig bei 50 und 110 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit vorgenommen.

- Dehnprogramm

Das Dehnprogramm für U4 entspricht den Übungen 1, 2, 5 und 6 (s. Anhang Kap 15.4) mit einer Dehndauer von 3 x 30 Sekunden und einer Pause von 35 Sekunden. Jede Versuchsperson führte am Testtag die 4 Übungen nach der ausgelosten Methode A, I oder S durch. In der aufgeführten Reihenfolge wurden nacheinander links und rechts gedehnt:

1. M. gastrocnemius,
2. M. soleus,
3. Mm. ischiocrurales,
4. M. quadriceps femoris.

Der zeitliche Umfang für das Dehnprogramm betrug durch den Wechsel der Positionen und den kurzen Pausen zwischen den Übungen ca. 20 Minuten.

- Krafttest 3

Unmittelbar nach Beendigung des Dehnprogramms wurde ohne Pause und ohne Lockerung bzw. Aktivierung der Muskulatur der Krafttest 3 als Nachtest durchgeführt. Er war identisch mit dem Krafttest 2.

Die Pausendauer zwischen den einzelnen Versuchen betrug mindestens 30 Sekunden und konnte zusätzlich individuell bestimmt werden.

### 10.2.3 Testgerät und Variablenauswahl

Die Kraftparameter wurden am Drehmomentmessstuhl erfasst (s. Kap. 6.2). Von der Testleiterin erfolgten deutliche und klare Anweisungen und die gleichen Kommandos wie in U1. Für alle Versuchspersonen wurde vor Beginn der Untersuchung genügend Zeit eingeräumt, um das Gerät kennen zu lernen und mit dem Testablauf vertraut zu werden.

Folgende Kraftparameter wurden jeweils für M. quadriceps fem. (QU) und M. biceps fem. (BF) erhoben (Kürzel, Parameter, evtl. Beschreibung, Einheit):

Statische/exzentrische Arbeitsweise:

- MK Maximalkraft (statische Maximalkraft) (Nm)
- AK Absolutkraft (exzentrische Maximalkraft) (Nm)
- EK maximale Explosivkraft (Kraftanstieg) (Nm/ms)
- EX mittlere Explosivkraft (Nm/ms)
- rEK relative Explosivkraft (mittlere Explosivkraft zur Maximalkraft relativiert) (ms)

Dynamische Arbeitsweise:

- M 2 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 50 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)
- M 6 Drehmoment bei maximaler Leistung bei 110 %s mittlerer Winkelgeschwindigkeit (Nm)

### 10.3 Ergebnisse

Die Reliabilität der erhobenen Messwerte wird anhand der Berechnung des Test-Retest-Korrelationskoeffizienten des Best- und Zweitbest-Versuchs erhoben. Die Werte liegen größtenteils zwischen 0.87 und 0.98, was für eine hohe Zuverlässigkeit der Messergebnisse spricht (s. Tab. 10-2). Allein die relative Explosivkraft weist niedrige Reliabilitäten aus.

Tab. 10-2: Ergebnisse der Berechnung des Test-Retest-Korrelationskoeffizienten der Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur (Best-Zweitbest-Versuch) (n = 15).

	Parameter	Koeffizient		Parameter	Koeffizient
M. quadriceps fem.			M. biceps fem.		
rechts			rechts		
	MK	.9573		MK	.9838
	AK	.9574		AK	.9720
	EK	.9311		EK	.9598
	EX	.9364		EX	.9417
	rEK	.7661		rEK	.7038
q.f. links			b.f. links		
	MK	.9633		MK	.9779
	AK	.9741		AK	.9390
	EK	.9415		EK	.9544
	EX	.8717		EX	.9403
	rEK	.5100		rEK	.7283
beidbeinig			beidbeinig		
	M2	.9471		M2	.9596
	M6	.8843		M6	.8760

Ähnliche Angaben zur Reliabilitätsangaben finden sich in Untersuchungen von TUSKER (1994) und KIBELE/GOLLHOFER/MÜLLER (1989).

Die Versuchspersonen betreiben durchschnittlich regelmäßig 3 x in der Woche Sport. Dehnungsübungen werden bei 46,7% der Versuchspersonen im Rahmen des Aufwärmens ausgeübt, bei 40% vor und nach dem Sport, bei 13,3% nur nach dem Sport. Die Dehndauer der einzelnen Übungen im Aufwärmen beträgt im Mittel 10 Sekunden (maximal 20 Sekunden). Die übliche Aufwärmethode setzt sich bei 33% aus Laufen und Stretching zusammen, bei 13% aus Laufen und Schwunggymnastik (= 2 Vpn), sowie Laufen mit anschließenden verschiedenen Dehnformen (13% = 2 Vpn). Aber auch Laufen mit Kräftigungsübungen (13%), Laufen mit Stretching und anschließenden Koordinationsübungen (20% = 3 Vpn) und nur statisches Dehnen und Kräftigen (1 Vp) werden durchgeführt. Dehnungsübungen werden von 66,7% der Testpersonen regelmäßig angewendet, von 13,3% oft und von 20% selten.

Nach Abschluss des dritten Untersuchungstermins wurde die Frage an die Versuchsteilnehmer gestellt, welche der Dehnmethode insgesamt als die bessere hinsichtlich der Vorbereitung auf darauffolgende maximale und explosive Kraftanforderungen erachtet wird. Als die beste Methode diesbezüglich wird von fast der Hälfte der Probanden (46,7% = 7 Vpn) das intermittierende Dehnen eingeschätzt, jeweils 4 Vpn (= 26,7%) nennen das Stretching und das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen als die beste Methode von allen.

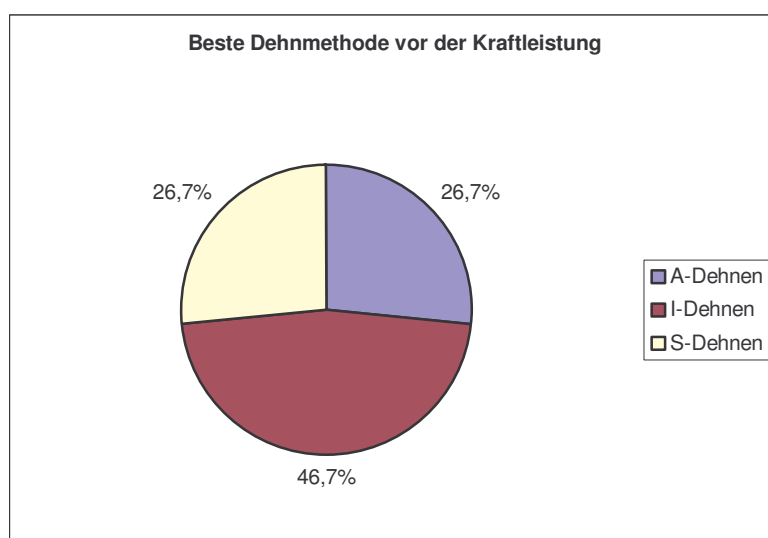


Abb. 10-2: Zur Beurteilung der besten Dehnmethode vor dem Krafttest ( $n = 15$ ).

Zunächst werden die wichtigsten Ergebnisse der Mittelwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen betrachtet. Eine ausführliche Darstellung der Ergebnisse erfolgt in der Analyse der Bestwerte.

#### (1) Analyse der Mittelwerte

Die Ergebnisse der statischen und dynamischen Krafttests sowie die prozentualen Differenzen sind den Tab. 15-35 bis 15-41 (im Anhang) zu entnehmen.

Die Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse (Faktor Dehnmethode 3-stufig, Faktor Dehnstatus 3-stufig) sind in Tab.10-3 zusammengestellt. Hier wird anhand der Veränderungen der Werte von Krafttest 1 bis 3 die Wirkung von Aufwärmen und Dehnen analysiert.

Tab. 10-3: Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen des Aufwärmens und der Dehnmethode auf die Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur anhand der Mittelwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen ( $n = 15$ ).

Variable	Dehnmethode		Dehnstatus		Dehnmethode*Dehnstatus	
	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
M.quadriceps fem. rechts						
MK	.600	n.s.	.272	n.s.	.437	n.s.
EK	.431	n.s.	.049	sig.*	.410	n.s.
EX	.644	n.s.	.141	n.s.	.366	n.s.
rEK	.646	n.s.	.122	n.s.	.578	n.s.
M. quadriceps fem. links						
MK	.464	n.s.	.982	n.s.	.357	n.s.
EK	.971	n.s.	.313	n.s.	.593	n.s.
EX	.960	n.s.	.416	n.s.	.675	n.s.
rEK	.929	n.s.	.507	n.s.	.130	n.s.
M. quadriceps fem. beidbein.						
M2	.697	n.s.	.107	n.s.	.499	n.s.
M6	.255	n.s.	.009	sig.**	.282	n.s.
M. biceps fem. rechts						
MK	.518	n.s.	.289	n.s.	.641	n.s.
EK	.238	n.s.	.880	n.s.	.717	n.s.
EX	.123	n.s.	.714	n.s.	.809	n.s.
rEK	.090	n.s.	.854	n.s.	.839	n.s.
M. biceps fem. links						
MK	.824	n.s.	.630	n.s.	.740	n.s.
EK	.644	n.s.	.744	n.s.	.001	sig.**
EX	.550	n.s.	.715	n.s.	.005	sig.**
rEK	.663	n.s.	.707	n.s.	.312	n.s.
M. biceps fem. beidbein.						
M2	.445	n.s.	.470	n.s.	.295	n.s.
M6	.380	n.s.	.810	n.s.	.405	n.s.

Die Wirkung der 3 Dehnmethode zeigt der varianzanalytische Vergleich der Mittelwerte von Krafttest 2 und Krafttest 3 (d.h. Faktor Dehnmethode 3-stufig, Faktor Dehnstatus 2-stufig) (s. Tab. 10-4).

Ein Vergleich der Kraftwerte nach dem Dehnen zeigt, dass sich die 3 Dehnmethode *nicht* in ihrer Wirkung unterscheiden. Alle erhobenen statischen und dynamischen Kraftparameter weisen keine Signifikanzen bzgl. des Faktors Dehnmethode für beide untersuchten Muskelgruppen auf (vgl. Tab. 10-3 und 10-4).



Tab. 10-4: Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethode auf die Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur anhand der Mittelwerte aus 2 Versuchen (n = 15).

Variable	Dehnmethode		Dehnstatus		Dehnmethode*Dehnstatus	
	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
M. quadriceps fem. re.						
MK	.133	n.s.	.201	n.s.	.735	n.s.
AK	.350	n.s.	.022	sig.*	.543	n.s.
EK	.404	n.s.	.793	n.s.	.600	n.s.
EX	.841	n.s.	.269	n.s.	.699	n.s.
rEK	.214	n.s.	.047	sig.*	.887	n.s.
M. quadriceps fem. li.						
MK	.178	n.s.	.858	n.s.	.536	n.s.
AK	.745	n.s.	.058	n.s.	.642	n.s.
EK	.971	n.s.	.271	n.s.	.228	n.s.
EX	.916	n.s.	.221	n.s.	.285	n.s.
rEK	.418	n.s.	.660	n.s.	.067	n.s.
M. quadriceps fem. beidb.						
M2	.924	n.s.	.857	n.s.	.737	n.s.
M6	.590	n.s.	.810	n.s.	.398	n.s.
M. biceps fem. re.						
MK	.840	n.s.	.277	n.s.	.458	n.s.
AK	.930	n.s.	.546	n.s.	.299	n.s.
EK	.502	n.s.	.824	n.s.	.898	n.s.
EX	.307	n.s.	.958	n.s.	.845	n.s.
rEK	.131	n.s.	.837	n.s.	.682	n.s.
M. biceps fem. li.						
MK	.821	n.s.	.423	n.s.	.493	n.s.
AK	.310	n.s.	.703	n.s.	.625	n.s.
EK	.693	n.s.	.458	n.s.	.197	n.s.
EX	.792	n.s.	.742	n.s.	.069	n.s.
rEK	.957	n.s.	.270	n.s.	.182	n.s.
M. biceps fem. beidb.						
M2	.935	n.s.	.766	n.s.	.219	n.s.
M6	.262	n.s.	.579	n.s.	.225	n.s.

Beim Vergleich der Kraftwerte vor und nach dem Dehnen zeigen sich signifikante Abnahmen der exzentrischen Maximalkraft ( $p = .022$ ) um bis zu -5% für den M. quadriceps fem. rechts und tendenziell geringere Werte für M. quadriceps fem. links ( $p = .058$ ) (s. Tab. 10-4).

Ebenso erweist sich für den M. quadriceps fem. rechts die maximale Explosivkraft nach dem Laufen und Dehnen signifikant geringer als im unaufgewärmten Zustand, besonders bei I (Dehnstatus  $p = .049$ , s. Tab. 10-3).

Bei der mittleren Winkelgeschwindigkeit von 110 %/s sind nach dem Laufen Steigerungen der dynamische Maximalkraft des M. quadriceps fem. zu erkennen. Nach dem A- und S-Dehnen nehmen die Mittelwerte ab, nach dem I-Dehnen sind höhere Werte zu verzeichnen. Diese Veränderungen der muskulären Leistungsfähigkeit nach Laufen und Dehnen schlagen sich statistisch für den Parameter Drehmoment bei maximaler Leistung ( $p = .009$ ) hochsignifikant nieder (s. Tab. 10-3). Wird nur die unmittelbare Wirkung der Dehnmethode betrachtet, so ist statistisch vor und nach dem Dehnen kein signifikanter Unterschied feststellbar (s. Tab. 10-4).

Die Parameter maximale Explosivkraft und mittlere Explosivkraft weisen eine hochsignifikante Wechselwirkung zwischen den beiden Faktoren Dehnmethode und Dehnstatus für den M. biceps fem. links auf (s. Tab. 10-3). Bei den Methoden I und S treten jeweils nach dem Laufen höhere Explosivkraftwerte und nach dem Dehnprogramm jeweils bis zu -5% geringere auf. Nach Abnahmen nach dem Laufen werden dagegen nach dem Anspannungs-Entspannungs-Dehnen um bis zu +7% höhere Werte registriert. Der separate varianzanalytische Vergleich der Werte vor und nach dem Dehnen (s. Tab. 10-4) bringt jedoch keine signifikanten Unterschiede (Dehnstatus\*Dehnmethode) hervor.

Die für den M. quadriceps fem. rechts ermittelte signifikante Verringerung der relativen Explosivkraft ( $p = .047$ , s. Tab. 10-4) nach dem Dehnen resultiert aus teilweise nicht normalverteilten Daten. Der non-parametrische Test von Friedman ergibt keinen überzufälligen Unterschied.

Für alle anderen statisch und dynamisch erhobenen Kraftparameter lassen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Kraftwerten vor und nach dem Laufen bzw. vor und nach dem Dehnen nachweisen.

## (2) Analyse der Bestwerte

Die Ergebnisse der statischen und dynamischen Krafttests sowie die prozentualen Differenzen vor und nach den Treatments sind in Tab. 15-42 bis 15-49 (s. Anhang) zusammengefasst.

Im Folgenden werden die jeweils *besten Werte* varianzanalytisch betrachtet, um so Aussagen zum Einfluss des Dehnens auf das maximale Leistungsvermögen treffen zu können.

Balkendiagramme, die die Wirkungen von A, I und S auf die betreffenden Parameter zeigen, sollen die Aussagen verdeutlichen. Auf die Abbildungen wird nicht ausdrücklich verwiesen.

In Tab. 10-5 sind die Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse mit dem Faktor Dehnstatus über 3 Stufen (Krafttest 1 bis 3) aufgeführt. Daraus werden die Auswirkungen der Kombination Aufwärmen und Dehnen ersichtlich.

Tab. 10-5: Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen des Aufwärmens und der Dehnmethode(n) auf die Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur anhand der Bestwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen ( $n = 15$ ).

Variable	Dehnmethode		Dehnstatus		Dehnmethode*Dehnstatus	
	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
M. quadriceps fem. rechts						
MK	.692	n.s.	.062	n.s.	.258	n.s.
EK	.494	n.s.	.002	sig.**	.288	n.s.
EX	.729	n.s.	.005	sig.**	.412	n.s.
rEK	.051	n.s.	.040	sig.*	.360	n.s.
M. quadriceps fem. links						
MK	.505	n.s.	.464	n.s.	.562	n.s.
EK	.968	n.s.	.133	n.s.	.491	n.s.
EX	.895	n.s.	.199	n.s.	.602	n.s.
rEK	.356	n.s.	.099	n.s.	.142	n.s.
M. quadriceps fem. beidb.						
M2	.750	n.s.	.142	n.s.	.999	n.s.
M6	.517	n.s.	.007	sig.**	.406	n.s.
M. biceps fem. rechts						
MK	.545	n.s.	.273	n.s.	.527	n.s.
EK	.259	n.s.	.473	n.s.	.798	n.s.
EX	.267	n.s.	.162	n.s.	.858	n.s.
rEK	.313	n.s.	.069	n.s.	.759	n.s.
M. biceps fem. links						
MK	.751	n.s.	.937	n.s.	.692	n.s.
EK	.507	n.s.	.574	n.s.	.008	sig.**
EX	.383	n.s.	.378	n.s.	.028	sig.**
rEK	.170	n.s.	.112	n.s.	.088	n.s.
M. biceps fem. beidb.						
M2	.529	n.s.	.919	n.s.	.172	n.s.
M6	.561	n.s.	.872	n.s.	.682	n.s.

Damit der Einfluss des Dehnens isoliert dargestellt werden kann, sind die Ergebnisse des statistischen Vergleichs der Kraftwerte *vor* und *nach* dem Dehnen in Tab. 10-6 zusätzlich aufgeführt. Der Faktor Dehnstatus ist also 2-stufig, d. h. es werden die Ergebnisse von Krafttest 2 mit Krafttest 3 verglichen. Grafisch werden die Ergebnisse für den M. quadriceps femoris rechts und M. biceps fem. links dargestellt. Der M. quadriceps fem. rechts ist der Muskel, der unmittelbar vor dem Krafttest zuletzt gedehnt und als erster dem Krafttest unterzogen wurde. Deshalb müssten sich die Wirkungen des Dehnprogramms hier am deutlichsten zeigen. Die Angaben der Ergebnisse der Varianzanalyse beziehen sich zunächst auf Tab. 10-5, wobei im Text zur besseren Übersicht nur vereinzelt p-Werte aufgeführt werden.

Tab. 10-6: Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethode auf die Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur anhand der Bestwerte aus 2 Versuchen (n = 15).

Variable	Dehnmethode		Dehnstatus		Dehnmethode*Dehnstatus	
	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
M. quadriceps fem. rechts						
MK	.120	n.s.	.071	n.s.	.281	n.s.
AK	.186	n.s.	.016	sig.*	.379	n.s.
EK	.441	n.s.	.700	n.s.	.783	n.s.
EX	.696	n.s.	.844	n.s.	.933	n.s.
rEK	.056	n.s.	.211	n.s.	.619	n.s.
M. quadriceps fem. links						
MK	.220	n.s.	.710	n.s.	.561	n.s.
AK	.926	n.s.	.079	n.s.	.156	n.s.
EK	.952	n.s.	.423	n.s.	.176	n.s.
EX	.988	n.s.	.490	n.s.	.231	n.s.
rEK	.199	n.s.	.707	n.s.	.116	n.s.
M. quadriceps fem. beidb.						
M2	.735	n.s.	.834	n.s.	.965	n.s.
M6	.778	n.s.	.862	n.s.	.284	n.s.
M. biceps fem. rechts						
MK	.926	n.s.	.241	n.s.	.503	n.s.
AK	.948	n.s.	.545	n.s.	.339	n.s.
EK	.533	n.s.	.648	n.s.	.865	n.s.
EX	.572	n.s.	.176	n.s.	.692	n.s.
rEK	.469	n.s.	.145	n.s.	.423	n.s.
M. biceps fem. links						
MK	.629	n.s.	.986	n.s.	.592	n.s.
AK	.132	n.s.	.436	n.s.	.661	n.s.
EK	.253	n.s.	.772	n.s.	.216	n.s.
EX	.346	n.s.	.928	n.s.	.102	n.s.
rEK	.513	n.s.	.236	n.s.	.323	n.s.
M. biceps fem. beidb.						
M2	.761	n.s.	.719	n.s.	.152	n.s.
M6	.618	n.s.	.676	n.s.	.403	n.s.

## Maximalkraft

Das Laufen bewirkt Steigerungen der Maximalkraft für den QU von durchschnittlich +4% bis hin zu Verschlechterungen um -7%, für den BF zwischen +0,3% und -3%.

Das intermittierende Dehnen erweist sich für die Entwicklung maximaler Kräfteinsätze des QU günstiger (Steigerungen zwischen +2% und +4%), nach dem A- und S-Dehnen sind geringere Werte (zwischen -1% und -4%) als vor dem Dehnprogramm festzuhalten.

Die Veränderungen der Maximalkraftwerte nach Laufen und Dehnen für QU rechts verfehlen ein signifikantes Ergebnis ( $p = .062$ ) (s. Tab. 10-5).

Für QU links erweisen sich die Reduzierung der Werte nach A und S sowie der leichte Anstieg nach I als nicht signifikant (Maximalkraft  $p = .464$ ). Nach dem A-Dehnen verringern

sich die Maximalkraftwerte des QU rechts bei 10 Personen, nach S bei 11 Versuchspersonen, für den QU links nach der Methode A und S jeweils 9 Personen. Nach dem dynamischen Dehnen können sich 9 Probanden (QU links) und 7 (QU rechts) gegenüber den Werten vor dem Dehnen steigern. Allerdings unterscheiden sich die Wirkungen der Dehnmethode nicht signifikant, so wie die Interaktion Dehnmethode\*Dehnstatus keine signifikante Wechselwirkung der beiden Faktoren zum Vorschein bringt (s. Tab. 10-5).

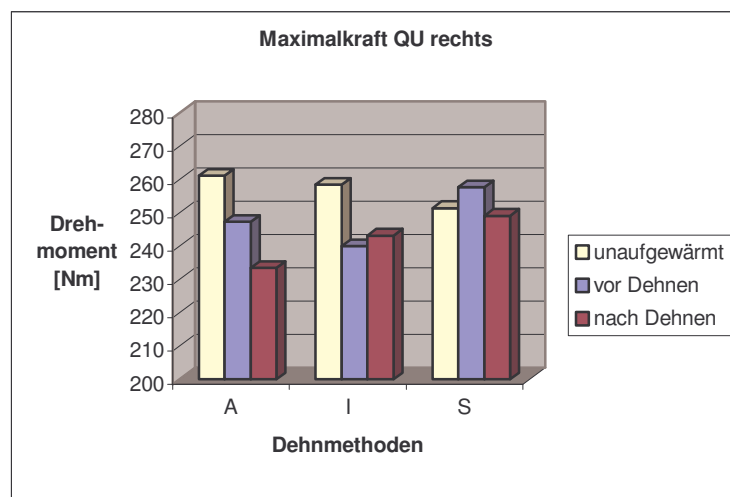


Abb. 10-3: Maximalkraft des *M. quadriceps fem. rechts* unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

Für den BF werden nach A und S um bis zu +3% bzw. +4% höhere Werte, nach I um -1% niedrigere als vor dem Dehnprogramm erreicht. Diese Veränderungen liegen jedoch alle im nichtsignifikanten Bereich. Der Faktor Dehnmethode und die Wechselwirkung Dehnmethode\*Dehnstatus sind ebenfalls nicht signifikant (s. Tab. 10-5).

Nach A und S steigen die Werte des rechten Beines bei 9 bzw. 10 Personen und jeweils 8 verschlechtern sich links.

I-Dehnen bewirkt für BF links eine Steigerung bei 9 Personen und eine Verschlechterung bei 6 Personen, am rechten Bein ist das Verhältnis umgekehrt.

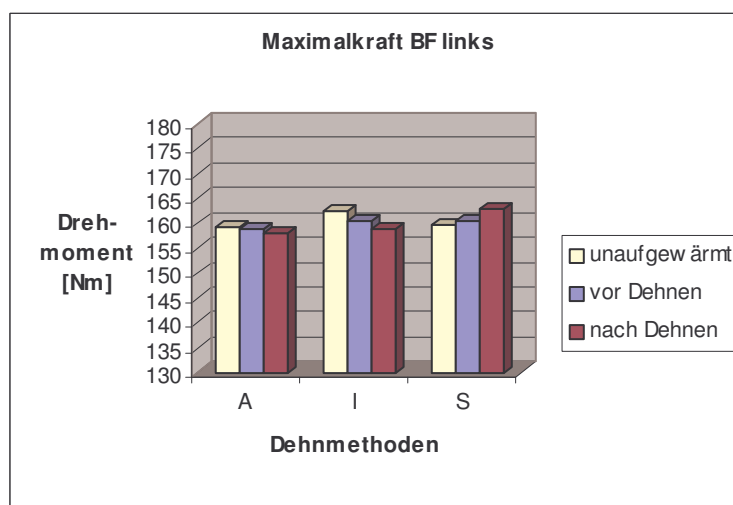


Abb. 10-4: Maximalkraft des *M. biceps fem. links* unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

## Exzentrische Maximalkraft

Die exzentrische Maximalkraft wurde wegen der Verletzungsgefahr im unaufgewärmten Zustand nicht erhoben.

Nach dem Stretching ist für QU eine Abnahme der Kennwerte prozentual bis zu -6% erkennbar, jeweils 12 Personen verschlechtern sich nach dem S-Dehnen, nur 3 verbessern sich geringfügig. Nach den beiden anderen Methoden können über die Hälfte der Vpn die Leistungen vor dem Dehnprogramm nicht mehr erreichen (Abnahme um -3%). Das ergibt für das rechte Bein einen signifikanten Effekt ( $p = .016$ ) bzgl. des Dehnens, für das linke Bein werden signifikante Werte verfehlt ( $p = .079$ ) (s. Tab. 10-6).

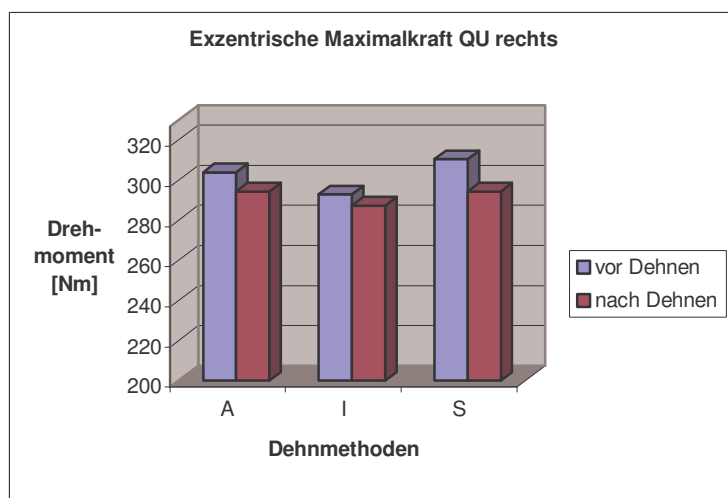


Abb. 10-5: Exzentrische Maximalkraft des *M. quadriceps fem. rechts* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

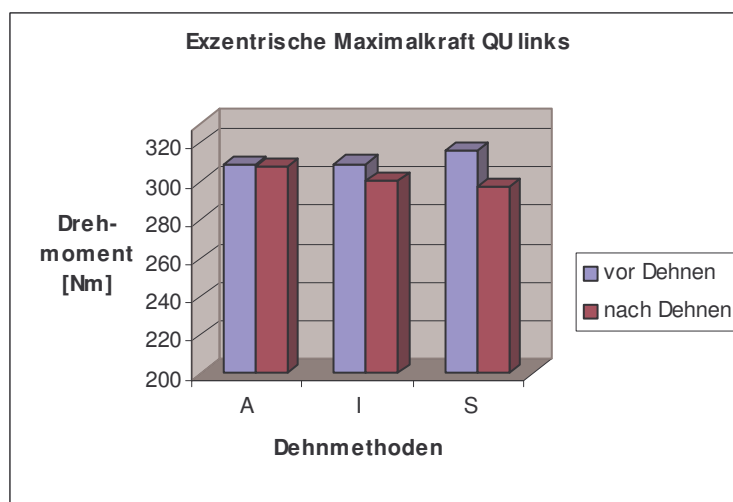


Abb. 10-6: Exzentrische Maximalkraft des *M. quadriceps fem. links* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

Für BF ergeben sich nach A und I Verringerungen der Werte um durchschnittlich bis zu -4%, nach S können im Mittel +4% höhere Werte als vor dem Dehnprogramm erzielt werden. Während sich nach A mehr Versuchspersonen verschlechtern als steigern, schaffen es nach S 9 bzw. 7 Personen (für rechtes/linkes Bein) die Vorleistung zu übertreffen. Nach I verbessern sich 11 Personen (mit dem rechten Bein) bzw. 7 Personen (mit dem linken Bein). Demnach wird die Signifikanz bzgl. der Wirkung des Dehnprogramms auf die exzentrische Maximalkraft verfehlt.

Für beide untersuchten Muskelgruppen liegt kein überzufälliger Unterschied in der Wirkung der drei Dehnmethode noch einer Wechselwirkung zwischen Dehnmethode und Dehnstatus vor (s. Tab. 10-5).

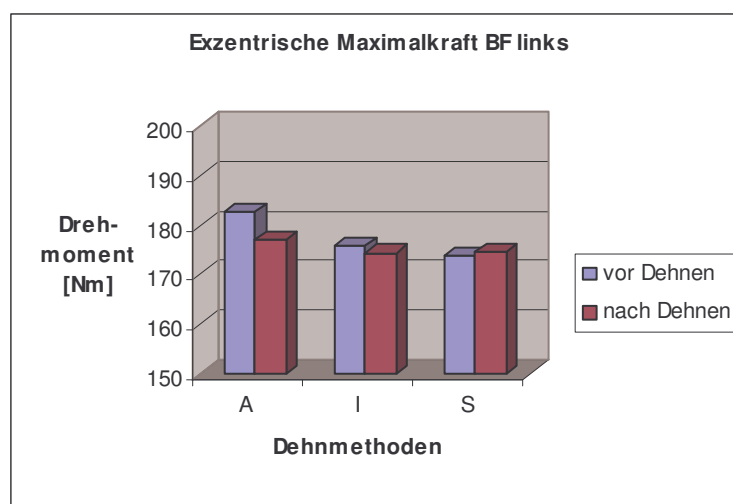


Abb. 10-7: Exzentrische Maximalkraft des *M. biceps fem. links* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

#### Maximale Explosivkraft, mittlere Explosivkraft, relative Explosivkraft

Nach dem Laufen werden für den QU geringere Werte der *maximalen Explosivkraft* gemessen als vor dem Aufwärmen (zwischen +0,1% und -16%). Die Mittelwerte sind nach den Dehnmethode A und S geringer als vor dem Dehnen. Allein für QU rechts erweist sich ein hochsignifikanter Effekt bzgl. des Faktors Dehnstatus ( $p = .002$ ) (s. Tab. 10-5), d.h. es können nach dem Laufen und Dehnen bei allen Methoden nicht mehr so explosive Krafteinsätze realisiert werden wie zuvor im unaufgewärmten Zustand. Der Vergleich der Werte vor und nach dem Dehnen ist nicht signifikant (s. Tab. 10-6). Nach dem intermittierenden Dehnen können 6 Versuchspersonen (für das rechte Bein) bzw. 10 (für das linke Bein) ihre Leistungen prozentual zwischen +2,4% und +9,6% steigern, nach den beiden anderen Methoden liegen die Differenzen zwischen -2% und +2%.

Eine überzufällige, unterschiedliche Wirkung der drei Dehnmethode sowie die Interaktion Dehnmethode\*Dehnstatus kann nicht bestätigt werden.

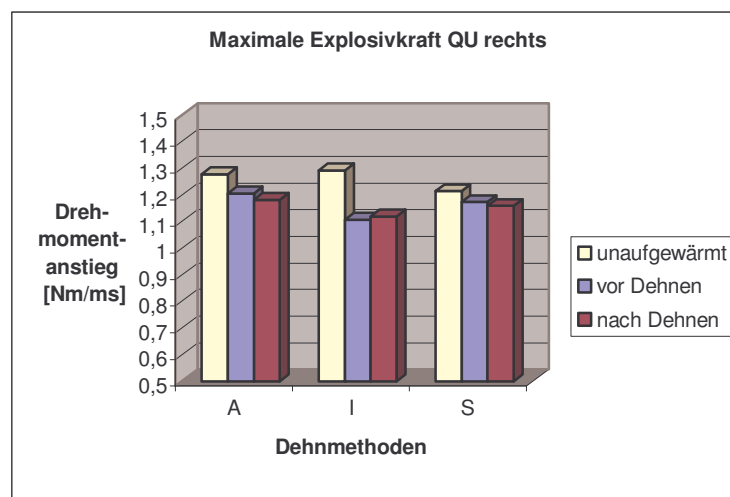


Abb. 10-8: Maximale Explosivkraft des *M. quadriceps fem. rechts* unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

Das Laufen erweist sich für den BF weniger leistungsfördernd, die prozentualen Differenzen zwischen Test 1 und 2 sind zwischen -9% bis +6%. Die prozentualen Differenzen vor und nach dem Dehnprogramm liegen zwischen +6% und -5% für die einzelnen Dehnmethode. Es wird kein signifikanter Effekt bzgl. der Faktoren Dehnstatus und Dehnmethode verzeichnet. Die hochsignifikante Wechselwirkung zwischen Dehnmethode und Dehnstatus

( $p = .008$ , s. Tab. 10-5) für BF links (für BF rechts  $p = .798$  ist sie n. s.) (s. Tab. 10-5) ergibt sich aus der Abnahme der maximalen Explosivkraft nach dem Laufen um -9% bei A. Der Unterschied der Kraftwerte nur vor und nach den Dehnmethode ist nicht signifikant (s. Tab. 10-6).

Nach A und S verringert sich die Explosivkraftleistung bei 8 Personen, 7 Vpn können sich nach dem Dehnen steigern. Nach I liegen 11 Personen unter dem Niveau vor dem Dehnprogramm.

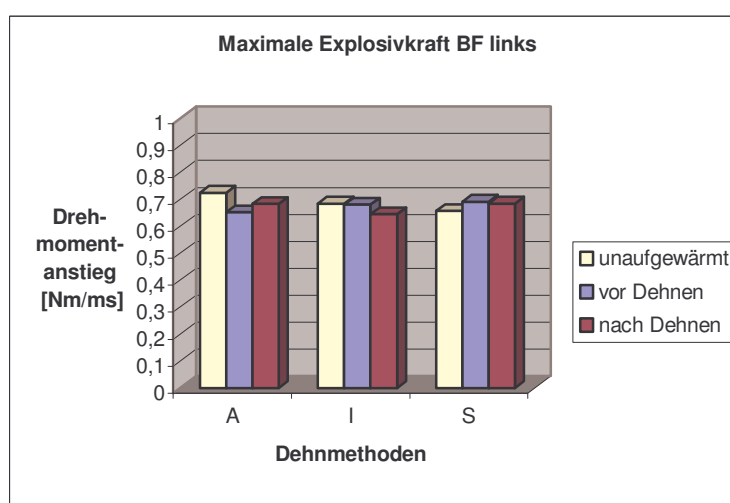


Abb. 10-9: Maximale Explosivkraft des *M. biceps fem. links* unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.



Die *mittlere Explosivkraft* hat eine hohe Aussagekraft bezüglich der Fähigkeit, explosive Krafteinsätze zu vollziehen.

Das Warmlaufen erweist sich nur teilweise förderlich, die mittleren prozentualen Unterschiede zwischen dem unaufgewärmten und aufgewärmten Zustand differieren an allen Testtagen für den QU zwischen -2% und -16%, für den BF zwischen +4% und -12%.

Nach der Kombination aus Laufen und Dehnen nehmen die Mittelwerte der mittleren Explosivkraft des M. quadriceps fem. rechts nach allen Methoden ab. Die Versuchspersonen können sich nach dem A-Dehnen im Mittel um +7%, nach I um +2%, nach S um +1% steigern, jedoch sind sie nicht mehr fähig, die Werte des unaufgewärmten Zustandes zu erreichen. Während sich die Werte der mittleren Explosivkraft für den M. quadriceps fem. links im nichtsignifikanten Bereich bewegen (Dehnstatus  $p = .199$ , Dehnmethode  $p = .895$ , Dehnmethode\*Dehnstatus  $p = .602$ ), zeigt sich für den QU rechts ein hochsignifikanter Effekt des Faktors Dehnstatus ( $p = .005$ ) (s. Tab. 10-5). Dieser Effekt resultiert aus den Abnahmen der Werte bei A und I nach dem Laufen und Dehnen. Für den Faktor Dehnmethode ( $p = .729$ ) sowie die Interaktion Dehnmethode\* Dehnstatus ( $p = .412$ ) werden keine signifikanten Ergebnisse ermittelt. Werden nur die Kraftwerte des Tests 2 mit Test 3 verglichen, ergibt sich keine signifikante Veränderung der Explosivkraft vor und nach dem Dehnen (s. Tab. 10-6).

Nach dem A-Dehnen verschlechtern sich 7 Testpersonen um bis zu -29%, nach S jeweils 8 Vpn um bis zu -26%. Nach dem I-Dehnen schaffen mit dem QU rechts 6 Personen (bis +31%) und mit QU links 12 Personen (bis +41%) höhere Werte als vor dem Dehnen, entsprechend 9 bzw. 3 Personen geringere Werte um bis zu -21%.

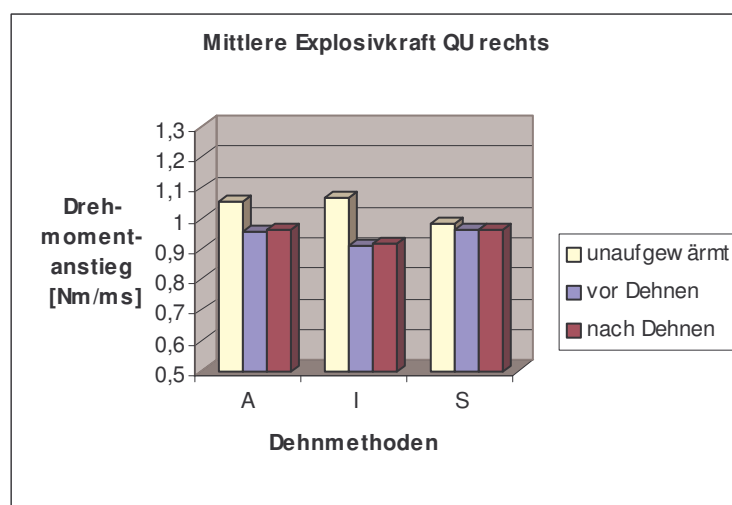


Abb. 10-10: Mittlere Explosivkraft des M. quadriceps fem. rechts unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

Die mittleren prozentualen Differenzen für den M. Biceps fem. vor und nach dem A-Dehnen bewegen sich von +8% bis -3%, nach dem intermittierenden Dehnen von -1% bis -5%. Nach dem Stretching liegen die Mittelwerte des BF jeweils niedriger als vor dem Dehnen, die mittleren prozentualen Differenzen bei +/-1%.

Demnach ergeben sich keine signifikanten Effekte in der Wirkung des Dehntreatments (BF rechts  $p = .162$ , BF links  $p = .378$ ) und der Dehnmethode (BF rechts  $p = .267$ , BF links  $p = .383$ ) (s. Tab. 10-5). Eine signifikante Wechselwirkung zwischen den Faktoren Dehnmethode und Dehnstatus ( $p = .028$ ) tritt wieder für BF links (für BF rechts n. s.) auf, wobei es sich um die Abnahme der Werte nach dem Laufen am Testtag mit der Methode A handelt. Varianzanalytisch (s. Tab. 10-6) kann kein signifikanter Unterschied zwischen den Werten vor und nach dem Dehnen festgestellt werden.

Nach dem Anspannungs-Entspannungs-Dehnen verringern sich die Werte von 10 Vpn (BF rechts) bzw. von 6 Personen (BF links) individuell um bis zu -13%. Nach dem I-Dehnen weisen 10 Personen (um bis -22%) niedrigere Kennwerte der mittleren Explosivkraft auf, nach S sind es 7 Testpersonen (um bis -30%). Vereinzelt schaffen auch einige Sportler Steigerungen nach dem Dehnen.

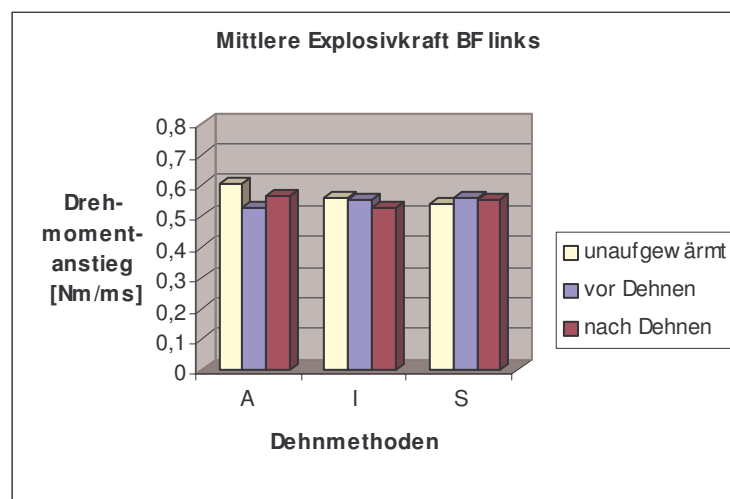


Abb. 10-11: Mittlere Explosivkraft des M. biceps fem. links unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

Die *relative Explosivkraft* wird in der Zeitdauer ausgedrückt, die benötigt wird, um mit dem mittleren Anstieg den jeweiligen Maximalkraftwert zu erreichen. Dieses „Vermögen zur schnellen Kraftentfaltung“ wird durch das Warmlaufen eher negativ beeinflusst. Für beide untersuchten Muskelgruppen sind teilweise nach dem Einlaufen durchschnittlich kürzere Zeiten um -3%, jedoch längere Zeiten um +21% für QU rechts zu verzeichnen. Die prozentualen Differenzen vor und nach den Dehntreatments liegen für QU nach A zwischen -3% und -4%, nach I zwischen +1% und -5%, nach S zwischen -4% kürzere und um +6% längere Zeiten.

Nur für den M. quadriceps fem. rechts kann ein überzufälliger Effekt des Faktors Dehnstatus ( $p = .040$ ) nachgewiesen werden, wenngleich für QU links ( $p = .099$ ) keine signifikanten Werte mehr vorliegen (s. Tab. 10-5). Der Faktor Dehnmethode sowie die Interaktion Dehnmethode mit Dehnstatus ist nicht signifikant (Dehnmethode: QU rechts  $p = .051$ , QU links  $p = .356$ , Dehnmethode\*Dehnstatus: QU rechts  $p = .360$ , QU links  $p = .142$ ). Das heißt, das Aufwärmen und Dehnen wirkt sich für die explosive Kraftentwicklung des QU rechts leistungsmindernd aus. Allerdings werden nur durch die Dehnmethode alleine keine signifikanten Effekte erzielt (s. Tab. 10-6). Die Werte von Krafttest 2 zu Krafttest 3 verändern sich nicht signifikant.

Wie bei den zuvor aufgeführten Parametern sind die individuellen Reaktionen auf das Dehntreatment zu beachten. So erreichen nach A die Hälfte der Versuchspersonen bessere bzw. schlechtere Werte (zwischen -47% kürzere und +24% längere Zeiten), nach dem I-Dehnen können sich 8 (QU rechts) bzw. 10 Vpn (QU links) gegenüber dem Vortest steigern (Maximum -29% kürzere Zeiten). Das Stretching wirkt sich für QU rechts leistungssteigernd bei 10 Personen für QU rechts (-29%) und für QU links leistungsmindernd bei 11 Testpersonen (maximal +49%).

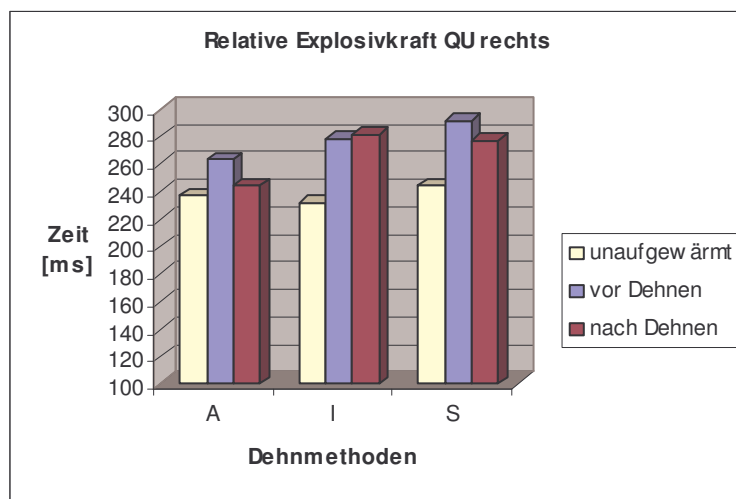


Abb. 10-12: Relative Explosivkraft des *M. quadriceps fem. rechts* unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

Prozentual können für den *M. biceps femoris* vor und nach dem A-Dehnen durchschnittlich zwischen +4% und -2%, nach I zwischen +5% und -1%, nach S um +5% und +8% längere bzw. kürzere Zeiten registriert werden.

Diese Veränderungen der Werte kann jedoch nicht auf die Wirkung des Dehnprogramms und einer unterschiedlichen Wirkung der Dehnmethoden zurückgeführt werden. Es ergeben sich keine signifikanten Effekte weder bzgl. des Faktors Dehnstatus (BF rechts  $p = .069$ , BF links  $p = .112$ ), der Dehnmethoden (BF rechts  $p = .313$ , BF links  $p = .170$ ) noch der Interaktion Dehnmethode\*Dehnstatus (BF rechts  $p = .759$ , BF links  $p = .088$ ) (s. Tab. 10-5).

Die maximalen und minimalen individuellen Veränderungen der relativen Explosivkraft sind nach A zwischen -25% und +34% (längere Zeiten für 6 Personen), nach I zwischen -16% und +30% (für BF rechts 8 bzw. BF links 9 Personen) sowie nach S zwischen -20% und +42% (für BF rechts 8 bzw. BF links 11 Personen).

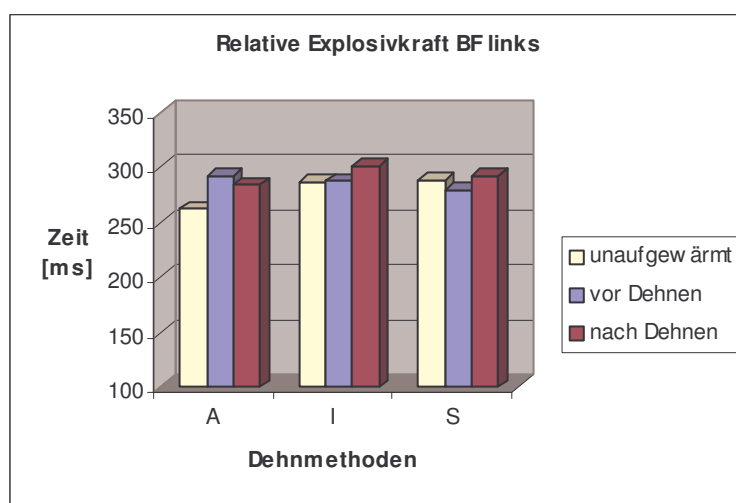


Abb. 10-13: Relative Explosivkraft des *M. biceps fem. links* unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.

## Muskuläre Leistung

Die konzentrische Maximalkraft wird über das Drehmoment bei maximaler Leistung erfasst.

Der Krafttest wurde beidbeinig mit zwei verschiedenen Geschwindigkeitsstufen im Anschluss an den statischen Maximalkrafttest durchgeführt.

Die Mittelwerte des Drehmoments der Mm. quadriceps fem. sind nach dem Laufen durchschnittlich zwischen +2% bis +6% höher. Die mittlere prozentuale Differenz vor und nach dem Dehnen liegt zwischen +1% und -3%.

Für die Drehmomente, die bei der höheren Winkelgeschwindigkeit von 110 °/s erzielt wurden, ergibt sich ein hochsignifikanter Effekt bzgl. des Faktors Dehnstatus (M6,  $p = .007$ , s. Tab. 10-5). Das Laufen führt zu einer Steigerung der Mittelwerte, die nach dem Dehnen über die Kraftwerte des unaufgewärmten Zustandes hinausgehen. Der Vergleich der Kraftwerte vor und nach dem Dehnen ergibt keine signifikanten Unterschiede (s. Tab. 10-6).

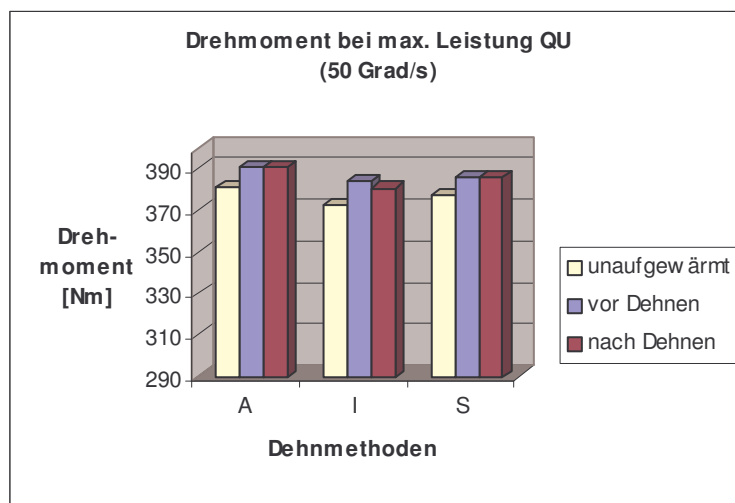


Abb. 10-14: Muskuläre Leistungsfähigkeit der Mm. quadriceps fem. unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von 50 Grad/s.

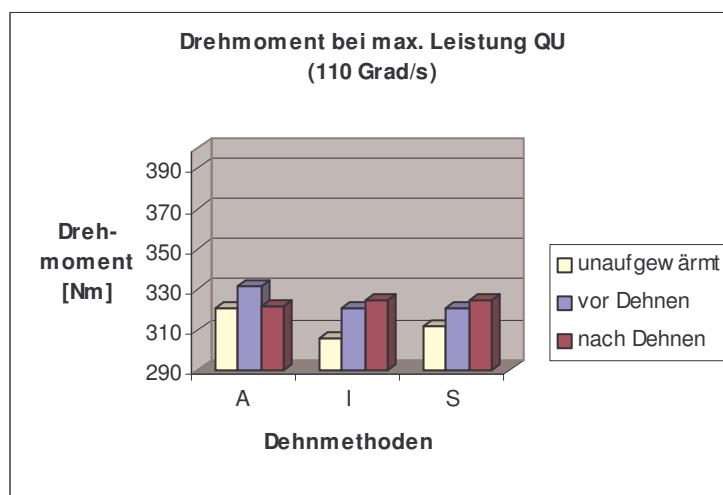


Abb. 10-15: Muskuläre Leistungsfähigkeit der Mm. quadriceps fem. unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von 110 Grad/s.

Für den Parameter M2 (= 50 %s mittlere Winkelgeschwindigkeit) kann kein überzufälliger Effekt bzgl. der Wirkung der Dehnmethoden für die Mm. quadriceps fem. aufgezeigt werden. Hier verschlechtern sich 9 Vpn nach A und I und 8 Personen nach S, bei der Geschwindigkeitsstufe 6 können sich je 7 Probanden nach dem A- und I-Dehnen steigern, nach Stretching sogar 9 Vpn.

Nach dem Aufwärmen können Steigerungen der Mm. biceps fem. im Mittel um +3% und Abnahmen bis -2% erzielt werden, vor und nach dem Dehnen liegen die prozentualen Differenzen zwischen -4% bei I und +6% bei S. Die vorliegenden Unterschiede in der Wirkung der Dehnmethoden müssen allerdings dem Zufall zugeschrieben werden. Für den BF können bei beiden Winkelgeschwindigkeiten keine Mittelwertsunterschiede und demnach keine signifikanten Effekte der Hauptfaktoren (M2: Dehnmethode  $p = .529$ , Dehnstatus  $p = .919$ ; M6: Dehnmethode  $p = .561$ , Dehnstatus  $p = .872$ ) und der Interaktion (M2: Dehnmethode\*Dehnstatus  $p = .172$ , M6: Dehnmethode\*Dehnstatus  $p = .682$ ) (s. Tab. 10-5) festgestellt werden. Der varianzanalytische Vergleich der Werte vor und nach dem Dehnen ergibt keine Signifikanzen für eine Methode (s. Tab. 10-6).

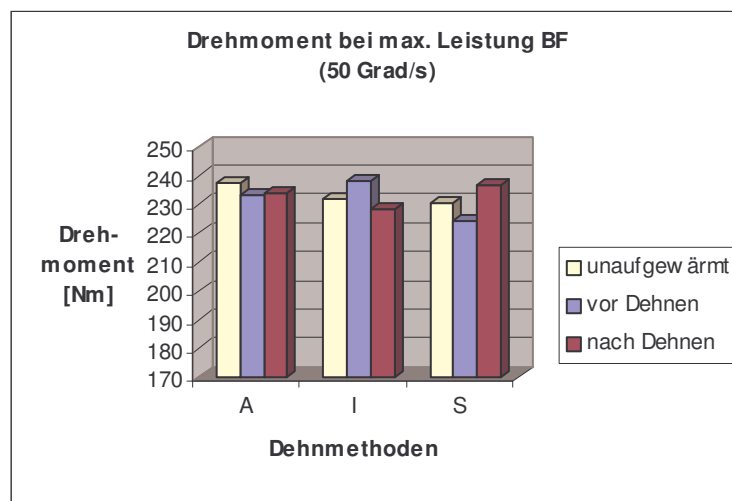


Abb. 10-16: Muskuläre Leistungsfähigkeit der Mm. biceps fem. unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von 50 Grad/s.

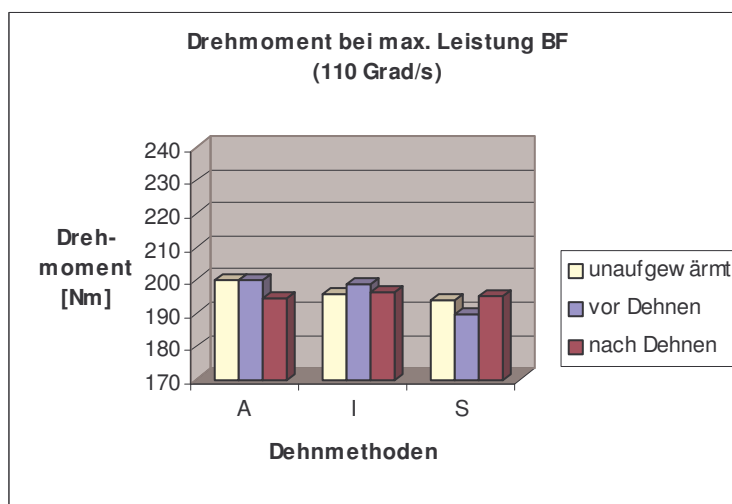


Abb. 10-17: Muskuläre Leistungsfähigkeit der Mm. biceps fem. unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von 110 Grad/s.

### (3) Klärung der Hypothesen

Für die Beantwortung der Hypothesen bezüglich der unmittelbaren Wirkung der Dehnmethode wird Tab.10-6 herangezogen, da hier die Effekte des Dehnens deutlich erkennbar sind.

Hypothese 1 kann aufgrund der vorliegenden Ergebnisse nicht angenommen werden. Es gehen keine unterschiedlichen Wirkungen von den drei Dehnmethode aus.

Hypothese 2 kann für die exzentrische Maximalkraft für den M. quadriceps fem. rechts angenommen werden, denn hier wirkt sich das Dehnprogramm deutlich leistungsmindernd aus. Für alle weiteren Kraftparameter des M. quadriceps fem. und M. biceps fem. kann Hypothese 2 nicht angenommen werden, denn für das Dehnprogramm mittleren Umfangs lässt sich kein signifikanter Einfluss auf die gemessenen Maximal- und Schnellkraftparametern bei Sportstudierenden nachweisen.

## 10.4 Diskussion der Ergebnisse

### (1) Wirkung des Aufwärmens

Allgemein wird durch aktives Aufwärmen u. a. eine Steigerung von sportlichen Leistungen erwartet (s. Kap 5.1).

In U4 hat das 10-minütige Aufwärmen auf dem Laufband mit einer zuvor festgelegten Laufgeschwindigkeit von 9 km/h einen tendenziell positiven bzw. einen indifferenten Einfluss auf die meisten Kraftparameter. Dies ist in den prozentualen Differenzen zwischen den Kraftwerten in Krafttest 1 und 2 für die Maximalkraft (+4% bis -7%), sowie für die maximale und mittlere Explosivkraft (+6% bis -16%) zu erkennen. Die individuellen Reaktionen machen deutlich, dass das Laufen für einige Versuchspersonen geeignet ist, nachfolgend höhere Maximalkraft- und Explosivkräfteeinsätze zu leisten, für andere Versuchspersonen weniger, denn die prozentualen Differenzen der relativen Explosivkraft liegen zwischen +3% und -21% (!).

Für die dynamisch erhobenen Kraftparameter des M. quadriceps fem. und des M. biceps fem. hat das Aufwärmen eine leistungssteigernde Wirkung um durchschnittlich bis zu +6% (für QU bei 110 %s hochsignifikant). Hierbei ist jedoch zu bedenken, dass der Test der dynamischen Maximalkraft vom zuvor absolvierten Test der statischen Maximalkraft eventuell überlagert wird.

In der Untersuchung von WIKTORSSON-MÖLLER/ÖBERG/EKSTRAND/GILLQUIST (1983) wurden ebenfalls nach einem 15-minütigen Aufwärmen auf dem Fahrradergometer keine signifikante Veränderung der isometrischen und dynamischen Maximalkraft des M. quadriceps fem. und M. biceps fem. festgestellt. Im Gegensatz dazu wurden bei SIEWERS (1987) signifikante Verbesserungen der isometrischen Maximalkraft und der Explosivkraft der Plantarflexoren nach einem Lauf-Gymnastik-Programm erzielt. ROSENBAUM (1992) untersuchte die akut ausgelösten biomechanischen und neurophysiologischen Wirkungsmechanismen beim Aufwärmen durch Laufen und Stretching am M. triceps surae. Nach dem Stretching (3 x 30 Sekunden passiv-statisches Dehnen, 2 Übungen) waren die Kraftanstiegsraten signifikant um -8% reduziert. Durch das anschließende Warmlaufen wurde eine Verbesserung des Schnellkraftmaximums um +15% erreicht, die Maximalkraft war dadurch nicht beeinflusst. Die Erhöhung der Muskeltemperatur führte u. a. zu einer Verbesserung der kontraktilen Eigenschaften.

ROSENBAUM/HENNIG (1997, 98) mutmaßen: „...dass bei den hier untersuchten Probanden durch das Warmlaufen nach dem Stretching eine positive Beeinflussung der Reaktionsfähigkeit bewirkt wurde, die zum Teil auf neuromuskulären und zentralnervösen Mechanismen zu beruhen scheint.“

JOCH/ÜCKERT (2001) stellten in ihren Experimenten fest, dass sich ein 20-minütiges Aufwärmen (Laufen, Sprungübungen, Dehn- und Kräftigungsübungen) nur geringfügig auf die Standstoßweite im Kugelstoßen gegenüber dem unaufgewärmten Zustand auswirkt. Ebenso konnte die Schnellkraftleistung, gemessen an der maximalen Beschleunigung an der Arm-Pressen, nach dem Aufwärmprogramm statistisch nicht bedeutsam gesteigert werden.

Die Ergebnisse der U4 liefern ebenfalls keine signifikante Beeinflussung der statischen Maximalkraft durch Aufwärmen. Überzufällige Steigerungen der Explosivkraftparameter und der muskulären Leistung durch das Laufen sind vor allem für den M. quadriceps fem. zu verzeichnen, weniger für den M. biceps fem. Wie schon erwähnt, müssen insgesamt die individuellen Reaktionen berücksichtigt werden. Einige Versuchspersonen können sich sichtlich in ihrer Kraftentwicklung steigern, für einige wirkt sich das Laufen eher negativ aus. Die Gründe könnten darin liegen, dass sich die Probanden nicht entsprechend ihrer individuellen Gewohnheiten aufwärmen konnten, die Intensität für den einen oder anderen

zu niedrig oder zu hoch war. Die Krafteinsätze erfolgten deshalb vielleicht nicht explosiv genug, u. a. auch aus Angst sich zu verletzen.

Es wurde eine allgemeine Erwärmung mit einer relativ niedrigen, vorgegebenen Laufgeschwindigkeit angestrebt. Ermüdungserscheinungen sollten ausgeschlossen werden. Es wäre aber möglich, dass gerade Sportstudierende, die täglich sehr viel praktischen Unterricht absolvieren, geringe oder weniger Aufwärmphasen benötigen. Die Vorgabe, wirklich un- aufgewärmt zu den jeweiligen Testterminen zu erscheinen, wurde evtl. von einigen Versuchspersonen nicht erfüllt, weil sie z.B. zur Uni radelten. Eindeutig kontrolliert bzw. geklärt werden konnte dieser Punkt nicht.

## (2) Wirkung der Dehnmethode

Dehneffekte sind zeitabhängige Phänomene von viskoelastischem Gewebe. In U4 werden die Wirkungen von drei Dehnmethode mit mittlerem Umfang (3 x 30 Sekunden) auf anschließende Krafteinsätze analysiert.

Anhand der varianzanalytischen Betrachtung kann auch bei einem Dehnprogramm mit mittlerem Umfang *kein* signifikanter Unterschied zwischen den Wirkungen von Stretching, Anspannungs-Entspannungs-Dehnen und dem intermittierenden Dehnen bezüglich des Einflusses auf Maximalkraft- und Schnellkraftparameter für beide untersuchten Muskelgruppen festgestellt werden. Es liegen weder ein signifikanter Haupteffekt des Faktors Dehnmethode noch der Interaktion Dehnmethode mit Dehnstatus vor.

Da sich die Wirkung der drei Dehnmethode nicht unterscheiden, müssen ähnliche Dehneffekte oder einander aufhebende Wirkmechanismen eingetreten sein.

Die plastischen Veränderungen am Muskel-Sehnen-Komplex bei 3 x 30 Sekunden statischem Dehnen bei Stretching und Anspannungs-Entspannungs-Dehnen können ähnlich aussehen. Relaxation und Creeping machen den Muskel „weicher“, die Sehne elastischer. Die Blutversorgung durch das Verharren in einer Position kann während der statischen Dehnung leicht verringert sein. Statistisch zeigt sich jedoch kein überzufälliger Unterschied zwischen dem dynamischen Dehnen und den beiden anderen Methoden.

Die Kontraktions-Phasen des zu dehnenden Muskels im Rahmen des A-Dehnens könnten für günstigere Ausgangsbedingungen für anschließende Krafteinsätze sorgen. Der daraus resultierende Spannungs-Anstieg könnte dafür sorgen, dass die Relaxation in der Entspannungs-Phase geringer ausfällt (als z. B. beim Stretching). Ein möglicher Dehnungsrückstand kann so von der vorherigen Dehnphase reduziert werden. Anhand der Ergebnisse setzt sich das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen wie in der Untersuchung 1 jedoch nicht von der rein statischen Methode ab.

Wird dynamisch gedehnt, so kann es durch das ständige Dehnen und Entdehnen zu einer besseren Durchblutung und Wärmebildung kommen. Darüber hinaus wird die intermuskuläre Koordination durch den Wechsel zwischen Anspannung und Entspannung zusätzlich verbessert. Bei 3 x 30 Sekunden Dehnen pro Muskel bzw. Muskelgruppe kann das rhythmisch-alternierende Bewegen allerdings auch zu geringen lokalen Ermüdungserscheinungen führen. Die Empfindlichkeit gegenüber der Auslösung des Dehnungsreflexes kann bei wiederholtem dynamischen Dehnen reduziert sein (AVELA et al. 1999). Leider fehlen Hinweise darauf, zu welchem Zeitpunkt dies eintritt.

Bei KOKKONEN/NELSON (1996) wurde ein Vergleich des statischen Dehnens und des dynamischen Dehnens auf die Kraftleistungen der Oberschenkelmuskulatur vorgenommen. Das dynamische Dehnprogramm wirkte deutlich weniger leistungsmindernd auf die Realisierung hoher Maximalkraftwerte der Oberschenkelmuskulatur als das statische.



Da es darüber hinaus keine Untersuchungen zu den Auswirkungen verschiedener Dehnmethode n auf Maximal- und Schnellkraftparameter der unteren Extremitäten gibt, kann das vorliegende Ergebnis nicht mit denen anderer Untersuchungen diskutiert werden.

In U4 ergeben sich für M. quadriceps fem. nach dem dynamischen Dehnen auch höhere Mittelwerte, nach dem Anspannungs-Entspannungs-Dehnen und Stretching niedrigere Maximalkraftwerte. Für den M. Biceps kann diese Beobachtung nicht gemacht werden. Die Mittelwertsunterschiede sind insgesamt jedoch zu gering, um einen signifikanten Effekt der Dehnmethode n nachzuweisen.

Zusammengefasst erscheint keine der drei Methoden tendenziell vorteilhafter gegenüber den anderen. Auch bei einem Dehnprogramm mit mittlerem Umfang kristallisieren sich keine Unterschiede der Methoden heraus. Zur Frage, welche der Dehnmethode n insgesamt als die bessere hinsichtlich der Vorbereitung auf darauffolgende maximale und schnellkräftige Kraftanforderungen eingeschätzt wird, halten 47% der Versuchspersonen das dynamische Dehnen für geeigneter. Das Stretching und das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen werden gleich bewertet. Im persönlichen Aufwärmprogramm der Versuchspersonen taucht das dynamische Dehnen in der Regel eher selten auf. Deshalb ist es erstaunlich, dass sich die Mehrheit für das intermittierende Dehnen ausspricht. Vielleicht muss erst wieder ein Prozess des Umdenkens im Aufwärmen statt finden, damit wieder adäquatere Trainingsinhalte als nur statisches Dehnen angewendet werden.

### (3) Wirkung des Dehnens auf nachfolgende Kraftleistungen

In der Sportpraxis wird die Muskulatur im Rahmen des Aufwärmens regelmäßig, mehr oder weniger intensiv, gedehnt. Dadurch soll einerseits der Muskel auf die darauffolgende Beanspruchung vorbereitet werden, um einerseits Verletzungen vorzubeugen und andererseits Leistungssteigerung zu ermöglichen. Inwieweit Dehnen hierbei vorteilhaft oder leistungshemmend wirkt, sollte anhand dieser Untersuchung geklärt werden.

WIEMANN/KLEE (2000, 9), die aufgrund ihrer Untersuchungen dem Dehnen in der Aufwärmphase kritisch gegenüberstehen, sind der Meinung, dass durch das Überschreiten der Belastungsgrenzen der passiven Strukturen kleinste Schädigungen am Muskel möglich sind. Unter verletzungsprophylaktischen Gesichtspunkten geben sie folgende Empfehlung:

„In Aufwärmprogrammen unmittelbar vor muskulären Höchstbeanspruchungen sollte statisches Dehnen jedoch - wenn überhaupt - nur mit äußerster Vorsicht im submaximalen Dehnbereich angewendet werden. Und dann genügen fünf leichte dynamische oder statische Dehnungen, um die positiven Effekte - Vergrößerung der allgemeinen Flexibilität und Absenkung der passiven Muskelspannung im submaximalen Bereich - ausreichend zu gewährleisten“ (ebd.).

WIEMANN/KLEE schlussfolgern, „dass ... intensives statisches Dehnen in der Aufwärmphase genau das Gegenteil von dem bewirkt, was man sich in der Regel erhofft: statt Leistungssteigerung und Verletzungsprophylaxe eher Leistungsminderung und Anheben des Verletzungsrisikos“ ( ebd.).

In U4 ist zu jedoch zu berücksichtigen, dass das Dehnprogramm jeweils von dem zuvor durchgeführten Einlaufen beeinflusst wird. Deshalb wird die Kombination Aufwärmen mit anschließenden Dehnen diskutiert.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse kann nach dem Dehnprogramm mit 3 x 30 Sekunden Dehndauer bei 4 Dehnübungen für die Beinmuskulatur insgesamt von keiner Leistungssteigerung ausgegangen werden. Es werden teilweise schlechtere Ergebnisse der Kraftkennwerte nach dem Dehnen verzeichnet. Im Folgenden wird die Wirkung des Dehnens auf einzelne Kraftparameter näher betrachtet.

### *Maximalkraftparameter*

Als leistungsbegrenzende Faktoren für die Maximalkraft, die durch das Dehntreatment beeinflussbar sind, können vor allem die optimale Ausgangslänge der Muskulatur und die Willensstoßkraft bzw. Motivation, sowie teilweise die intra- und intermuskuläre Koordination in Betracht kommen.

Die Maximalkraftwerte unterscheiden sich vor und nach dem Dehnen prozentual bis -7%. Signifikante Veränderungen treten aber nicht auf. Für Abnahmen der maximalen Kraftwerte kann u.a. eine Veränderung des Kraft-Längen-Verhältnisses nach dem Dehnen verantwortlich sein, wenn keine optimale Anzahl an Brückenbindungen möglich ist. Bei optimaler Überlappung von Aktin- und Myosinfilamenten (zwischen 2,47  $\mu\text{m}$  und 2,81  $\mu\text{m}$  = Dehnungsgrad 93,6% bis 106,4%) können maximale Kräfte im günstigsten Arbeitswinkel erzeugt werden. Bei Dehnung der Sarkomere bis auf 4,24  $\mu\text{m}$  (entspricht 160,6% Dehnungsgrad) kann keine Kraft aufgebracht werden, denn die Filamente überlappen sich nicht mehr (WIEMANN/KLEE 2000, 6-7). WIEMANN/KLEE gehen davon aus, dass ein Dehnungsgrad von 140% auch von dehnttrainierten Turnern nicht übertroffen wird (ebd. S. 7). Nach Untersuchungen von HIGUSHI/YOSHIOKA/MARUYAMA (1988) kann die strukturelle Ordnung durch das Titin nur bei Überdehnungen nicht mehr aufrecht erhalten werden. In Dehnungsbereichen bis 3,3  $\mu\text{m}$  ist die Anordnung der Myosinfilamente nicht wesentlich verändert.

Da sich in der vorliegenden Untersuchung keine signifikanten Unterschiede der Maximalkraftwerte vor und nach dem Dehnprogramm zeigen, muss demnach nur von einem - wenn überhaupt - geringen Dehnungsrückstand ausgegangen werden. Die Kraft-Längen-Kurve wird nur unwesentlich verändert. Trotz der Dehneffekte am kollagenen Gewebe des Muskel-Sehnen-Komplexes konnte die Ausgangslänge des Muskels wieder eingenommen und maximale Krafteinsätze ohne signifikantem Verlust gegenüber dem Vortest ausgeführt werden. Alleine für M. quadriceps fem. rechts liegen geringere Werte nach dem Dehnen vor, die ein signifikantes Ergebnis knapp verfehlen ( $p = .071$ ).

CHARTRENET (1986) ermittelte ebenfalls eine Reduktion der Kraftleistung der ischiocruralen Muskulatur nach 3-minütiger Dauerdehnung bis zu 9,6%. Allerdings wurden statistische Verfahren nicht angewendet. In der Untersuchung von ROSENBAUM (1992) nahm die maximal entwickelte Kraft des M. soleus nach Stretching (3 x 30 Sek.) ebenfalls nur geringfügig ab, nach dem anschließenden Warmlaufen jedoch um 15% zu. Nach KOKKONEN/NELSON/CORNWELL (1998) war nach passiv-statischem Dehnen (2 x 3 x 15 Sek.) eine signifikante Verringerung der Maximalkraftwerte des M. quadriceps fem. (um durchschnittlich -8,1%) und M. biceps fem. (um durchschnittlich -7,3%) zu verzeichnen. Als Ursache dafür werden die Veränderung der Stiffness der Muskel-Sehnen-Einheit und eine Verschiebung der Kraft-Längen-Kurve sowie die autogene Hemmung diskutiert. Da der Krafttest 10 Minuten nach Beendigung des Dehntreatments durchgeführt worden ist und die autogene Hemmung nicht über die Dauer des Dehnvorganges anhält (vgl. GUISSARD/DUCHATEAU/HAINAUT 1988a und THIGPEN/MORITANI/THIEBAUD/HARGIS 1985) wurde letztere Möglichkeit jedoch wieder verworfen. NELSON/ALLEN/CORNWELL/KOKKONEN (2001) wiesen in einer weiterführenden Untersuchung nach, dass die Veränderung der Ausgangslänge des Muskels nach Dehntreatments die leistungsmindernde Wirkung verursachen kann. Bei Tests in verschiedenen Kniewinkelbereichen (90, 108, 126, 144 und 162 Grad) war nur im größten Kniewinkel von 162 Grad nach 2 x 30 Sekunden Stretching (2 Übungen) die maximale isometrische Kraft signifikant um 7% reduziert. Dies wird als mögliche Veränderung der Kraft-Längen-Kurve nach Stretching gesehen, die im endgradigen Bereich der Kniestreckung besonders mit Abnahmen der Krafteinsätze in Erscheinung tritt.

Weiterhin werden in der vorliegenden Untersuchung signifikante Abnahmen der exzentrischen Maximalkraft für den M. quadriceps fem. rechts registriert. Für das linke Bein werden signifikante Ergebnisse knapp verfehlt. Der M. quadriceps fem. rechts ist der Muskel, der unmittelbar im Anschluss an das Dehnprogramm ohne vorheriges Schütteln und Lockern der Muskulatur dem Krafttest unterzogen wurde (allein der Gang von der Gymnastikmatte zum Kraftmessgerät wurde vorgenommen). Das bedeutet, dass die möglichen Dehneffekte an dieser Muskelgruppe besonders deutlich zum Ausdruck kommen müssten. Denn bei den folgenden Krafttests (andere Muskelgruppe, anderes Bein) liegen genaugenommen bereits Kontraktionen und Co-Kontraktionen vor, welche die Dehneffekte wieder rückbilden.

Die Gründe für die Abnahmen der exzentrischen Maximalkraftwerte können zum einen in veränderten reflektorischen Mechanismen zur Auslösung des Dehnreflexes vorherrschen. Die durch die Dehnungen veränderte Länge der intrafusalen Muskelfasern kann zu einer Abnahme der Auslösung des Dehnreflexes auf Dehnreize führen (vgl. AVELA/KYRÖ-LAINEN/KOMI 1999, 1290).

Zum anderen können hauptsächlich die mechanischen Veränderungen in Form einer Steigerung der Elastizität und Nachgiebigkeit des Muskel- und Bindegewebes bzw. einer Verminderung der passiven Spannung des Muskel-Sehnen-Komplexes herangezogen werden. Die Relaxation und der Creeping-Effekt bewirken, dass der Muskel und die Sehne weicher und nachgiebiger werden und dadurch weniger elastische Energie in der exzentrischen Phase gespeichert werden kann. ROSENBAUM (1992, 115) beobachtete eine verzögerte Kraftentfaltung nach dem Dehnen, was mit der „Überwindung eines größeren Sehnen-spiels“ (d. h. der serienelastischen Komponente) durch Stretching begründet wurde.

### *Explosivkraftparameter*

Einflussfaktoren für die Entwicklung explosiver Krafteinsätze liegen im morphologisch-biomechanischen, neuronalen, energetischen sowie im motivationalen Bereich. Vor allem die optimale Vordehnungslänge und die Kontraktionsgeschwindigkeit des Muskels sowie die Willenskraft explosiv zu agieren, können durch das vorgeschaltete Dehnprogramm negativ beeinflusst werden.

Die maximale Explosivkraft, mittlere Explosivkraft und relative Explosivkraft weisen nach dem Dehnprogramm keine signifikanten Abnahmen auf (vgl. Tab 10-5), auch wenn die Leistungen nach dem Dehnen durchschnittlich um -8% schlechter ausfallen als vorher.

Es überraschen die explosiven Krafteinsätze des QU rechts im unaufgewärmten Zustand, die teilweise nach dem Laufen und Dehnen nicht mehr erreicht werden können. Sie könnten motivational bedingt sein oder in der vorher beschriebenen Störvariable (nicht völlig unaufgewärmt zum Krafttest zu erscheinen) begründet werden.

Die mechanischen Veränderungen durch das Dehnen am Muskel-Sehnen-Komplex und deren Auswirkungen auf die Kraft-Längen-Relation, die bereits oben erläutert wurden, gelten ebenfalls für die Entwicklung explosiver Krafteinsätze.

In den ersten 20-40 ms müssen erst die serienelastischen Elemente gespannt werden, damit die gesamte Kontraktionsspannung aufgebaut werden kann (TIDOW/WIEMANN 1993, 140). Die Dehneffekte bewirken eine größere Nachgiebigkeit der bindegewebigen Anteile. Erst nach einigen (Maximal-)Kontraktionen können diese wieder überwunden werden. In der vorliegenden Untersuchung könnten die Abnahmen der Explosivkraftwerte darin begründet sein. Allerdings kann nicht nachgewiesen werden, dass der erste Versuch nach dem Dehnen immer der schlechtere von beiden Versuchen ist. Immerhin kann *ein* guter

Versuch realisiert werden, so dass keine signifikanten Veränderungen der Kennwerte in der Analyse der Bestwerte vor und nach dem Dehnen auftreten.

Zusätzlich können motivationale Gründe für die Abnahmen explosiver Krafteinsätze aufgeführt werden. Nach einem Dehnprogramm von 20 Minuten Dauer kann sehr wohl die Motivation abnehmen, anschließend die Muskulatur explosiv einzusetzen. Die entspannende und beruhigende Wirkung eines längeren Dehnprogramms ist offensichtlich und wirkt sich positiv auf das Wohlbefinden aus (vgl. U1). Der nötige Ehrgeiz und Wille, anschließend einen Explosivkrafttest erfolgreich auszuführen, kann jedoch eingeschränkt sein. Die tendenziellen Abnahmen der Explosivkraft-Parameter können u. a. auch darin ihre Ursache haben.

Bei ROSENBAUM/HENNIG (1992, 106) werden nach dem Stretching ebenfalls geringfügige Abnahmen der Kraftanstiegsrate im nichtsignifikanten Bereich registriert. Nach dem anschließenden Warmlaufen konnte die maximal entwickelte Schnellkraft um 15% hochsignifikant gesteigert werden, was vor allem in der Erhöhung der Muskeltemperatur und in der Verbesserung der kontraktilen Eigenschaften des Muskels begründet wird. Die Wirkung des Dehnens wird von dem anschließenden Laufen aufgehoben bzw. der Muskel ist in der Lage, wieder explosive Krafteinsätze zu bewerkstelligen. WIEMANN (1991, 304) beobachtete in seiner Längsschnittuntersuchung eine Abnahme der Explosivkraftwerte der ischiocruralen Muskulatur nach einem 10-wöchigen Dehntraining (3 x wöchentlich 15 Minuten Stretching), die jedoch nicht signifikant war. Eine mittelfristige Änderung der Steifness bzw. eine Steigerung der Nachgiebigkeit der serienelastischen Elemente durch das Dehntraining konnte statistisch also auch nicht nachgewiesen werden.

Weitere Ergebnisse aus anderen Untersuchungen zur unmittelbaren Wirkung des Dehnens auf Explosivkraftparameter liegen nicht vor.

### *Muskuläre Leistungsfähigkeit*

Die muskuläre Leistungsfähigkeit ist von der Verkürzungsgeschwindigkeit abhängig, die wiederum von der Kontraktionsgeschwindigkeit der einzelnen Sarkomere und der Sarkomerenlänge begrenzt wird.

Statistisch ist kein Einfluss der Dehnmethode auf die muskuläre Leistungsfähigkeit der Mm. quadriceps fem. und Mm. biceps fem. nachweisbar. Die prozentualen Veränderungen vor und nach dem Dehnprogramm liegen für beide Muskelgruppen zwischen -4% und +6%. Die Ergebnisse erwecken einerseits den Eindruck, dass die dynamische Maximalkraft durch das Dehnen weniger bzw. nur geringfügig beeinflusst wird. Andererseits könnte das Ergebnis der muskulären Leistungsfähigkeit von den Tests zur statischen Maximalkraft überlagert sein. Die maximalen Kontraktionen könnten die Dehneffekte und mechanischen Veränderungen wieder rückgängig machen. Wie auch immer, es ist kein überzufälliger Unterschied zwischen den Kraftwerten vor und nach dem Dehnen festzustellen.

In der Untersuchung von THIGPEN (1989) wurde ebenfalls ein indifferenter Einfluss von Stretching auf das maximale Drehmoment der ischiocruralen Muskulatur festgestellt. Nach einem 5-minütigen Aufwärmen auf dem Fahrradergometer erfolgte ein Dehnprogramm für die hintere Oberschenkelmuskulatur über 3 x 30 Sekunden. Das Stretching im Rahmen des Aufwärmens wirkte sich nicht leistungssteigernd oder leistungshemmend auf das maximale Drehmoment bei verschiedenen Winkelgeschwindigkeiten aus.

Weitere Untersuchungen zum Einfluss von Dehnmaßnahmen auf die muskuläre Leistungsfähigkeit wurden nicht gefunden.

Alles in allem erweist sich in U4 ein Dehnprogramm mit mittlerem Umfang bei allen hier angewendeten Methoden tendenziell leistungsmindernd. Diese Ergebnisse bestätigen in gewisser Weise die o.a. Bedenken von WIEMANN/KLEE (2000).

## 10.5 Zusammenfassung

In dieser Untersuchung wurde die Wirkung von 3 Dehnmethoden für die Beinmuskulatur mit mittlerem Umfang (3 x 30 Sekunden Dehndauer pro Bein bei vier Dehnübungen) im Rahmen des Aufwärmens auf darauffolgende Maximal- und Schnellkraftparameter der unteren Extremitäten (M. quadriceps fem., M. biceps fem.) untersucht. Das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, das intermittierende Dehnen und das statische Dehnen wurde an drei unterschiedlichen Testtagen bei 15 Sportstudenten angewendet. Nachdem sich nach dem 10-minütigen Einlaufen auf dem Laufband nur tendenziell Leistungssteigerungen (hauptsächlich der Explosivkraftparameter und der muskulären Leistungsfähigkeit des M. quadriceps fem.) ergaben, mussten nach dem Dehnprogramm teilweise Leistungseinbußen verzeichnet werden. Auffällig sind diese für den M. quadriceps femoris, der unmittelbar nach dem Dehnen ohne vorheriges Lockern und Schütteln zuerst den Krafttests unterzogen wurde.

Es verringern sich die Maximalkraftwerte für die beiden untersuchten Muskelgruppen nach dem Dehnen um bis -7%. Die Abnahme der exzentrischen Maximalkraft um -6% ist für den M. quadriceps fem. rechts signifikant. Die Explosivkraftparameter für M. quadriceps fem. und M. biceps fem. sind um bis zu -8% reduziert, die muskuläre Leistungsfähigkeit bis zu -4%. Diese Erscheinungen treten bei allen angewendeten Dehnmethoden auf. Es kann keine überzufällige unterschiedliche Wirkung zwischen den Methoden nachgewiesen werden. Von den Versuchspersonen wurde subjektiv das intermittierende Dehnen überwiegend als die günstigere Methode eingeschätzt, um die Muskulatur auf anschließende Kraftbelastungen vorzubereiten.

Folglich ist unter leistungsorientierten Gesichtspunkten ein Dehnprogramm mittleren Umfangs im Rahmen des Aufwärmens nicht zu empfehlen.

## 11 Untersuchung 5 (U5): Der Einfluss von 3 Dehnmethoden auf die Reaktivkraft der Beinmuskulatur von Sportstudenten

### 11.1 Fragestellung

Nachdem in U2 (Kap. 8) geringfügige Abnahmen der Kennwerte der Reaktivkraft bei einem Dehnprogramm mit geringem Umfang bei Leistungssportlern auftraten, wurde eine weitere Untersuchung mit geändertem Design durchgeführt.

Es wird angenommen, dass die Wirkungen von Dehnungsmaßnahmen eher im mechanischen Bereich liegen (vgl. ROSENBAUM 1992, 137). Durch eine Steigerung des Umfangs des Dehnprogramms gegenüber der ersten Untersuchung sollte der Muskel-Sehnen-Komplex „intensiver behandelt“ werden. Zeitabhängige Phänomene wie Creeping und Relaxation beeinflussen die Elastizität des tendomuskulären Systems. Diese angenommenen Dehneffekte kommen möglicherweise durch ein umfangreicheres Dehnprogramm deutlicher zum Ausdruck. Die elastische Energie wird einerseits in der SRES oder der Querbrückenelastizität und andererseits in der Sehne gespeichert (BÜHRLE 1989, 324; GOLLHOFER 1987, 58). Die plastische Verformung der kollagenen Anteile über längere Dehnreize kann zu einer größeren Nachgiebigkeit des serienelastischen Elementes führen. Die reaktive Spannungsfähigkeit kann dadurch reduziert, die Reaktivkraftleistung entsprechend vermindert werden.

Da einerseits die vom Dehnen ausgehenden mechanischen Veränderungen am Muskel-Sehnen-Komplex deutlich werden sollen (vgl. SCHÖNTHALER/OHLENDORF/OTT/MEYER/KINDERMANN/SCHMIDTBLEICHER 1998, TAYLOR/DALTON/SEABER/GARRETT 1990, MAGNUSSON/McHUGH/GLEIM/NICOLAS 1993) und andererseits die sportpraktische Relevanz bezüglich der Dehndauer gewährleistet sein soll (vgl. EDER 1988; GROSSER/MÜLLER 1990, 36; BUNZ 1994, 138), wurde in U5 für jede Dehnübung eine Dehndauer von 3 mal 30 Sekunden bei submaximaler Dehnintensität gewählt. Die möglichen unterschiedlichen Wirkungen der drei Dehnmethoden wurden bereits in U1 und U4 aufgeführt.

Da sich Unterschiede in der Reaktivkraftleistung (Innervationshemmung, geringere Elastizität des tendomuskulären Systems) zwischen Trainierten und Untrainierten ergeben (BÜHRLE 1989, 322; BARTONIETZ/EISELE 1997, 17), wurde diese Untersuchung mit Sportstudierenden durchgeführt. Sportstudierende gelten als sprungerfahren, jedoch sind sie nicht wie Leistungssportler der Leichtathletik sprungtrainiert.

Damit der Einfluss des Aufwärmens zusätzlich erfasst wird, erfolgt die Bestimmung der Reaktivkraftparameter auch im unaufgewärmten Zustand. Diese Messung war bei den Leistungssportlern in U2 aufgrund der Angst vor Verletzungen nicht durchführbar.

Folgende Fragen sollen anhand dieser Untersuchung beantwortet werden:

1. Gibt es Unterschiede in der Wirkung von drei verschiedenen Dehnmethoden auf die Reaktivkraftparameter der Beinmuskulatur von Sportstudenten?
2. Welchen Einfluss hat ein Dehnprogramm mit mittlerem Umfang (4 Übungen mit je 3 x 30 Sek. Dehndauer) auf die Reaktivkraft der Beinmuskulatur bei Sportstudenten?

Folgende Hypothesen sollen überprüft werden:

- Hypothese 1: Die drei Dehnmethode unterscheiden sich in ihrer unmittelbaren Wirkung auf die Reaktivkraftparameter der Beinmuskulatur.
- Hypothese 2: Ein Dehnprogramm mittleren Umfangs beeinflusst die darauffolgende Reaktivkraftleistung.

## 11.2 Untersuchungsmethodik

Es wurde ein Design mit kompletter Messwiederholung konzipiert. Die Testpersonen wurden an drei verschiedenen Tagen jeweils unaufgewärmt, aufgewärmt vor und nach einem Dehnprogramm nach drei Dehnmethode einem Reaktivkrafttest unterzogen.

### 11.2.1 Stichprobe

Die Stichprobe bestand aus 15 männlichen Sportstudenten (s. Tab. 11-1). Die Versuchsteilnehmer wurden über einen öffentlichen Aushang im Zentralinstitut für Sportwissenschaften der TU-München aufgefordert, an der Untersuchung teilzunehmen. Die Probanden dieser Untersuchung waren zwar sprungerfahren, aber nicht „sprungtrainiert“. Ihnen war der Drop Jump als Trainingsinhalt bekannt und sie waren mit der Ausführung vertraut. Keine der Versuchspersonen hatte zum Zeitpunkt der Datenerhebung Verletzungen an den unteren Extremitäten. Die Versuchspersonen erhielten keine finanziellen Entschädigungen.

Tab. 11-1: Mittelwerte der Stichprobe U5 (n = 15).

	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)
Männer n = 15	25	182,3	79,2

### 11.2.2 Versuchsplan

Analog zu den ersten Untersuchungen wurde die Reaktivkraft an drei unterschiedlichen Tagen mit mindestens 2 Tagen Abstand innerhalb von 2 Wochen getestet. Unaufgewärmt, aufgewärmt und nach den drei Dehnmethode A, I und S mussten jeweils 5 Tiefhochsprünge (Drop Jumps = DJs) ausgeführt werden. Die Studenten sollten möglichst kurze Kontaktzeiten und dabei möglichst große Sprunghöhen realisieren. Die Reihenfolge der 3 Dehnmethode wurden für jede Versuchsperson zuvor ausgelost. Die Versuchspersonen wurden angewiesen, am Testtag selber keine sportlichen Aktivitäten zu vollziehen.

Zusätzlich machten die Probanden vor Beginn der Tests Angaben zu ihren Dehngewohnheiten und ihrem persönlichen Dehntraining.

Der Ablauf der Testprozedur war an allen drei Untersuchungsterminen der gleiche. Die Gesamtdauer eines Testtermins war mit ca. 45 Minuten pro Testperson und Testtag veranschlagt. Die Versuchspersonen waren über den Versuchsablauf informiert. Die intensive und konzentrierte Mitarbeit der Probanden wurde vorausgesetzt, da sie alle freiwillig an der Untersuchung teilnahmen und an deren Ergebnissen interessiert waren.

Die folgende Abb. 11-1 zeigt den Versuchsplan.

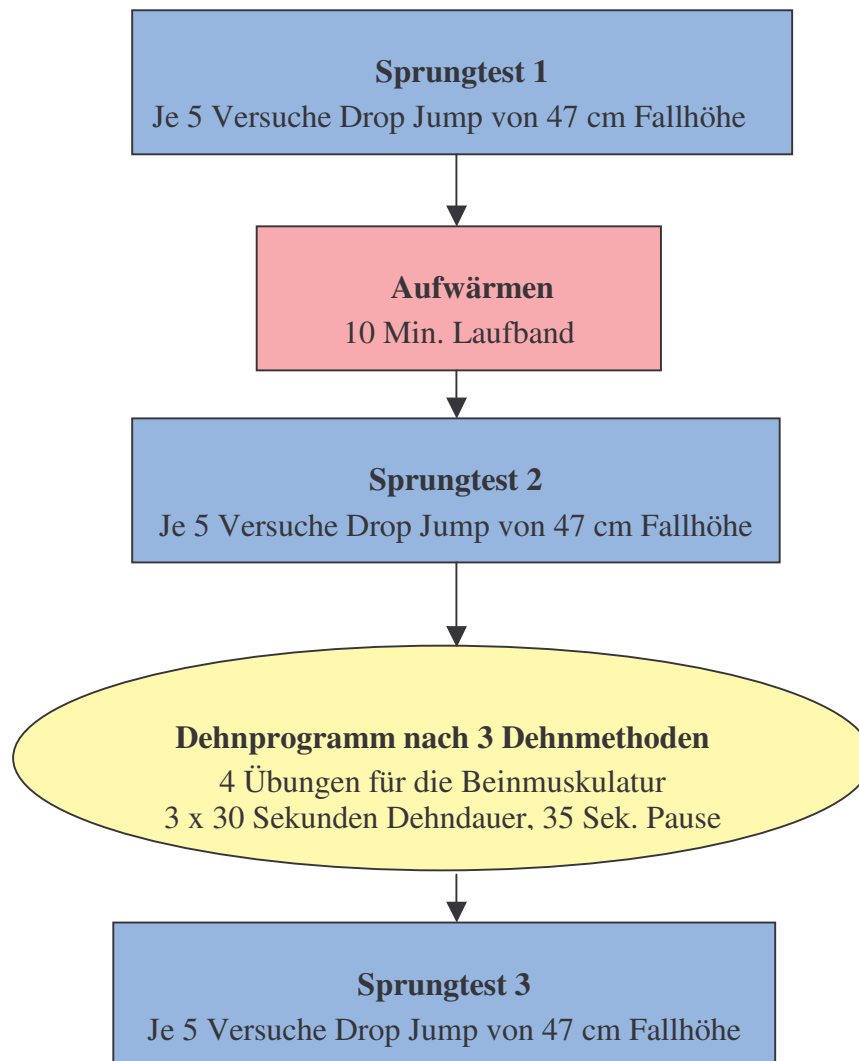


Abb. 11-1: Versuchsplan der U5 ( $n = 15$ ).

- **Sprungtest 1**

Nach der Beschreibung und Demonstration des Sprungtests wurden die Versuchspersonen im unaufgewärmten Zustand getestet.

Jeder Proband führte hintereinander 5 Drop Jumps von der Fallhöhe 47 cm aus.

Die Bewegungsanweisung zur Ausführung des Drop-Jump lautete wie in U2: „Lass dich nach vorne-unten fallen und spring möglichst schnell nach oben ab“.

Die DJs wurden jeweils mit Schuhen gesprungen, die Landung sollte auf dem Ballen erfolgen. Armeinsatz war erlaubt. Die Pausendauer zwischen den einzelnen Versuchen konnte individuell bestimmt werden.



- Aufwärmen

Nach dem Sprungtest erfolgte das Aufwärmen auf dem Laufband über 10 Minuten bei 9 km/h. Die Vpn sollten eine Pulsfrequenz zwischen 130 und 150 Schlägen/Minute erreichen. Die Pulsfrequenz wurde mit Pulsmesser kontrolliert.

- Sprungtest 2

Nach dem Aufwärmen (= vor dem Dehnen) erfolgte der zweite Sprungtest mit 5 Drop Jumps von 47 cm Fallhöhe. Die Vorgaben waren dieselben wie in Sprungtest 1.

- Dehnprogramm

Das anschließende Dehnprogramm für U5 umfasste 4 Übungen (s. Anhang Übung Nr. 1, 2, 5 und 6). Das Dehnprogramm war identisch mit dem von U4, nur fanden die Übungen in umgekehrter Reihenfolge statt. Die folgenden Muskeln wurden im Wechsel links und rechts in der aufgeführten Reihenfolge nacheinander mit einer Dehndauer von 3 x 30 Sekunden und dazwischenliegenden Pausen von je 35 Sekunden gedehnt.

1. M. quadriceps femoris,
2. Mm. ischiocrurales,
3. M. soleus,
4. M. gastrocnemius.

Das Dehnprogramm wurde am Testtag je nach Proband nach den ausgelosten Methoden A, I, oder S ausgeführt (s. Kap. 6.3). Mit dem Wechsel der Ausgangsstellungen und den kurzen Pausen zwischen den Dehnübungen dauerte das Dehnprogramm ca. 20 Minuten.

- Sprungtest 3

Sofort im Anschluss an das Dehnen wurden ohne vorherige Lockerung der Muskulatur und ohne Probesprung 5 Drop Jumps von der Fallhöhe 47 cm ausgeführt.

### 11.2.3 Testgerät und Variablenauswahl

Die Reaktivkraftparameter wurden mit der Kraftmessplatte getestet (s. Kap 6.2).

Bei Untrainierten ist die gewählte Fallhöhe von Bedeutung. Aus der Erfahrung mit Sprungtests bei Sportstudenten hat sich am Institut die Fallhöhe von 47 cm bewährt. Sprünge aus anderen Fallhöhen wurden daher in dieser Untersuchung nicht durchgeführt.

Folgende Parameter wurden ermittelt:

(Kürzel, Parameter, evtl. Beschreibung, Einheit)

- |    |  |
|----|--|
| SH | Sprunghöhe (cm)  |
| t  | Kontaktzeit (ms)   |
| rP | relative Leistung (Leistung auf das Körpergewicht bezogen) (Watt/kg) |
| mK | maximale Kraft ( N)  |

### 11.3 Ergebnisse

Die Zuverlässigkeit der erhobenen Messwerte wird über die Intraclass-Korrelationskoeffizienten der fünf Einzelmessungen DJ 47 ermittelt. Diese liegen zwischen  $0.91 \leq r \leq 0.98$  (s. Tab. 11-2). Es kann daher eine hohe Reproduzierbarkeit der Tests angenommen werden.

Tab. 11-2: Ergebnisse der Berechnung des Intraclass-Korrelationskoeffizienten der Reaktivkraftparameter aus 5 Versuchen Drop Jump 47 ( $n = 15$ ).

	Parameter	Koeffizient
DJ 47		
	SH	0.98
	t	0.91
	mK	0.96

Die Ergebnisse stimmen weitgehend mit den Reliabilitätsangaben bei Untersuchungen von GOLLHOFER (1987), FRICK (1993), KIBELE (1995) und NEUBERT (1999) überein.

Neben der sportpraktischen Ausbildung im Rahmen ihres Studiums treiben die Versuchspersonen durchschnittlich 4 x pro Woche regelmäßig Sport. Das persönliche Aufwärmprogramm der Testpersonen besteht immer aus Einlaufen und anschließendem Dehnen. Stretching führen 33,3% (= 5 Vpn), Schwunggymnastik 20% (= 3 Vpn), verschiedene Dehnenformen 26,7% (= 4 Vpn) und Stretching mit anschließenden Kräftigungs- und Koordinationsübungen 20% (= 3 Vpn) aus. Im Rahmen des Aufwärmens wird durchschnittlich 15 Sekunden (14,5 Sek.) pro Übung gedehnt. Maximal wird bis zu 40 Sek. (1 Vp) bei 1 bis 3 Serien statisch gedehnt. 53,3% (= 8 Vpn) geben an, regelmäßig zu dehnen, 26,7% (= 4 Vpn) oft und 20% (= 3 Vpn) selten. 46,7% (= 7 Vpn) dehnen in der Regel nur vor dem Sport, 53,3% (= 8 Vpn) vor und nach dem Sport.

Nach Beendigung des letzten Untersuchungstermins beurteilten die Versuchspersonen die drei Dehnmethode als Vorbereitung auf die Sprungtests. Dabei schätzten 53,3% (= 8 Vpn) das I-Dehnen als die beste Methode ein, 33,3% (= 5 Vpn) der teilnehmenden Sportler befürworteten das Stretching. Das A-Dehnen wird nur von 13,3% (= 2 Vpn) positiver als die anderen Methoden bewertet (vgl. Abb. 11-2).

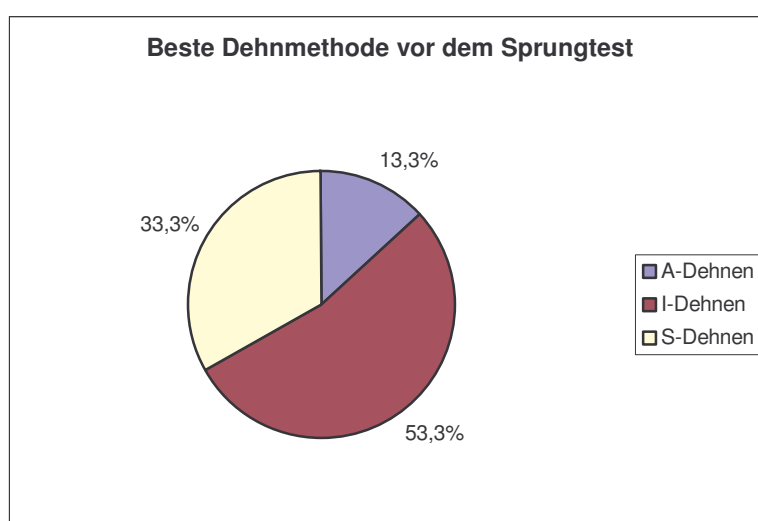


Abb. 11-2: Zur Beurteilung der besten Dehnmethode vor dem Sprungtest ( $n = 15$ ).

### (1) Analyse der Mittelwerte

Zunächst werden die Ergebnisse der Mittelwerte aus jeweils fünf Versuchen im unaufgewärmten Zustand, nach dem Aufwärmen (= vor dem Dehnen) und nach dem Dehnen betrachtet.

Den Tabellen 15-50 bis 15-52 (s. Anhang) sind die Ergebnisse der Sprungtests, sowie die prozentualen Differenzen der Kennwerte vor und nach den Treatments zu entnehmen.

Die Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse sind in der Tab.11-3 enthalten. Die Faktoren Dehnmethode und Dehnstatus sind jeweils 3-stufig (Dehnmethode: A, I, S; Dehnstatus: Unaufgewärmt, aufgewärmt (= vor dem Dehnen), nach dem Dehnen). Es werden die Veränderungen der Werte von Sprungtest 1, 2 und 3 analysiert. Grafiken veranschaulichen die Ergebnisse.

Tab. 11-3: Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen des Aufwärmens und der Dehnmethode(n) auf die Reaktivkraftparameter anhand der Mittelwerte aus 5 Versuchen Drop Jump 47 ( $n = 15$ ).

Variable	Dehnmethode		Dehnstatus		Dehnmethode*Dehnstatus	
	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
SH	.426	n.s.	.243	n.s.	.534	n.s.
t	.291	n.s.	.006	sig.**	.590	n.s.
rP	.436	n.s.	.027	sig.*	.613	n.s.
mK	.294	n.s.	.013	sig.*	.727	n.s.

Zur Verdeutlichung der varianzanalytischen Ergebnisse ist aus Tab.11-4 die unmittelbare Wirkung der Dehnmethode(n) auf die Reaktivkraftparameter (Dehnmethode 3-stufig; Dehnstatus 2-stufig) ersichtlich. Hier werden die Ergebnisse von Sprungtest 2 und 3 untersucht und damit die Veränderungen vor und nach dem Dehnen herausgearbeitet.

Tab. 11-4: Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethode(n) auf die Reaktivkraftparameter anhand der Mittelwerte aus 5 Versuchen Drop Jump 47 ( $n = 15$ ).

Variable	Dehnmethode		Dehnstatus		Dehnmethode*Dehnstatus	
	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
SH	.418	n.s.	.390	n.s.	.274	n.s.
t	.380	n.s.	.007	sig.**	.325	n.s.
rP	.668	n.s.	.006	sig.**	.356	n.s.
mK	.320	n.s.	.002	sig.**	.787	n.s.

### Sprunghöhe

Die Probanden können die Sprunghöhe durch das Warmlaufen gegenüber dem unaufgewärmten Zustand nur teilweise steigern. Die Differenzen liegen an den drei Testtagen durchschnittlich zwischen +2,6% und -5,6%. Jedoch sind große individuelle Schwankungen zu erkennen. Es gibt Verbesserungen um über +50% und Verringerungen um fast -30% nach dem Laufen. Werden die prozentualen Veränderungen der Sprunghöhe vor und nach dem Dehntreatment betrachtet, so ist eine Abnahme der Sprunghöhe nach dem

A-Dehnen um -3,4%, nach I-Dehnen um -4,7% und eine Verbesserung nach dem S-Dehnen um +3,8% zu erkennen.

Wie die Varianzanalyse (s. Tab.11-3) zeigt, liegen diese Veränderungen alle im zufälligen Bereich. Weder das Dehnen noch das Aufwärmen haben einen signifikanten Effekt auf die Sprunghöhe der Vpn. Der höhere Mittelwert nach Stretching weist gegenüber den beiden anderen Methoden ebenfalls keinen signifikanten Unterschied auf (Dehnmethode  $p = .426$ , Dehnstatus  $p = .243$ , Dehnmethode\*Dehnstatus  $p = .534$ ).

Bei der Betrachtung der Einzelfälle vor und nach dem Dehnen erreichen nach dem A-Dehnen 7 Vpn bessere Sprunghöhen, 8 Vpn geringere, nach I-Dehnen konnten sich nur 4 Vpn steigern, dagegen verschlechterten sich 11 Vpn. Nach Stretching verzeichnen 8 Vpn Verbesserungen und 7 Vpn Abnahmen der Sprunghöhe.

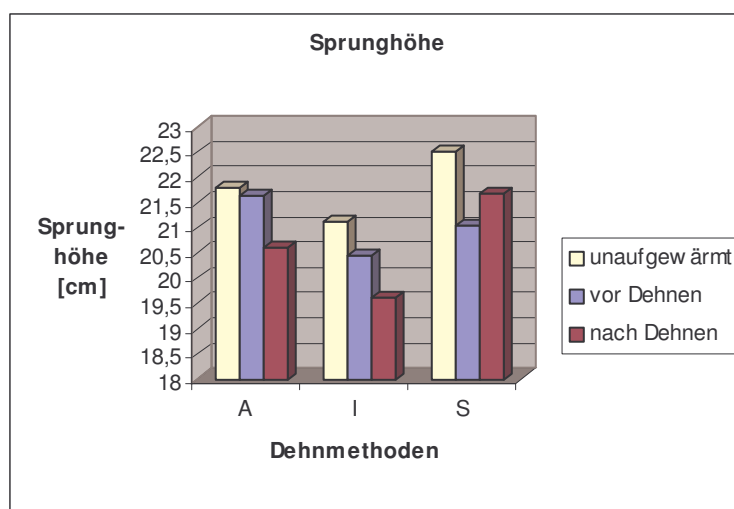


Abb. 11-3: Sprunghöhe unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe.

## Kontaktzeit

Die Kontaktzeiten sind nach dem Laufen durchschnittlich zwischen -2,4% und -3,6% kürzer. Nach dem anschließenden Dehnen sind diese nach A um +3,3% und nach S um +3,1% verlängert, während sie nach I nur unwesentlich länger sind (+0,7%).

Im Sprungtest 1 werden mittlere Kontaktzeiten an den drei Testtagen zwischen 173 und 179 ms registriert, im Sprungtest 2 (d. h. nach dem Laufen) zwischen 169 und 173 ms und im Sprungtest 3 (d.h. nach den Dehnmethoden) zwischen 174 und 178 ms. Nach der Definition von BAUERSFELD/VOß (1992, 18) liegen die mittleren Bodenkontaktzeiten der Versuchspersonen an der Grenze zwischen langem und kurzen Zeitprogramm bei 170 ms. Jeweils 2 Vpn bleiben an allen Testtagen bei allen 3 Sprungtests im kurzen Zeitprogramm, zwei Vpn immer im langen Zeitprogramm, 2 Vpn sind nur nach dem Aufwärmen im kurzen Zeitprogramm. Bei den anderen Vpn schwanken die Bodenkontaktzeiten im Grenzbereich der Zeitprogramme oder sie sind an den verschiedenen Testtagen durch die Treatments unterschiedlich beeinflusst, so dass keine Regelmäßigkeit zu erkennen ist.

Aus der Varianzanalyse (Tab.11-3) resultiert ein hochsignifikanter Effekt des Faktors Dehnstatus ( $p = .006$ ), jedoch zeigt sich weder ein Unterschied zwischen den drei Methoden ( $p = .291$ ) noch der Interaktion zwischen Dehnmethode und Dehnstatus ( $p = .590$ ), d. h., nach einer Verringerung der Kontaktzeiten nach dem Laufen ergibt sich nach dem

Dehnen allgemein eine Verlängerung der Bodenkontaktzeiten. Über die Kontraste können Trends aufgezeigt werden, die mittels Haupteffekt nachgewiesen werden können. Demnach ergeben sich signifikant längere Kontaktzeiten nach dem A-Dehnen ( $p = .016$ ). Nach dem S-Dehnen ( $p = .065$ ) werden die Signifikanzen knapp verfehlt. Das dynamische I-Dehnen erweist sich nicht signifikant leistungshemmend ( $p = .458$ ).

Der Einfluss des Dehnens auf die mittleren Bodenkontaktzeiten wird anhand der Einzelfallbetrachtung ebenfalls deutlich. Von den insgesamt 15 Vpn haben nach A-Dehnen 13 Vpn und nach S-Dehnen 12 Vpn längere Kontaktzeiten. Nach dem I-Dehnen verschlechtern sich 8 Vpn und 6 Vpn verbessern sich sogar nach dem Dehnen. 1 Vpn weist keine Veränderung durch das Dehntreatment auf.

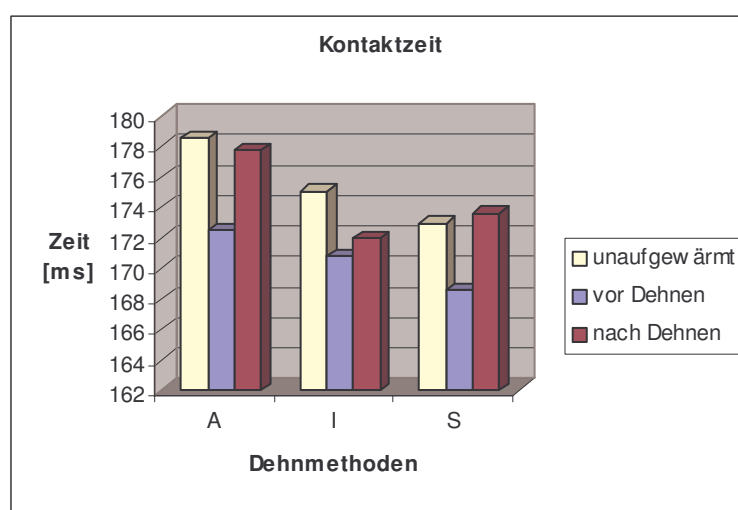


Abb. 11-4: Kontaktzeit unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe.

## Relative Leistung

Die reaktive Sprungleistung der Versuchspersonen wird über den Parameter „relative Leistung“ abgeschätzt, in den die Sprunghöhe und die Kontaktzeit mit einfließt. Hierfür müssen kurze Kontaktzeiten ( $< 200$  ms) vorliegen.

Die Vpn können ihre Sprungleistungen nach dem Laufen um bis zu +3,7% steigern. Demgegenüber werden nach dem Dehnen geringere Sprungleistungen erreicht. Die prozentualen Differenzen liegen nach dem A-Dehnen bei -3,9%, nach dem I-Dehnen bei -2,0% und nach dem S-Dehnen bei -1,8%.

Wie das Ergebnis der Varianzanalyse (Tab.11-3) zeigt, ist der Faktor Dehnstatus auf dem 5%-Niveau signifikant ( $p = .027$ ). Nach Steigerungen durch das Aufwärmen hat sich insgesamt die reaktive Sprungleistung nach den Dehnmethoden verschlechtert. Die leistungsmindernde Wirkung des Dehnens wird in Tab. 11-4 besonders deutlich, wonach sich ein hochsignifikanter Effekt des Faktors Dehnstatus ( $p = .006$ ) einstellt.

Werden die Ergebnisse anhand der Kontraste weiter analysiert, so ergeben sich signifikante Veränderungen nach dem A-Dehnen ( $p = .021$ ) und I-Dehnen ( $p = .044$ ), wobei für S vor und nach dem Dehnen keine signifikante Verringerung der relativen Leistung vorliegt ( $p = .164$ ). Da jedoch der Faktor Dehnmethode ( $p = .436$ ) sowie die Interaktion Dehnmethode\*Dehnstatus ( $p = .613$ ) nicht signifikant sind, kann dies nur als Tendenz gewertet werden (vgl. Tab. 11-3).

Insgesamt ist bei über zwei Drittel der Versuchspersonen (= 11 Vpn) eine Abnahme der reaktiven Sprungleistung als Folge der drei Dehnmethode zu erkennen, und zwar nach A bis zu -16,9%, nach I bis zu -8,7%, nach S bis zu -10,8%.

Es zeigt sich hier offensichtlich eine leistungsmindernde Wirkung des Dehnens.

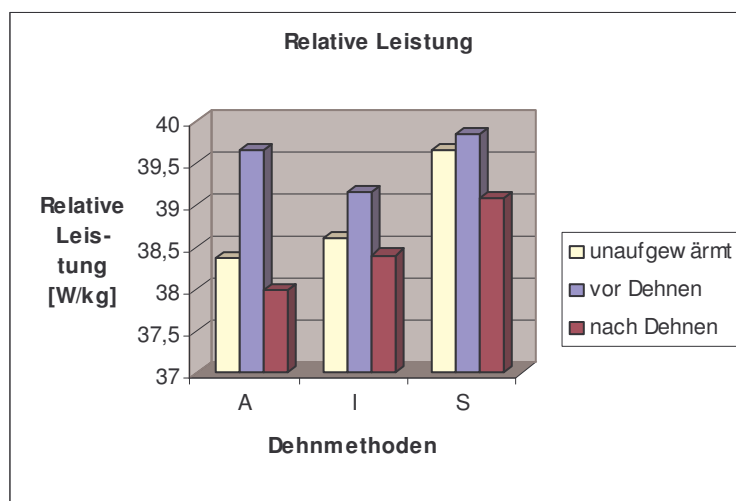


Abb. 11-5: Relative Leistung unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe.

### Maximale Kraft

Mit der Verlängerung der Kontaktzeiten nach dem Dehntreatment geht auch eine Abnahme der maximalen Kraft bzw. der Bodenreaktionskräfte einher.

Nach dem Laufen wird eine Erhöhung der maximalen Kraftwerte zwischen +4,2% und +7,7% registriert. Nach dem Dehnen können bei allen Dehnmethode Verringerungen der Bodenreaktionskräfte nach A um -4,3%, nach I um -2,5% und nach S um -3,9% festgestellt werden.

Die Ergebnisse der Varianzanalyse zeigen, dass ein signifikanter Effekt des Faktors Dehnstatus mit  $p = .013$  vorliegt. Nach dem 10-minütigen Einlaufen ergibt sich eine Steigerung der Kraftwerte, nach jeder Dehnmethode eine Leistungseinbuße.

Im varianzanalytischen Vergleich der Werte vor und nach dem Dehnen kann eine hochsignifikante Abnahme nach allen Dehnmethode (Dehnstatus  $p = .002$ ) festgehalten werden (Tab. 11-4).

Anhand der Kontraste sind die Abnahmen nach A und nach S überzufällig, nach I sind sie nicht signifikant. Der Faktor Dehnmethode und die Interaktion Dehnmethode\*Dehnstatus weisen jedoch keine signifikanten Effekte auf, so dass sich insgesamt keine unterschiedliche Wirkung der drei Dehnmethode ergibt.

Nach dem A-Dehnen verschlechtern sich 12 Versuchspersonen, nach I und S jeweils 10 Probanden im Vergleich zu den Werten vor dem Dehnen. Individuell nehmen die Werte nach A um bis zu -17%, nach I bis zu -14% und nach S bis zu -21% ab.

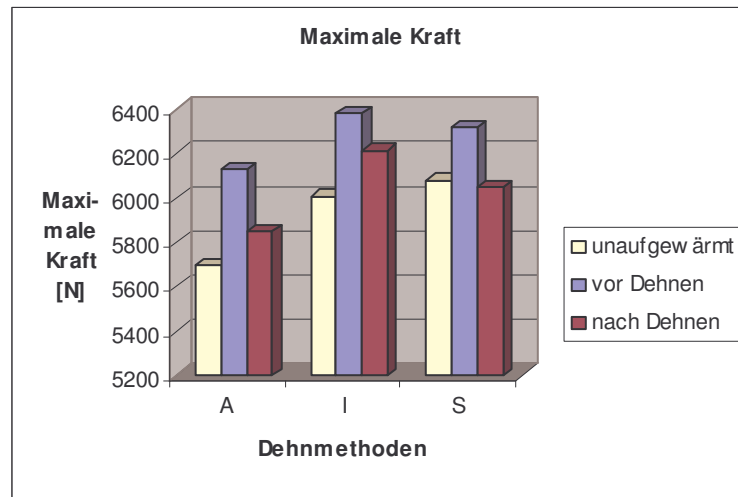


Abb. 11-6: Maximale Kraft unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe.

## (2) Analyse der Bestwerte

Die Ergebnisse der Sprungtests sowie die prozentualen Differenzen der Kennwerte vor und nach den Treatments können den Tabellen 15-53 bis 15-55 (s. Anhang) entnommen werden.

Die Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse des besten Werts aus fünf Versuchen sind der Tab.11-5 aufgelistet. Hierbei wird mit dem Faktor Dehnstatus die Veränderung über den unaufgewärmten Zustand, vor und nach dem Dehnen geprüft, d.h. der Faktor Dehnmethode ist 3-stufig, der Faktor Dehnstatus ebenfalls 3-stufig. Es werden also die Ergebnisse aller drei Sprungtests miteinander verglichen.

Tab. 11-5: Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen des Aufwärmens und der Dehnmethode auf die Reaktivkraftparameter anhand der Bestwerte aus 5 Versuchen Drop Jump 47 ( $n = 15$ ).

Variable	Dehnmethode		Dehnstatus		Dehnmethode*Dehnstatus	
	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
SH	.378	n.s.	.364	n.s.	.480	n.s.
t	.485	n.s.	.212	n.s.	.420	n.s.
rP	.466	n.s.	.075	n.s.	.496	n.s.
mK	.246	n.s.	.022	sig.*	.966	n.s.

Der varianzanalytische Vergleich der Ergebnisse nur *vor und nach* dem Dehnen ist in Tab. 11-6 zusammengestellt (Faktor Dehnmethode 3-stufig, Faktor Dehnstatus 2-stufig). Das heißt, es werden nur die Werte des Sprungtest 2 und 3 analysiert.

Tab. 11-6: Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Reaktivkraftparameter anhand der Bestwerte aus 5 Versuchen Drop Jump 47 (n = 15).

Variable	Dehnmethode		Dehnstatus		Dehnmethode*Dehnstatus	
	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
SH	.358	n.s.	.826	n.s.	.287	n.s.
t	.636	n.s.	.105	n.s.	.345	n.s.
rP	.628	n.s.	.023	sig.*	.259	n.s.
mK	.365	n.s.	.089	n.s.	.974	n.s.

Da über die Analyse der besten Werte die Effekte des Dehnprogramms weniger deutlich zu Ausdruck kommen als über die Analyse der gemittelten Werte, werden die Ergebnisse zusammengefasst und ohne grafische Darstellung präsentiert.

### Sprunghöhe

Werden nun die jeweils besten Sprunghöhen jeder Testperson betrachtet, die unter den verschiedenen Versuchsbedingungen erzielt worden sind, so erhält man folgendes Ergebnis. Durchschnittlich werden nach dem Aufwärmen eher geringere Sprunghöhen erreicht (Abnahme zwischen -0,8% und -3,2%). Nach dem Dehnprogramm differieren die Ergebnisse nach A um -2,8%, nach I um -0,8%, nach S realisieren die Vpn um +3,5% größere Sprunghöhen gegenüber dem aufgewärmten Zustand. Insgesamt liegen diese Veränderungen im zufälligen Bereich, denn es können varianzanalytisch (s. Tab. 11-5) keine signifikanten Effekte festgestellt werden (Dehnstatus p = .364, Dehnmethode p = .378, Dehnmethode\*Dehnstatus p = .480).

### Kontaktzeit

Werden nur die kürzesten Kontaktzeiten in die Analyse mit einbezogen, so können nach dem Einlaufen am Testtag von A durchschnittlich 164 ms registriert werden mit einer Verkürzung der Zeiten um -1,5% gegenüber dem unaufgewärmten Zustand. Am Testtag von I werden 162 ms erreicht (+0,8%) bzw. am Testtag von S 158 ms (-2,9%). Nach dem intermittierenden Dehnen werden durchschnittlich Kontaktzeiten von 163 ms festgehalten sowie nach A und S jeweils 165 ms. Diese Kontaktzeiten entsprechen teilweise dem sog. kurzen Zeitprogramm. (Zum Vergleich: Die gemittelten Kontaktzeiten von 5 Versuchen liegen nach A bei 178 ms, nach I bei 172 ms und nach S bei 174 ms.) Während es bei A und I zu unwesentlichen Veränderungen nach dem Dehnen kommt (+0,6% bzw. +0,5%), verlängern sich die Kontaktzeiten nach Stretching um +4,4%. Varianzanalytisch (Tab.11-5) wird kein signifikanter Effekt bzgl. des Dehnstatus und der Dehnmethoden noch der Wechselwirkung ermittelt (Dehnmethode p = .485, Dehnstatus p = .212, Dehnmethode\*Dehnstatus p = .420). Das bedeutet, dass von den 5 Versuchen zumindest bei einem Versuch kurze Bodenkontaktzeiten realisiert werden können, die insgesamt zu einem indifferenten Einfluss (des Aufwärmens und) des Dehnens unter diesen Versuchsbedingungen führen. Eine Tendenz in der Wirkung der verschiedenen Dehnmethoden ist nicht erkennbar. Allerdings wird bei dem besten von 5 Versuchen nach dem dynamischen Dehnen die kürzeste Kontaktzeit mit 128 ms registriert und nach dem Anspannungs-Entspannungs-Dehnen mit 215 ms die längste.



## Relative Leistung

Das 10-minütige Laufen bewirkt eine Steigerung zwischen +0,6% und +2,1%. Hierbei ist zu beachten, dass das Aufwärmen bei einigen Vpn auch eine Leistungsminderung um -12% bis -14% verursacht, die größten Steigerungen nach dem Laufen liegen zwischen +14,4% für A, +16,0% für I und +19,7% für S.

Das Dehnen verursacht im Durchschnitt eine Abnahme der relativen Leistung nach der A-Dehnen um -3,4%, nach der I-Dehnen um -1,4%, nach der S-Dehnen um -1,8%. Bemerkenswert sind die größten individuellen Verluste, die nach A bei -12,3% und nach S bei -12,6% und nach I bei -9,7% liegen. Verbesserungen ergeben sich nach A bis +5,5%, nach I bis +5,8%, nach S bis +11%.

Varianzanalytisch wird ein signifikanter Effekt mit  $p = .075$  bzgl. des Faktors Dehnstatus verfehlt. Wie Tab. 11-5 zeigt, sind der Faktor Dehnmethode ( $p = .466$ ) und die Interaktion Dehnmethode\*Dehnstatus ( $p = .496$ ) nicht signifikant. Wird der Parameter relative Leistung nur vor und nach dem Dehnen statistisch analysiert, so kann eine signifikante Reduzierung ( $p = .023$ ) der reaktiven Sprungkraftleistung durch das Dehnen nach allen Methoden festgestellt werden (s. Tab. 11-6).

Von den insgesamt 15 Probanden verringern nach dem Anspannungs-Entspannungs-Dehnen 12 Personen ihre relative Leistung um bis zu -12,3%, nach dem Stretching 10 Personen um bis zu -12,6%. Nach dem dynamischen Dehnen können 7 Testpersonen ihre Leistung bis zu +5,8% steigern, 8 Vpn müssen auch hier Leistungseinbußen um bis zu -9,7% in Kauf nehmen. Für 5 Personen wirken sich alle Methoden immer negativ auf die reaktive Leistungsfähigkeit aus, für eine Testperson immer positiv. 3 Probanden verschlechtern ihre Leistung nach A und S und steigern sich nach I, so wie sich bei 3 Vpn die Werte nach A verringern und nach I und S zunehmen.

Insgesamt wird jedoch deutlich, dass die reaktive Leistungsfähigkeit durch das Dehnen teilweise erheblich beeinträchtigt wird.

## Maximale Kraft

Die Werte der maximalen Kraft sind nach dem Aufwärmen zwischen +4,6% und +6,1% höher als im unaufgewärmten Zustand. Nach dem A-Dehnen fallen sie um -2,0%, nach dem I-Dehnen um -1,9% und nach dem S-Dehnen um -2,2% leicht ab.

Dies kann als signifikanter Haupteffekt des Faktors Dehnstatus mit  $p = .022$  bestätigt werden, jedoch sind wiederum weder signifikante Unterschiede in der Wirkung der drei Dehnmethoden ( $p = .246$ ) erkennbar, noch bei deren Interaktion ( $p = .966$ ) (s. Tab. 11-5). Der Unterschied der Kraftwerte nur vor und nach dem Dehnen ist nicht signifikant (s. Tab. 11-6).

### (3) Klärung der Hypothesen (s. Tab. 11-4)

In Hypothese 1 soll geprüft werden, ob sich die 3 Dehnmethoden unterschiedlich auf eine darauffolgende Reaktivkraftleistung der Beinmuskulatur auswirken. Aufgrund der referierten Ergebnisse kann die Hypothese 1 nicht angenommen werden, denn es ergeben sich keine überzufälligen Unterschiede zwischen dem A-Dehnen, I-Dehnen und S-Dehnen.

Die Hypothese 2, ein Dehnprogramm mit mittlerem Umfang beeinflusst eine folgende Reaktivkraftbelastung, kann für die Parameter Kontaktzeit, maximale Kraft sowie relative Leistung angenommen werden. Wenn das mittlere Leistungsvermögen aus fünf Versuchen betrachtet wird, findet für diese Parameter eine signifikante Leistungsminderung nach dem Dehnprogramm statt. Für den Parameter Sprunghöhe muss Hypothese 2 verworfen werden.

## 11.4 Diskussion der Ergebnisse

Basierend auf den Ergebnissen der U2 an Leistungssportlern wurde in U5 der Einfluss eines praxisrelevanten Dehnprogramms mit *mittlerem* Umfang auf das reaktive Sprungvermögen bei Sportstudenten erfasst. Dabei sollten eventuelle unterschiedliche Wirkungen der drei Dehnmethoden aufgezeigt werden. Da Sportstudenten teilweise weniger sprungtrainiert sind als z. B. Leichtathleten, soll kurz der Unterschied bei Drop Jumps zwischen Trainierten und Untrainierten erörtert werden.

Die Einflussfaktoren von reaktiven Bewegungsleistungen resultieren aus dem morphologisch-physiologischen, koordinativen und motivationalen Bereich (vgl. NEUBERT 1999, 175). Bei Sprüngen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus wie der Bewegungsfertigkeit Drop Jump liegt bei sprungtrainierten Sportlern ein feinkoordiniertes Bewegungsprogramm vor. Abgesehen davon, dass Trainierte über einen größeren Muskelquerschnitt und eine höhere relative Kraft verfügen, können Untrainierte bei Sprüngen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus vor dem Bodenkontakt nur eine geringere Stiffness des tendomuskulären Systems erzeugen. Die daraus resultierende reduzierte Reflexaktivität führt dazu, dass weniger (und nicht so schnell) kinetische Energie aus der exzentrischen Phase in Bewegungsenergie der konzentrischen Phase umgewandelt werden kann (vgl. SCHMIDTBLEICHER/GOLLHOFER 1982, 305; GOLLHOFER 1987, 245). Neben der Innervationshemmung weisen Untrainierte eine geringere Elastizität des tendomuskulären Systems auf als Trainierte (vgl. BÜHRLE 1989, 322; BARTONIETZ/EISELE 1997, 17). Nichtsprungtrainierte Personen können höhere Dehnungsbelastungen schlechter tolerieren, d.h. von höheren Niedersprunghöhen können sie nicht mehr reaktiv springen.

### (1) Wirkung des Warmlaufens

Über das 10-minütige Laufen kann ein positiver Aufwärmeeffekt erzielt werden. Wie die Analyse der Mittelwerte zeigt, werden gegenüber dem unaufgewärmten Zustand nach dem Aufwärmen bei allen Parametern (s. Kap. 11.2.3, S. 173) Steigerungen erzielt. Besonders die Verkürzung der Kontaktzeiten um durchschnittlich -4% führt insgesamt zu einer Steigerung der reaktiven Sprungkraftleistung nach dem Warmlaufen zwischen +0,6% und +3,7%.

Positive Effekte des Aufwärmens durch Laufen auf verschiedenste Parameter sind bei PACHECO (1957), ROCA (1980), SIEWERS (1987), ROSENBAUM (1992, 102), WIE-MEYER (1990, 95), SCHNEIDER/MIELKE/MESTER (1998a, 42), FRANKS (1983, 1991a, 1991b) aufgezeigt worden. Bei HENNIG/PODZIELNY (1994) wurde eine signifikante Verbesserung der Sprunghöhe von mehr als durchschnittlich +6% bei Countermovement Jumps nach 10 Minuten Warmlaufen konstatiert. Signifikante Veränderungen nach dem Aufwärmen waren außerdem bei der maximalen Bodenreaktionskraft und der Kraftrelaxationsrate zu verzeichnen, wobei sich die Kraftanstiegsrate nicht signifikant veränderte. Der CMJ wird dem langen DVZ zugeordnet, da hier Stützzeiten über 200 ms auftreten und keine Reflexauslösung erfolgt (vgl. BÜHRLE 1989, 321). Diese Ergebnisse können deshalb nur bedingt mit denen der U5 verglichen werden. In einigen Arbeiten ließ sich nachweisen, dass Aufwärmen auch einen indifferenten Einfluss hat (vgl. FRANKS 1983, 1991a, 1991b; GRIESEL 1998). Eine positive bzw. negative Einstellung zum Aufwärmen kann die Ergebnisse von Untersuchungen entscheidend beeinflussen (vgl. ZIESCHANG 1978, 244; WEINECK 1994, 650).

Die prozentualen Unterschiede der relativen Leistung zwischen dem unaufgewärmten Zustand und nach dem Laufen streuen in U5 bei den besten Versuchen individuell zwischen -11,9% und +19,7% (bei A von +14,4% bis -12,0%, bei I von +16,0% bis -14,4%, bei S von +19,7% bis -11,9%). Für einzelne Versuchspersonen ist die 10-minütige Laufbelastung schon zu viel, so dass sich ihre Sprungleistung verringert. Die Leistungsschwankungen können der Tagesform, den vorhergehenden Alltagsbelastungen wie Gehen, Treppensteigen etc. oder auch der unterschiedlichen Konzentration und Motivation zugeschrieben werden. Allerdings ist auch denkbar, dass die Probanden nicht „völlig unaufgewärmt“ zur Messung antraten. Der aktuelle Zustand der Versuchspersonen konnte aus testökonomischen Gründen jedoch nicht kontrolliert werden.

## (2) Wirkung der Dehnmethode

Auch bei einem mittlerem Umfang ergab sich *kein* signifikanter Unterschied zwischen den Wirkungen der Dehnmethode. Die Ergebnisse sollen nun näher betrachtet werden.

Beachtenswert erscheint die Verbesserung der Sprunghöhe nach dem Dehnprogramm S um +3,8%. Nach den beiden anderen Methoden wurden durchschnittlich geringere Sprunghöhen erzielt. Dies könnte damit erklärt werden, dass Stretching die gebräuchlichste Methode ist und dem Aufwärmritual der Versuchspersonen am nächsten kommt. Dadurch fühlen sich die Sportler besser auf die Sprungbelastung vorbereitet und können sich nach dem Dehnprogramm teilweise noch steigern (s. S. 182 unten).

Für die Realisierung kurzer Kontaktzeiten scheinen A und S ungünstiger zu sein, denn hier sind die prozentualen Unterschiede vor und nach dem Dehnen größer als nach dem intermittierenden Dehnen. Über ein Drittel der Versuchspersonen können die Bodenkontaktzeiten nach dem I-Dehnen noch reduzieren. Möglicherweise könnte die Reflexbereitschaft des Muskels durch die Auslösung der Dehnreflexe durch das intermittierende Dehnen größer gewesen sein als nach den beiden anderen Methoden, woraus die unterschiedlichen Kontaktzeiten resultieren könnten. Allerdings ist der Unterschied nicht so groß, dass sich ein signifikanter Effekt für den Faktor Dehnmethode einstellt.

Nach Aussagen einzelner Versuchspersonen war das intermittierende Dehnen (beachte: 3 x 30 Wiederholungen mit leicht federnden Bewegungen mit einer Amplitude von ca. 10 cm) sogar eher ermüdend. Werden die Mittelwerte aus 5 Versuchen herangezogen, so ist die relative Leistung nach allen Dehnmethode hochsignifikant reduziert und in der Analyse der besten Versuche signifikant niedriger. Über die Kontraste zeichnen sich hier mehr das A-Dehnen und I-Dehnen als leistungshemmend aus, da die Mittelwertsunterschiede vor und nach dem Dehntreatment größer sind als nach dem Stretching. Ein signifikanter Unterschied über den Faktor Dehnmethode ist jedoch nicht nachzuweisen. Das heißt, das Dehnen übt nach allen Methoden einen negativen Effekt auf die reaktive Sprungkraftleistung aus. Eine signifikant unterschiedliche Wirkung der Methoden kann statistisch hier nicht festgestellt werden.

Die maximale Kraft ist nach dem Dehnen ebenfalls signifikant verringert, wobei sich die Wirkungen des statischen Dehnens und des Anspannungs-Entspannungs-Dehnens in den Kontrasten der Varianzanalyse signifikant vom intermittierenden Dehnen unterscheiden (vgl. Analyse der Mittelwerte). Das bedeutet, dass besonders nach den Dehnmethode A und S die Probanden keine hohen Bodenreaktionskräfte mehr erzeugen können. Da sich jedoch kein signifikanter Effekt des Faktors Dehnmethode einstellt, kann dieses Ergebnis nur als Tendenz für eine unterschiedliche Wirkung der Methoden bewertet werden, sie ist aber konkret nicht nachzuweisen.

Die Ergebnisse decken sich mit den Erkenntnissen von KÜNNEMEYER/SCHMIDT-BLEICHER (1997), wonach kein Unterschied zwischen der Wirkung von zwei verschiedenen Dehnformen (statisches Dehnen, RNS) festgestellt wurde. Sie widersprechen den Ergebnissen von YOUNG/ELLIOTT (2001), bei denen das PNF-Dehnen positiver wirkte als das statische Dehnen.

Da sich in U5 keinerlei signifikante Unterschiede zwischen den Dehnmethoden als Haupteffekte ergeben, muss wohl angenommen werden, dass vorrangig die mechanischen Veränderungen die Leistungseinbußen verursacht haben. Diese sind wiederum hauptsächlich vom Umfang des Dehntreatments abhängig, weniger von der Dehnmethode.

Zur Vorbereitung auf sportliche Belastungen mit verschiedenen Dehnmethoden ergibt das Ergebnis der U5 ebenfalls keine eindeutige Präferenz einer Dehnmethode. 53,3% der Versuchspersonen beurteilen allerdings das intermittierende Dehnen als die bessere Vorbereitungsmethode.

### (3) Wirkung des Dehnens auf die Reaktivkraftleistung

Bei der Interpretation der Untersuchungsergebnisse sollte berücksichtigt werden, dass das Einlaufen die Wirkung des Dehnprogramms überlagert. Nach HOLLMANN/HETTINGER (2000, 452) und SAFRAN/SEABER/GARRETT (1989, 244) kann der Aufwärmeeffekt bis zu 30 Minuten anhalten.

In der U5 wirkt das Dehnen sichtlich leistungsmindernd. Die Sprunghöhen nehmen fast um -5% ab, die Bodenkontaktzeiten verlängern sich um durchschnittlich bis zu +4%, die maximale Kraft ist um über -4% reduziert und somit ist die reaktive Sprungkraftleistung nach dem Dehnen um bis zu -4% hochsignifikant bzw. signifikant herabgesetzt (vgl. Tab. 11-4 und Tab. 11-6).

Auch wenn die Abnahmen der Sprunghöhen nicht im signifikanten Bereich liegen, können tendenziell nach dem Dehnen nur geringere Werte erreicht werden. Diese gehen mit längeren Bodenkontaktzeiten einher. Werden längere Kontaktzeiten bei gleichen Sprunghöhen registriert, so kann eine Änderung der mechanischen Brems- und Beschleunigungsleistung vorliegen (vgl. BARTONIETZ/EISELE 1994, 18). Die Versuchsperson ist also nicht in der Lage, die Bewegungsenergie in der exzentrischen Phase des DJ schnell abzubremsen und in der konzentrischen Phase zu beschleunigen.

Folgende Gründe könnten die Ursache sein sein:

Die Abnahme der Muskelspannung nach Dehnungen des Muskels wurde mehrfach in Tierversuchen sowie beim Menschen in vivo nachgewiesen. Bei mehreren langsam durchgeführten Dehnungen an Tierpräparaten zeigte sich eine signifikante Reduktion der Dehnungsspannung in den ersten vier Wiederholungen (vgl. TAYLOR/ DALTON/ SEABER/ GARRETT 1990, 303). TOFT/SINKJAER/KALUND/ESPERSEN (1989) demonstrierten eine durchschnittliche Verringerung der Dehnungsspannung bei einer passiven Dorsalflexion bei Sportlern in der ersten Minute um 15%, nach 5 Minuten nur noch um 2,5%. Nach 100 Sekunden verläuft die Spannungsreduktion linear.

WYDRA/GLÜCK/ROEMER (1999) stellten ebenfalls eine hochsignifikante Reduktion der Dehnungsspannung der ischiocruralen Muskulatur nach einmaligen Dehnungsmaßnahmen fest. Die Abnahme der passiven Ruhespannung nach mehreren statischen Dehnungen im submaximalen Bereich erfolgt vorwiegend bei den ersten 3 bis 5 Wiederholungen (WIEMANN 1994, WIEMANN/KLEE 1999).

Übertragen auf die Ergebnisse der U5 kann eine Abnahme der Muskelspannung nach dem Dehntreatment mit 3 x 30 Sekunden Dehndauer angenommen werden, welche zu einer Reduzierung der elastischen Energie im Rahmen des DVZ geführt haben kann. Die Sehnen und das Bindegewebe können ihre Funktion der elastischen Speicherelemente durch die „Vorbehandlung“ mit einem Dehnprogramm nur eingeschränkt erfüllen. Die Dehneffekte Relaxation und Creeping bewirken, dass der Muskel-Sehnen-Apparat „weicher“ und „nachgiebiger“ ist. Die Muskelstiffness ist reduziert, weshalb weniger elastische Energie zur Verfügung steht, um einen schnellen, kräftigen Abdruck vom Boden zu realisieren.

Es ist nicht klar, wie lange diese Dehneffekte anhalten. Der Muskel kehrt nach einer passiven Dehnung in der Entdehnungs-Phase erst nach einer aktiven Verkürzung wieder in seine ursprüngliche Länge zurück (RÜDEL 1998, 100). Wird der Muskel durch wiederholte Dehnungen wie bei einem Dehnprogramm „behandelt“, kann eine Leistungsminderung bei DJs sogar noch nach 30 Minuten nachgewiesen werden (vgl. KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER 1997).

Die Frage, ob nach mehreren reaktiven Sprüngen die Wirkung des Dehnprogramms nachlässt, kann hier nicht beantwortet werden. Die Versuchspersonen steigerten sich sowohl im unaufgewärmten Zustand, vor und nach dem Dehnen oft von Sprung zu Sprung. Es kann aber nicht nachgewiesen werden, dass nur nach dem Dehnen der erste oder zweite Sprung immer der schlechteste ist.

Signifikante Sprunghöhenabnahmen nach Dehntreatments wurden in den Untersuchungen von HENNIG/PODZIELNY (1994), WIEMEYER (2001) und KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER (1997) festgestellt. HENNIG/PODZIELNY (1994, 260) vermuten: „Eine Reduktion der Muskelspannung durch Dehnübungen, die unter verletzungsprophylaktischen Gesichtspunkten positiv zu bewerten ist, könnte zu einer reduzierten Speicherung elastischer Energie beim Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus der Muskulatur führen“.

Die hochsignifikante Abnahme der Sprunghöhe und längere Bodenkontaktzeiten von DJs nach Stretching bzw. RNS wurden von KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER (1997) u.a. mit einer Verringerung der neuronalen Aktivierbarkeit der Wadenmuskulatur und des M. rectus femoris begründet.

Auch wenn diese Untersuchungen nur eingeschränkt mit der vorliegenden vergleichbar sind, kann insgesamt ein leistungsmindernder Einfluss von Dehnprogrammen vor reaktiven Kraftanforderungen weitgehend bestätigt werden.

Allerdings darf bei Dehnungsexperimenten nicht die psycho-physische Wirkung solcher Maßnahmen vergessen werden. Unter verletzungsprophylaktischen Gesichtspunkten hat dosiertes Dehnen sicherlich eine positive Wirkung. Die Versuchspersonen fühlten sich unmittelbar nach den Dehnprogrammen besser und „entspannter“ (vgl. U1), aber auch „energieloser“. Die meisten hatten das Bedürfnis die Beine zu schütteln und einige kurze Federungen bzw. Sprünge vor den DJs zu absolvieren, was jedoch nicht gestattet wurde.

Zusammenfassend müssen wir feststellen, dass das hier durchgeführte Dehnprogramm im Rahmen des Aufwärmens leistungshemmend für die Realisierung reaktiver Bewegungsformen wirkt. Oder anders gesagt, um Zeit zu sparen, genügt auch ein kurzes Dehnprogramm zur Vorbereitung auf Reaktivkraftleistungen (vgl. U2). Nach dem Dehnen sollten auf jeden Fall mehrere Lauf- oder Sprungübungen durchgeführt werden, um die Leistungsfähigkeit der Muskulatur zu verbessern. Spezielles Beweglichkeitstraining sollte am Ende eines Trainings oder in einer separaten Trainingseinheit auf dem Programm stehen.

## 11.5 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Untersuchung war, den Einfluss von drei verschiedenen Dehnmethoden mit mittlerem Umfang auf die Reaktivkraftparameter von Sportstudenten zu untersuchen. Das Dehnprogramm umfasste 4 Dehnübungen für die unteren Extremitäten mit je 3 Serien und 30 Sekunden Dehdauer bei submaximaler Dehnintensität. Die 15 Versuchspersonen führten an drei unterschiedlichen Testtagen jeweils im unaufgewärmten Zustand, nach einem 10-minütigen Aufwärmen und nach dem Dehnen 5 DJs von 47 cm Fallhöhe aus. Über die 2faktorielle Varianzanalyse wurden die Ergebnisse statistisch analysiert.

Insgesamt ergibt sich nach dem Dehnen eine allgemeine Abnahme der reaktiven Sprungkraftleistung, die sich in hochsignifikanten Verlängerungen der Kontaktzeiten durchschnittlich über +4% und einer hochsignifikanten Reduzierung der relativen Leistung bis zu -4% zeigt. Zudem ist die maximale Kraft ebenfalls hochsignifikant um über -4% verringert. Ein signifikanter Unterschied in der Wirkung der drei Dehnmethoden zeigt sich jedoch nicht. Wir nehmen an, dass die Ursachen für die Leistungsminderungen vorwiegend in den mechanischen Veränderungen im Muskel-Sehnen-Komplex liegen. Aus der daraus resultierenden Stiffness-Reduktion sind die Probanden nicht mehr in der Lage, kurze pre-lende Sprünge effektiv zu realisieren.

Innerhalb des Aufwärmens ist also ein Dehnprogramm der genannten Art für die unteren Extremitäten nicht zu empfehlen, wenn in der Folge reaktive Sprungleistungen gefordert werden. Um negative Effekte zu vermeiden, sollten anschließend auf jeden Fall mehrere Lauf- und Sprungformen ausgeübt werden.

## 12 Diskussion der experimentellen Ergebnisse

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist, die unmittelbare Wirkung von drei Dehnmethoden im Rahmen des Aufwärmens auf Maximalkraft-, Schnellkraft- und Reaktivkraftparameter zu analysieren. Da bisher keine Untersuchungen zum Vergleich zwischen Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, intermittierendem Dehnen und Stretching für die Bein- bzw. Armmuskulatur existieren, wird hier ein weiterer Baustein im Kontext der Wirkmechanismen von Dehnmethoden geliefert. Es wurden geringe und mittlere Umfänge der Dehnmethoden untersucht. Die Tatsache, dass 3 Untersuchungen mit Leistungssportlern und 2 mit Sportstudenten durchgeführt wurden, unterstreicht die Aussagekraft der Ergebnisse.

Als Forschungsdesign wurde eine Versuchsanordnung mit kompletter Messwiederholung gewählt, damit intra-individuelle Veränderungen der Kraftparameter durch die Dehnmethoden erfasst werden konnten. Allerdings werden die Grenzen des experimentellen Designs, die sich aus dem praxisnahen Ansatz ergeben, in der Interpretation der Ergebnisse teilweise erreicht. Die Erklärungsversuche sind deshalb teilweise spekulativ.

Die Wirkungen der Dehnmethoden beinhalten zwei Aspekte. Zum einen werden die Unterschiede zwischen den Methoden betrachtet, d.h. es werden die Kraftparameter nach dem Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, intermittierenden Dehnen und nach dem Stretching miteinander verglichen (s. Kap. 12.1). Zum anderen wird der Unterschied der Kraftleistungen vor und nach dem Dehnen aller 3 Methoden betrachtet (s. Kap. 12.2 und 12.3).

Die in den einzelnen Untersuchungen beschriebenen Effekte der Dehnmethoden sollen in diesem Kapitel zusammengefasst dargestellt und diskutiert werden.

Die Experimente wurden an gesunden, sportlichen Menschen zwischen 20 und 30 Jahren durchgeführt, weshalb sich die Interpretation der Ergebnisse nur auf diese Personengruppe übertragen lässt.

In Tab. 12-1 sind die wichtigsten Ergebnisse der 5 durchgeführten Untersuchungen zusammengestellt.

Tab. 12-1: Ergebnisse der Untersuchungen U1 – U5.

	Vpn	Anzahl	Treatment	Kriterium	Testform	Ergebnisse
U1	Sprinter/ Mehr- kämpfer	13	6 Übungen Beinmuskulatur 1 x 15 Sek. Dehdauer 20 Sek. Pause	Maximal- und Schnellkraft- parameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur	statische und dynamische Maximalkraft am Drehmomentmessstuhl	Kein sig. Unterschied zwischen den drei Dehnmethoden. Sig. Verbesserung des subj. Befindens.
U2	Sprinter/ Springer	11	6 Übungen Beinmuskulatur 1 x 15 Sek. Dehdauer 20 Sek. Pause	Reaktivkraftparameter der Beinmuskulatur	Drop Jump von 27cm, 47cm und 67 cm Fallhöhe Kraftmessplatte	Kein sig. Unterschied zwischen den drei Dehnmethoden. Sig. Abnahme der Sprunghöhe bis -8% für DJ 27.
U3	Werfer	10	3 Übungen Arm-, Brust- muskulatur 1 x 15 Sek. Dehdauer 20 Sek. Pause	Maximal- und Schnellkraft- parameter der Ellbogenstreck- und Ellbogenbeugemuskulatur	statische und dynamische Maximalkraft am Drehmomentaufnehmer	Kein sig. Unterschied zwischen den drei Dehnmethoden. Ausnahme: Nach intermittierendem Dehnen sig. höhere Werte der Maximalkraft für M. biceps br. Sig. Abnahme der Maximalkraft und exzentrischen Maximalkraft für M. biceps br. bis -4%.
U4	Sport- studenten	15	4 Übungen Beinmuskulatur 3 x 30 Sek. Dehdauer 35 Sek. Pause	Maximal- und Schnellkraft- parameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur	statische und dynamische Maximalkraft am Drehmomentmessstuhl	Kein sig. Unterschied zwischen den drei Dehnmethoden. Sig. Abnahme der exzentrischen Maximalkraft für QU rechts. Abnahme der Maximalkraft bis -7%, exzentrische Maximal- kraft -6 %, Explosivkraftparameter -8%, muskuläre Leistungsfähigkeit -4%.
U5	Sport- studenten	15	4 Übungen Beinmuskulatur 3 x 30 Sek. Dehdauer 35 Sek. Pause	Reaktivkraftparameter der Beinmuskulatur	Drop Jump von 47 cm Fallhöhe Kraftmessplatte	Kein sig. Unterschied zwischen den drei Dehnmethoden. Sig. Zunahme der Kontaktzeiten +4%, sig. Abnahme der relativen Leistung -4 %, sig. Abnahme der maximalen Kraft -4%.



## 12.1 Wirkungen der Dehnmethode

In U1 und U4 kann bei Leistungssportlern und Sportstudenten keine unterschiedliche Wirkung der Dehnmethode auf anschließende Maximalkraft- und Schnellkraftleistungen der Oberschenkelmuskulatur nachgewiesen werden. Ebenso kristallisieren sich in U2 und U5 keine signifikanten Unterschiede zwischen den Dehnmethode in ihrer Wirkung auf die Reaktivkraftleistung der Beinmuskulatur heraus. Insgesamt zeigen sich also in den 4 durchgeführten Untersuchungen mit Dehnprogrammen geringen und mittleren Umfangs für die *unteren* Extremitäten keine signifikanten Unterschiede zwischen der Wirkung der Dehnmethode auf die Kraftparameter.

Lediglich in U3 erweist sich das dynamische Dehnen in der Entwicklung maximaler Kräfteinsätze der Mm. biceps br. signifikant besser als die statischen Methoden. Für alle weiteren erhobenen Kraftparameter kann kein unterschiedlicher Einfluss der Methoden auf die Kräfteinsätze der Oberarmmuskulatur bei Leistungssportlern ermittelt werden. Da in der Literatur keine Untersuchungen zur Wirksamkeit verschiedener Dehnmethode auf Kraftparameter der *oberen* Extremitäten existieren, wird mit dieser Untersuchung eine Lücke geschlossen.

Anhand der gewählten Stichprobengrößen können große Effekte statistisch nachgewiesen werden (s. Kap. 6.4). Kleine oder mittlere Veränderungen werden über die prozentualen Angaben deutlich. Das bedeutet, dass zwar für U1, U2, U4, U5 und bis auf eine Ausnahme in U3 keine signifikanten Unterschiede zwischen den Dehnmethode nachweisbar sind, diese können jedoch in der Praxis trotzdem relevant sein. So zeigt sich z. B. in U1, dass die Kraftwerte der Beinmuskulatur der Leistungssportler nach den 3 Methoden um 0,5-12% differieren. Im Leistungssport können solche Unterschiede entscheidend sein.

In den Einzelfallbetrachtungen im Ergebnisteil der 5 Untersuchungen wird die Breite der individuellen Schwankungen deutlich. Insgesamt kommen jedoch nicht-signifikante Unterschiede der Methoden zum Vorschein, da sich individuelle Reaktionen der Versuchspersonen auf die Dehnmethode möglicherweise gegenseitig aufheben. Es ist z.B. denkbar, dass nach einer gewohnten oder beliebten Dehnmethode der Einzelne höhere Kräfteinsätze leisten kann, als nach einer, die ihm weniger zusagt. Die Vpn schätzen die Wirkung der Dehnmethode unterschiedlich ein. Die Leistungssportler bewerten das dynamische Dehnen als Mittel zur Vorbereitung auf Kraftleistungen positiv („Danach fühle ich mich spritziger“). In U4 beurteilen 47% der Sportstudierenden das dynamische Dehnen ebenfalls als die geeignetere Methode zur Vorbereitung auf anschließende Kräfteinsätze, in U5 sind es über die Hälfte der Versuchspersonen (= 53%). Das Stretching, als die am meisten in der Trainingspraxis verwendete Methode, wird teils negativ eingestuft mit Aussagen wie „ich fühle mich viel schlapper danach“, und teils positiv, „dabei werde ich lockerer“. Das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen wird einerseits akzeptiert „ich werde locker, fitter dadurch“, andererseits abgelehnt, „das macht den Muskel schlaff“. Sicherlich spielen auch die Tagesform und unmittelbar vorausgehende Aktivitäten eine Rolle. Methodisch sind diese Aspekte schwer in den Griff zu bekommen.

Der in U3 ermittelte signifikante Unterschied zwischen den Dehnmethode zeigt, dass nach dem intermittierenden Dehnen bessere Ergebnisse der Maximalkraft der Mm. biceps brachii erzielt werden können als nach den anderen Methoden. Beim Anspannungs-Entspannungs-Dehnen und Stretching werden durchschnittlich geringere Werte registriert.

Der Vorteil des dynamischen Dehnens gegenüber dem statischen Dehnen wird u. a. mit einem besseren Aufwärmeeffekt und verbesserter Koordination durch den ständigen Wechsel von Anspannung und Entspannung begründet. Überzufällig höhere Kraftleistungen nach dynamischen Dehnen können in den Untersuchungen der unteren Extremitäten nicht nachgewiesen werden. Die Ergebnisse der Untersuchung von KOKKONEN/NELSON (1996), in denen signifikant niedrigere Maximalkraftwerte der Beinmuskulatur nach dem statischen Dehnen im Vergleich zum dynamischen Dehnen festzustellen waren, können in U3 nur teilweise bestätigt werden.

Als Vorbereitung auf reaktive Krafteinsätze kann dynamisches Dehnen tendenziell günstiger sein. Das zeigt sich in bis zu +6% besseren Leistungen nach intermittierendem Dehnen in U2 bei DJ 27 für die Sprunghöhe, relative Leistung und maximale Kraft sowie in U5 für die Kontaktzeit und die maximale Kraft als nach den beiden anderen Methoden.

Der mögliche Unterschied in der Wirkung zwischen dem Anspannungs-Entspannungs-Dehnen und statischen Dehnen zeigt sich jedoch in keiner der 5 Untersuchungen in überzufälliger Weise. Der Spannungs-Anstieg in der Kontraktionsphase des A-Dehnens bewirkt keine auffällige Steigerung der Krafteinsätze gegenüber denen nach Stretching. Im Gegenteil, in U2 (DJ 27) und U5 werden tendenziell nach A geringere Reaktivkraftleistungen erbracht als nach Stretching. In U1 erweist sich das statische Dehnen tendenziell für die Parameter exzentrische Maximalkraft und relative Explosivkraft günstiger. YOUNG/ELLIOT (2001) konstatierten Unterschiede zwischen statischem Dehnen und der PNF-Methode (entspricht dem A-Dehnen) bezüglich ihrer Wirkung auf Sprungleistungen bei Drop Jumps. Das A-Dehnen erwies sich hier günstiger als Stretching. KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER (1997) wiederum konnten bei DJs keine unterschiedliche Wirkung zwischen statischem Dehnen und einer Dehnform mit maschinell erzeugten Vibrationen (RNS, entspricht grob dem I-Dehnen) feststellen.

Die wenigen Untersuchungen, die den Einfluss verschiedener Dehnmethode thematisieren, können jedoch nur beschränkt zum Vergleich herangezogen werden. Sie unterscheiden sich in der Anlage und bzgl. der Belastungskomponenten (Umfang des Dehtreatments, Dehnintensität, Anzahl der Übungen etc.) wesentlich voneinander.

In der vorliegenden Arbeit sind die Unterschiede zwischen den Dehnmethode auf anschließende Kraftleistungen graduell, so dass nur tendenziell Aussagen getroffen werden können (s.o.). Die Präferenz nur *einer* Dehnmethode kann nicht erfolgen. Die 5 Untersuchungen an insgesamt 64 Versuchspersonen können - mit Ausnahme in U3 - keinen eindeutigen Unterschied zwischen den Wirkungen der drei Dehnmethode aufdecken. Es bleibt zu untersuchen, ob man mit größeren Stichproben zu ähnlichen Ergebnissen kommt.

Für die Praxis bedeutet das Ergebnis, dass das dynamische Dehnen mit Recht seinen Platz neben den statischen Dehnmethode im Rahmen des Aufwärmens erhalten sollte. Statische und dynamische Dehnformen können sich gegenseitig ergänzen und sollten je nach Bedarf (s. Kap. 14) eingesetzt werden. Darüber hinaus erscheinen dynamische Dehnübungen aus objektiver und subjektiver Sicht adäquater zur Vorbereitung auf sich anschließende Krafteinsätze.

## 12.2 Wirkungen des Dehnens auf Maximal- und Schnellkraftparameter

In Kap. 12.2 und 12.3 werden die Wirkungen der Dehnmethode durch den Vergleich der Kraftwerte vor und nach dem Dehnen zusammenfassend diskutiert.

Dehnungsmaßnahmen können die Kraftentfaltung beeinflussen, indem sie Veränderungen in den für die Kraftentfaltung verantwortlichen morphologisch-biomechanischen, nervalen, energetischen und motivationalen Strukturen bewirken (s. auch 12.3).

In U3 zeigt sich bei den untersuchten Leistungssportlern (Werfern) für die Mm. biceps br. eine signifikante Abnahme der Maximalkraft nach dem Anspannungs-Entspannungs-Dehnen und Stretching sowie der exzentrischen Maximalkraft um durchschnittlich bis zu -4,4% nach allen Dehnmethode. Die Explosivkraftparameter und die muskuläre Leistungsfähigkeit sind durch die 3 Methoden nicht überzufällig beeinflusst. Ebenso liegen die Veränderungen der Mm. triceps br. zwischen Krafttest 1 und 2 für alle Kraftparameter im nicht-signifikanten Bereich. In U4 bewirken die Dehnprogramme mit mittlerem Umfang eine signifikante Abnahme der exzentrischen Maximalkraft für den M. quadriceps fem. rechts. Darüber hinaus sind die Maximalkraft um bis -7%, exzentrische Maximalkraft bis -6%, Explosivkraftparameter bis -8% und die muskuläre Leistungsfähigkeit um bis -4% in Krafttest 3 gegenüber Krafttest 2 für beide untersuchte Muskelgruppen reduziert, jedoch nicht signifikant.

Die Ergebnisse der U3 und U4 zur leistungsmindernden Wirkung von Dehnprogrammen auf maximale Krafteinsätze stimmen mit den Untersuchungen von CHARTRENET (1986), ROSENBAUM (1992), KOKKONEN/NELSON (1996), KOKKONEN/NELSON/ CORNWELL (1998) und AVELA/KYRÖLÄINEN/KOMI (1999) überein. THIGPEN (1989) und WIKTORSSON-MOELLER/OEBERG/EKSTRAND/GILLQUIST (1983) stellten in ihren Untersuchungen einen indifferenten Einfluss von Stretching auf die Maximalkraft fest. Hierbei ist zu bedenken, dass unterschiedliche Testkriterien angesetzt werden und verschiedene Belastungsnormative der Dehnprogramme zur Anwendung kommen. Damit ist eine direkte Vergleichbarkeit der Untersuchungen nicht gegeben.

Die Ergebnisse der U3 und U4 erwecken den Eindruck, dass tendenziell sehr wohl Leistungseinbußen durch das Dehnen hervorgerufen werden, wie an den Mm. biceps br. und am M. quadriceps fem. rechts für die exzentrische Maximalkraft deutlich wird. Darüber hinaus ergeben sich prozentuale Verminderungen der Maximal- und Schnellkraftleistungen, die aber im nichtsignifikanten Bereich liegen. Diese können aber im aktuellen Leistungsvollzug entscheidend sein.

Die Reduktionen der Kraftwerte könnten *biomechanisch* mit einer veränderten Kraft-Längen-Relation der Muskulatur (vgl. EDMAN 1994) aufgrund des sog. Dehnungsrückstands erklärt werden. Ein Dehnungsrückstand soll nach DORDEL (1975), KNEBEL (1988), GROSSER et al. (1987), SCHÖNTHALER et al. (1998) nach Muskeldehnungen entstehen, wenn am Muskel aufgrund seiner viskoelastischen Eigenschaften eine Veränderung der Ausgangslänge eintritt. Aufgrund einer verringerten Überlappung der Aktin- und Myosinfilamente können nur geringere Kräfte generiert werden. Die teilweise signifikant reduzierten Kraftwerte nach dem Dehnen könnten darin ihre Ursache haben.

WIEMANN (1998, 114) widerspricht der Existenz des sog. Dehnungsrückstandes. Demnach wird die filamentäre Ordnung innerhalb der Sarkomere nach Beendigung des Dehnens sofort bzw. nach einer Kontraktion (vgl. HIGUCHI/YOSHIOKA/MARUYAMA 1988) wieder hergestellt. Hierfür sind hauptsächlich die tertiären Titin-Filamente verantwortlich.

Das würde bedeuten, dass nach einer Kontraktion maximale Krafteinsätze wieder möglich sein müssten. In den Untersuchungen ist folgendes Bild zu erkennen: Direkt im Anschluss an das Dehnen (ohne vorheriges Lockern und Schütteln der Muskeln - allein der Gang von der Gymnastikmatte zum Messgerät wurde vorgenommen) wurden die Mm. biceps br. bzw. der M. quadriceps fem. rechts den Krafttests unterzogen. Die möglichen Dehneffekte müssten am deutlichsten an diesen Muskeln bzw. Muskelgruppen in Erscheinung treten, was sich in der Praxis auch bestätigte.

In U3 sind die maximalen Krafteinsätze der Mm. biceps br. des Krafttests 2 signifikant reduziert, die Abnahmen der Werte für die Mm. triceps nicht signifikant.

Der M. quadriceps fem. zeigt in U4 signifikante Abnahmen der exzentrischen Maximalkraft für das rechte Bein. Die Maximalkraft des M. quadriceps fem. links, sowie M. biceps fem. rechts und links ist verringert, jedoch nicht signifikant.

Die weiteren Krafttests (statische und exzentrische Maximalkraft für M. quadriceps links, M. biceps fem. rechts und links, dynamische Maximalkraft beidbeinig) stellen genau genommen maximale Kontraktionen dar, die den Muskel-Sehnen-Komplex wieder an maximale Krafteinsätze heranführen. Da sich jedoch nicht in allen untersuchten Muskelgruppen signifikante Verminderungen der maximalen Kraftkennwerte ergeben, kann den Annahmen von WIEMANN zugestimmt werden.

Die Explosivkraftparameter sind in U3 und U4 vom Dehnprogramm nicht signifikant beeinträchtigt, auch wenn teilweise Leistungseinbußen von -11% (U 3) bis -8% (U4) zu verzeichnen sind. Das heißt, dass die Probanden größtenteils auch nach dem Dehnen über Frequenzierung und synchrone Entladung der motorischen Einheiten in der Lage sind, eine explosive Kraftentfaltung zu bewerkstelligen. Die vereinzelt Abnahmen können auf die veränderten kontraktile Eigenschaften (Anzahl der Querbrückenbildungen) und viskoelastischen Eigenschaften des Muskel-Sehnen-Komplexes zurückgeführt werden. In der Literatur sind bei ROSENBAUM (1992) ebenfalls nicht signifikant reduzierte Kraftanstiegsraten um 8% nach Stretching des M. triceps surae zu verzeichnen. Diese Erscheinung wird u.a. dem sog. „tendon slack“ der Achillessehne zugeschrieben. Der wellige Charakter des Sehngewebes nach Dehnungen muss zur Kraftübertragung erst wieder überwunden werden, was sich in verminderten Kraftanstiegen äußert.

Darüber hinaus liegen keine Untersuchungen vor, in denen explosive Krafteinsätze nach Dehntreatments betrachtet wurden.

Für die muskuläre Leistungsfähigkeit sind in U3 und U4 keinerlei signifikante Effekte durch die Dehnmethode nachweisbar. Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen die Resultate von THIGPEN (1989), bei dem ebenfalls keine signifikanten Effekte von Dehnprogrammen auf die dynamische Maximalkraft festgestellt wurden.

Weiterhin es ist denkbar, dass die Wirkung des Dehnens in U4 nach den Tests zur Erfassung der statischen und exzentrischen Maximalkraft so reduziert ist, dass sie in den Krafteinsätzen der dynamischen Maximalkraft nicht mehr nachweisbar ist.

Die Veränderungen im *morphologischen* Bereich durch Dehntreatments ergeben sich vornehmlich aus verminderten passiven Elastizitätskräften. Der Muskel-Sehnen-Komplex verliert an Spannung, was mehrfach in Dehnexperimenten nachgewiesen wurde (TAYLOR et al. 1990, McHUGH et al. 1992, MAGNUSSON 1995, SCHÖNTHALER et al. 1998, WYDRA et al. 1999). In den gedehnten Strukturen kann anschließend weniger elastische Energie gespeichert werden. Dies zeigt sich besonders in signifikanten Abnahmen der exzentrischen Maximalkraft in U3 und U4 mit Reduktionen um fast -6%.

Allerdings könnten die Leistungseinbußen der exzentrischen Maximalkraft auch auf reduzierte reflektorische Mechanismen zurückzuführen sein.

Inwieweit das Dehnprogramm Veränderungen im *nervalen* Bereich hervorruft, kann aufgrund der verwendeten Messmethodik nicht geklärt werden. Bei ROSENBAUM (1992) war die reflektorisch provozierte, d.h. unwillkürliche Kraftentfaltung (über das Anschlagen der Achillessehne) nach Stretching hochsignifikant reduziert.

„Dieses Ergebnis kann bei den Reflexen zum Teil durch die weniger stark ausgeprägte Kraftspitze des Sehenschlages erklärt werden. Durch die verbesserte Nachgiebigkeit von Muskel und Sehne kommt es bei einer passiv einwirkenden Kraft in den extra- und intrafusalen Muskelfasern wahrscheinlich zu einer kleineren Auslenkung mit geringerer Dehnungsgeschwindigkeit. Die auf Ausmaß und Geschwindigkeit der Dehnung sensibel reagierenden Spindeln werden durch die weniger stark ausgeprägte und langsamere Dehnung weniger gereizt; dadurch werden auch weniger Alpha-Motoneuronen angesprochen, reflektorisch auf den Reiz zu reagieren und der Dehnung durch Kontraktion entgegenzuwirken. Die Reflexantwort fällt somit weniger stark aus“ (ROSENBAUM 1992, 106).

Aus *energetischer* Sicht können Dehnprogramme bei längerdauernden, statischen Dehnungen die Blutversorgung reduzieren und damit die anschließende Krafterzeugung beeinträchtigen. Die Energiebereitstellung kann durch den Substrat- oder Sauerstoffmangel im Muskel nicht mehr optimal sein. Im Gegensatz dazu kann beim dynamischen Dehnen eine bessere Durchblutung angenommen werden und damit können energetisch günstigere Bedingungen vorliegen.

In der Untersuchung von SCHOBER/KRAFT/WITTEKOPF/SCHMIDT (1990) zeigte das statische Dehnen eine hemmende Wirkung auf die muskuläre Wiederherstellung nach körperlicher Belastung, das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen eine indifferente, das intermittierende Dehnen dagegen eine wiederherstellungsfördernde Wirkung.

Die Ursachen für die Abnahmen der Kraftwerte der U3 und U4 könnten u.a. auch im energetischen Bereich vermutet werden. Allerdings ist dieser Aspekt hier nicht quantifizierbar.

Weil Dehnmethoden einen nicht unerheblichen Einfluss auf den *motivationalen* Bereich des Sportlers haben, soll dieser Punkt näher beleuchtet werden.

„Für die Kraftentfaltung spielt wie bei allen sportlichen Leistungen auch die **Motivation** als allgemeines Aktivierungsniveau eine entscheidende Rolle. Es ist bekannt, daß die für Kraftmessungen unter Normalbedingungen bekannten Standardabweichungen von ca. +/-4% (bis 8,5%) aus motivationalen Gründen um ein mehrfaches sich ändern können. Im engeren Sinne geht es hier um die bewußte Mobilisierung zusätzlicher Kraftreserven über das gewöhnliche Maß hinaus“ (GROSSER/STARISCKA 1998, 61).

Für maximale, explosive und reaktive Krafteinsätze ist zudem die „Willensstoßkraft (= Willenseinsatz für kurze, maximale Anstrengungen)“ (GROSSER/STARISCHKA 1998, 61) wichtig. Anhand der Untersuchungen von IKAI/STEINHAUS 1961, RÖCKER/STOBOY 1970 u. a. ( zit. bei HOLLMANN/HETTINGER 2000, 166-167) wird deutlich, wie stark die Motivation die Kraftleistung positiv beeinflussen kann und „Hemmungen in der Motivation sich in erheblichem Umfang negativ auf eine Leistung ausdrücken können“ (HOLLMANN/HETTINGER 2000, 166).

Damit ein Sportler auf nachfolgende maximale, schnellkräftige oder reaktive Krafteinsätze vorbereitet wird, soll über das Aufwärmen ein optimaler psycho-physischer Zustand hergestellt werden. Dehnübungen im Aufwärmen dienen dann mehr der Verletzungsprophylaxe und zur Vorbereitung auf die anschließende Belastungen. Statisches Dehnen wird sogar bei Leistungssportlern empfohlen, die im Startfieberzustand sind, da es sehr beruhigend wirkt. Sportler, die in einer Startapathie stecken, sollen mehr über dynamische Inhalte aktiviert werden (MAEHL 1986). Es ist deshalb denkbar, dass das Dehnen im Aufwärmen - auch ohne leistungssportliche Ziele - so entspannend wirkt, dass motivational keine optimale Voraussetzung für nachfolgende Krafteinsätze besteht. Hier sind besonders die statischen

Dehnmethoden betroffen, denn Stretching wird bekanntermaßen auch als Entspannungstechnik (SCHNEIDER/WYDRA 2001) und in der cool-down-Phase angewendet.

In U1 kann anhand einer 7-stufigen Gesichter-Skala eine signifikante Verbesserung des subjektiven Befindens nach allen Dehnmethoden aufgezeigt werden. Die Sportler fühlen sich nach dem Dehnen subjektiv besser, „richtig“ aufgewärmt und für anschließende Belastungen vorbereitet. Den Aussagen der Versuchspersonen in U4 und U5 ist jedoch zu entnehmen, dass umfangreiche Dehnprogramme die entspannende Wirkung steigern, aber zunehmend die Motivation reduzieren. Deshalb sind Dehnprogramme mit mittlerem, und daher wohl auch großem, Umfang im Rahmen des Aufwärmens nicht zu empfehlen. Neben den Veränderungen im physiologischen Bereich kann die relaxierende Wirkung des Dehnens die Motivation, die „Spannkraft“ und die Willensstoßkraft verringern, die für anschließende Maximal- und Schnellkräfteeinsätze so bedeutend sind. Darüber hinaus konnten Untersuchungen von ROTHE (1993) zeigen, dass das zentralnervöse Aktivierungsniveau nach Stretching reduziert ist. Insgesamt sollen nach ROTHE weniger die Dauer des Aufwärmens als vielmehr die Inhalte - ob Ganzkörperbeanspruchungen oder statische Dehnprogramme - und deren Intensitäten eine größere Rolle bzgl. der Erreichung eines hohen zentralnervösen Aktivierungsniveaus spielen. Diese Erkenntnis würde ebenfalls für den Einsatz von dynamischen Dehnformen im Aufwärmen sprechen.

Es könnten also auch motivationale Gründe für die Abnahmen der maximalen, explosiven oder schnellkräftigen Kräfteeinsätze in der vorliegenden Arbeit verantwortlich sein. Diese können zwar vermutet aber hier leider nicht quantifiziert werden.

### 12.3 Wirkungen des Dehnens auf die Reaktivkraftparameter

Die wesentlichen Einflussfaktoren der Reaktivkraft entstammen dem morphologisch-biomechanischen, nervalen, energetischen und motivationalen Bereich.

In den durchgeführten Untersuchungen ergeben sich zusammengefasst folgende Resultate: In U2 resultiert bei Leistungssportlern nach dem Dehnen eine signifikante Verringerung der erreichten Sprunghöhe für DJ von der Fallhöhe 27cm um bis zu -8% und für DJ von 47 cm um bis zu -11%.

In U5 ist eine signifikante Zunahme der Kontaktzeiten bei Sportstudenten nach DJ von 47 cm um bis +4% zu erkennen, die sich in einer signifikanten Abnahme der relativen Leistung als Kennwert für das reaktive Sprungvermögen um bis -4% widerspiegelt. Zudem ist eine Minderung der maximalen Kraft um -4% zu konstatieren. Das Dehnen erweist sich sichtlich leistungsmindernd auf die anschließende reaktive Bewegungsleistung aus.

Die Erkenntnisse der vorliegenden Untersuchungen zur leistungsbeeinträchtigenden Wirkung von Dehnprogrammen auf Reaktivkraftparameter bestätigen die Untersuchungen von BAUM/ESSFELD/KLEINE/QUADE (1990), HENNIG/PODZIELNY (1994), NELSON/CORNWELL/HEISE (1996), KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER (1997), YOUNG/ELLIOTT (2001) und WIEMEYER (2001).

Ursächlich für diese Ergebnisse können aus dem *biomechanisch-morphologischen* und *energetischen* Bereich die mechanischen Veränderungen am Muskel-Sehnen-Komplex verantwortlich sein. Besonders bei reaktiven Bewegungsformen, bei denen ein Teil der Bewegungsenergie aus der in den Sehnen und Bändern gespeicherten elastischen Energie

stammt, kann eine Reduktion der Muskelstiffness des tendomuskulären Systems wesentlich dazu beitragen, dass die Sprungleistungen abnehmen. Die Speicherung und Nutzung der elastischen Energie ist damit zunächst reduziert. Erst nach mehreren Versuchen können die Muskel-Sehnen-Einheiten wieder an Spannung gewinnen. In U2 scheint die Wirkung des Dehnprogramms mit geringem Umfang nach einigen Sprüngen nachzulassen, denn es werden nach dem 4., 5. und 6. Sprung auch von größeren Niedersprunghöhen keine signifikanten Leistungseinbußen bzgl. der reaktiven Sprungleistung festgestellt.

Ob darüber hinaus auch veränderte reflektorische Mechanismen durch die Dehnmethoden vorliegen und damit die anschließende reaktive Kraftentwicklung beeinflusst wird, kann anhand der verwendeten Messmethoden nicht eindeutig geklärt werden. Veränderungen im *nervalen* Bereich können die Muskelhärte beeinträchtigen. KÜNNEMEYER/SCHMIDT-BLEICHER (1997) beschreiben die Vorgänge nach der Behandlung der Wadenmuskulatur mittels Vibrationsmaschine (RNS) auf nachfolgende Drop Jumps über EMG-Analysen folgendermaßen:

„Vielmehr werden die für den Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus wichtigen frühen Eigenreflexe nicht mehr im vollen Maße ausgelöst. Die stiffness-Reduktion führt dazu, daß der Muskel „weicher“ wird. Ähnlich einer Gitarrensaite verringert sich die Bewegungsfrequenz bei abnehmender Spannung. Übertragen auf das Muskelsystem bedeutet dies, daß die für eine hohe Ia-Innervation wichtige schnelle initiale Dehnung der Muskelspindel nicht statt findet. ... Die mechanische Effizienz, vor allem der reflektorischen Innervationsspitzen kann allerdings nicht mehr erreicht werden.“ (KÜNNEMEYER/SCHMIDTBLEICHER 1997, 42).

Diese Erkenntnisse können aufgrund der unterschiedlichen Anlage der Untersuchungen (Methoden, Umfang etc.) nur bedingt zur Interpretation der vorliegenden Ergebnisse beitragen. Es scheint jedoch so, dass durch das Dehnen mechanisch und reflektorisch veränderte tendo-muskuläre Bedingungen herrschen, die insgesamt zu den signifikanten Leistungsabnahmen der Reaktivkraftparameter führen.

Die *motivationalen* Aspekte der Kraftentwicklung bei reaktiven Bewegungsformen entsprechen weitgehend denen von maximalen und explosiven Krafteinsätzen (s. Kap. 12.2).

Die Ergebnisse und Erkenntnisse aus der vorliegenden Arbeit bedeuten für die Praxis, dass ein vorsichtiger Umgang mit Umfang und Intensität bei Dehnungsmaßnahmen erfolgen muss. Soll die Aufgabe darin bestehen, auf folgende maximale, schnellkräftige und reaktive Kraftanforderungen vorzubereiten, so sollten Dehnprogramme geringe bzw. mittlere Umfänge und kurzen Dehnzeiten der einzelnen Dehnübungen beinhalten. Dies ist vor allem bei Anforderungen im reaktiven Bereich zu berücksichtigen. Dass ein optimaler Aufwärmprozess eigentlich immer mit Koordinations-, Lauf- oder Sprungübungen abgeschlossen werden sollte, wird durch die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchungen bestätigt. (s. auch Kap. 14).

### 13 Zusammenfassung der experimentellen Ergebnisse

In der vorliegenden Arbeit wurde anhand von 5 Untersuchungen mit insgesamt 64 Versuchspersonen der Frage nachgegangen, inwieweit sich drei verschiedene Dehnmethoden im Rahmen des Aufwärmens unmittelbar auf anschließende Kraftleistungen auswirken.

Hierbei wurden Kraftparameter für die Realisierung maximaler, schneller und reaktiver Krafteinsätze der unteren und oberen Extremitäten mit Hilfe biomechanischer Messverfahren am Drehmomentmessstuhl, am Drehmomentaufnehmer und an der Kraftmessplatte erhoben.

Die verwendeten Dehnmethoden waren das Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, das intermittierende (dynamische) Dehnen sowie das statische Dehnen (Stretching).

Es wurde jeweils ein Versuchsplan mit kompletter Messwiederholung konzipiert, d.h., alle Versuchspersonen wandten alle drei Dehnmethoden an unterschiedlichen Tagen an.

In einer ersten Untersuchungsreihe wurden 3 Untersuchungen mit insgesamt 34 Leistungssportlern und Leistungssportlerinnen (Sprinter, Mehrkämpfer, Werfer) aus der Leichtathletik durchgeführt. Die Dehnmethoden beinhalteten zunächst geringe Umfänge, d.h. die Dehndauer betrug jeweils 15 Sekunden bei bis zu 6 Dehnübungen für die Arm- und Beinmuskulatur.

In der zweiten Untersuchungsreihe wurden 2 Untersuchungen mit 30 Sportstudierenden durchgeführt. Diese Versuchspersonen absolvierten die Dehnmethoden mit größerem Umfang (d.h. Dehndauer von 3 x 30 Sekunden bei 4 Dehnübungen) für die Beinmuskulatur.

Die Ergebnisse zu den unmittelbaren Wirkungen der Dehnmethoden auf ausgewählte Kraftparameter wurden varianzanalytisch ausgewertet.

Hieraus resultieren folgende Erkenntnisse:

Zum einen kann kein signifikanter Unterschied zwischen dem Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, dem intermittierenden Dehnen und dem statischen Dehnen auf die erhobenen Kraftparameter bei allen 5 Untersuchungen nachgewiesen werden.

Als Mittel zur Vorbereitung auf nachfolgende Kraftbelastungen schätzen die Versuchspersonen das dynamische Dehnen insgesamt positiver ein.

Zum anderen wirken die 3 Dehnmethoden tendenziell leistungsmindernd.

Dehnprogramme für die oberen Extremitäten mit geringem Umfang und einer Dehndauer von 15 Sekunden reduzieren die Maximalkraft sowie die exzentrische Maximalkraft der Armbeuger *Mm. biceps brachii* signifikant.

Dehnprogramme für die Beinmuskulatur mit einem mittlerem Umfang von 3 x 30 Sekunden Dehndauer pro Übung verringern maximale Krafteinsätze des *M. quadriceps fem.* und *M. biceps fem.* um bis zu -7%, die Explosivkraftparameter um -8% sowie die muskuläre Leistungsfähigkeit um -4%. Die Abnahme der exzentrischen Maximalkraft ist für den *M. quadriceps fem. rechts* signifikant.



Die reaktive Sprungkraftleistung, welche über Drop Jumps abgeschätzt wurde, ist nach dem Dehnen reduziert. Bei Leistungssportlern zeigt sich eine signifikante Verringerung der Sprunghöhe um -5 bis -8%. Bei den Sportstudierenden sind eine signifikante Verlängerung der Kontaktzeiten, eine signifikante Abnahme der Maximalkraft und der relativen Leistung um jeweils -4% zu verzeichnen.

Es wird angenommen, dass die Gründe hauptsächlich im biomechanisch-morphologischen Bereich der Kraftentwicklung zu suchen sind. Die durch das Dehnen verursachte Verminderung der passiven Elastizitätskräfte und die Veränderung der Stiffness der serienelastischen Komponente des Muskel-Sehnen-Komplexes können für die signifikanten Abnahmen der Reaktivkraft sowie der Absolutkraft (exzentrische Maximalkraft) verantwortlich sein. Die bindegewebigen Anteile werden nachgiebiger und können weniger elastische Energie speichern. Nach mehreren (Maximal-) Kontraktionen scheinen die nachteiligen Wirkungen des Dehnens wieder zu verschwinden.

Darüber hinaus konnte in einer Untersuchung gezeigt werden, dass das Dehnen einen überwiegend positiven Einfluss auf das subjektive Befinden des Sportlers hat.

#### Ausblick

Insgesamt ergeben sich weitere Forschungsdefizite bezüglich der Wirkungen von Dehnmaßnahmen im Sport. Speziell das Problem des Dehnens als Bestandteil des Aufwärmens bedarf weiterer Untersuchungen, da einerseits der Leistungs- und andererseits der präventiv-medizinische Aspekt berücksichtigt werden muss.

Da für einzelne Sportarten spezifische Anforderungen gestellt werden, sollten auch sportartspezifische Dehn- bzw. Vorbereitungsprogramme entwickelt werden. Kombinationen verschiedener Dehnmethoden mit Angaben zu Umfang, Intensität etc. wären hier ebenfalls differenziert zu untersuchen. Hierzu fehlen bis jetzt noch wissenschaftliche Erkenntnisse und somit auch fundierte praktische Empfehlungen.

Des Weiteren sollten in künftigen Studien die neurophysiologischen Prozesse bei verschiedenen Dehnmethoden und darauffolgenden Kraftleistungen u.a. auch elektromyographisch untersucht werden.

Außerdem fehlen Untersuchungen zu den psycho-physiologischen Mechanismen von verschiedenen Dehn- bzw. Aufwärmprogrammen, sowie deren Wechselwirkung auf sportliche Leistungsanforderungen.

Notwendig wären Untersuchungen an größeren Stichproben. Sie könnten die Ergebnisse dieser Arbeit evtl. modifizieren.

## 14 Folgerungen und Empfehlungen für das Training

In der sog. "Post-Stretching-Ära" (d.h. die Zeit der unreflektierten Anwendung von Stretching ist vorbei) sollte vor dem Dehnen zuerst das Ziel bzw. der Zweck des Dehnens genau analysiert werden. Es sollte klar sein, ob auf ein Training oder einen Wettkampf vorbereitet werden soll, ein Sportstundenthema eingeleitet, nach sportlicher Belastung eine schnelle Regeneration angestrebt wird oder die allgemeine oder spezielle Beweglichkeit verbessert werden soll. Danach stellt sich die Frage nach der Dehntechnik bzw. Dehnmethode und den entsprechenden Belastungskomponenten.

Tab. 14-1: Warum-wann-wie Dehnen?

Warum?	Wann?	Wie?	Belastungskomponenten?
Vorbereitung	vor dem	intermittierendes Dehnen	10 bis 15 Wh. pro Serie, 1 bis 3 Serien
auf sportliche	Sport	Schwunggymnastik	10 bis 15 Wh. pro Serie, 1 bis 3 Serien
Belastungen			mittlere bis submaximale Dehnintensität
(Aufwärmen)		statisches Dehnen	bis 12 Sek., 1 bis 3 Wh.
			mittlere bis submaximale Dehnintensität
Nachbereitung	nach dem	intermittierendes Dehnen	10 bis 20 Wh. pro Serie, 2 bis 5 Serien
von sportlichen	Sport		mittlere bis submaximale Dehnintensität
Belastungen		statisches Dehnen	15 bis 30 Sek. (bis 60Sek.) halten, 2 bis 5 Wh.
(Abwärmen)			mittlere bis submaximale Dehnintensität
		Definition:	
		mittlere Dehnintensität	deutlich spürbares angenehmes Dehngefühl
			in der gedehnten Muskulatur
		submaximale Dehnintensität	starkes, noch aushaltbares
			Dehngefühl in der gedehnten Muskulatur
		maximale Dehnintensität	größtmögliches Dehngefühl (Schmerzgrenze)
			in der gedehnten Muskulatur
Verbesserung	nach dem Sport	intermittierendes Dehnen	15 bis 20 Wh. pro Serie, 2 bis 5 Serien
der	bzw. eigene		submaximale bis maximale Dehnintensität
Beweglichkeit	Trainings-	statisches Dehnen	15 bis 30 Sekunden halten, 2 bis 5 Wh.
	einheit		submaximale bis maximale Dehnintensität
		Anspannungs-	7 bis 10 Sek. anspannen, 2 Sek. entspannen,
		Entspannungs-	15 bis 30 Sek. dehnen, 2 bis 5 Wh.
		Dehnen	submaximale bis maximale Dehnintensität
		weitere Methoden	

Aufgrund der Ergebnisse der hier vorliegenden Untersuchung können für die Praxis folgende Empfehlungen ausgesprochen werden:

Zur Vorbereitung auf anschließende Maximal- und Schnellkraftleistungen sollte auf intensives, umfangreiches Dehnen verzichtet werden. Vorsichtiges dynamisches Dehnen bereitet die Muskulatur adäquater auf darauffolgende Kräfteinsätze vor als statisches Dehnen.

Im Rahmen des *Aufwärmens* sollten die Muskeln dynamisch in Form von intermittierendem Dehnen oder dosierter Schwunggymnastik gedehnt werden. Der Dehnumfang sollte gering sein, die Dehdauer pro Übung auf maximal 12 Sekunden bei 1 bis 3 Serien begrenzt werden.

Statisches Dehnen im Rahmen des Aufwärmens sollte nur kurzzeitig, d.h. ca. 12 Sekunden mit 1 - 3 Serien durchgeführt werden. Diese Dehnungen sollten bei mittlerer Dehnintensität vorgenommen werden, also bei spürbaren aber noch angenehmen Dehngefühl in der Muskulatur.

Im Anschluss an Dehnprogramme beim Aufwärmen muss durch kurze Maximalkontraktionen, Sprünge oder sportartspezifische Übungsformen die Kontraktionsbereitschaft der Muskulatur wieder hergestellt werden.

Zwischen Kräfteinsätzen sollte statt ausgiebiger Dehnungen der Muskulatur diese besser gelockert und ausgeschüttelt werden.

In der *Nachbereitung* können statische sowie dynamische Dehnformen bei mittleren Dehnintensitäten zur Anwendung kommen.

Das *Beweglichkeitstraining* sollte nicht vor dem Sport, sondern besser nach dem Sport oder sinnvoller noch, in eigenen Trainingseinheiten absolviert werden. Hier können statisches, dynamisches und Anspannungs-Entspannungs-Dehnen sowie weitere Dehnmethoden zur Anwendung kommen - soweit sie beherrscht werden. Der Umfang sollte allmählich erweitert und die Intensität des Dehnens gesteigert werden, bis ein starkes, aber noch aushaltbares Dehngefühl in der gedehnten Muskulatur spürbar wird. Sportartspezifische Dehnübungen, wie z.B. Hürdengymnastik, dürfen nicht vernachlässigt werden.

Dehnungsübungen werden, wie im Yoga, seit langer Zeit praktiziert und haben auch weiterhin ihre Berechtigung in der - allerdings inzwischen differenzierten - sportlichen Praxis.

## 15 Anhang

### 15.1 Abkürzungsverzeichnis

27, 47, 67	Angaben zur Niedersprunghöhe in cm
A	Anspannungs-Entspannungs-Dehnen
AK, ak	exzentrische Maximalkraft (Absolutkraft)
BF	M. biceps femoris
BB	M. biceps brachii
CMJ	Counter Movement Jump
DJ	Drop Jump
DVZ	Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus
EK, ek	maximale Explosivkraft
EMG	Elektromyogramm
EX, ex	mittlere Explosivkraft
I	Intermittierendes Dehnen
kg	Kilogramm
KMP	Kraftmessplatte
L, li	links
m	männlich
M, m	Drehmoment
mK	maximale Kraft
MK, mk	Maximalkraft
Mm.	Musculi, die Muskeln
ms	Millisekunden
MVC	Maximale Willkürkontraktion (maximal voluntary contraction)
N	nach dem Dehnen
n.s.	nicht signifikant
p	Signifikanzniveau
QU	M. quadriceps femoris
R, re	rechts
rEK, rek	relative Explosivkraft
rP	relative Leistung
s	Sekunden
S	statisches Dehnen (Stretching)
SH, sh	Sprunghöhe
sig.	signifikant
SJ	Squat Jump
SRES	Short-Range-Elastic-Stiffness
Stabw.	Standardabweichung
t	Kontaktzeit (Sprungdauer)
TE	Trainingseinheit
TR	M. triceps brachii
U	unaufgewärmt
U1, U2,...	Untersuchung 1, 2, usw.
V	vor dem Dehnen
w	weiblich

## 15.2 Abbildungsverzeichnis

<b>Abb. 1-1:</b> Anwendungsbereiche des Dehnens. ....	1
<b>Abb. 3-1:</b> Schematische Darstellung des Hill'schen Muskelmodells (b) Erweitertes Modell zur Beschreibung der aktiven Kontraktionseigenschaften und passiven Dehnungseigenschaften des Muskels (HUIJING 1994, 147). ....	4
<b>Abb. 3-2:</b> Schematische Darstellung der fibrillären Struktur der Muskelfaser (WIEMANN 1994, 43, verändert nach KRSTIC 1978, STREET 1983, MARUYAMA et al. 1984). ....	6
<b>Abb. 3-3:</b> Typischer Verlauf einer Ruhespannungs-Dehnungskurve im physio- logischen Dehnbereich sowie bis jenseits der Grenze der Überlappung von Aktin- und Myosinfilamenten (WIEMANN/KLEE/ STARTMANN 1998, 112, verändert nach WIEMANN 1994). ....	7
<b>Abb. 3-4:</b> Dehnungsgrad und Filamentüberlappung bei einem Halb-Sarkomer (schematisch). (WIEMANN/KLEE 2000, 7). ....	8
<b>Abb. 3-5:</b> Beispiel einer Dehnungs-Spannungskurve des Kollagens (zit. bei ZERNICKE/LOITZ 1994, 96, nach BUTLER et al. 1978). ....	9
<b>Abb. 3-6:</b> Schematischer Überblick über den Aufbau einer Muskelspindel (SCHMIDT/THEWS 1997, 98). ....	15
<b>Abb. 3-7:</b> Der von den Muskelspindeln ausgehende Reflexbogen (SCHMIDT/THEWS 1997, 98). ....	15
<b>Abb. 3-8:</b> Differenzierung verschiedener Dehnungsarten modifiziert nach HOSTER 1994, 103 (nach HOSTER 1989). ....	17
<b>Abb. 3-9:</b> Dehntechniken (modifiziert nach GROSSER/STARISCHKA 1998, 169). ....	18
<b>Abb. 3-10:</b> Progressive Velocity Flexibility Program (ZACHAZEWSKI, 1990 zit. bei ALTER 1996, 175). ....	29
<b>Abb. 4-1:</b> Größen zur Charakterisierung einer Kraft-Zeit-Kurve. ....	35
<b>Abb. 4-2:</b> Muskelarbeitsweisen und in der Untersuchung verwendete Kraftformen und Parameter. ....	36
<b>Abb. 4-3:</b> Hierarchische Gliederung der Kraft in verschiedene Kraftarten und ihre Komponenten (GROSSER/STARISCHKA 1998, 41). ....	37
<b>Abb. 4-4:</b> Übersicht zu den Kraftformen, ihren Komponenten und hauptsächlichen Einflussfaktoren (GROSSER/STARISCHKA 1998, 46). ....	37
<b>Abb. 4-5:</b> Sarkomerlänge (RÜDEL 1998, 101 modifiziert nach CARLSON/ WILKIE 1971). ....	38
<b>Abb. 4-6:</b> Abhängigkeit der Zugkraft von der Länge des aktiven Muskels (GROSSER/STARISCHKA 1998, 52 nach CARLSON/WILKIE 1974). ....	39
<b>Abb. 4-7:</b> Der Drehmoment-, Winkel- und Leistungs-Zeit-Verlauf eines dynamischen Tests am Drehmomentmessstuhl. ....	40
<b>Abb. 4-8:</b> Kraft-Geschwindigkeitskurve (a) und Muskelleistungskurve (b) im Vergleich (nach EHLENZ/ GROSSER/ZIMMERMANN 1998, 54). ....	41
<b>Abb. 4-9:</b> Der Drehmoment-Zeit-Verlauf eines statisch-exzentrischen Tests der Kniegelenkstreckmuskulatur (gemessen am Drehmomentmessstuhl). ....	42
<b>Abb. 4-10:</b> Möglichkeiten zur Beschreibung des Anstiegs einer Kraft-Zeit-Kurve. ....	43
<b>Abb. 4-11:</b> Der Kraft-Zeit-Verlauf eines Drop-Jumps auf einer Kraftmessplatte. ....	44
<b>Abb. 6-1:</b> Der Drehmomentmessstuhl. ....	66
<b>Abb. 6-2:</b> Beispiel zur Auswertung einer Kraft-Zeit-Kurve des M. quadriceps femoris. ....	68
<b>Abb. 6-3:</b> Der statisch-exzentrische Test am Drehmomentmessstuhl. ....	69
<b>Abb. 6-4:</b> Der dynamische Test am Drehmomentmessstuhl. ....	70
<b>Abb. 6-5:</b> Der Drehmomentaufnehmer. ....	71

<b>Abb. 6-6:</b> Die Kistler-Kraftmessplatte. ....	73
<b>Abb. 6-7:</b> Der Fallsprung bzw. Drop Jump auf der Kraftmessplatte. ....	75
<b>Abb. 7-1:</b> Versuchsplan der U1 (n = 13). ....	81
<b>Abb. 7-2:</b> Gesichterskala. 7-stufige Rangskala zur Einschätzung des subjektiven Befindens (modifiziert nach BORTZ/DÖRING 1995, 165). ....	83
<b>Abb. 7-3:</b> Maximalkraft des M. quadriceps fem. rechts nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	88
<b>Abb. 7-4:</b> Maximalkraft des M. biceps fem. links nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	88
<b>Abb. 7-5:</b> Exzentrische Maximalkraft des M. quadriceps fem. rechts nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	89
<b>Abb. 7-6:</b> Exzentrische Maximalkraft des M. biceps fem. links nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	89
<b>Abb. 7-7:</b> Maximale Explosivkraft des M. quadriceps fem. rechts nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	90
<b>Abb. 7-8:</b> Maximale Explosivkraft des M. biceps fem. links nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	90
<b>Abb. 7-9:</b> Mittlere Explosivkraft des M. quadriceps fem. rechts nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	91
<b>Abb. 7-10:</b> Mittlere Explosivkraft des M. biceps fem. links nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	91
<b>Abb. 7-11:</b> Relative Explosivkraft des M. quadriceps fem. rechts nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	92
<b>Abb. 7-12:</b> Relative Explosivkraft des M. biceps fem. links nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	92
<b>Abb. 7-13:</b> Muskuläre Leistungsfähigkeit des M. quadriceps fem. nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer Winkelgeschwindigkeit von 50 Grad/s, 110 Grad/s und 155 Grad/s. ....	93
<b>Abb. 7-14:</b> Angaben zum subjektiven Befinden vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	94
<b>Abb. 8-1:</b> Versuchsplan der U2 (n = 11). ....	102
<b>Abb. 8-2:</b> Sprunghöhe vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 27 cm Fallhöhe. ....	108
<b>Abb. 8-3:</b> Sprunghöhe vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe. ....	109
<b>Abb. 8-4:</b> Sprunghöhe nach dem A-Dehnen, I-Dehnen und S-Dehnen bei Drop Jump von 67 cm Fallhöhe. ....	109
<b>Abb. 8-5:</b> Kontaktzeit vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 27 cm Fallhöhe. ....	110
<b>Abb. 8-6:</b> Kontaktzeit vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe. ....	110
<b>Abb. 8-7:</b> Kontaktzeit nach dem A-Dehnen, I-Dehnen und S-Dehnen bei Drop Jump von 67 cm Fallhöhe. ....	111
<b>Abb. 8-8:</b> Relative Leistung vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 27 cm Fallhöhe. ....	112
<b>Abb. 8-9:</b> Relative Leistung vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe. ....	112
<b>Abb. 8-10:</b> Relative Leistung nach dem A-Dehnen, I-Dehnen und S-Dehnen bei Drop Jump von 67 cm Fallhöhe. ....	113
<b>Abb. 8-11:</b> Maximale Kraft vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 27 cm Fallhöhe. ....	113

<b>Abb. 8-12:</b> Maximale Kraft vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe. ....	114
<b>Abb. 8-13:</b> Maximale Kraft nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 67 cm Fallhöhe. ....	114
<b>Abb. 9-1:</b> Versuchsplan der U3 (n = 10). ....	123
<b>Abb. 9-2:</b> Maximalkraft der Mm. biceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	129
<b>Abb. 9-3:</b> Maximalkraft der Mm. triceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	129
<b>Abb. 9-4:</b> Exzentrische Maximalkraft der Mm. biceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	130
<b>Abb. 9-5:</b> Exzentrische Maximalkraft der Mm. triceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	130
<b>Abb. 9-6:</b> Maximale Explosivkraft der Mm. biceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	131
<b>Abb. 9-7:</b> Maximale Explosivkraft der Mm. triceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	131
<b>Abb. 9-8:</b> Mittlere Explosivkraft der Mm. biceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	132
<b>Abb. 9-9:</b> Mittlere Explosivkraft der Mm. triceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	132
<b>Abb. 9-10:</b> Relative Explosivkraft der Mm. biceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	133
<b>Abb. 9-11:</b> Relative Explosivkraft der Mm. triceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	133
<b>Abb. 9-12:</b> Muskuläre Leistungsfähigkeit der Mm. biceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von 50 Grad/s. ....	134
<b>Abb. 9-13:</b> Muskuläre Leistungsfähigkeit der Mm. biceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von 110 Grad/s. ....	134
<b>Abb. 9-14:</b> Muskuläre Leistungsfähigkeit der Mm. biceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von 155 Grad/s. ....	135
<b>Abb. 9-15:</b> Muskuläre Leistungsfähigkeit der Mm. triceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von 50 Grad/s. ....	135
<b>Abb. 9-16:</b> Muskuläre Leistungsfähigkeit der Mm. triceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von 110 Grad/s. ....	136
<b>Abb. 9-17:</b> Muskuläre Leistungsfähigkeit der Mm. triceps br. vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer mittleren Winkelgeschwindigkeit von 155 Grad/s. ....	136
<b>Abb. 10-1:</b> Versuchsplan der U4 (n = 15). ....	144
<b>Abb. 10-2:</b> Zur Beurteilung der besten Dehnmethode vor dem Krafttest (n = 15). ....	145
<b>Abb. 10-3:</b> Maximalkraft des M. quadriceps fem. rechts unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	153
<b>Abb. 10-4:</b> Maximalkraft des M. biceps fem. links unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen und S-Dehnen. ....	153
<b>Abb. 10-5:</b> Exzentrische Maximalkraft des M. quadriceps fem. rechts vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	154

<b>Abb. 10-6:</b> Exzentrische Maximalkraft des M. quadriceps fem. links vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	154
<b>Abb. 10-7:</b> Exzentrische Maximalkraft des M. biceps fem. links vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	155
<b>Abb. 10-8:</b> Maximale Explosivkraft des M. quadriceps fem. rechts unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	156
<b>Abb. 10-9:</b> Maximale Explosivkraft des M. biceps fem. links unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	156
<b>Abb. 10-10:</b> Mittlere Explosivkraft des M. quadriceps fem. rechts unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	157
<b>Abb. 10-11:</b> Mittlere Explosivkraft des M. biceps fem. links unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	158
<b>Abb. 10-12:</b> Relative Explosivkraft des M. quadriceps fem. rechts unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	159
<b>Abb. 10-13:</b> Relative Explosivkraft des M. biceps fem. links unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. ....	159
<b>Abb. 10-14:</b> Muskuläre Leistungsfähigkeit der Mm. quadriceps fem. unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer Winkelgeschwindigkeit von 50 Grad/s. ....	160
<b>Abb. 10-15:</b> Muskuläre Leistungsfähigkeit der Mm. quadriceps fem. unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer Winkelgeschwindigkeit von 110 Grad/s. ....	160
<b>Abb. 10-16:</b> Muskuläre Leistungsfähigkeit der Mm. biceps fem. unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer Winkelgeschwindigkeit von 50 Grad/s. ....	161
<b>Abb. 10-17:</b> Muskuläre Leistungsfähigkeit der Mm. biceps fem. unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei einer Winkelgeschwindigkeit von 110 Grad/s. ....	161
<b>Abb. 11-1:</b> Versuchsplan der U5 (n = 15). ....	172
<b>Abb. 11-2:</b> Zur Beurteilung der besten Dehnmethode vor dem Sprungtest (n = 15). ....	174
<b>Abb. 11-3:</b> Sprunghöhe unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe. ....	176
<b>Abb. 11-4:</b> Kontaktzeit unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe. ....	177
<b>Abb. 11-5:</b> Relative Leistung unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe. ....	178
<b>Abb. 11-6:</b> Maximale Kraft unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen bei Drop Jump von 47 cm Fallhöhe. ....	179
<b>Abb. 15-1:</b> Dehnung M. gastrocnemius. ....	210
<b>Abb. 15-2:</b> Dehnung M. soleus. ....	210
<b>Abb. 15-3:</b> Dehnung M. gluteus maximus. ....	211
<b>Abb. 15-4:</b> Dehnung der Mm. adductores. ....	211
<b>Abb. 15-5:</b> Dehnung der Mm. ischiocrurales. ....	212
<b>Abb. 15-6:</b> Dehnung Mm. quadriceps femoris. ....	212
<b>Abb. 15-7:</b> Dehnung des M. pectoralis major. ....	213
<b>Abb. 15-8:</b> Dehnung des M. biceps brachii. ....	213
<b>Abb. 15-9:</b> Dehnung des M. triceps brachii. ....	214



### 15.3 Tabellenverzeichnis

<b>Tab. 5-1:</b> Untersuchungen zum Einfluss von kurzzeitigen Dehnmaßnahmen auf darauffolgende Kräfteinsätze. ....	56
<b>Tab. 6-1:</b> Übersicht zu den durchgeführten Untersuchungen. ....	64
<b>Tab. 6-2:</b> Untersuchte Muskelgruppen, Muskularbeitsweise und verwendete Messstation. ....	65
<b>Tab. 7-1:</b> Mittelwerte der Stichprobe der U1 (n = 13). ....	80
<b>Tab. 7-2:</b> Ergebnisse der Berechnung des Test-Retest-Korrelationskoeffizienten der Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur (Best-Zweitbest-Versuch) (n = 13). ....	85
<b>Tab. 7-3:</b> Ergebnisse der 1faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur anhand der Mittelwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen (n = 13). ....	86
<b>Tab. 7-4:</b> Ergebnisse der 1faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur anhand der Bestwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen (n = 13). ....	87
<b>Tab. 7-5:</b> Angaben (Mittelwerte mit $\pm$ Standardabweichung) zum subjektiven Befinden anhand einer 7-stufigen Gesichterskala vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen.....	94
<b>Tab. 8-1:</b> Mittelwerte der Stichprobe der U2 (n = 11).....	101
<b>Tab. 8-2:</b> Ergebnisse der Berechnung des Intraclass-Korrelationskoeffizienten aus drei Versuchen Drop Jump 27, 47, 67 (n = 11).....	104
<b>Tab. 8-3:</b> Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Reaktivkraftparameter anhand der Mittelwerte aus 3 Versuchen Drop Jump 27, 47 (n = 11). ....	105
<b>Tab. 8-4:</b> Ergebnisse der 1faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Reaktivkraftparameter anhand der Mittelwerte aus 3 Versuchen Drop Jump 67 (n = 11). ....	105
<b>Tab. 8-5:</b> Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Reaktivkraftparameter anhand der Bestwerte aus 3 Versuchen Drop Jump 27, 47 (n = 11). ....	107
<b>Tab. 8-6:</b> Ergebnis der 1faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Reaktivkraftparameter anhand der Bestwerte aus 3 Versuchen Drop Jump 67 (n = 11). ....	107
<b>Tab. 9-1:</b> Mittelwerte der Stichprobe der U3 (n = 10). ....	121
<b>Tab. 9-2:</b> Ergebnisse des Test-Retest-Korrelationskoeffizienten der Kraftparameter der Ellbogenbeuge- und Ellbogenstreckmuskulatur (Best-Zweitbest-Versuch) (n = 10). ....	124
<b>Tab. 9-3:</b> Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Kraftparameter der Ellbogenbeuge- und Ellbogenstreckmuskulatur anhand der Mittelwerte aus 3 Versuchen (n = 10). ....	125
<b>Tab. 9-4:</b> Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Kraftparameter der Ellbogenbeuge- und Ellbogenstreckmuskulatur anhand der Bestwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen (n = 10). ....	128
<b>Tab. 10-1:</b> Mittelwerte der Stichprobe der U4 (n = 15). ....	143
<b>Tab. 10-2:</b> Ergebnisse der Berechnung des Test-Retest-Korrelationskoeffizienten der Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur (Best-Zweitbest-Versuch) (n = 15). ....	146
<b>Tab. 10-3:</b> Ergebnis der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen des Aufwärmens und der Dehnmethoden auf die Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur anhand der Mittelwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen (n = 15). ....	148

<b>Tab. 10-4:</b> Ergebnis der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur anhand der Mittelwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen (n = 15). .....	149
<b>Tab. 10-5:</b> Ergebnis der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen des Aufwärmens und der Dehnmethoden auf die Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur anhand der Bestwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen (n = 15). .....	151
<b>Tab. 10-6:</b> Ergebnis der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Kraftparameter der Kniestreck- und Kniebeugemuskulatur anhand der Bestwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen (n = 15). .....	152
<b>Tab. 11-1:</b> Mittelwerte der Stichprobe U5 (n = 15). .....	171
<b>Tab. 11-2:</b> Ergebnisse der Berechnung des Intraclass-Korrelationskoeffizienten aus 5 Versuchen Drop Jump 47 (n = 15). .....	174
<b>Tab. 11-3:</b> Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen des Aufwärmens und der Dehnmethoden auf die Reaktivkraftparameter anhand der Mittelwerte aus 5 Versuchen Drop Jump 47 (n = 15). .....	175
<b>Tab. 11-4:</b> Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Reaktivkraftparameter anhand der Mittelwerte aus 5 Versuchen Drop Jump 47 (n = 15). .....	175
<b>Tab. 11-5:</b> Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen des Aufwärmens und der Dehnmethoden auf die Reaktivkraftparameter anhand der Bestwerte aus 5 Versuchen Drop Jump 47 (n = 15). .....	179
<b>Tab. 11-6:</b> Ergebnisse der 2faktoriellen Varianzanalyse. Wirkungen der Dehnmethoden auf die Reaktivkraftparameter anhand der Bestwerte aus 5 Versuchen Drop Jump 47 (n = 15). .....	180
<b>Tab. 12-1:</b> Ergebnisse der Untersuchungen U1 – U5. .....	188
<b>Tab. 14-1:</b> Warum-wann-wie Dehnen?.....	198
<b>Tab. 15-1:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. quadriceps femoris rechts nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U1, n = 13). .....	214
<b>Tab. 15-2:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. quadriceps femoris links nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U1, n = 13). .....	215
<b>Tab. 15-3:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. biceps femoris rechts nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U1, n = 13). .....	215
<b>Tab. 15-4:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. biceps femoris links nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U1, n = 13). .....	216
<b>Tab. 15-5:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. quadriceps femoris beidbeinig nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 13). .....	216
<b>Tab. 15-6:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. biceps femoris beidbeinig nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 13). .....	216
<b>Tab. 15-7:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. quadriceps femoris rechts nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U1, n = 13). .....	217
<b>Tab. 15-8:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. quadriceps femoris links nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U1, n = 13). .....	217

<b>Tab. 15-9:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. biceps femoris rechts nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U1, n = 11). .....	217
<b>Tab. 15-10:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. biceps femoris links nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U1, n = 13). .....	218
<b>Tab. 15-11:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. quadriceps femoris beidbeinig nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 13). .....	218
<b>Tab. 15-12:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. biceps femoris beidbeinig nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 13). .....	219
<b>Tab. 15-13:</b> Ergebnisse des Friedman-Test für Teilstichprobe Frauen. Vergleich der Wirkung der 3 Dehnmethode auf Kraftparameter der Beinmuskulatur anhand der Mittelwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 5). .....	219
<b>Tab. 15-14:</b> Ergebnisse des Friedman-Test für Teilstichprobe Männer. Vergleich der Wirkung der 3 Dehnmethode auf Kraftparameter der Beinmuskulatur anhand der Mittelwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 8). .....	220
<b>Tab. 15-15:</b> Ergebnisse des Friedman-Test für Teilstichprobe Männer. Vergleich der Wirkung der 3 Dehnmethode auf Kraftparameter der Beinmuskulatur anhand der besten Werte aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 8). .....	221
<b>Tab. 15-16:</b> Ergebnisse des Friedman-Test für Teilstichprobe Frauen. Vergleich der Wirkung der 3 Dehnmethode auf Kraftparameter der Beinmuskulatur anhand der besten Werte aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 5). .....	222
<b>Tab. 15-17:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 27 cm vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U2, n = 11). .....	222
<b>Tab. 15-18:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 47 cm vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U2, n = 11). .....	223
<b>Tab. 15-19:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 67 cm nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U2, n = 11). .....	223
<b>Tab. 15-20:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 27 cm vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U2, n = 11). .....	223
<b>Tab. 15-21:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 47 cm vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U2, n = 11). .....	224
<b>Tab. 15-22:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 67 cm nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U2, n = 11). .....	224
<b>Tab. 15-23:</b> Ergebnisse des t-Test zum Vergleich des Mittelwertunterschieds der Reaktivkraftparameter von männlichen (n = 7) und weiblichen (n = 4) Versuchspersonen bei Drop Jumps (U2). .....	225
<b>Tab. 15-24:</b> Vergleich der Reaktivkraftparameter vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der Mittelwerte aus je 3 Versuchen bei Drop Jumps (U2, n = 11). .....	226
<b>Tab. 15-25:</b> Vergleich der Reaktivkraftparameter vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der besten Werte aus je 3 Versuchen bei Drop Jumps (U2, n = 11). .....	226

<b>Tab. 15-26:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter der Mm. biceps brachii vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U3, n = 10). .....	227
<b>Tab. 15-27:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter der Mm. triceps brachii vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U3, n = 10). .....	227
<b>Tab. 15-28:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter der Mm. biceps brachii vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U3, n = 10). .....	228
<b>Tab. 15-29:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter der Mm. biceps brachii vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U3, n = 10). .....	228
<b>Tab. 15-30:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter der Mm. triceps brachii vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U3, n = 10). .....	229
<b>Tab. 15-31:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter der Mm. triceps brachii vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U3, n = 10). .....	229
<b>Tab. 15-32:</b> Ergebnisse des U-Tests zum Vergleich der Mittelwertunterschiede der Kraftparameter der Oberarmmuskulatur vor und nach dem Dehnen zwischen männlichen (n = 3) und weiblichen (n = 7) Versuchspersonen (U3). .....	230
<b>Tab. 15-33:</b> Vergleich der Kraftparameter der Oberarmmuskulatur vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der Mittelwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen (U3, n = 10). .....	231
<b>Tab. 15-34:</b> Vergleich der Kraftparameter der Oberarmmuskulatur vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der besten Werte aus 2 bzw. 3 Versuchen (U3, n = 10). .....	232
<b>Tab. 15-35:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. biceps femoris links unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15). .....	233
<b>Tab. 15-36:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. biceps femoris rechts unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15). .....	233
<b>Tab. 15-37:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. biceps femoris beidbeinig unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 Versuchen (U4, n = 15). .....	234
<b>Tab. 15-38:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. quadriceps femoris links unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15). .....	234
<b>Tab. 15-39:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. quadriceps femoris rechts unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15). .....	235
<b>Tab. 15-40:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. quadriceps femoris beidbeinig unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 Versuchen (U4, n = 15). .....	235
<b>Tab. 15-41:</b> Vergleich der Kraftparameter der Kniebeuge- und Kniestreckmuskulatur vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der Mittelwerte aus je 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15). .....	236

<b>Tab. 15-42:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. quadriceps femoris rechts nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15). .....	237
<b>Tab. 15-43:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. quadriceps femoris links nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15). .....	237
<b>Tab. 15-44:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. biceps femoris rechts nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15). .....	238
<b>Tab. 15-45:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. biceps femoris links nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15). .....	238
<b>Tab. 15-46:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. quadriceps femoris beidbeinig nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 Versuchen (U4, n = 15). .....	239
<b>Tab. 15-47:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des M. biceps femoris beidbeinig nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 Versuchen (U4, n = 15). .....	239
<b>Tab. 15-48:</b> Vergleich der Kraftparameter der Kniebeuge- und Kniestreckmuskulatur vor und nach dem Laufen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der besten Werte aus je 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15). .....	240
<b>Tab. 15-49:</b> Vergleich der Kraftparameter der Kniebeuge- und Kniestreckmuskulatur vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der besten Werte aus je 2 Versuchen (U4, n = 15). .....	241
<b>Tab. 15-50:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 47 cm unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 5 Versuchen (U5, n = 15). .....	242
<b>Tab. 15-51:</b> Vergleich der Reaktivkraftparameter vor und nach dem Laufen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der Mittelwerte aus je 5 Versuchen bei Drop Jumps (U5, n = 15). .....	242
<b>Tab. 15-52:</b> Vergleich der Reaktivkraftparameter vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der Mittelwerte aus je 5 Versuchen. (U5, n = 15). .....	243
<b>Tab. 15-53:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 47 cm vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert von 5 Versuchen (U5, n = 15). .....	243
<b>Tab. 15-54:</b> Vergleich der Reaktivkraftparameter vor und nach dem Laufen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der besten Werte aus je 5 Versuchen (U5, n = 15). .....	244
<b>Tab. 15-55:</b> Vergleich der Reaktivkraftparameter vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der besten Werte aus je 5 Versuchen (U5, n = 15). .....	244

## 15.4 Ergänzende Abbildungen und Tabellen

(Anm.: Die Pfeile in den Abbildungen geben jeweils die Bewegungsrichtung eines Körperteils zur Dehnung des Muskels bzw. der Muskelgruppe an.)



Abb. 15-1: Dehnung *M. gastrocnemius*.

### Übung 1

*A-Dehnen:* Im Ausfallschritt wird die Wadenmuskulatur zuerst 5 Sekunden angespannt, indem die Ferse des hinteren Beines abgehoben und der Fußballen gegen die Unterlage gedrückt wird. Dann wird der Muskel 2 Sekunden entspannt und anschließend 15 Sekunden statisch (s. S-Dehnen) in der Endposition gedehnt.

*I-Dehnen:* Im Ausfallschritt wird das hintere Bein gestreckt. Anschließend wird der

Muskel 15 mal dynamisch gedehnt, indem die Ferse abgehoben wird und anschließend langsam-zügig wieder aufgesetzt wird.

*S-Dehnen:* Im Ausfallschritt wird das hintere Bein im Kniegelenk gestreckt, die Ferse auf den Boden aufgesetzt und 15 Sekunden statisch in der Endposition gedehnt.

Abb. 15-2: Dehnung *M. soleus*.

### Übung 2

*A-Dehnen:* Im leichten Ausfallschritt wird das hintere Bein im Kniegelenk gebeugt. Die Wadenmuskulatur wird zunächst 5 Sekunden angespannt, indem die Ferse des hinteren Beines abgehoben und der Fußballen gegen die Unterlage gedrückt wird. Dann wird der Muskel 2 Sekunden entspannt und anschließend 15 Sekunden statisch (s. S-Dehnen) in der Endposition gedehnt.

*I-Dehnen:* Im leichten Ausfallschritt wird das hintere Bein im Kniegelenk gebeugt. Der Muskel wird 15 mal dynamisch gedehnt, indem die Ferse abgehoben wird und anschließend langsam-zügig wieder aufgesetzt wird.

*S-Dehnen:* Im leichten Ausfallschritt wird das hintere Bein im Kniegelenk gebeugt. Der Fuß des hinteren Beines setzt mit der ganzen Sohle auf, das Knie wird soweit gebeugt, so dass der Muskel 15 Sekunden statisch in der Endposition gedehnt werden kann.





Abb. 15-3: Dehnung *M. gluteus maximus*.

### Übung 3

*A-Dehnen:* In Rückenlage auf der Matte liegend wird ein Bein gebeugt und mit beiden Händen zur Brust gezogen. Die Gesäßmuskulatur wird zunächst 5 Sekunden angespannt, indem das gebeugte Knie gegen den Widerstand der Hände

gedrückt wird. Dann wird die Muskulatur 2 Sekunden entspannt und anschließend 15 Sekunden statisch (s. S-Dehnen) in der Endposition gedehnt.

*I-Dehnen:* In Rückenlage auf der Matte liegend wird ein Bein gebeugt und mit beiden Händen zur Brust gezogen. Der Muskel wird 15 mal dynamisch gedehnt, indem das gebeugte Knie langsam-zügig noch weiter Richtung Brust gezogen wird und wieder zurückgeführt wird.

*S-Dehnen:* In Rückenlage auf der Matte liegend wird ein Bein gebeugt und mit beiden Händen zur Brust gezogen. Die Gesäßmuskulatur wird 15 Sekunden statisch in der Endposition gedehnt.

Abb. 15-4: Dehnung der *Mm. adductores*.

### Übung 4

*A-Dehnen:* In der Grätsche wird ein Bein im Kniegelenk gebeugt und das Gewicht auf diese Seite verlagert. Die Adduktoren des gestreckten Beines werden zuerst 5 Sekunden isometrisch angespannt, indem das Bein gegen den Widerstand des Bodens adduziert werden soll. Anschließend wird der Muskel 2 Sekunden entspannt und daraufhin 15 Sekunden statisch (s. S-Dehnen) in der Endposition gedehnt.

*I-Dehnen:* In der Grätsche wird ein Bein im Kniegelenk gebeugt. Die *Mm. adductores* des gestreckten Beines werden 15 mal dynamisch gedehnt, indem das gebeugte Bein langsam-zügig weiter gebeugt und wieder leicht gestreckt wird.

*S-Dehnen:* In der Grätsche wird ein Bein im Kniegelenk so weit gebeugt, dass die Adduktoren des gestreckten Beines 15 Sekunden statisch in der Endposition gedehnt werden.





Abb. 15-5: Dehnung der *Mm. ischiocrurales*.

### Übung 5

*A-Dehnen:* Im einbeinigen Kniestand wird das vordere Bein fast gestreckt, das Becken ist gekippt. Die ischiocrurale Muskulatur des vorderen Beines wird zunächst 5 Sekunden angespannt, indem die Ferse gegen die Unterlage gedrückt wird. Dann wird der Muskel 2 Sekunden entspannt und anschließend 15 Sekunden statisch (s. S-Dehnen) in der Endposition gedehnt.

*I-Dehnen:* Im einbeinigen Kniestand wird das vordere Bein fast gestreckt, das Becken ist gekippt. Der Muskel wird 15

mal dynamisch gedehnt, indem das Knie langsam-zügig gestreckt und wieder gebeugt wird. Dabei kann der Oberkörper zusätzlich nach vorne geneigt werden um die Dehnung zu verstärken.

*S-Dehnen:* Im einbeinigen Kniestand wird das vordere Bein fast gestreckt, das Becken ist gekippt. Zur Dehnung wird das Bein gestreckt und durch Vorneigen des gestreckten Oberkörpers wird der Dehnreiz verstärkt. Die hintere Oberschenkelmuskulatur wird so 15 Sekunden statisch in der Endposition gedehnt.

Abb. 15-6: Dehnung *Mm. quadriceps femoris*.

### Übung 6

*A-Dehnen:* Im einbeinigen Kniestand wird das hintere Bein gebeugt, das Becken gekippt. Mit einer Hand wird das Fußgelenk des hinteren Beines festgehalten. Die vordere Oberschenkelmuskulatur wird zunächst 5 Sekunden angespannt, indem der Unterschenkel des hinteren Beines gegen den Widerstand der Hand in Richtung Boden gedrückt wird. Daraufhin wird der Muskel 2 Sekunden entspannt und anschließend 15 Sekunden statisch (s. S-Dehnen) in der Endposition gedehnt.

*I-Dehnen:* Im einbeinigen Kniestand wird das hintere Bein gebeugt, das Becken gekippt. Mit einer Hand wird das Fußgelenk des hinteren Beines festgehalten. Der *M. quadriceps femoris* wird 15 mal dynamisch gedehnt, indem die Ferse langsam-zügig zum Gesäß gezogen und wieder zurückgeführt wird.

*S-Dehnen:* Im einbeinigen Kniestand wird das hintere Bein gebeugt, das Becken gekippt. Mit einer Hand wird das Fußgelenk des hinteren Beines festgehalten. Die Dehnung der vorderen Oberschenkelmuskulatur erfolgt durch das Heranführen des Fußgelenkes zum Gesäß. Die Endposition wird statisch über 15 Sekunden beibehalten.







Abb. 15-7: Dehnung des *M. pectoralis major*.

*A-Dehnen:* Der außenrotierte Arm wird auf einer angenehmen Höhe (Schulterhöhe oder höher) an einer Wand angelegt. Der *M. pectoralis major* wird zunächst 5 Sekunden angespannt, indem die Hand gegen die Wand gedrückt wird. Der Muskel wird 2 Sekunden entspannt und anschließend 15 Sekunden statisch (s. S-Dehnen) in der Endposition gedehnt.

*I-Dehnen:* Der außenrotierte Arm wird auf einer angenehmen Höhe (Schulterhöhe oder höher) an einer Wand angelegt. Der *M. pectoralis major* wird 15 mal durch die langsam-zügige Körperdrehung vom Arm weg und wieder zurück dynamisch gedehnt.

*S-Dehnen:* Der außenrotierte Arm wird auf einer angenehmen Höhe (Schulterhöhe oder höher) an einer Wand angelegt. Über eine Körperdrehung vom Dehnarm weg wird der *M. pectoralis major* 15 Sekunden statisch in der Endposition gedehnt.

Abb. 15-8: Dehnung des *M. biceps brachii*.

*A-Dehnen:* Eine Handfläche wird mit gestrecktem Arm auf einen schulterhohen Fixpunkt (Sprossenwand) gelegt. Der *M. biceps br.* wird zunächst 5 Sekunden angespannt, indem die Hand gegen die Unterlage gedrückt wird. Der Muskel wird 2 Sekunden entspannt und anschließend 15 Sekunden statisch (s. S-Dehnen) in der Endposition gedehnt.

*I-Dehnen:* Eine Handfläche wird mit gestrecktem Arm auf einen schulterhohen Fixpunkt (Sprossenwand) gelegt. Der *M. biceps br.* wird 15 mal dynamisch gedehnt, indem der Körper durch Beugen der Knie langsam-zügig etwas abgesenkt und wieder gestreckt wird.

*S-Dehnen:* Eine Handfläche wird mit gestrecktem Arm auf einen schulterhohen Fixpunkt (Sprossenwand) gelegt. Der Körper wird durch Beugen der Knie langsam-zügig etwas abgesenkt. Der *M. biceps br.* wird 15 Sekunden statisch in der Endposition gedehnt.





Abb. 15-9: Dehnung des *M. triceps brachii*.

*A-Dehnen*: Ein Arm wird bis zum Kopf abduziert und im Ellenbogengelenk gebeugt. Der *M. triceps br.* wird zunächst 5 Sekunden angespannt, indem der Oberarm gegen Widerstand der Hand des anderen Armes gedrückt wird. Der Muskel wird 2 Sekunden entspannt und anschließend 15 Sekunden statisch (s. *S-Dehnen*) in der Endposition gedehnt.

*I-Dehnen*: Ein Arm wird bis zum Kopf abduziert und im Ellenbogengelenk gebeugt. Der *M. triceps br.* wird 15 mal dynamisch gedehnt, indem der Oberarm langsam-zügig hinter den Kopf gezogen und wieder zurückgeführt wird.

*S-Dehnen*: Ein Arm wird bis zum Kopf abduziert und im Ellenbogengelenk gebeugt. Mit dem anderen Arm wird der Arm hinter den Kopf gezogen und in der Endposition 15 Sekunden statisch gedehnt.

Tab. 15-1: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. quadriceps femoris rechts* nach dem *A-Dehnen*, *I-Dehnen*, *S-Dehnen*. Mittelwert aus 3 Versuchen (*U1*,  $n = 13$ ).

Variable	Einheit	nach A-Dehnen	nach I-Dehnen	nach S-Dehnen
Maximalkraft	Nm	249 ± 49	241 ± 58	246 ± 52
Exz. Max.kraft	Nm	287 ± 53	285 ± 57	292 ± 53
Max. Expl.kraft	Nm/ms	0,97 ± 0,32	0,92 ± 0,31	0,95 ± 0,25
Mittlere Expl.kraft	Nm/ms	0,82 ± 0,31	0,79 ± 0,30	0,81 ± 0,24
Rel. Expl.kraft	ms	343 ± 105	352 ± 101	319 ± 71

Tab. 15-2: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. quadriceps femoris links* nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U1, n = 13).

Variable	Einheit	nach A-Dehnen	nach I-Dehnen	nach S-Dehnen
Maximalkraft	Nm	236 ±43	228 ± 54	236 ±44
Exz. Max.kraft	Nm	275 ± 42	268 ± 53	278 ± 41
Max. Expl.kraft	Nm/ms	0,96 ± 0,26	0,88 ± 0,27	0,95 ± 0,24
Mittlere Expl.kraft	Nm/ms	0,80 ± 0,25	0,74 ± 0,24	0,80 ± 0,22
Rel. Expl.kraft	ms	318 ± 65	331 ± 64	313 ± 71

Tab. 15-3: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. biceps femoris rechts* nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U1, n = 13).

Variable	Einheit	nach A-Dehnen	nach I-Dehnen	nach S-Dehnen
Maximalkraft	Nm	155 ± 31	152 ± 35	152 ± 32
Exz. Max.kraft	Nm	167 ± 31	163 ± 36	165 ± 32
Max. Expl.kraft	Nm/ms	0,59 ± 0,17	0,58 ± 0,20	0,57 ± 0,23
Mittlere Expl.kraft	Nm/ms	0,49 ± 0,17	0,48 ± 0,20	0,47 ± 0,21
Rel. Expl.kraft	ms	337 ± 84	353 ± 111	360 ± 83

Tab. 15-4: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. biceps femoris links* nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U1, n = 13).

Variable	Einheit	nach A-Dehnen	nach I-Dehnen	nach S-Dehnen
Maximalkraft	Nm	147 ± 27	151 ± 31	151 ± 30
Exz. Max.kraft	Nm	159 ± 27	163 ± 33	166 ± 32
Max. Expl.kraft	Nm/ms	0,58 ± 0,13	0,59 ± 0,18	0,60 ± 0,21
Mittlere Expl.kraft	Nm/ms	0,48 ± 0,13	0,47 ± 0,18	0,50 ± 0,21
Rel. Expl.kraft	ms	324 ± 74	348 ± 101	330 ± 96

Tab. 15-5: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. quadriceps femoris* beidbeinig nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 13).

Variable	Einheit	nach A-Dehnen	nach I-Dehnen	nach S-Dehnen
Drehmom. b. max. Leistung				
bei 50 Grad/s	Nm	340 ± 90	343 ± 89	357 ± 92
bei 80 Grad/s	Nm	288 ± 75	292 ± 68	306 ± 64
bei 110 Grad/s	Nm	262 ± 67	269 ± 53	274 ± 48
bei 140 Grad/s	Nm	245 ± 57	247 ± 50	250 ± 43
bei 155 Grad/s	Nm	226 ± 54	237 ± 49	236 ± 47

Tab. 15-6: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. biceps femoris* beidbeinig nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 13).

Variable	Einheit	nach A-Dehnen	nach I-Dehnen	nach S-Dehnen
Drehmom. b. max. Leistung				
bei 50 Grad/s	Nm	223 ± 55	236 ± 49	240 ± 50
bei 80 Grad/s	Nm	218 ± 51	227 ± 45	235 ± 49
bei 110 Grad/s	Nm	203 ± 43	205 ± 35	211 ± 29
bei 140 Grad/s	Nm	195 ± 40	196 ± 33	202 ± 34
bei 155 Grad/s	Nm	187 ± 40	192 ± 27	190 ± 28

Tab. 15-7: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. quadriceps femoris rechts* nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U1, n = 13).

Variable	Einheit	nach A-Dehnen	nach I-Dehnen	nach S-Dehnen
Maximalkraft	Nm	259 ± 48	254 ± 61	261 ± 52
Exz. Max.kraft	Nm	298 ± 52	298 ± 56	304 ± 56
Max. Expl.kraft	Nm/ms	1,05 ± 0,30	1,03 ± 0,34	1,04 ± 0,27
Mittlere Expl.kraft	Nm/ms	0,90 ± 0,31	0,89 ± 0,31	0,91 ± 0,26
Rel. Expl.kraft	ms	306 ± 89	288 ± 67	274 ± 56

Tab. 15-8: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. quadriceps femoris links* nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U1, n = 13).

Variable	Einheit	nach A-Dehnen	nach I-Dehnen	nach S-Dehnen
Maximalkraft	Nm	249 ± 43	239 ± 54	253 ± 42
Exz. Max.kraft	Nm	290 ± 42	280 ± 53	288 ± 42
Max. Expl.kraft	Nm/ms	1,05 ± 0,28	0,96 ± 0,28	1,04 ± 0,26
Mittlere Expl.kraft	Nm/ms	0,92 ± 0,28	0,83 ± 0,26	0,88 ± 0,23
Rel. Expl.kraft	ms	270 ± 62	288 ± 54	257 ± 37

Tab. 15-9: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. biceps femoris rechts* nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U1, n = 13).

Variable	Einheit	nach A-Dehnen	nach I-Dehnen	nach S-Dehnen
Maximalkraft	Nm	162 ± 32	157 ± 37	158 ± 31
Exz. Max.kraft	Nm	170 ± 32	167 ± 38	174 ± 31
Max. Expl.kraft	Nm/ms	0,63 ± 0,19	0,62 ± 0,21	0,62 ± 0,23
Mittlere Expl.kraft	Nm/ms	0,54 ± 0,18	0,52 ± 0,22	0,52 ± 0,22
Rel. Expl.kraft	ms	312 ± 73	323 ± 112	306 ± 63

Tab. 15-10: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. biceps femoris* links nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U1, n = 13).

Variable	Einheit	nach A-Dehnen	nach I-Dehnen	nach S-Dehnen
Maximalkraft	Nm	153 ± 27	157 ± 32	157 ± 30
Exz. Max.kraft	Nm	166 ± 28	167 ± 34	173 ± 33
Max. Expl.kraft	Nm/ms	0,62 ± 0,14	0,63 ± 0,19	0,64 ± 0,22
Mittlere Expl.kraft	Nm/ms	0,51 ± 0,16	0,51 ± 0,19	0,55 ± 0,21
Rel. Expl.kraft	ms	301 ± 74	319 ± 91	292 ± 80

Tab. 15-11: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. quadriceps femoris* beidbeinig nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 13).

Variable	Einheit	nach A-Dehnen	nach I-Dehnen	nach S-Dehnen
Drehmom. b. max. Leistung				
bei 50 Grad/s	Nm	354 ± 94	358 ± 91	370 ± 94
bei 80 Grad/s	Nm	302 ± 81	311 ± 68	323 ± 64
bei 110 Grad/s	Nm	275 ± 71	282 ± 56	288 ± 54
bei 140 Grad/s	Nm	256 ± 61	259 ± 49	265 ± 47
bei 155 Grad/s	Nm	240 ± 57	244 ± 46	245 ± 51

Tab. 15-12: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. biceps femoris* beidbeinig nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 13).

Variable	Einheit	nach A-Dehnen	nach I-Dehnen	nach S-Dehnen
Drehmom. b. max. Leistung				
bei 50 Grad/s	Nm	234 ± 60	249 ± 52	250 ± 51
bei 80 Grad/s	Nm	225 ± 51	235 ± 45	239 ± 47
bei 110 Grad/s	Nm	212 ± 46	214 ± 36	222 ± 31
bei 140 Grad/s	Nm	202 ± 41	205 ± 34	208 ± 36
bei 155 Grad/s	Nm	193 ± 42	200 ± 31	199 ± 26

Tab. 15-13: Ergebnisse des Friedman-Test für Teilstichprobe Frauen. Vergleich der Wirkung der 3 Dehnmethode auf Kraftparameter der Beinmuskulatur anhand der Mittelwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 5).

Variable	p-Wert	Signifikanz	Variable	p-Wert	Signifikanz
M. biceps fem. links			M. quadriceps fem. links		
MK	.449	n.s.	MK	.165	n.s.
AK	.449	n.s.	AK	.074	n.s.
EK	.549	n.s.	EK	.022	sig.*
EX	.449	n.s.	EX	.022	sig.*
rEK	.549	n.s.	rEK	.449	n.s.
M. biceps fem. rechts			M. quadriceps fem. rechts		
MK	.165	n.s.	MK	.091	n.s.
AK	.549	n.s.	AK	.549	n.s.
EK	.819	n.s.	EK	.091	n.s.
EX	.819	n.s.	EX	.091	n.s.
rEK	.549	n.s.	rEK	.449	n.s.
M. biceps fem. beidbeinig			M. quadriceps fem. beidbeinig		
M2	.819	n.s.	M2	.165	n.s.
M4	.449	n.s.	M4	.247	n.s.
M6	.449	n.s.	M6	.041	sig.*
M8	.074	n.s.	M8	.449	n.s.
M10	.854	n.s.	M10	.449	n.s.

Abk.: MK = Maximalkraft, AK = Absolutkraft, EK = maximale Explosivkraft, EX = mittlere Explosivkraft, rEK = relative Explosivkraft; M2, M4, M6, M8, M10 = Drehmoment bei max. Leistung bei 50°/s, 80°/s, 110°/s, 140°/s, 155°/s mittlerer Winkelgeschwindigkeit.

Tab. 15-14: Ergebnisse des Friedman-Test für Teilstichprobe Männer. Vergleich der Wirkung der 3 Dehnmethoden auf Kraftparameter der Beinmuskulatur anhand der Mittelwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 8).

Variable	p-Wert	Signifikanz	Variable	p-Wert	Signifikanz
M. biceps fem. links			M. quadriceps fem. links		
MK	.417	n.s.	MK	.687	n.s.
AK	.417	n.s.	AK	.882	n.s.
EK	.687	n.s.	EK	.687	n.s.
EX	.687	n.s.	EX	.687	n.s.
rEK	.417	n.s.	rEK	.607	n.s.
M. biceps fem. rechts			M. quadriceps fem. rechts		
MK	.417	n.s.	MK	.882	n.s.
AK	.417	n.s.	AK	.882	n.s.
EK	.607	n.s.	EK	.607	n.s.
EX	.607	n.s.	EX	.687	n.s.
rEK	.607	n.s.	rEK	.882	n.s.
M. biceps fem. beidbeinig			M. quadriceps fem. beidbeinig		
M2	.159	n.s.	M2	.687	n.s.
M4	.687	n.s.	M4	1.0	n.s.
M6	.882	n.s.	M6	.882	n.s.
M8	.417	n.s.	M8	.417	n.s.
M10	1.0	n.s.	M10	.197	n.s.

Abk.: MK = Maximalkraft, AK = Absolutkraft, EK = maximale Explosivkraft, EX = mittlere Explosivkraft, rEK = relative Explosivkraft; M2, M4, M6, M8, M10 = Drehmoment bei max. Leistung bei 50°/s, 80°/s, 110°/s, 140°/s, 155°/s mittlerer Winkelgeschwindigkeit.



Tab. 15-15: Ergebnisse des Friedman-Test für Teilstichprobe Männer. Vergleich der Wirkung der 3 Dehnmethode auf Kraftparameter der Beinmuskulatur anhand der besten Werte aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 8).

Variable	p-Wert	Signifikanz	Variable	p-Wert	Signifikanz
M. biceps fem. links			M. quadriceps fem. links		
MK	.417	n.s.	MK	.417	n.s.
AK	.607	n.s.	AK	1.0	n.s.
EK	.607	n.s.	EK	.417	n.s.
EX	.607	n.s.	EX	.417	n.s.
rEK	.687	n.s.	rEK	.968	n.s.
M. biceps fem. rechts			M. quadriceps fem. rechts		
MK	.882	n.s.	MK	.882	n.s.
AK	.882	n.s.	AK	.992	n.s.
EK	.223	n.s.	EK	1.0	n.s.
EX	.417	n.s.	EX	.748	n.s.
rEK	.607	n.s.	rEK	.882	n.s.
M. biceps fem. beidbeinig			M. quadriceps fem. beidbeinig		
M2	.250	n.s.	M2	.607	n.s.
M4	.687	n.s.	M4	.882	n.s.
M6	.419	n.s.	M6	.687	n.s.
M8	.882	n.s.	M8	.417	n.s.
M10	.687	n.s.	M10	.197	n.s.

Abk.: MK = Maximalkraft, AK = Absolutkraft, EK = maximale Explosivkraft, EX = mittlere Explosivkraft, rEK = relative Explosivkraft; M2, M4, M6, M8, M10 = Drehmoment bei max. Leistung bei 50%/s, 80%/s, 110%/s, 140%/s, 155%/s mittlerer Winkelgeschwindigkeit.

Tab. 15-16: Ergebnisse des Friedman-Test für Teilstichprobe Frauen. Vergleich der Wirkung der 3 Dehnmethoden auf Kraftparameter der Beinmuskulatur anhand des besten Wertes aus 2 bzw. 3 Versuchen (U1, n = 5).

Variable	p-Wert	Signifikanz	Variable	p-Wert	Signifikanz
M. biceps fem. links			M. quadriceps fem. links		
MK	.165	n.s.	MK	.074	n.s.
AK	.041	sig.*	AK	.165	n.s.
EK	.819	n.s.	EK	.091	n.s.
EX	.449	n.s.	EX	.074	n.s.
rEK	.549	n.s.	rEK	.104	n.s.
M. biceps fem. rechts			M. quadriceps fem. rechts		
MK	.449	n.s.	MK	.091	n.s.
AK	.247	n.s.	AK	.819	n.s.
EK	.819	n.s.	EK	.449	n.s.
EX	.819	n.s.	EX	.623	n.s.
rEK	.449	n.s.	rEK	.128	n.s.
M. biceps fem. beidbeinig			M. quadriceps fem. beidbeinig		
M2	.819	n.s.	M2	.819	n.s.
M4	.247	n.s.	M4	.091	n.s.
M6	.549	n.s.	M6	.165	n.s.
M8	.692	n.s.	M8	.449	n.s.
M10	.549	n.s.	M10	.623	n.s.

Abk.: MK = Maximalkraft, AK = Absolutkraft, EK = maximale Explosivkraft, EX = mittlere Explosivkraft, rEK = relative Explosivkraft; M2, M4, M6, M8, M10 = Drehmoment bei max. Leistung bei 50%/s, 80%/s, 110%/s, 140%/s, 155%/s mittlerer Winkelgeschwindigkeit.

Tab. 15-17: Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 27 cm vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U2, n = 11).

Variable	Einheit	A-Dehnen vorher	nachher	I-Dehnen vorher	nachher	S-Dehnen vorher	nachher
Sprunghöhe	cm	24,6 ± 8,9	23,7 ± 10,2	27,6 ± 8,0	25,1 ± 8,2	27,3 ± 9,2	25,3 ± 9,2
Kontaktzeit	ms	150 ± 15	147 ± 15	148 ± 18	146 ± 14	146 ± 14	147 ± 15
Rel. Leistung	W/kg	34,5 ± 9,0	34,6 ± 9,6	36,6 ± 7,5	35,6 ± 8,1	37,1 ± 8,2	35,3 ± 7,1
Max. Kraft	N	5140 ± 710	5246 ± 763	5204 ± 446	5274 ± 680	5279 ± 590	5228 ± 552

Tab. 15-18: Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 47 cm vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U2, n = 11).

Variable	Einheit	A-Dehnen vorher	nachher	I-Dehnen vorher	nachher	S-Dehnen vorher	nachher
Sprunghöhe	cm	24,7 ± 9,7	22,3 ± 9,3	26,3 ± 7,9	24,6 ± 8,7	25,7 ± 8,7	25,2 ± 9,9
Kontaktzeit	ms	152 ± 18	151 ± 16	150 ± 17	151 ± 14	151 ± 15	150 ± 15
Rel. Leistung	W/kg	47,4 ± 11,8	46,1 ± 10,9	48,7 ± 9,9	47,2 ± 9,8	47,6 ± 8,8	48,1 ± 9,9
Max. Kraft	N	5881 ± 1012	5968 ± 994	5917 ± 957	5933 ± 1003	5834 ± 692	5883 ± 859

Tab. 15-19: Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 67 cm nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U2, n = 11).

Variable	Einheit	nach A- Dehnen	nach I- Dehnen	nach S- Dehnen
Sprunghöhe	cm	22,6 ± 8,7	23,8 ± 7,8	24,6 ± 8,9
Kontaktzeit	ms	161 ± 21	162 ± 19	164 ± 21
Rel. Leistung	W/kg	56,0 ± 12,0	56,2 ± 11,4	56,1 ± 11,1
Max. Kraft	N	6526 ± 1184	6410 ± 1057	6191 ± 1127

Tab. 15-20: Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 27 cm vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U2, n = 11).

Variable	Einheit	A-Dehnen vorher	nachher	I-Dehnen vorher	nachher	S-Dehnen vorher	nachher
Sprunghöhe	cm	28,5 ± 9,2	26,2 ± 10,5	30,3 ± 7,9	27,9 ± 7,8	29,4 ± 9,0	27,6 ± 9,8
Kontaktzeit	ms	144 ± 14	141 ± 15	141 ± 16	141 ± 13	140 ± 15	140 ± 14
Rel. Leistung	W/kg	36,5 ± 8,8	36,5 ± 9,7	38,5 ± 7,6	37,6 ± 8,0	38,8 ± 8,6	36,8 ± 7,6
Max. Kraft	N	5399 ± 711	5459 ± 831	5421 ± 438	5483 ± 688	5473 ± 630	5463 ± 573

Tab. 15-21: Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 47 cm vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U2, n = 11).

Variable	Einheit	A-Dehnen vorher	nachher	I-Dehnen vor- her	nachher	S-Dehnen vorher	nachher
Sprunghöhe	cm	27,0 ± 9,4	23,9 ± 9,5	28,3 ± 7,5	27,1 ± 8,5	27,8 ± 9,8	26,8 ± 9,9
Kontaktzeit	ms	145 ± 16	145 ± 16	145 ± 16	144 ± 13	145 ± 15	145 ± 14
Rel. Leistung	W/kg	49,6 ± 12,5	48,1 ± 11,0	50,5 ± 9,6	49,3 ± 9,9	50,1 ± 9,8	49,7 ± 10,2
Max. Kraft	N	6113 ± 1009	6341 ± 1076	6110 ± 948	6208 ± 995	6171 ± 843	6169 ± 934

Tab. 15-22: Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 67 cm nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U2, n = 11).

Variable	Einheit	nach A-Dehnen	nach I-Dehnen	nach S-Dehnen
Sprunghöhe	cm	25,3 ± 8,7	27,0 ± 8,1	27,4 ± 9,5
Kontaktzeit	ms	155 ± 21	158 ± 19	157 ± 21
Rel. Leistung	W/kg	57,8 ± 12,0	57,9 ± 11,1	58,0 ± 11,0
Max. Kraft	N	7032 ± 1492	6819 ± 1211	6494 ± 1142

Tab. 15-23: Ergebnisse des t-Test zum Vergleich des Mittelwertunterschieds der Reaktivkraftparameter von männlichen (n = 7) und weiblichen (n = 4) Versuchspersonen bei Drop Jumps (U2).

	Variable	vor dem A-Dehnen		vor dem I-Dehnen		vor dem S-Dehnen	
		p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
DJ 27							
	SH	.847	n.s.	.688	n.s.	.961	n.s.
	t	.317	n.s.	.082	n.s.	.229	n.s.
	rP	.560	n.s.	.633	n.s.	.569	n.s.
	mK	.233	n.s.	.356	n.s.	.051	n.s.
DJ 47							
	SH	.992	n.s.	.851	n.s.	.966	n.s.
	t	.488	n.s.	.734	n.s.	.201	n.s.
	rP	.657	n.s.	.868	n.s.	.501	n.s.
	mK	.504	n.s.	.348	n.s.	.174	n.s.
	Variable	nach dem A-Dehnen		nach dem I-Dehnen		nach dem S-Dehnen	
		p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz	p-Wert	Signifikanz
DJ 27							
	SH	.901	n.s.	.917	n.s.	.924	n.s.
	t	.216	n.s.	.348	n.s.	.125	n.s.
	rP	.697	n.s.	.748	n.s.	.556	n.s.
	mK	.237	n.s.	.137	n.s.	.149	n.s.
DJ 47							
	SH	.913	n.s.	.830	n.s.	.954	n.s.
	t	.293	n.s.	.611	n.s.	.154	n.s.
	rP	.647	n.s.	.678	n.s.	.554	n.s.
	mK	.422	n.s.	.258	n.s.	.365	n.s.
DJ 67							
	SH	.858	n.s.	.921	n.s.	.749	n.s.
	t	.778	n.s.	.439	n.s.	.604	n.s.
	rP	.721	n.s.	.635	n.s.	.810	n.s.
	mK	.404	n.s.	.340	n.s.	.662	n.s.

Abk.: SH = Sprunghöhe, t = Bodenkontaktzeit, rP = relative Leistung, mK = maximale Kraft,  
DJ 27, 47, 67 = Drop Jump von 27, 47, 67 cm Fallhöhe.

Tab. 15-24: Vergleich der Reaktivkraftparameter vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der Mittelwerte aus je 3 Versuchen bei Drop Jumps (U2, n = 11).

Variable	Mittelw.	Max.	Min.	Variable	Mittelw.	Max.	Min.
sha27	-4,9	27	-50,2	mka27	2,0	9,9	-1,5
shi27	-8,4	12,9	-37,4	mki27	1,2	10,9	-14,3
shs27	-6,4	13,7	-35	mks27	-0,8	7,3	-8,9
sha47	-9,6	30,4	-36,3	mka47	1,8	11,8	-4,3
shi47	-7,4	4,1	-19,7	mki47	0,3	8,5	-5,3
shs47	-2,8	16,2	-25,3	mks47	0,7	8,3	-9,1
ta27	-2,1	4,9	-8,3	rpa27	0,2	10,8	-13,8
ti27	-1,2	9,2	-15	rpi27	-3,0	11,3	-15,1
ts27	0,6	12,2	-4,5	rps27	-4,0	10,4	-16,4
ta47	-0,7	4,2	-7,9	rpa47	-2,3	14,9	-14,3
ti47	0,6	5,7	-4,3	rpi47	-3,0	2,6	-10
ts47	-1,4	5,8	-8	rps47	0,8	8,2	-12,1

Abk.: sh = Sprunghöhe, t = Bodenkontaktzeit, mk = maximale Kraft, rp = relative Leistung, a = Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, i = intermittierendes Dehnen, s = Stretching; 27, 47 = Fallhöhe in cm.

Tab. 15-25: Vergleich der Reaktivkraftparameter vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der besten Werte aus je 3 Versuchen bei Drop Jumps (U2, n = 11).

Variable	Mittelw.	Max.	Min.	Variable	Mittelw.	Max.	Min.
sha27	-9,4	20,6	-49,3	mka27	0,9	6,0	-6,4
shi27	-6,6	11,9	-31,3	mki27	1,0	12,2	-12,5
shs27	-5,8	13,7	-35,4	mks27	0	8,2	-7,3
sha47	-11,4	30,3	-50,5	mka47	4,0	14,8	-6,2
shi47	-4,8	4,2	-28,3	mki47	1,8	14,3	-7,3
shs47	-3,9	16,2	-25,2	mks47	-0,2	6,6	-7,4
ta27	-2,1	6,4	-11,9	rpa27	-0,2	14,9	-20,2
ti27	-0,1	6,5	-16	rpi27	-2,3	8,8	-14,6
ts27	0,1	9,4	-7,2	rps27	-4,6	14,8	-17,3
ta47	-0,2	7,6	-7,3	rpa47	-2,5	15,1	-10,9
ti47	-1,0	5,9	-9,6	rpi47	-2,2	7,8	-14,8
ts47	-0,2	8,6	-7,4	rps47	-0,8	10,4	-17,7

Abk.: sh = Sprunghöhe, t = Bodenkontaktzeit, mk = maximale Kraft, rp = relative Leistung, a = Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, i = intermittierendes Dehnen, s = Stretching; 27, 47 = Fallhöhe in cm. Zahlenangaben in %.

Tab. 15-26: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter der *Mm. biceps brachii* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U3, n = 10).

Variable	Einheit	A-Dehnen vorher	nachher	I-Dehnen vor- her	nachher	S-Dehnen vorher	nachher
Maximal- kraft	Nm	111 ± 33	106 ± 35	111 ± 34	112 ± 32	112 ± 30	112 ± 35
Exz. Max. kraft	Nm	140 ± 35	135 ± 35	139 ± 36	138 ± 34	144 ± 36	141 ± 36
Max. Explosiv- kraft	Nm/ ms	0,38 ± 0,19	0,34 ± 0,19	0,42 ± 0,16	0,40 ± 0,14	0,36 ± 0,17	0,37 ± 0,14
Mittlere Expl.kraft	Nm/ms	0,27 ± 0,12	0,24 ± 0,12	0,30 ± 0,11	0,28 ± 0,10	0,25 ± 0,11	0,25 ± 0,09
Rel. Explosiv- kraft	ms	489 ± 208	503 ± 190	382 ± 44	415 ± 89	522 ± 174	484 ± 102

Tab. 15-27: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter der *Mm. triceps brachii* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 3 Versuchen (U3, n = 10).

Variable	Einheit	A-Dehnen vorher	nachher	I-Dehnen vorher	nachher	S-Dehnen vorher	nachher
Maximal- kraft	Nm	128 ± 42	123 ± 41	130 ± 29	128 ± 32	124 ± 39	124 ± 32
Exz. Max. kraft	Nm	154 ± 43	151 ± 44	155 ± 33	150 ± 29	151 ± 42	148 ± 37
Max. Expl.kraft	Nm/ ms	0,41 ± 0,15	0,40 ± 0,16	0,46 ± 0,14	0,45 ± 0,14	0,42 ± 0,15	0,43 ± 0,13
Mittlere Expl.kraft	Nm/ ms	0,32 ± 0,10	0,32 ± 0,13	0,37 ± 0,11	0,36 ± 0,12	0,33 ± 0,11	0,33 ± 0,09
Rel. Expl.kraft	ms	439 ± 107	431 ± 127	371 ± 96	390 ± 125	439 ± 134	396 ± 113

Tab. 15-28: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter der *Mm. biceps brachii* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U3, n = 10).

Variable	Einheit	A-Dehnen vorher	nachher	I-Dehnen vorher	nachher	S-Dehnen vorher	nachher
Maximal- kraft	Nm	115 ± 32	111 ± 33	116 ± 32	117 ± 34	122 ± 37	117 ± 34
Exz. Max. kraft	Nm	144 ± 37	137 ± 35	141 ± 37	141 ± 36	148 ± 38	144 ± 39
Max. Expl.kraft	Nm/ ms	0,44 ± 0,17	0,40 ± 0,18	0,47 ± 0,16	0,44 ± 0,15	0,41 ± 0,17	0,41 ± 0,14
Mittlere Expl.kraft	Nm/ ms	0,31 ± 0,11	0,28 ± 0,12	0,34 ± 0,12	0,31 ± 0,10	0,29 ± 0,11	0,29 ± 0,08
Rel. Expl.kraft	ms	381 ± 81	435 ± 155	343 ± 44	375 ± 74	430 ± 135	386 ± 57

Tab. 15-29: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter der *Mm. biceps brachii* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U3, n = 10).

Variable	Einheit	A-Dehnen vorher	nachher	I-Dehnen vorher	nachher	S-Dehnen vorher	nachher
Drehmom. b. max. Leistung							
bei 50 Grad/s	Nm	88 ± 26	89 ± 25	90 ± 26	97 ± 31	94 ± 27	92 ± 27
bei 80 Grad/s	Nm	83 ± 28	82 ± 23	84 ± 26	85 ± 24	88 ± 27	81 ± 21
bei 110 Grad/s	Nm	76 ± 27	74 ± 23	77 ± 24	77 ± 25	81 ± 28	78 ± 26
bei 140 Grad/s	Nm	68 ± 23	70 ± 26	70 ± 25	70 ± 25	72 ± 24	71 ± 23
bei 155 Grad/s	Nm	66 ± 20	66 ± 21	67 ± 24	66 ± 21	69 ± 22	67 ± 24



Tab. 15-30: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter der *Mm. triceps brachii* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 3 Versuchen (U3, n = 10).

Variable	Einheit	A-Dehnen vorher	nachher	I-Dehnen vorher	nachher	S-Dehnen vorher	nachher
Maximal- kraft	Nm	136 ± 46	132 ± 43	135 ± 29	137 ± 36	131 ± 43	130 ± 34
Exz. Max. kraft	Nm	161 ± 47	157 ± 43	160 ± 34	156 ± 30	159 ± 44	153 ± 37
Max. Expl. kraft	Nm/ ms	0,45 ± 0,16	0,46 ± 0,15	0,51 ± 0,14	0,49 ± 0,13	0,47 ± 0,17	0,47 ± 0,13
Mittlere Expl.kraft	Nm/ ms	0,36 ± 0,12	0,36 ± 0,13	0,42 ± 0,11	0,40 ± 0,12	0,38 ± 0,13	0,37 ± 0,08
Rel. Expl.kraft	ms	368 ± 84	360 ± 105	320 ± 75	347 ± 99	346 ± 110	344 ± 92

Tab. 15-31: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter der *Mm. triceps brachii* vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U3, n = 10).

Variable	Einheit	A-Dehnen vorher	nachher	I-Dehnen vorher	nachher	S-Dehnen vorher	nachher
Drehmom. b. max. Leistung							
bei 50 Grad/s	Nm	111 ± 30	110 ± 31	114 ± 27	113 ± 27	109 ± 23	107 ± 21
bei 80 Grad/s	Nm	98 ± 29	106 ± 32	109 ± 30	106 ± 27	104 ± 28	104 ± 23
bei 110 Grad/s	Nm	96 ± 30	97 ± 33	98 ± 26	97 ± 26	96 ± 26	94 ± 25
bei 140 Grad/s	Nm	89 ± 25	89 ± 26	90 ± 24	89 ± 25	91 ± 23	87 ± 21
bei 155 Grad/s	Nm	84 ± 23	88 ± 26	86 ± 22	87 ± 24	85 ± 21	82 ± 23

Tab. 15-32: Ergebnisse des U-Tests zum Vergleich der Mittelwertunterschiede der Kraftparameter der Oberarmmuskulatur vor und nach dem Dehnen zwischen männlichen ( $n = 3$ ) und weiblichen ( $n = 7$ ) Versuchspersonen (U3).

Variable	A-Dehnen		I-Dehnen		S-Dehnen	
	p-Wert	Signifikanzen	p-Wert	Signifikanzen	p-Wert	Signifikanzen
<b>M. biceps br</b>						
MK	.909	n.s.	.138	n.s.	.569	n.s.
AK	.305	n.s.	.087	n.s.	.569	n.s.
EK	.087	n.s.	.210	n.s.	.360	n.s.
EX	.087	n.s.	.067	n.s.	.648	n.s.
rEK	.017	sig*	.305	n.s.	.138	n.s.
M2	.487	n.s.	.169	n.s.	.637	n.s.
M4	.731	n.s.	.052	n.s.	.732	n.s.
M6	.646	n.s.	.395	n.s.	.491	n.s.
M8	.016	sig*	.564	n.s.	.568	n.s.
M10	.301	n.s.	.304	n.s.	.052	n.s.
<b>M. triceps br</b>						
MK	.210	n.s.	.425	n.s.	.030	sig*
AK	.087	n.s.	.305	n.s.	.053	n.s.
EK	.569	n.s.	.569	n.s.	.425	n.s.
EX	.909	n.s.	.732	n.s.	.569	n.s.
rEK	.305	n.s.	.424	n.s.	.067	n.s.
M2	.648	n.s.	.568	n.s.	.568	n.s.
M4	.424	n.s.	1.0	n.s.	.022	sig*
M6	.568	n.s.	.909	n.s.	.491	n.s.
M8	.819	n.s.	.491	n.s.	.048	sig*
M10	.030	sig*	.067	n.s.	.252	n.s.

Abk.: MK = Maximalkraft, AK = Absolutkraft, EK = maximale Explosivkraft, EX = mittlere Explosivkraft, rEK = relative Explosivkraft; M2, M4, M6, M8, M10 = Drehmoment bei max. Leistung bei 50%/s, 80%/s, 110%/s, 140%/s, 155%/s mittlerer Winkelgeschwindigkeit.

Tab. 15-33: Vergleich der Kraftparameter der Oberarmmuskulatur vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der Mittelwerte aus 2 bzw. 3 Versuchen (U3, n = 10).

Variable	Mittelw.	Max.	Min.	Variable	Mittelw.	Max.	Min.
mkba	-4,7	9,9	-25,1	ekta	-0,4	17,3	-23,4
mkbi	1,5	6,3	-1,9	ekti	-3,2	23,8	-20,1
mkbs	-0,6	7,8	-19,1	ekts	6,8	40,8	-18,9
mkta	-3,1	13,4	-21	exba	-10,2	9,8	-24,6
mkti	-1,5	6,8	-17,5	exbi	-5,5	25,8	-26,1
mkts	1,9	19,2	-26,1	exbs	8,9	95,3	-17,9
akba	-3,5	2,8	-11,7	exta	-0,6	36,7	-22,5
akbi	-1,0	3,4	-2,8	exti	-3,7	13,4	-21,6
akbs	-2,1	3,4	-8,1	exts	3,9	33,5	-12,7
akta	-1,4	9,3	-20,5	rekba	6,4	33,9	-44,8
akti	-3,3	5,1	-15,8	rekbi	8,2	33,5	-18,8
akts	-1,1	8,9	-20,8	rekbs	-0,6	25,5	-58,8
ekba	-11,8	5,9	-28,8	rekta	0,1	23,7	-54,1
ekbi	-3,0	24,9	-28,1	rekti	4,8	32,0	-27,0
ekbs	9,5	75,8	-19,4	rekts	-5,6	17,1	-57,1

Abk.: mk = Maximalkraft, ak = Absolutkraft, ek = maximale Explosivkraft, ex = mittlere Explosivkraft, rek = relative Explosivkraft; b = Mm. Biceps br., t = Mm. triceps br.; a = Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, i = intermittierendes Dehnen, s = Stretching.

Tab. 15-34: Vergleich der Kraftparameter der Oberarmmuskulatur vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der besten Werte aus 2 bzw. 3 Versuchen (U3, n = 10).

Variable	Mittelw.	Max.	Min.	Variable	Mittelw.	Max.	Min.
mkba	-3,9	4,4	-16,4	m2ba	1,3	8,9	-4,8
mkbi	0,5	7,1	-3,7	m2bi	7,8	36,8	-4,2
mkbs	-3,4	13,3	-32,9	m2bs	-2,3	2,7	-9,8
mkta	-0,9	30,5	-26,6	m4ba	-0,4	10,1	-10,9
mkti	1,6	17,2	-17	m4bi	2,4	13,8	-7,1
mkts	2,3	18,6	-27,7	m4bs	-6,3	11,9	-26,8
akba	-4,4	1,3	-12,6	m6ba	-0,8	14,5	-12,4
akbi	-0,4	4,3	-2,7	m6bi	0,1	7,6	-3,6
akbs	-3,5	4	-10,5	m6bs	-4,1	6,7	-14,3
akta	-1,5	7,6	-19,1	m8ba	1,8	22,2	-13,5
akti	-2,3	3,7	-14,3	m8bi	-0,1	10,3	-9,2
akts	-2,7	9,7	-23,5	m8bs	-2,2	13	-24,2
ekba	-7,9	25	-32,2	m10ba	-0,7	13,7	-20,8
ekbi	-6,0	18,7	-29,9	m10bi	-0,6	7,4	-10,3
ekbs	7,2	69,7	-30,4	m10bs	-3,5	15,6	-20,7
ekta	3,2	29,3	-18,7	m2ta	-1,0	10,2	-12,6
ekti	-3,0	22,4	-28,3	m2ti	-0,2	18,7	-10,6
ekts	4,3	49,1	-26,4	m2ts	-1,5	12,8	-8,4
exba	-13,2	6,4	-32,8	m4ta	8,1	37,4	-8,5
exbi	-6,5	19,7	-32	m4ti	-1,4	14,6	-24,8
exbs	6,5	85,8	-22,1	m4ts	1,2	21,5	-9,9
exta	0,9	19,5	-22,1	m6ta	0,6	14,3	-12,6
exti	-3,9	15,6	-30,1	m6ti	-1,1	13,2	-10,9
exts	1,6	37,4	-19,3	m6ts	-2,3	6,5	-9,1
rekba	11,9	49,3	-5,5	m8ta	-0,9	8,5	-10,1
rekbi	9,9	52,5	-14,8	m8ti	-1,8	9,8	-9,7
rekbs	-4,2	27,2	-55,2	m8ts	-4,6	0	-10,1
rekta	-2,3	32,0	-27,9	m10ta	4,2	13,2	-3
rekti	8,9	44,1	-22,9	m10ti	1,6	18,8	-11,1
rekts	1,8	24,5	-17,2	m10ts	-3,8	9,3	-15,8

Abk.: mk = Maximalkraft, ak = Absolutkraft, ek = maximale Explosivkraft, ex = mittlere Explosivkraft, rek = relative Explosivkraft, m2, m4, m6, m8, m10 = Drehmoment bei max. Leistung bei 50°/s, 80°/s, 110°/s, 140°/s, 155°/s mittlerer Winkelgeschwindigkeit; b = Mm. Biceps br., t = Mm. triceps br.; a = Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, i = intermittierendes Dehnen, s = Stretching.

Tab. 15-35: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. biceps femoris* links unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15).

Variable	Einheit	A-Dehnen			I-Dehnen			S-Dehnen		
		unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher
Maximal-Kraft	Nm	153 ± 25	154 ± 28	155 ± 25	156 ± 24	156 ± 23	155 ± 21	154 ± 23	155 ± 29	158 ± 30
Exz. Max.kraft	Nm	153 ± 25	175 ± 32	173 ± 30	156 ± 24	172 ± 22	170 ± 22	154 ± 23	169 ± 28	170 ± 31
Max. Expl.kraft	Nm/ ms	0,67 ± 0,17	0,62 ± 0,15	0,65 ± 0,16	0,64 ± 0,15	0,65 ± 0,12	0,62 ± 0,14	0,62 ± 0,15	0,66 ± 0,18	0,64 ± 0,16
Mittl. Expl.kraft	Nm/ ms	0,56 ± 0,15	0,50 ± 0,13	0,53 ± 0,14	0,52 ± 0,13	0,53 ± 0,11	0,50 ± 0,12	0,50 ± 0,12	0,53 ± 0,16	0,52 ± 0,13
Rel. Expl.kraft	ms	295 ± 82	312 ± 45	302 ± 43	318 ± 69	299 ± 25	318 ± 44	316 ± 46	305 ± 50	312 ± 37

Tab. 15-36: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. biceps femoris* rechts unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15).

Variable	Einheit	A-Dehnen			I-Dehnen			S-Dehnen		
		unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher
Maximal-kraft	Nm	157 ± 31	155 ± 35	157 ± 33	161 ± 27	158 ± 27	157 ± 29	154 ± 24	151 ± 33	158 ± 33
Exz. Max.kraft	Nm	157 ± 31	174 ± 35	173 ± 33	161 ± 27	177 ± 27	171 ± 27	154 ± 24	171 ± 36	174 ± 30
Max. Expl.kraft	Nm/ ms	0,66 ± 0,15	0,64 ± 0,15	0,64 ± 0,15	0,66 ± 0,15	0,66 ± 0,16	0,66 ± 0,19	0,61 ± 0,13	0,62 ± 0,21	0,63 ± 0,16
Mittl. Expl.kraft	Nm/ ms	0,54 ± 0,14	0,53 ± 0,13	0,52 ± 0,12	0,55 ± 0,14	0,54 ± 0,13	0,54 ± 0,15	0,50 ± 0,10	0,51 ± 0,18	0,51 ± 0,13
Rel. Expl.kraft	ms	300 ± 54	301 ± 54	307 ± 37	307 ± 52	303 ± 42	300 ± 52	312 ± 38	327 ± 97	320 ± 63

Tab. 15-37: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. biceps femoris* beidbeinig unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 Versuchen (U4, n = 15).

Variable	Einheit	A-Dehnen			I-Dehnen			S-Dehnen		
		unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher
Drehmom. b. max. Leistung										
Bei 55 Grad/s	Nm	230 ± 45	222 ± 40	214 ± 36	221 ± 32	223 ± 33	217 ± 31	216 ± 41	213 ± 36	224 ± 46
Bei 110 Grad/s	Nm	192 ± 28	195 ± 32	187 ± 30	189 ± 29	194 ± 28	192 ± 29	187 ± 24	182 ± 30	188 ± 32

Tab. 15-38: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. quadriceps femoris* links unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15).

Variable	Einheit	A-Dehnen			I-Dehnen			S-Dehnen		
		unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher
Maximalkraft	Nm	240 ± 47	229 ± 44	221 ± 47	228 ± 49	231 ± 50	235 ± 45	232 ± 50	240 ± 40	242 ± 49
Exz. Max.kraft	Nm	240 ± 47	301 ± 63	295 ± 58	228 ± 49	296 ± 59	289 ± 63	232 ± 50	304 ± 57	290 ± 54
Max. Expl.kraft	Nm/ms	1,17 ± 0,33	1,12 ± 0,34	1,13 ± 0,34	1,18 ± 0,31	1,09 ± 0,30	1,18 ± 0,29	1,15 ± 0,31	1,13 ± 0,30	1,13 ± 0,37
Mittl. Expl.kraft	Nm/ms	0,94 ± 0,29	0,90 ± 0,31	0,92 ± 0,29	0,94 ± 0,31	0,87 ± 0,27	0,95 ± 0,28	0,94 ± 0,27	0,92 ± 0,28	0,93 ± 0,35
Rel. Expl.kraft	ms	281 ± 69	281 ± 68	266 ± 91	261 ± 58	293 ± 91	274 ± 108	259 ± 53	283 ± 77	302 ± 127

Tab. 15-39: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. quadriceps femoris* rechts unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15).

Variable	Einheit	A-Dehnen			I-Dehnen			S-Dehnen		
		unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher
Maximalkraft	Nm	242 ± 56	234 ± 56	225 ± 54	240 ± 56	234 ± 54	233 ± 53	237 ± 59	243 ± 50	241 ± 57
Exz. Max.kraft	Nm	242 ± 56	293 ± 66	286 ± 67	240 ± 56	285 ± 63	278 ± 63	237 ± 59	298 ± 58	283 ± 58
Max. Expl.kraft	Nm/ ms	1,16 ± 0,34	1,14 ± 0,34	1,12 ± 0,32	1,15 ± 0,34	1,05 ± 0,36	1,08 ± 0,36	1,11 ± 0,34	1,08 ± 0,35	1,09 ± 0,38
Mittl. Expl.kraft	Nm/ ms	0,93 ± 0,34	0,87 ± 0,33	0,88 ± 0,30	0,93 ± 0,33	0,82 ± 0,33	0,87 ± 0,34	0,86 ± 0,31	0,85 ± 0,34	0,88 ± 0,36
Rel. Expl.kraft	ms	279 ± 68	299 ± 97	280 ± 90	282 ± 98	321 ± 96	301 ± 115	305 ± 83	335 ± 144	309 ± 96

Tab. 15-40: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. quadriceps femoris* beidbeinig unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 2 Versuchen (U4, n = 15).

Variable	Einheit	A-Dehnen			I-Dehnen			S-Dehnen		
		unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher
Drehmom. bei max. Leistung										
bei 55 Grad/s	Nm	367 ± 73	372 ± 84	376 ± 79	348 ± 77	371 ± 82	367 ± 85	363 ± 90	368 ± 96	372 ± 89
bei 110 Grad/s	Nm	308 ± 40	315 ± 48	308 ± 52	291 ± 43	305 ± 41	310 ± 47	294 ± 52	304 ± 53	303 ± 53

Tab. 15-41: Vergleich der Kraftparameter der Kniebeuge- und Kniestreckmuskulatur vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der Mittelwerte aus je 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15).

Variable	Mittelw.	Max.	Min.	Variable	Mittelw.	Max.	Min.
mklba	1,5	15,5	-8,2	exlba	6,5	36,4	-8,7
mklbi	-0,3	8,9	-15,2	exlbi	-5,1	11,8	-23,0
mklbs	2,4	18,4	-7,7	exlbs	-0,1	39,1	-18,8
mkrba	2,1	25,4	-13,1	exrba	-0,8	13,0	-13,7
mkrbi	-0,4	10,6	-11,8	exrbi	1,3	27,6	-14,1
mkrbs	5,3	39,8	-14	exrbs	6,5	76,6	-33,0
mklqa	-3,1	20,4	-34,8	exlqa	4,0	41,4	-29,8
mklqi	3,3	23,4	-18,3	exlqi	11,3	43,6	-10,9
mklqs	0,5	11,3	-14	exlqs	-0,4	46,1	-25,2
mkrqa	-2,8	50,7	-31,3	exrqa	5,3	77,5	-18,4
mkrqi	0,1	15,8	-10,9	exrqi	6,7	44,6	-18,7
mkrqs	-1,1	19,3	-13	exrqs	3,9	32,5	-13,1
aklba	-0,7	11,2	-16,7	reklba	-2,6	12,8	-18,4
aklbi	-1,1	7,1	-11,9	reklbi	6,1	32,2	-6,9
aklbs	1,2	22,6	-10,9	reklbs	3,7	25,1	-21,3
akrba	-0,1	18,1	-17,4	rekrba	3,5	28,6	-15,3
akrbi	-3,6	2,8	-8,2	rekrbi	-1,0	19,4	-25,8
akrbs	3,2	31,7	-19,1	rekrbs	1,1	43,0	-25,7
aklqa	-1,2	20,3	-12,7	reklqa	-5,1	29,1	-32,9
aklqi	-1,8	16,4	-22,5	reklqi	-6,6	22,8	-30,8
aklqs	-4,1	17,6	-22,3	reklqs	5,1	48,6	-26,4
akrqa	-2,3	21,4	-12,3	rekrqa	-5,7	11,5	-34,2
akrqi	-2,2	15,5	-12,7	rekrqi	-6,2	20,8	-42,4
akrqs	-4,9	6,1	-15,4	rekrqs	-3,5	30,1	-45,3
eklba	5,1	30,8	-15,3	m2ba	-2,6	13,5	-44,7
eklbi	-5,2	13,3	-26,1	m2bi	-2,2	14,9	-13,2
eklbs	-0,8	46,9	-28,8	m2bs	5,1	41,0	-10,3
ekrba	-0,7	15,6	-17,6	m6ba	-3,3	10,9	-22,8
ekrbi	0,2	29,0	-34,2	m6bi	-1,2	8,1	-13,1
ekrbs	8,8	86,5	-35,5	m6bs	3,9	33,7	-12,7
eklqa	2,0	52,0	-19,4	m2qa	2,0	38,9	-10,3
eklqi	9,2	43,2	-14	m2qi	-1,3	18,4	-15,0
eklqs	-0,6	34,7	-23,6	m2qs	1,7	21,0	-11,9
ekrqa	-0,3	41,7	-17,3	m6qa	-2	15,5	-26,6
ekrqi	3,9	26,8	-13,7	m6qi	1,6	17,5	-11,0
ekrqs	0,2	25,7	-18,8	m6qs	0	15,9	-16,6

Abk.: mk = Maximalkraft, ak = Absolutkraft, ek = maximale Explosivkraft, ex = mittlere Explosivkraft, rek = relative Explosivkraft; m2, m4, m6, m8, m10 = Drehmoment bei max. Leistung bei 50%/s, 80%/s, 110%/s, 140%/s, 155%/s mittlerer Winkelgeschwindigkeit;  
rb/lb = re./li. M. Biceps fem., rq/lq = re./li. M. Quadriceps fem.;  
a = Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, i = intermittierendes Dehnen, s = Stretching.



Tab. 15-42: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. quadriceps femoris rechts* nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15).

Variable	Einheit	A-Dehnen			I-Dehnen			S-Dehnen		
		unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher
Maximalkraft	Nm	261 ± 61	247 ± 63	233 ± 57	259 ± 57	240 ± 55	243 ± 56	251 ± 60	258 ± 54	249 ± 59
Exz. Max.kraft	Nm		304 ± 70	294 ± 69		293 ± 62	287 ± 62		311 ± 62	294 ± 59
Max. Expl.kraft	Nm/ ms	1,28 ± 0,34	1,21 ± 0,34	1,18 ± 0,33	1,29 ± 0,32	1,11 ± 0,37	1,12 ± 0,37	1,21 ± 0,33	1,17 ± 0,40	1,16 ± 0,39
Mittl. Expl.kraft	Nm/ ms	1,05 ± 0,35	0,95 ± 0,34	0,96 ± 0,32	1,06 ± 0,31	0,91 ± 0,34	0,91 ± 0,35	0,98 ± 0,32	0,96 ± 0,39	0,96 ± 0,39
Rel. Expl.kraft	ms	237 ± 60	263 ± 103	244 ± 63	232 ± 61	279 ± 83	281 ± 103	244 ± 50	292 ± 115	277 ± 105

Tab. 15-43: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. quadriceps femoris links* nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15).

Variable	Einheit	A-Dehnen			I-Dehnen			S-Dehnen		
		unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher
Maximalkraft	Nm	253 ± 47	239 ± 45	231 ± 47	244 ± 49	238 ± 51	244 ± 46	246 ± 49	252 ± 42	249 ± 48
Exz. Max.kraft	Nm		309 ± 62	308 ± 60		309 ± 64	301 ± 66		316 ± 57	297 ± 56
Max. Expl.kraft	Nm/ ms	1,28 ± 0,33	1,20 ± 0,35	1,20 ± 0,33	1,27 ± 0,29	1,15 ± 0,31	1,24 ± 0,29	1,22 ± 0,28	1,22 ± 0,32	1,20 ± 0,36
Mittl. Expl.kraft	Nm/ ms	1,08 ± 0,33	1,00 ± 0,34	1,00 ± 0,30	1,05 ± 0,31	0,95 ± 0,29	1,03 ± 0,27	1,03 ± 0,25	1,00 ± 0,31	0,99 ± 0,35
Rel. Expl.kraft	ms	230 ± 49	241 ± 49	228 ± 40	220 ± 47	253 ± 54	241 ± 75	227 ± 35	256 ± 61	272 ± 86

Tab. 15-44: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. biceps femoris* rechts nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15).

Variable	Einheit	A-Dehnen			I-Dehnen			S-Dehnen		
		unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher
Maximalkraft	Nm	163 ± 32	160 ± 37	163 ± 33	168 ± 29	163 ± 29	162 ± 30	159 ± 25	158 ± 32	163 ± 34
Exz. Max.kraft	Nm		180 ± 38	178 ± 33		183 ± 28	176 ± 28		177 ± 38	180 ± 30
Max. Expl.kraft	Nm/ ms	0,70 ± 0,15	0,68 ± 0,16	0,67 ± 0,16	0,71 ± 0,16	0,69 ± 0,16	0,69 ± 0,19	0,65 ± 0,13	0,66 ± 0,21	0,65 ± 0,16
Mittl. Expl.kraft	Nm/ ms	0,58 ± 0,15	0,56 ± 0,15	0,55 ± 0,14	0,59 ± 0,15	0,57 ± 0,15	0,56 ± 0,16	0,54 ± 0,12	0,55 ± 0,18	0,53 ± 0,12
Rel. Expl.kraft	ms	273 ± 45	281 ± 47	289 ± 42	283 ± 50	286 ± 43	284 ± 48	290 ± 37	285 ± 55	305 ± 56

Tab. 15-45: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. biceps femoris* links nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15).

Variable	Einheit	A-Dehnen			I-Dehnen			S-Dehnen		
		unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher
Maximalkraft	Nm	159 ± 25	159 ± 28	158 ± 26	163 ± 24	161 ± 21	159 ± 22	160 ± 24	161 ± 28	163 ± 29
Exz. Max.kraft	Nm		183 ± 33	177 ± 32		176 ± 22	174 ± 23		174 ± 29	175 ± 31
Max. Expl.kraft	Nm/ ms	0,73 ± 0,18	0,65 ± 0,15	0,68 ± 0,17	0,68 ± 0,15	0,68 ± 0,12	0,65 ± 0,14	0,66 ± 0,14	0,69 ± 0,16	0,68 ± 0,16
Mittl. Expl.kraft	Nm/ ms	0,61 ± 0,17	0,53 ± 0,13	0,56 ± 0,15	0,56 ± 0,12	0,55 ± 0,11	0,53 ± 0,12	0,54 ± 0,12	0,56 ± 0,15	0,55 ± 0,14
Rel. Expl.kraft	ms	263 ± 52	292 ± 40	284 ± 44	286 ± 36	287 ± 25	301 ± 40	289 ± 29	280 ± 35	292 ± 31

Tab. 15-46: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. quadriceps femoris* beidbeinig nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 Versuchen (U4, n = 15).

Variable	Einheit	A-Dehnen			I-Dehnen			S-Dehnen		
Drehmoment bei max. Leistung		unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher
bei 50 Grad/s	Nm	381 ± 74	391 ± 87	391 ± 77	372 ± 75	384 ± 77	381 ± 85	377 ± 88	386 ± 103	386 ± 92
Bei 110 Grad/s	Nm	320 ± 37	332 ± 46	322 ± 50	306 ± 44	321 ± 40	325 ± 46	312 ± 44	321 ± 48	325 ± 51

Tab. 15-47: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftparameter des *M. biceps femoris* beidbeinig nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert aus 2 Versuchen (U4, n = 15).

Variable	Einheit	A-Dehnen			I-Dehnen			S-Dehnen		
Drehmom. bei max. Leistung		unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher
bei 50 Grad/s	Nm	238 ± 43	233 ± 43	234 ± 38	232 ± 34	238 ± 35	229 ± 30	231 ± 44	224 ± 36	237 ± 46
Bei 110 Grad/d	Nm	200 ± 30	200 ± 30	195 ± 29	196 ± 30	199 ± 27	196 ± 27	194 ± 24	190 ± 31	195 ± 34

Tab. 15-48: Vergleich der Kraftparameter der Kniebeuge- und Kniestreckmuskulatur vor und nach dem Laufen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der besten Werte aus je 2 bzw. 3 Versuchen (U4, n = 15).

Variable	Mittelwert	Max.	Min.	Variable	Mittelwert	Max.	Min.
mkrqa	-5,0	20,6	-31,7	exrqa	-7,8	23,6	-51,6
mkrqi	-6,9	9,2	-26,2	exrqi	-16,0	2,8	-52,7
mkrqs	3,6	15,7	-15,6	exrqs	-3,7	42,9	-32,2
mklqa	-4,8	10,0	-25,7	exlqa	-6,0	27,2	-39,0
mklqi	-2,2	16,4	-17,9	exlqi	-8,4	33,0	-60,0
mklqs	3,6	33,1	-11,1	exlqs	-1,8	52,0	-43,7
mklba	-0,2	14,7	-10,7	exlba	-12,1	0,2	-42,6
mklbi	-0,9	6,9	-11,3	exlbi	0,1	22,5	-18,9
mklbs	0,3	11,1	-15,1	exlbs	3,8	16,5	-14,2
mkrba	-1,6	12,9	-21,3	exrba	-3,3	20,9	-25,5
mkrbi	-2,8	8,5	-17,6	exrbi	-2,3	20,5	-28,2
mkrbs	-1,0	24,9	-15,4	exrbs	1,7	38,7	-39,1
ekrqa	-4,6	22,8	-29,4	rekrqa	12,6	143,4	-18,1
ekrqi	-15,7	4,4	-52,3	rekrqi	20,9	81,6	-7,5
ekrqs	-3,8	37,5	-26,0	rekrqs	18,8	90,4	-20,2
eklqa	-5,8	11,5	-31,5	reklqa	6,9	50,3	-22,3
eklqi	-9,6	30,4	-45,9	reklqi	19,0	145,0	-13,7
eklqs	0,1	45,3	-30,4	reklqs	13,7	73,9	-15,9
eklba	-9,4	1,4	-31,4	reklba	15,0	105,3	-1,5
eklbi	0,8	26,9	-17,3	reklbi	1,1	23,2	-17,6
eklbs	5,9	40,2	-14,6	reklbs	-2,9	15,1	-21,2
ekrba	-3,3	20,2	-18,3	rekrba	3,5	24,3	-15,2
ekrbi	-1,4	24,8	-31,0	rekrbi	2,2	28,4	-14,4
ekrbs	0,7	23,7	-46,2	rekrbs	-0,8	32,7	-32,0
m2qa	2,7	16,6	-16,7	m2ba	-1,4	16,7	-17,3
m2qi	3,8	22,4	-12,8	m2bi	3,2	26,7	-8,3
m2qs	2,2	17,0	-18,7	m2bs	-2,0	20,2	-14,8
m6qa	3,4	15,1	-5,1	m6ba	0,3	12,6	-16,7
m6qi	5,6	29,2	-12,7	m6bi	2,1	14,9	-8,3
m6qs	3,1	14,7	-13,0	m6bs	-2,4	15,4	-28,6

Abk.: Erläuterung: mk = Maximalkraft, ak = Absolutkraft, ek = maximale Explosivkraft, ex = mittlere Explosivkraft, rek = relative Explosivkraft. m2, m6 = Drehmoment bei max. Leistung bei 50°/s, 110°/s mittlerer Winkelgeschwindigkeit; b = M. Biceps fem., q = M. Quadriceps fem., rb/lb = re./li. M. Biceps fem., rq/lq = re./li. M. Quadriceps fem.; a = Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, i = intermittierendes Dehnen, s = Stretching.

Tab. 15-49: Vergleich der Kraftparameter der Kniebeuge- und Kniestreckmuskulatur vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der besten Werte aus je 2 Versuchen (U4, n = 15).

Variable	Mittelw.	Max.	Min.	Variable	Mittelw.	Max.	Min.
mkrqa	-3,8	46,3	-37,2	ekrqa	0,1	79,8	-22,3
mkrqi	1,7	20,0	-10,3	ekrqi	2,4	39,6	-18,1
mkrqs	-3,6	12,0	-17,3	ekrqs	-0,6	29,1	-19,0
mklqa	-2,1	22,7	-37,5	eklqa	1,6	49,5	-21,5
mklqi	3,7	23,7	-18,5	eklqi	9,6	39,9	-13,3
mklqs	-1,3	13,1	-17,5	eklqs	-1,6	27,4	-23,0
mklba	-0,2	12,2	-7,0	eklba	6,3	39,9	-15,2
mklbi	-0,9	8,2	-17,8	eklbi	-5,2	15,2	-28,5
mklbs	1,8	20,4	-7,8	eklbs	-0,1	44,8	-34,6
mkrba	2,5	27,9	-13,9	ekrba	-1,3	18,8	-16,4
mkrbi	-0,4	13,0	-6,3	ekrbi	0,5	24,7	-12,9
mkrbs	4,1	39,8	-15,6	ekrbs	4,7	86,2	-29,6
akrqa	-3,0	21,7	-12,5	exrqa	7,2	109,4	-29,0
akrqi	-1,7	13,8	-13,9	exrqi	1,5	30,7	-20,5
akrqs	-5,0	5,1	-20,5	exrqs	0,7	34,0	-15,5
aklqa	0,2	20,2	-12,1	exlqa	2,3	43,4	-28,8
aklqi	-2,3	13,1	-25,4	exlqi	11,3	41,4	-15,0
aklqs	-5,7	6,8	-24,8	exlqs	-1,0	50,0	-26,4
aklba	-2,4	17,3	-24,6	exlba	8,4	52,7	-11,9
aklbi	-0,8	9,3	-11,0	exlbi	-5,0	15,7	-22,0
aklbs	1,0	21,8	-11,0	exlbs	0,2	43,3	-22,4
akrba	-0,5	15,3	-22,7	exrba	-2,5	18,4	-12,6
akrbi	-3,8	3,3	-16,3	exrbi	-0,5	19,1	-12,6
akrbs	4,0	45,2	-19,5	exrbs	0,9	64,7	-29,5
rekrqa	-3,1	24,1	-47,1	m2ba	0,9	17,7	-14,8
rekrqi	0,6	26,1	-29,3	m2bi	-3,5	9,4	-17,9
rekrqs	-4,2	20,7	-29,0	m2bs	5,7	34,9	-12,6
reklqa	-3,9	19,2	-24,2	m6ba	-2,3	10,8	-21,2
reklqi	-4,7	33,0	-27,8	m6bi	-1,3	8,4	-15,6
reklqs	6,0	48,7	-29,7	m6bs	3,5	35,8	-13,9
reklba	-2,1	19,0	-24,8	m2qa	1,3	34,4	-12,0
reklbi	5,0	30,2	-11,1	m2qi	-1,1	26,7	-16,9
reklbs	5,1	27,5	-11,6	m2qs	0,8	19,6	-14,0
rekrba	4,0	33,8	-16,2	m6qa	-2,6	8,1	-32,5
rekrbi	-0,9	14,7	-16,3	m6qi	1,1	9,0	-11,4
rekrbs	8,4	42,0	-19,9	m6qs	1,4	11,8	-15,2

Abk.: mk = Maximalkraft, ak = Absolutkraft, ek = maximale Explosivkraft, ex = mittlere Explosivkraft, rek = relative Explosivkraft; m2, m6 = Drehmoment bei max. Leistung bei 50°/s, 110°/s mittlerer Winkelgeschwindigkeit; b = M. Biceps fem., q = M. Quadriceps fem., rb/lb = re./li. M. Biceps fem., rq/lq = re./li. M. Quadriceps fem.; a = Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, i = intermittierendes Dehnen, s = Stretching.

Tab. 15-50: Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 47 cm unaufgewärmt, vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Mittelwert aus 5 Versuchen (U5, n = 15).

Parameter	Einheit	A-Dehnen			I-Dehnen			S-Dehnen		
		unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher
Sprunghöhe	cm	21,8 ± 8,1	21,6 ± 7,2	20,6 ± 6,3	21,1 ± 7,7	20,5 ± 5,7	19,6 ± 6,4	22,5 ± 7,7	21,0 ± 7,9	21,7 ± 8,6
Kontakt-Zeit	ms	179 ± 19	173 ± 24	178 ± 23	175 ± 16	171 ± 16	172 ± 16	173 ± 13	169 ± 14	174 ± 16
Rel. Leistung	W/kg	38,4 ± 6,1	39,7 ± 6,1	38,0 ± 5,3	38,6 ± 5,0	39,2 ± 5,1	38,4 ± 5,4	39,7 ± 4,8	39,9 ± 5,3	39,1 ± 5,3
Max. Kraft	N	5699 ± 1101	6130 ± 1205	5850 ± 1133	6008 ± 1110	6383 ± 989	6215 ± 1001	6078 ± 931	6316 ± 934	6048 ± 839

Tab. 15-51: Vergleich der Reaktivkraftparameter vor und nach dem Laufen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der Mittelwerte aus je 5 Versuchen bei Drop Jumps (U5, n = 15).

Variable	Mittelwert	Maximum	Minimum
sha	2,6	56,8	-26,3
shi	1,3	50,3	-29,3
shs	-5,6	53,2	-29,6
ta	-3,6	8,6	-11,7
ti	-2,4	4,8	-10,2
ts	-2,4	6,8	-8,8
rpa	3,7	21,0	-12,1
rpi	1,6	18,2	-9,6
rps	0,6	19,4	-9,1
mka	7,7	26,0	-9,1
mki	7,0	31,5	-11,0
mks	4,2	18,0	-7,4

Abk.: sh = Sprunghöhe, t = Bodenkontaktzeit, mk = maximale Kraft, rp = relative Leistung; a = Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, i = intermittierendes Dehnen, s = Stretching.

Tab. 15-52: Vergleich der Reaktivkraftparameter vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der Mittelwerte aus je 5 Versuchen. (U5, n = 15).

Variable	Mittelwert	Maximum	Minimum
sha	-3,4	11,5	-31,8
shi	-4,7	19,5	-25,9
shs	3,8	34,4	-18,3
ta	3,3	11,8	-3,8
ti	0,7	9,7	-3,4
ts	3,1	17,3	-7,5
rpa	-3,9	5,1	-16,9
rpi	-2,0	3,1	-8,7
rps	-1,8	11,0	-10,8
mka	-4,3	7,4	-16,5
mki	-2,5	10,3	-14,3
mks	-3,9	2,6	-20,7

Abk.: sh = Sprunghöhe, t = Bodenkontaktzeit, mk = maximale Kraft, rp = relative Leistung;  
a = Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, i = intermittierendes Dehnen, s = Stretching.  
Zahlenangaben in %.

Tab. 15-53: Mittelwerte und Standardabweichungen der Reaktivkraftparameter von Fallhöhe 47 cm vor und nach dem A-Dehnen, I-Dehnen, S-Dehnen. Bester Wert von 5 Versuchen (U5, n = 15).

Variable	Einheit	A-Dehnen			I-Dehnen			S-Dehnen		
		unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher	unaufgewärmt	vorher	nachher
Sprunghöhe	cm	24,7 ± 8,1	24,2 ± 7,8	23,2 ± 7,0	24,0 ± 7,9	22,8 ± 6,7	22,4 ± 6,8	25,3 ± 8,7	23,9 ± 7,7	24,8 ± 9,6
Kontaktzeit	ms	166 ± 22	164 ± 25	165 ± 22	161 ± 15	162 ± 15	163 ± 16	163 ± 13	158 ± 13	165 ± 16
Rel. Leistung	W/kg	41,0 ± 6,4	41,7 ± 6,2	40,1 ± 5,6	41,5 ± 5,0	41,5 ± 5,3	40,9 ± 5,6	42,2 ± 5,0	42,3 ± 5,4	41,6 ± 5,8
Max. Kraft	N	6262 ± 1252	6638 ± 1326	6482 ± 1211	6670 ± 1409	7055 ± 1248	6888 ± 1318	6595 ± 1083	6881 ± 1208	6677 ± 1047

Tab. 15-54: Vergleich der Reaktivkraftparameter vor und nach dem Laufen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der besten Werte aus je 5 Versuchen (U5, n = 15).

Variable	Mittelwert	Maximum	Minimum
sha	-0,8	45,9	-17,1
shi	-1,1	68,3	-34,7
shs	-3,2	42,0	-25,5
ta	-1,5	6,5	-11,2
ti	0,8	16,7	-9,6
ts	-2,9	10,9	-20,1
rpa	2,1	14,4	-12,0
rpi	0,1	16,0	-14,1
rps	0,6	19,7	-11,9
mka	6,1	23,2	-3,4
mki	7,0	46,7	-13,6
mks	4,6	23,0	-14,1

Abk.: sh = Sprunghöhe, t = Bodenkontaktzeit, mk = maximale Kraft, rp = relative Leistung;  
a = Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, i = intermittierendes Dehnen, s = Stretching.

Tab. 15-55: Vergleich der Reaktivkraftparameter vor und nach dem Dehnen. Durchschnittliche, maximale und minimale Veränderungen in Prozent anhand der besten Werte aus je 5 Versuchen (U5, n = 15).

Variable	Mittelwert	Maximum	Minimum
sha	-2,8	24,7	-31,2
shi	-0,8	28,1	-25,9
shs	3,5	42,5	-23,4
ta	0,6	9,4	-6,9
ti	0,5	14,6	-5,9
ts	4,4	23,8	-8,6
rpa	-3,4	5,5	-12,3
rpi	-1,4	5,8	-9,7
rps	-1,8	11,0	-12,6
mka	-2,0	12,1	-11,1
mki	-1,9	24,2	-22,1
mks	-2,2	17,5	-22,5

Abk.: sh = Sprunghöhe, t = Bodenkontaktzeit, mk = maximale Kraft, rp = relative Leistung;  
a = Anspannungs-Entspannungs-Dehnen, i = intermittierendes Dehnen, s = Stretching.



## 15.5 Angaben der Versuchspersonen

### Angaben der Versuchspersonen

Name:.....

Alter:.....

Größe:.....

Gewicht: .....

Unterschenkellänge/Unterarmlänge: .....

Anzahl der Dehneinheiten:  
(nur für U1 bis U3)

.....

Zeitpunkt für Dehnübungen:  
(nur für U4 und U5)

0 vor Sport      0 nach Sport      0 vor und nach Sport      0 nie

Übliche Form des Aufwärmens: .....

.....

Dehndauer pro Übung im Aufwärmen: .....

Angaben zu den Dehnmethode:

.....

.....

.....

## 16 Literaturverzeichnis

- ADAM, K.; WERSCHOSHANSKI, J. W.: Modernes Krafttraining im Sport. Schriftenreihe des Bundesausschusses zur Förderung des Leistungssports Band 4. Berlin 1972.
- AHONEN, J. T.; LAHTINEN, T.; SANDSTRÖM, M.; POGLIANI, G.; WIRHED, R.: Sportmedizin und Trainingslehre. Stuttgart 1994.
- ALBRECHT, K.; MEYER, S.; ZAHNER, L.: Stretching – das Expertenhandbuch. Heidelberg 1997.
- ALTER, M. J.: Science of Flexibility. Champaign 1996.
- ANDERSON, B.: Stretching and sports. In: APPENZELLER, O.; ATKINSON, R. (Hrsg.): Sports medicine. Fitness – training – injuries. Baltimore, München 1983, 381-394.
- ANDERSON, B.: Stretching. Waldeck-Dehringhausen 1989.
- ANDERSON, B.; BURKE, E. R.: Scientific, medical, and practical aspects of stretching. In: Clinic in sports medicine 10 (1991) 1, 63-86.
- ANSHEL, M. H.: A Field Test Examining the Activity-Set Hypothesis for Warm-up Decrement. In: The Australian Journal of Science and Medicine in Sport. 23 (1991) 2, 47-52.
- ANTONIO, J.; GONYEA, W. J.: Skeletal muscle fiber hyperplasia. In: Medicine and Science in Sports and Exercises 25 (1993) 12, 1333-1345.
- ANTONIO, J.; GONYEA, W. J.: Muscle fiber splitting in stretch-enlarged avian muscle. In: Medicine and Science in Sports and Exercises 26 (1994) 8, 973-977.
- ARMSTRONG, R. B.; DUAN, C.; DELP, M. D.; HAYES, D. A.; GLENN, G. M.; ALLEN, G. D.: Elevations in rat soleus muscle (Ca<sup>2+</sup>) with passive stretch. In: Journal of Applied Physiology 74 (1993) 6, 2990-2997.
- ASHMORE, C. R.; SUMMERS, P. J.: Stretch-induced growth of chicken muscles, myofibrillar proliferation. In: American Journal of Physiology 51 (1981) C 93-C 97.
- AVELA, J.; KYRÖLÄINEN, H.; KOMI, P. V.: Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. In: Journal of Applied Physiology 86 (1999) 4, 1283-1291.
- BADTKE, G.: Sportmedizinische Grundlagen der Körpererziehung und des sportlichen Trainings. Leipzig 1987.
- BALLREICH, R.: Einführung in die Biomechanik des Sports. In: BALLREICH, R.; BAUMANN, W. (Hrsg.): Grundlagen der Biomechanik des Sports. Stuttgart 1996, 13-53.
- BANDY, W. D.; IRION, J. M.: The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. In: Physical Therapy 74 (1994) 9, 845-852.
- BARON, R.; PETSCHNIG, R.; BACHL, N.; ENGEL, A.: Isokinetische Messungen der Streckkraft des Musculus quadriceps femoris bei gesunden, untrainierten Personen im Vergleich zu Kraftsportlern. In: Medizin und Sport, 29 (1989) 7, 207-210.
- BARTENS, W.: Der Sport der frühen Jahre. In: Süddeutsche Zeitung vom 16.11.1999 Nr. 265 V 2 / 11.
- BARTONIETZ, K.; EISELE, R.: Niedersprünge: Biomechanische Aspekte. In: Tennissport (1994) 4, 17-19.
- BAUERSFELD, M.; VOß, G.: Neue Wege im Schnelligkeitstraining. Münster 1992.
- BAUM, K.; ESSFELD, D.; KLEINE, K.; QUADE, K.: Die maximal erreichbare Sprunghöhe nach unterschiedlichen Aufwärmelementen. In: DANNENMANN, F. (Hrsg.): Volleyball analysieren. Ahrensburg 1990, 292-297.
- BAUM, K.; SELLE, K.; LEYK, D.; ESSFELD, D.: Comparison of blood pressure and heart rate responses to isometric exercise and passive muscle stretch in humans. In: European Journal of Applied Physiology 70 (1995) 3, 240-245.
- BAUM, K.; ZAWIEJA, M.; LEYK, D.; ESSFELD, D.: Auswirkung unterschiedlicher Aufwärmgewichte und Pausenlängen auf die maximale Bewegungsgeschwindigkeit bei Gewichthebern der Bundesliga. In: Leistungssport 27 (1997) 1, 50-52.
- BAUMANN, W.: Grundlagen der Biomechanik. Studienbrief der Trainerakademie Köln des Deutschen Sportbundes. Köln 1989.
- BAUMANN, W.; PREIß, R.: Biomechanische Meßverfahren. In: BALLREICH, R.; BAUMANN, W. (Hrsg.): Grundlagen der Biomechanik des Sports. Stuttgart 1988, 75-102.
- ASMUSSEN, E.; HANSEN, O.; LAMMERT, O.: The relation between isometric and dynamic muscle strength in man. In: Communications from the Testing and Observation Institute of the Danish National Association for Infantile Paralysis. Hellerup/Denmark (1965) 20, 3-11.
- BEAULIEU, J. E.: Developing a stretching program. In: Physician Sports Medicine 9 (1981) 11, 59-69.
- BEYER, L.; SCHÖBER, F.; ASCHERON, A.: Optimierung der Erwärmung aus zentralnervaler Sicht. In: Medizin und Sport 26 (1986) 5, 145-146.
- BILLETTER, R.; HOPPELER, H.: Biologische Grundlagen der Muskelkontraktion. In: KOMI, P.V. (Hrsg.): Kraft und Schnelligkeit im Sport. Köln 1994, 51-73.
- BISSAS, A. J.; COOKE, C. B.; PARADISIS, G. P.; LIEFEITH, A. K.: The stretch-shortening cycle and sprinting performance. In: Journal of Sport Sciences 14 (1996) 1, 4-5.

- BLUM, B.; WÖLLZENMÜLLER, F.: Stretching. Bessere Leistungen in allen Sportarten. Oberhaching 1985.
- BOBBERT, M. F.; HUIJING, P. A.; van INGEN-SCHENAU, G. J.: Drop Jump: the influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 19 (1987) 4, 332-338.
- BOECKH-BEHRENS, W.-U.; BUSKIES, W.: Gesundheitsorientiertes Fitnesstraining. Bd. 1, Winsen 2000.
- BORMS, J.; ROY, P.; SANTENS, J.-P.; HAENTJENS, A.: Optimal duration of static stretching exercises for improvement of coxo-femoral flexibility. In: *Journal of Sports and Science* 5 (1987) 1, 39-47.
- BÖNSCH, G.; STEINBACH, G.: Vorstellung eines Stretching- Programmes in Form methodischer Reihen für ausgewählte Muskelgruppen. In: *Medizin und Sport* 30 (1990) 2, 57-58.
- BÖS, K.; MECHLING, H.: Definition und Messung der Beweglichkeit und ihr Zusammenhang mit sportmotorischen Testleistungen. In: *Sportunterricht* 29 (1980) 12, 464-476.
- BORTZ, J.: Statistik für Sozialwissenschaftler. Berlin, Heidelberg 1999.
- BORTZ, J.; DÖRING, N.: Forschungsmethoden und Evaluation. Berlin, Heidelberg 1995.
- BRECHT, K.: Muskelphysiologie. In: ARNOLD, A. (Hrsg.): *Sportmedizin*. Leipzig 1960, 272-308.
- BRECHT, K.: Muskelphysiologie. In: KEIDEL, W. D. (Hrsg.): *Kurzgefasstes Lehrbuch der Physiologie*. Stuttgart 1970, 268-300.
- BRÜHLMANN, H.: Ist Stretching für die Katz? In: [www.svl.ch/svlimmat\\_stretching.html](http://www.svl.ch/svlimmat_stretching.html) vom 3. April 2000.
- BUCHMEIER, W.; ZIESCHANG, K.: Aufwärmen vor dem Wettkampf. In: *Beiheft zu Leistungssport* 24 (1982) 32/33, 133-192.
- BÜHRLE, M.: Dimensionen des Kraftverhaltens und ihre spezifischen Trainingsmethoden. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings*. Schorndorf 1985, 82-111.
- BÜHRLE, M.: Maximalkraft – Schnellkraft – Reaktivkraft. In: *Sportwissenschaft* 19 (1989) 3, 311-325.
- BÜHRLE, M.: Schnellkraft und die unterschiedlichen Ansätze ihrer Erfassung. In: MARTIN, D.; WEIGELT, S. (Hrsg.): *Trainingswissenschaft: Selbstverständnis und Forschungsansätze*. St. Augustin 1993, 121-129.
- BÜHRLE, M.; SCHMIDTBLEICHER, D.; RESSEL, H.: Die spezielle Diagnose der einzelnen Kraftkomponenten im Hochleistungssport. In: *Leistungssport* 13 (1983) 3, 11-16.
- BUNZ, W.: Bedeutung des Dehnens in der Aufwärmphase. In: HOSTER, M.; NEPPER, H.-U. (Hrsg.): *Dehnen und Mobilisieren*. Waldenburg 1994, 135-139.
- BUROKER, K. C.; SCHWANE, J. A.: Does postexercise static stretching alleviate delayed muscle soreness. In: *Physician Sports Medicine* 17 (1989) 6, 65-83.
- CHATRENET, Y.: Influence de l'étirement sur la force statique des muscles flechisseurs du genou. In: *Annales-de-kinesitherapie* 13 (1986) 1-2, 17-20.
- CLAYFIELD, J.: Stretch before strain. In: *Australian Journal of Sports Medicine* 12 (1980) 3, 68-70.
- CONDON, S. M.; HUTTON, R. S.: Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflexion range of motion during four stretching procedures. *Physical Therapy* 67 (1987) 24-30.
- CORNELIUS, W. L.; HAYES, K. K.: A comparison of single vs. repeated MVIC maneuvers used in PNF flexibility techniques for improvement in ROM. In: *Journal of Applied Sport Science Research* 1 (1987) 4, 71-73.
- CORNELIUS, W.; EBRAHIM, K.; WATSON, J.; HILL, D.: The Effects of Cold Application and Modified PNF-Stretching Techniques on Hip Joint Flexibility in College Males. In: *Research Quarterly for Exercise and Sport* 63 (1992) 3, 311-314.
- CORNELIUS, W. L.; CRAFT-HAMM, K.: Proprioceptive neuromuscular facilitation flexibility techniques; acute effects on arterial blood pressure. In: *Physician and Sports Medicine* 16 (1988) 4, 152-161.
- CORNELIUS, W. L.; HAGEMAN, R. W.; JACKSON, A. W.: A study on placement of stretching within a workout. In: *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 28 (1988) 3, 234-236.
- CORNELIUS, W. L.; HINSON, M. M.: The relationship between isometric concentrations of hip extensors and subsequent flexibility in males. In: *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 20 (1980) 1, 75-80.
- DeVRIES, H.: Effects of Various Warm-Up Procedures on 100-Yard Times of Competitive Swimmers. In: *Research Quarterly* 30 (1959) 1, 11-20.
- DeVRIES, H. A.: Electromyographic observations of the effects of static stretching upon muscular distress. In: *Research Quarterly* 32 (1961) 4, 468-479.
- DeVRIES, H. A.: Prevention of Muscular Distress after Exercise. In: *Research Quarterly* 32 (1961) 2, 177-185.
- DeVRIES, H. A.: Evaluation of Static Stretching Procedures for Improvement of Flexibility. In: *Research Quarterly* 33 (1962) 2, 222-228.
- DeVRIES, H. A.: *Physiology of Exercise for Physical Education and Athletics*. Dubuque 1986.
- DeBRUYN-PREVOST, P.: The effects of various warming up intensities and durations upon some physiological variables during an exercise corresponding to the WC 170. In: *European Journal of Applied Physiology* 43 (1980) 2, 93-100.

- DeBRUYN-PREVOST, P.; LEFEBVRE, F.: The Effects of Various Warming Up Intensities and Durations During a Short Maximal Anaerobic Exercise. In: *European Journal of Applied Physiology* 43 (1980) 101-107.
- DeMAREES, H.: *Sportphysiologie. Medizin von heute* Band 10. Köln 1981.
- DeMAREES, H.: *Sportphysiologie*. Köln, Mülheim 1989.
- DIETRICH, L.; BERTHOLD, F.; BRENKE, H.: Muskeldehnung aus sportmethodischer Sicht. In: *Medizin und Sport* 25 (1985) 2, 52-57.
- DIETZ, V., NOTH, J.; SCHMIDTBLEICHER, D.: Interaction between pre-activity and stretch reflex in human triceps brachii during landing from forward falls. In: *Journal of Physiology* 311 (1981) 113-125.
- DIETZ, V.: Neurophysiologische Grundlagen des Kraftverhaltens. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings*. Schorndorf 1985, 16-34.
- DIRIX, A.; KNUTTGEN, H.-G.; TITTEL, K. (Hrsg.): *Das Olympia Buch der Sportmedizin*. Köln 1989.
- DORDEL, H. J.: Die Muskeldehnung als Maßnahme der motorischen Leistungsverbesserung. In: *Sportunterricht* 24 (1975) 2, 40-45.
- DORDEL, S.: *Bewegungsförderung in der Schule*. Dortmund 1993.
- DUDEL, J.: Der Muskel. In: SCHMIDT, R. F. (Hrsg.): *Grundriß der Neurophysiologie*. Berlin, Heidelberg, New York 1983, 128-156.
- DUDEN: *Deutsches Universalwörterbuch*. Mannheim, Wien, Zürich 1989.
- EDER, K.: Regeneration im Leistungssport. In: *Leistungssport* 18 (1988) 3, 20-22.
- EDMAN, P. K.: Die kontraktile Funktion der Skelettmuskelfaser. In: KOMI, P.V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Köln 1994, 104-120.
- EHLENZ, H.; GROSSER, M.; ZIMMERMANN, E.: *Krafttraining*. München, Wien, Zürich 1991.
- EHLENZ, H.; GROSSER, M.; ZIMMERMANN, E.: *Krafttraining*. München, Wien, Zürich 1998.
- EINARS, W.; MÜLLER-LIMMROTH, W.: Zum Verhalten der EMG-Aktivität bei intermittierenden isometrischen Muskelbeanspruchungen. In: *European Journal of Applied Physiology* 43 (1980) 44, 201-215.
- EISINGBACH, T.; KLÜMPER, A.; BIEDERMANN, L.: *Sportphysiotherapie und Rehabilitation*. Stuttgart 1988.
- EISINGBACH, T.; WOJTOWICZ, A.: Stretching aus der Sicht der Krankengymnastik. In: *Krankengymnastik* 37 (1985) 3, 156-162.
- EKSTRAND, J.; GILLQUIST, J.; LILJEDAHL, S.-O.: Prevention of soccer injuries. In: *American Journal of Sports Medicine* 11 (1983) 3, 116-120.
- ESNAULT, M.; VIEL, E.; HARICHAUX, P.: La pratique du "Stretching", ou étirements raisonnés myotendineux et aponévrotiques, neuro-physiologie, anatomie et méthodologie. In: *Cinesiologie* 25 (1986) 106, 137-146.
- ETNYRE, B. R.; ABRAHAM, L.: H-Reflex changes during static stretching and two variations of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques. In: *Electroencephalographical and Clinical Neurophysiology o. Jg.* (1986) 63, 174-179.
- ETNYRE, B. R.; ABRAHAM, L. D.: Antagonist muscle activity during stretching: a paradox re-assessed. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 20 (1988) 3, 285-289.
- ETNYRE, B. R.; LEE, E. J.: Chronic and Acute Flexibility of Men and Women Using Three Different Stretching Techniques. In: *Research Quarterly* 59 (1988) 3, 222-228.
- EVATT, M. L.; WOLF, S. L.; SEGAL, R. L.: Modification of human spinal stretch reflexes: preliminary studies. In: *Neuroscience Letters* 105 (1989) 350-355.
- FRANKENEY, J. R.; HOLLY, R. G.; ASHMORE, C. R.: Effects of graded duration of stretch on normal and dystrophic skeletal muscle. In: *Muscle and Nerve o. Jg.* (1983) 6, 269-277.
- FRANKS, D.: Körperliches Aufwärmen In: *Leichtathletik* 30 (1991) 8; Beilage: Die Lehre der Leichtathletik 30 (1991a) 8, 15-17; 30 (1991 b) 9, 15-17.
- FRANKS, D.: Physical warm up. In: WILLIAMS, M. H. (Hrsg.): *Ergogenic aids in sport*. Champaign 1983, 340-375.
- FREIWALD, J.: *Aufwärmen im Sport*. Reinbek b. Hamburg 1991.
- FREIWALD, J.; ENGELHARDT, M.: Zu Einschränkungen der Beweglichkeit, deren Ursachen und möglicher Interventionen. In: HOSTER, M.; NEPPER, H.-U. (Hrsg.): *Dehnen und Mobilisieren*. Waldenburg 1994a, 72-101.
- FREIWALD, J.; ENGELHARDT, M.: Beweglichkeit und ihre Einschränkungen. Vor Training und Therapie Faktoren genau analysieren. In: *TW Sport und Medizin* 6 (1994b) 5, 327-336.
- FREIWALD, J.; ENGELHARDT, M.; JÄGER, M.; GNEWUCH, A.; REUTER, I.; WIEMANN, K.; STARISCHKA, S.: Dehnung - ist ein Paradigmenwechsel notwendig? Vortrag anlässlich der 3. Gemeinsamen Tagung der dvs-Sektionen Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft vom 17.-19. September 1998 am Institut für Sportwissenschaft TU Darmstadt.
- FREIWALD, J.; ENGELHARDT, M.; KONRAD, P.; JÄGER, M.; GNEWUCH, A.: Dehnen. Neuere Forschungsergebnisse und deren praktische Umsetzung. In: *Manuelle Medizin* 37 (1999) 1, 3-10.
- FREY, G.; HILDENBRANDT, E.: *Einführung in die Trainingslehre. Teil 1: Grundlagen*. Schorndorf 1994.

- FREY, G.; HILDENBRANDT, E.: Einführung in die Trainingslehre. Teil 2: Anwendungsfelder. Schorndorf 1995.
- FRICK, U.; SCHMIDTBLEICHER, D.: Schnellkraftdiagnose von Bein- und Hüfttextensorenkette. In: SCHMIDTBLEICHER, D.; MÜLLER, A. F. (Hrsg.): Leistungsdiagnostische und präventive Aspekte der Biomechanik: St. Augustin 1994, 16-25.
- FRIDEN, J.; LIEBER, R. L.: Structural and mechanical basis of exercise-induced muscle injury. In: *Medicine and Science of Sports Exercise* 24 (1992) 5, 521-530.
- FRICK, U.: Kraftausdauerverhalten im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. Köln 1993.
- FRY, A. C.; STARON, R. S.; JAMES C. B. L.; HIKIDA, R. S.; HAGERMANN, F. C.: Differential titin isoform expression in human skeletal muscle. In: *Acta physiologica Scandinavia* 161 (1997) 473-479.
- FÜRST, D. O.: Titin, ein molekularer Gigant regiert im quergestreiften Muskel. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 50 (1999) 7 + 8, 218-222.
- FUNG, Y. C.: *Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissue*. New York 1981.
- GAJDOSIK, R. L.: Effects of static stretching on the maximal length and resistance to passive stretch of short hamstring muscles. In: *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 14 (1991) 6, 250-255.
- GARFOOT, B. P.: Aufwärmen - nur ein Ritual? In: *Lehre der Leichtathletik o. Jg.* (1970) 43, 1673-1676.
- GARRETT, W. E.: Muscle strain injuries: clinical and basic aspects. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 22 (1990) 4, 436-443.
- GASCHLER, P.; HEINECKE, I.: Zur Beweglichkeit von Kindern heute und vor zehn Jahren. In: *Sportunterricht* 39 (1990) 10, 373-384.
- GEESE, R.: Möglichkeiten und Diagnose von Sprungkraft- und Sprungkraftausdauer im Volleyball. In: CHRISTMANN, E.; LETZELTER, H. (Hrsg.): *Spielanalysen und Trainingsmaßnahmen im Volleyball*. Ahrensburg 1985, 52-66.
- GISLER, T.: *Differenzierungen im Beweglichkeitstraining*. Stuttgart 1998.
- GIROUARD, C. K.; HURLEY, B. F.: Does strength training inhibit gains in range of motion from flexibility training in older adults. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27 (1995) 10, 1444-1449.
- GLÜCK, S.; SCHWARZ, M.; HOFFMANN, U.; WYDRA, G.: Bewegungsreichweite, Zugkraft und Muskelaktivität bei eigen- bzw. fremdregulierter Dehnung. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 53 (2002) 3, 66-71.
- GOLDSPINK, G.: Zelluläre und molekulare Aspekte der Trainingsadaptation des Skelettmuskels. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Köln 1994, 213-231.
- GOLLHOFER, A.: *Komponenten der Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus*. Erlensee 1987.
- GOLLHOFER, A.: Die Bedeutung der Empfindlichkeit des Dehnungs-Reflex-Systems für die Erklärung einer verbesserten Beweglichkeit im Sport. Vortrag anlässlich der 3. Gemeinsamen Tagung der dvs-Sektionen Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft vom 17.-19. September 1998 am Institut für Sportwissenschaft TU Darmstadt.
- GOLLHOFER, A.: Functional Importance of Reflex Activation on Neuro- Muscular Properties. In: ROTH, K.; PAUER, T.; REISCHLE, K. (Hrsg.): *Dimensionen und Visionen des Sports: Evaluation - Profilbildung - Globalisierung; Beiträge zum 14. Sportwissenschaftlichen Hochschultag in Heidelberg, Hamburg 1999*, 192-193.
- GOLLHOFER, A.; KYRÖLÄINEN, H.: Neuromuscular Control of the Human Leg Extensor Muscles in Jump Exercises Under Various Stretch-Load Conditions. In: *International Journal of Sports Medicine* 12 (1991) 1, 34-40.
- GOLLHOFER, A.; RAPP, W.: Recovery of stretch reflex responses following mechanical stimulation. In: *European Journal of Applied Physiology* 66 (1993) 415-420.
- GOLLHOFER, A.; RAPP, W.; MAIER, B.: Der Einfluß isometrischer Kontraktion auf die Empfindlichkeits-einstellung des Muskeldehnreflexes. In: KRUG, J.; MINOW, H.-J. (Hrsg.): *Sportliche Leistung und Training*. St. Augustin Academia 1995, 235-240.
- GOLLHOFER, A.; SCHÖPP, A.; RAPP, W.; STROJNIK, V.: Changes in reflex excitability following isometric contraction in humans. In: *European Journal of Applied Physiology* 77 (1998) 89-97.
- GOLLHOFER, A.; STROJNIK, V.; RAPP, W.; SCHWEIZER, L.: Behaviour of triceps surae muscle-tendon complex in different jump conditions. In: *European Journal of Applied Physiology* 64 (1992) 283-291.
- GOTTSCHALK, S.: Fakten zum Aufwärmen. In: *Lehrhilfen für den Sportunterricht* 38 (1989) 6, 88-90.
- GRIESEL, P.: *Winkelreproduktion im Kniegelenk in Abhängigkeit von Erwärmung und Dehnen*. Diplomarbeit (unveröffentlicht) der Technischen Universität München 1998.
- GROSSER, M.: *Die Zweckgymnastik des Leichtathleten*. Schorndorf 1976.
- GROSSER, M.: Gelenksbeweglichkeit und Aufwärmeeffekt. In: *Leistungssport* 7 (1977) 1, 38-43.
- GROSSER, M.: *Schnelligkeitstraining*. München 1991.
- GROSSER, M.; BRÜGGEMANN, P.; ZINTL, F.: *Leistungssteuerung im Training und Wettkampf*. München, Wien, Zürich 1986.

- GROSSER, M.; HERBERT, F.: Konditionsgymnastik. Celle 1983.
- GROSSER, M.; MÜLLER, H.: Power Stretch: das neue Muskeltraining. München, Wien, Zürich 1990.
- GROSSER, M.; HERMANN, H.; TUSKER, F.; ZINTL, F.: Die sportliche Bewegung. München 1987.
- GROSSER, M.; STARISCHKA, S.: Das neue Konditionstraining. Wien, München, Zürich 1998.
- GROSSER, M.; HERMANN, H.; TUSKER, F.; ZINTL, F.: Die sportliche Bewegung. München 1987.
- GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K.: Muscle stretching and motoneuron excitability. In: *European Journal of Applied Physiology* 58 (1988a) 1, 47-52.
- GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K.: Le stretching musculaire: aspects neurophysiologiques et biomechaniques. In: *Annales de kinesitherapie* 15 (1988b) 10, 469-474.
- GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K.: Acute effect of static stretching on neural and mechanical properties of the human triceps surae. 13<sup>th</sup> I.S.B.Congress, Perth 1991, 264-265.
- GÜLLICH, A.: Schnellkraftleistungen im unmittelbaren Anschluss an maximale und submaximale Kräfteinsätze. Köln 1996.
- GÜLLICH, A.; SCHMIDTBLEICHER, D.: Kurzfristige Veränderungen von Schnellkraftleistungen durch maximale willkürliche Kontraktionen. In: *Leistungssport* 25 (1995) 5, 30-35.
- GÜLLICH, A.; SCHMIDTBLEICHER, D.: Kurzfristige Explosivkraftsteigerungen durch maximale willkürliche Kontraktionen. In: *Leistungssport* 27 (1997) 1, 46-49.
- GÜLLICH, A.; SCHMIDTBLEICHER, D.: Struktur der Kraftfähigkeiten und ihrer Trainingsmethoden. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 50 (1999) 7 + 8, 223-234.
- HÄKKINEN, K.; VIITASALO, J. T.; KOMI, P. V.: Die Wirkung unterschiedlich kombinierter konzentrischer und exzentrischer Muskelarbeit auf Kraft-Zeit-Merkmale der Beinstreckmuskulatur. In: *Leistungssport* 10 (1980) 5, 374-381.
- HARDY, L.: Improving active range of hip flexion. In: *Research Quarterly for Exercise and Sport* 56 (1985) 2, 111-114.
- HARDY, L.; JONES, D. : Dynamic flexibility and proprioceptive neuromuscular facilitation. In: *Research Quarterly for Exercise and Sport* 57 (1986) 2, 150-153.
- HARRE, D.: Trainingslehre. Berlin 1979.
- HARRE, D.; HAUPTMANN, M.; MINOW, H.-J.: Kraftfähigkeiten und Krafttraining. In: *Medizin und Sport* 29 (1989) 7, 199-202.
- HARTLEY-O'BRIEN, S.: Six mobilization exercises for active range of hip flexion. In: *Research Quarterly for Exercise and Sport* 51 (1980) 4, 625-635.
- HEBBELINCK, M.: Flexibility. In: DIRIX, A.; KNUTTGEN, H. C.; TITTEL, K. (Hrsg.): *The olympic book of sports medicine*. Oxford 1988, 212-217.
- HEGNER, J.: Umgang mit Muskeln, Sehnen und Gelenken. In: *Maglingen* 52 (1995) 10, 5-7.
- HENNIG, E. M.; PODZIELNY, S.: Die Auswirkungen von Dehn- und Aufwärmübungen auf die Vertikal-sprungleistung. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 45 (1994) 6, 253-260.
- HENRICSON, A.: The effect of stretching on the range of motion of the ankle joint in badminton players. In: *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 6 (1984) 5, 64-67.
- HENRICSON, A.; FREDRIKSSON, K.; PERSSON, I.; PEREIRA, R.; ROSTEDT, Y.; WESTLIN, N.: The effect of heat and stretching on the range of hip motion. In: *The Journal of Orthopaedic Sports and Physical Therapy* 6 (1984) 2, 110-115.
- HERBERT, R. D.; GABRIEL, M.: Effects of stretching before and after exercising on muscle soreness and risk of injury: systematic review. In: *BMJ.com* 325 (2002) 468, 1-5.
- HEYTERS, C.; LEVEQUE, V.: Le "CRAC" à l'école. Application d'une technique d'étirement musculaire sur les élèves masculins de 13 à 16 ans. In: *Revue de l'éducation physique* 29 (1989) 1, 19-24.
- HIGH, D.; HOWLEY, E. T.; FRANKS, D. B.: The Effects of Static Stretching and Warm-up on Prevention of Delayed-Onset Muscle Soreness. In: *Research Quarterly for Exercise and Sport* 60 (1989) 4, 357-361.
- HIGUCHI, H.; YOSHIOKA, T.; MARUYAMA, K.: Positioning of actin filaments and tension generation in skinned muscle fibres released after stretch beyond overlap of the actin and myosin filaments. In: *Journal of Muscle research and Cell Motility* 9 (1988) 6, 491-498.
- HIGUCHI, H.; SUZUKI, T.; KIMURA, S.; YOSHIOKA, T.; MARUYAMA, K.; UMAZUME, Y.: Localisation and elasticity of connectin (titin) filaments in skinned frog muscle fibres subjected to partial depolymerization of thick filaments. In: *Journal of Muscle Research and Cell Motility* 13 (1992) 285-294.
- HIPPLE, J.: Warm-up and Fatigue in Junior High School Sprints. *Research Quarterly* 26 (1955) 2, 246-247.
- HOCHMUTH, G.: Biomechanik sportlicher Bewegungen. Berlin 1982.
- HOHMANN, A.; LAMES, M.; LETZELTER, M.: Einführung in die Trainingswissenschaft. Wiebelsheim 2002.
- HOLLMANN, W.; HETTINGER, T.: Sportmedizin - Arbeits- und Trainingsgrundlagen. Stuttgart, New York 1980.
- HOLLMANN, W.; HETTINGER, T.: Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin. Stuttgart, New York 2000.

- HOLLY, R. G.; BARNETT, J. G.; ASHMORE, C. R.; TAYLOR, R. G.; MOLE, P. A.: Stretch-induced growth in chicken wing muscles: a new model of stretch hypertrophy. In: *American Journal of Physiology (Cell Physiology 7)* 238 (1980) C 6 -C 71.
- HOLT, L.; SMITH, R.: The effect of selected stretching programs on active and passive flexibility. In: THERAUDS, J. (Hrsg.): *Biomechanics in Sports*. Del Mar 1983, 54-67.
- HOLT, L. E.; TRAVIS, T.; OKITA, T.: Comparative study of three stretching techniques. In: *Perceptual and Motor Skills* 31 (1970) 611-616.
- HORNSBY, T. M.; NICHOLSON, G. G.; GOSSMAN, M. R.; CULPEPPER, M.: Effect of inherent muscle length on isometric plantarflexion torque in healthy women. In: *Physical Therapy* 67 (1987) 1191-1197.
- HORTOBAGYI, T.; FALUDI, J.; TIHANYI, J.; MERKELY, B.: Effects of intense "stretching"-flexibility training on the mechanical profile of the knee extensors and on the range of motion of the hip joint. In: *International Journal of Sports Medicine* 6 (1985) 6, 317-321.
- HOSTER, M.: Zur Bedeutung verschiedener Dehnungsarten bzw. Dehnungstechniken in der Sportpraxis. In: *Leichtathletik* 38 (1987) 44, Beilage - Die Lehre der Leichtathletik 26 (1987) 31, 1523-1526.
- HOSTER, M.: Die Bedeutung der Muskeldehnung für vorausgehende bzw. nachfolgende Kraftbelastungen. In: *Deutscher Verband für Gesundheitssport und Sporttherapie (Hrsg.): Muskeltraining in der Sporttherapie*. Köln 1989a, 121-130.
- HOSTER, M.: "Stretching" versus "konventionelles Dehnen". In: *Sporttherapie* 5 (1989b) 3, 5-6; 5 (1989 b) 4, 7-9.
- HOSTER, M.: Stretching - zwischen Ritual und therapeutischer Notwendigkeit. In: HOSTER, M.; NEPPER, H.-U. (Hrsg.): *Dehnen und Mobilisieren*. Waldenburg 1994, 102-109.
- HOSTER, M.; NEPPER, H.-U. (Hrsg.): *Dehnen und Mobilisieren*. Waldenburg 1994.
- HOUK, J.; RYMER, W.: Neural control of muscle length and tension. In: BROOKS, V. (Hrsg.): *Handbook of Physiology: The Nervous System II*, Baltimore 1981, 257-324.
- HOUMARD, J. A.; JOHNS, R. A.; SMITH, L. L.; WELLS, J. M.; KOBE, R. W.; McGOOGAN, S. A.: The Effect of Warm-Up on Responses to Intense Exercise. In: *International Journal of Sports Medicine* 12 (1991) 5, 480-483.
- HOWALD, H.: Morphologische und funktionelle Veränderungen der Muskelfasern durch Training. In: *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin* 31 (1984) 5-14.
- HUIJING; P.: Mechanische Muskelmodelle. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Köln 1994, 135-154.
- HUIJING; P.: Das elastische Potential des Muskels. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Köln 1994, 155-172.
- HUTTON, R. S.: Neuromuskuläre Grundlagen des Stretchings. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Köln 1994, 41-50.
- HUTTON, R. S.; NELSON, D. L.: Stretch sensitivity of golgi tendon organs in fatigued gastrocnemius muscle. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 18 (1986) 1, 69-74.
- HUTTON, R. S.; SMITH, J. L.; ELDRED, E.: Postcontraction sensory discharge from muscle and its source. In: *Journal of Neurophysiology* 36 (1973) 1090-1103.
- IDE, W.: Muskeldehnung - wann und wie? In: *Zeitschrift für Physiotherapeuten* 54 (2002) 7, 1094-1099.
- ILES, J.: Reciprocal inhibition during agonist and antagonist contraction. In: *Experimental Brain Research* 62 (1986) 212-214.
- ILLERT, M.: Motorische Systeme. In: SCHMIDT, R. F. (Hrsg.): *Neuro- und Sinnesphysiologie*. Berlin, Heidelberg 1998, 113-149.
- ISRAEL, S.: Das Erwärmen als Startvorbereitung. In: *Medizin und Sport* 17 (1977) 12, 386-391.
- ISRAEL, S.: Das Erwärmen als Startvorbereitung. In: *Leichtathlet* (1981) 29, 7-9.
- JANDA, V.: Dehntechniken - Pathophysiologie und klinische Indikation. In: HOSTER, M.; NEPPER, H.-U. (Hrsg.): *Dehnen und Mobilisieren*. Waldenburg 1994, 7-12.
- JANDA, V.: *Muskelfunktionsdiagnostik*. Heidelberg 1979.
- JOCH, W.; ÜCKERT, S.: Aufwärm-Effekte. In: *Leistungssport* 31 (2001) 3, 15-19.
- KENT, M. (Hrsg.): *Wörterbuch Sport und Sportmedizin*. Deutsche Übersetzung und Bearbeitung ROST, K.; ROST, R. Wiesbaden 1996.
- KER, R.: Dynamic tensile properties of the plantaris tendon of sheep (*Ovis aries*). In: *Journal of Experimental Biology* 93 (1981) 283-302.
- KEUL, J.; DICKHUTH, H.-H.; LEHMANN, M.; SCHMID, P.: Aufwärmen - Verhütung von Verletzungen und Förderung der Leistungsfähigkeit. In: *Leistungssport* 13 (1983) 6, 13-18.
- KEYDEL, H.: Ganzkörpergymnastik als Aufwärmprogramm? In: *Die Lehre der Leichtathletik* 31 (1980) 1/2, 25-32.
- KIBELE, A.: *Bedingungsfaktoren von Kraft-Ausdauerleistungen*. Frankfurt/Main 1995.
- KIBELE, A.: Zur Problematik der biomechanischen Leistungsdiagnostik von Tief-Hoch-Sprüngen. In: *Spectrum der Sportwissenschaften* 9 (1997)1, 81-98.

- KIBELE, A.; GOLLHOFER, A.; MÜLLER, K.-J.: Bilaterale Aktivierbarkeit und Maximalkrafttraining. In: Leichtathletik 34 (1989), Die Lehre der Leichtathletik 31 (1989) 1079-1081.
- KIESER, W.: Kieser-Training - Stretching. In: [www.kieser-training-schweiz.ch/stretching.html](http://www.kieser-training-schweiz.ch/stretching.html) vom 3. April 2000.
- KLEE, A.: Dynamisches Dehnen versus Anspannungs-Entspannungs-Stretching - ein experimenteller Vergleich in einem Grundkurs. In: Lehrhilfen für den Sportunterricht 45 (1996) 10, 145-154.
- KLEE, A.: Haltung, muskuläre Balance und Training. Beiträge zur Sportwissenschaft Bd. 20. Frankfurt 1994.
- KLEE, A.; WIEMANN, K.: Der Einfluss von Flüssigkeitsverschiebungen auf die Bestimmung muskulärer Dehnungsparameter. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 51 (2000) 6, 205-210.
- KLINGE, K.; MAGNUSSON, S. P.; SIMONSEN, E. B.; AAGAARD, P.; KLAUSEN, K.; KJAER, M.: The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness and viscoelastic stress relaxation response. In: American Journal of Sports Medicine 25 (1997) 710-716.
- KNEBEL, K.-P.: Funktionsgymnastik. Reinbek b. Hamburg 1988.
- KNEBEL, K.-P.; HERBECK, B.; HAMSEN, G.: Fußball Funktionsgymnastik. Reinbek b. Hamburg 1990.
- KNUTTGEN, H.; KOMI, P.: Basale Definitionen der muskulären Aktivität. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Köln 1994, 15-18.
- KOKKONEN, J.; LAURITZEN, S.; YOUNG, B.: Isotonic strength and endurance gains through PNF Stretching. In: Medicine and Science and Sports and Exercise 27 (1995) 5, S22 -127.
- KOKKONEN, J.; NELSON, A. G.: Acute stretching exercises inhibit maximal strength performance. In: Medicine and Science and Sports and Exercise 28 (1996) 5, Abstract 1130.
- KOKKONEN, J., NELSON, A. G., CORNWELL, A.: Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. In: Research Quarterly for Exercise and Sport 69 (1998) 4, 411- 415.
- KOKKONEN, J.; NELSON, A. G.; TARAWHITI, T.; BUCKINGHAM, P.; KALUHIOKALANI, N.: Upper body stretching combined with weight training improves strength more than weight training alone. In: Journal of Sports Sciences 19 (2001) 8, 602-603.
- KOMI, P. V.: Faktoren der Muskelkraft und Prinzipien des Krafttrainings. In: Leistungssport 5 (1975) 1, 3-16.
- KOMI, P. V.: Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus bei Bewegungen mit sportlicher Leistung. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schorndorf 1985, 254-270.
- KOMI, P. V.: Training of Muscle Strength and Power: Interaction of Neuromotoric, Hypertrophic, and Mechanical Factors. In: International Journal of Sports Medicine (1986) 7, 10-15 Supplement.
- KOMI, P. V.: Der Dehnungs-Verkürzungszyklus. In: KOMI, P.V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Köln 1994, 173-182.
- KOMI, P. V.: Stretch Reflexes Play an Important Role in Force Potentiation in Normal and Fatigued Muscle. In: ROTH, K.; PAUER, T.; REISCHLE, K. (Hrsg.): Dimensionen und Visionen des Sports: Evaluation - Profilbildung - Globalisierung; Beiträge zum 14. Sportwissenschaftlichen Hochschultag in Heidelberg, Hamburg 1999, 191-192.
- KOMI, P. V.; HÄKKINEN, K.: Maximalkraft und Schnellkraft. In: DIRIX, A.; KNUTTGEN, H. G.; TITTEL, K. (Hrsg): Olympia-Buch der Sportmedizin. Köln 1989, 157-167.
- KORNBLUM, C.: Die Dehnung. In: Condition 25 (1994) 10/11, 38-41.
- KREMER, B.: Funktionalität von Gymnastikübungen zur Haltungs- und Bewegungsschulung. Eine kritische Analyse traditioneller gymnastischer Übungsprogramme. Karlsruhe 1989.
- KUHN, W.: Eine vergleichende Untersuchung zum psychischen und mentalen Aufwärmen. In: Leistungssport 3, (1973) 2, 140-146.
- KÜCHLER, G.: Motorik. Stuttgart 1983.
- KÜNNEMEYER, J.; SCHMIDTBLEICHER, D.: Die rhythmische neuromuskuläre Stimulation. In: Leistungssport 27 (1997) 2, 39-42.
- KUNZ, H.-R.; SCHNEIDER, W.; SPRING, H.; TRITSCHLER, T.; INAUEN, E.: Krafttraining. Stuttgart 1990.
- KURZ, B.: Fit mit Stretching. Niedernhausen 1987.
- LAKIE, M.; ROBSON, L. G.: Thixotropic changes in human muscle stiffness and the effects of fatigue. In: Quarterly Journal of Experimental Physiology 73 (1988) 486-500.
- LETZELTER, M.: Trainingsgrundlagen. Reinbek 1984
- LETZELTER, H.; LETZELTER, M.: Krafttraining, Theorie, Methoden, Praxis. Reinbek bei Hamburg 1986.
- LETZELTER, H.; LETZELTER, M.; STEINMANN, W.: Meßfehler in der Kraftdiagnostik. In: Leistungssport 20 (1990) 2, 46-52.
- LEWIT, K.: Manuelle Medizin im Rahmen der medizinischen Rehabilitation. Heidelberg, Leipzig 1997.
- LINSER, F.: Effektives Krafttraining. Wiesbaden 1994.
- LUCAS, R.; KOSLOW, R.: Comparative study of static, dynamic and proprioceptive neuromuscular facilitation Stretching techniques on flexibility. In: Perceptual and Motor Skills 58 (1984) 2, 615-618.



- MADDING, S. W.; WONG, J. G.; HALLUM, A.; MEDEIROS, J. W.: Effect of duration of passive stretch on hip abduction range of motion. In: *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 8 (1987) 8, 409-416.
- MAEHL, O.: *Beweglichkeitstraining*. Ahrensburg 1986.
- MAEHL, O.: Aspekte der Muskeldehnung in der Leichtathletik. In: *Lehre der Leichtathletik* 25 (1986b) 22, 959-962.
- MAEHL, O.; HOEHNKE, O.: *Aufwärmen. Anleitungen und Programme für die Sportpraxis*. Ahrensburg 1988.
- MAGID, A.; LAW, D. J.: Myofibrils bear most of the resting tension in frog skeletal muscles. In: *Science* 230 (1985) 1280-1282.
- MAGNUSSON, S. P.; McHUGH, M. P.: Current concepts on rehabilitation in sports medicine. In: NICHOLAS, J. A.; HERSMANS, E.B. (Hrsg.): *The lower extremity and spine medicine*. St. Louis 1995, 177-206.
- MAGNUSSON, S. P.; McHUGH, M. P.; GLEIM, G. W.; NICHOLAS, J. A.: Tension decline from passive static stretch. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 25 (1993) 25, S 140.
- MAGNUSSON, S. P.; SIMONSEN, E. B.; AAGAARD, P.; BOESEN, J.; JOHANNSEN, F.; KJAER, M.: Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch-tolerance. In: *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 7 (1997) 7, 195-202.
- MAGNUSSON, S. P.; SIMONSEN, E. B.; AAGAARD, P.; GLEIM, G. W.; McHUGH, M. P.; KJAER, M.: Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. In: *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 5 (1995) 6, 342-347.
- MAGNUSSON, S. P.; SIMONSEN, E. B.; AAGAARD, P.; KJAER, M.: Biomechanical Responses to Repeated Stretches in Human Hamstring Muscle in Vivo. In: *American Orthopaedic Society for Sports Medicine* 24 (1996) 5, 622-628.
- MAGNUSSON, S. P.; SIMONSEN, E. B.; AAGAARD, P.; SORENSEN, H.; KJAER, M.: A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. In: *Journal of Physiology* o.Jg. (1996) 497.1, 291-298.
- MAGNUSSON, S. P.; SIMONSEN, E. B.; DYHRE-POULSEN, P.; AAGAARD, P.; MOHR, T.; KJAER, M.: Viscoelastic stress relaxation during static stretch in human skeletal muscle in the absence of EMG activity. In: *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 6 (1996) 6, 323-328.
- MARSCHALL, F.: *Dehnen und Beweglichkeit - aktuelle Tendenzen*. Gastvortrag gehalten am 29. 6. 1998 an der Universität Augsburg.
- MARTIN, D.; CARL, K.; LEHNERTZ, K.: *Handbuch Trainingslehre*. Schorndorf 1993.
- MARSCHALL, F.: Wie beeinflussen unterschiedliche Dehnintensitäten kurzfristig die Veränderung der Bewegungsreichweite? In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 50 (1999) 1, 5-9.
- MASSAY, B. H.; JOHNSON, W. R.; KRAMER, G. F.: Effect of warm-up exercise upon muscular performance using hypnosis to control the psychological variable. In: *Research Quarterly* 32 (1961) 63-71.
- MASTEROVOJ, L. J.: Die zweckmäßige Intensität der Aufwärmung. In: *Theorie und Praxis der Körperkultur* 18 ( 1969) 6, 538-541.
- McBRIDE, J. M.; TRIPLETT-McBRIDE, T.; DAVIE, A.; ALBERNETHY, P. J.; NEWTON, R. U.: Differential expression of titin isoforms in various athletic populations. In: HÄKKINEN, K. (Hrsg.): *International Conference on Weightlifting and Strength Training. Conference Book*. Lahti 1998, 223-224.
- McBRIDE, J. M.; KYRÖLÄINEN, H.; KOMI, P. V.; KOSKINEN, S.; TAKALA, T. E. S.: Characteristics of titin in relation to running economy in elite distance runners. In: *Proceed of the 4th Annual Congress of the European College of Sport Science, Rom 1999*, 309.
- McHUGH, M. P.; KREMENIC, I. J.; GLEIM, G. W.: The effect of contractile activity on acute adaptations of skeletal muscle to passive stretch. In: *Journal of Sport Sciences* 14 (1996) 1, 93.
- McHUGH, M. P.; MAGNUSSON, S. P.; GLEIM, G. W.; NICHOLAS, J. A.: Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24 (1992) 12, 1375-1382.
- MEDLER, M.; MIELKE, W.: *Fitneß im Schulsport und im Breitensport. Anregungen für den praktischen Sportunterricht*. Neumünster 1990.
- MISNER, J.; MASSEY, B.; GOING, S.; BEMBEN, M.; BALL, T.: Sex Differences in Static Strength and Fatigability in Three Different Muscle Groups. In: *Research Quarterly for Exercise and Sport* 61 (1990) 3, 238 - 242.
- MOELLER, M. H.; EKSTRAND, J.; OEBERG, B.; GILLQUIST, J.: Duration of stretching effect on range of motion in lower extremities. In: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 66 (1985) 3, 171-173.
- MOELLER, M. H.; OEBERG, B. E.; GILLQUIST, J.: Stretching exercise and soccer. Effect of stretching on range of motion in the lower extremity in connection with soccer training. In: *International Journal of Sports Medicine* 6 (1985) 1, 50-52.
- MOORE, M. A.; HUTTON, R. S.: Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. In: *Medicine and Science in Sports* 12 (1980) 322-329.

- MOSCOV, J.; LACOURSE, M. G.: Static range of motion, leg power, and leg strength as predictors of dynamic range of motion in female ballet dancers. In: *Research Quarterly for Exercise and Sport* 63 (1992) 1, A19-A 20.
- MÜLLER, K.-J.: Explosivkraft eine generelle oder spezifische Eigenschaft. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings*. Schorndorf 1985, 144-160.
- MÜLLER, K.-J.: Statische und dynamische Muskelkraft: eine empirische Grundlagenuntersuchung. Frankfurt/Main 1987.
- MURO, M.; NAGATA, A.: The effects of electromechanical delay of muscle stretch of the human triceps surae. In: WINTER, D. A.; NORMAN, R. W.; WELLS, R. P.; HAYES, K. C.; PATLA, A. E. (Hrsg.): *Biomechanics IX – A*. Champaign 1985, 86-90.
- MURPHY, D. A.: A Critical Look at Static Stretching: Are we Doing our Patients Harm? In: *Chiropractic Sports Medicine* 5 (1991) 3, 67-70.
- MURPHY, D. A.: Dynamic range of motion training: an alternative to static stretching. In: *Chiropractic Sports Medicine* 8 (1994) 2, 59-66.
- NASAROV, V. T.: Rhythmische neuromuskuläre Stimulation (RNS) nach NASAROV. Unveröffentlicht 1991.
- NELSON, A. G.; CORNWELL, A.; HEISE, G. D.: Acute stretching exercises and vertical jump stored elastic energy. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 28 (1996) S 156.
- NELSON, A. G.; ALLEN, J. D.; CORNWELL, A.; KOKKONEN, J.: Inhibition of maximal voluntary isometric torque production by acute stretching is joint-angle specific. In: *Research Quarterly for Exercise and Sport* 72 (2001) 1, 68-70.
- NELSON, D. L.; HUTTON, R. S.: Dynamic and static stretch responses in muscle spindle receptors in fatigued muscle. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 17 (1985) 4, 445-450.
- NELSON, K. C.; CORNELIUS, W. L.: The relationship between isometric contraction durations and improvement in shoulder joint range of motion. In: *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 31 (1991) 3, 385-388.
- NEUBERT, A.: *Zur Diagnostik und Trainierbarkeit des reaktiven Bewegungsverhaltens*. Köln 1999.
- NICOL, C.; KOMI, P. V.; HORITA, T.; KYRÖLÄINEN, H.; TAKALA, T. E. S.: Reduced stretch-reflex sensitivity after exhausting stretch-shortening cycle exercise. In: *European Journal of Applied Physiology* 72 (1996) 5 - 6, 401-409.
- NOONAN, T. J.; BEST, T. M.; SEABER, A. V.; GARRETT, W. E.: Thermal effect on skeletal muscle tensile behaviour In: *American Journal of Sports Medicine* 21 (1993) 4, 517-522.
- NOONAN, T. J.; BEST, T. M.; SEABER, A. V.; GARRETT, W. E.: Identification of a threshold for skeletal muscle injury. In: *American Journal of Sports Medicine* 22 (1994) 2, 357-261.
- NOTH, J.: Die zentrale und periphere neuromotorische Steuerung. In: KOMI, P.V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Köln 1994, 21-32.
- OSTERNIG, L. R.; ROBERTSON, R. N.; TROXEL, R. K.; HANSEN, P.: Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 22 (1990) 1, 106-111.
- OTT, H.; SCHÖNTHALER, S.; OHLENDORF, K.; KINDERMANN, W.; SCHMIDTBLEICHER, D.: Auswirkungen von Beweglichkeitstraining auf neurophysiologische (Teil 1) und biochemische Variablen (Teil 2). In: *Bundesinstitut für Sportwissenschaft (Hrsg.): BISP – Jahrbuch 1998*. Köln 1999, 93-100.
- PACHECO, B. A.: Improvement in Jumping Performance Due to Preliminary Exercise. *The Research Quarterly* 28 (1957) keine Angaben zum Heft, 55-63.
- PAPAGEORGIOU, A.; PFEIFFER, W.: Schnellkrafttraining für das Sportspiel Volleyball. In: DANNENMANN, F. (Hrsg.): *Volleyball analysieren*. Ahrensburg 1990, 215-243.
- PETERSON, B.; RENSTRÖM, G.: *Verletzungen im Sport*. Köln 1987.
- PLATZER, W.: *Bewegungsapparat. Taschenatlas der Anatomie: für Studium und Praxis*. Bd. 1. Stuttgart 1986.
- PRENTICE, W. E.: A comparison of static stretching and PNF stretching for improving hip joint flexibility. In: *Athletic Training* o. Jg. (1983) 18, 56-59.
- RAMSEY, R. W.; STREET, S.: The isometric length-tension diagram of isolated skeletal muscle fibres of the frog. In: *Journal of Cellular and Comparative Physiology* 15 (1940) 11-34.
- RAPP, W.; GOLLHOFER, A.: Einfluß visueller Informationen auf die Bewegungsprogrammierung bei reaktiven Bewegungsabläufen. In: GOLLHOFER, A. (Hrsg.): *Integrative Forschungsansätze in der Bio & Mechanik*. 71 Sankt Augustin 1996a, 81-88.
- RAPP, W.; GOLLHOFER, A.: Modifikation offener Bewegungsprogramme im reaktiven Schnellkraftbereich. In: DAUGS; R.; BLISCHKE, K.; MARSCHALL, F.; MÜLLER, H. (Hrsg.): *Kognition und Motorik*. 73 Sankt Augustin 1996b, 233-238.
- READ, M.: Over stretched. In: *British Journal of Sports Medicine* 23 (1989) 4, 257-258.
- READ, M.: Zuviel Stretching. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 41 (1990) 10, 379.

- REBSAMEN, R.: Das Syndrom des Over-Stretching. In: HOSTER, M.; NEPPER, H.-U. (Hrsg.): Dehnen und Mobilisieren. Waldenburg 1994, 110-117.
- REICHARDT, H.: Grundlagen der Funktionellen Gymnastik. Möglichkeiten für den Sportunterricht. In: Sportunterricht 39 (1990) 9, 340-352.
- REICHEL, H.: Muskelphysiologie. Berlin, Göttingen, Heidelberg 1960.
- REICHEL, H.- S.: PNF – Propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation . In: Physikalische Therapie 10 (1989) 12, 789-794.
- ROCA, J.: Effects of warming-up on reaction time and movement in the lower extremities. In: International Journal of Sport Psychology 11 (1980) 3, 165-171.
- ROSENBAUM, D.: Biomechanische und neuromuskuläre Wirkungsmechanismen von Aufwärm- und Stretchingübungen zur Verletzungsprävention im Sport. Dissertation Universität Konstanz 1992.
- ROSENBAUM, D.; HENNIG, E. M.: The influence of stretching and warm-up exercises on achilles tendon reflex activity. In: Journal of Sports Sciences 13 (1995) 6, 481-490.
- ROSENBAUM, D.; HENNIG, E. M.: Veränderung der Reaktionszeit und Explosivkraftentfaltung nach einem passiven Stretchingprogramm und 10minütigem Aufwärmen. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 48 (1997) 3, 95-99.
- ROTHER, M.: Zur Abhängigkeit des zentralnervösen Aktivierungsniveaus von verschiedenen Aufwärmtrainingsinterventionen bei unterschiedlichen Aufwärmzeiten. (Unveröffentlichte Dissertation). Köln DSHS 1993.
- ROY, R.; EDGERTON, V. R.: Bau und Funktion der Skelettmuskulatur. In: KOMI, P.V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Köln 1994, 121-134.
- RÜDEL, R.: Muskelphysiologie. In: SCHMIDT, R. F. (Hrsg.): Neuro- und Sinnesphysiologie. Berlin, Heidelberg 1998, 85-112.
- SADY, S. P.; WORTMAN, M.; BLANKE, D.: Flexibility training: Ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation? In: Archive of Physical Medicine and Rehabilitation 63 (1982) 261-263.
- SAFRAN, M. R.; SEABER, A. V.; GARRETT, W. E.: Warm-up and muscular injury prevention. In: Sports Medicine 8 (1989) 4, 239-249.
- SALE, D. G.: Neurale Adaptation im Verlaufe eines Krafttrainings. In: KOMI, P.V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Köln 1994, 249-265.
- SAPEGA, A. A.; QUEDENFELD, T. C.; MOYER, R. A.; BUTLER, R. A.: Biophysical factors in range-of-motion exercise. In: Physician Sports Medicine 9 (1981) 12, 57-65.
- SAZIORSKI, W.; ARUIN, ; SELUJANOW, W.: Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates. Berlin 1984.
- SCHIFFER, J.: Literaturüberblick zum Aufwärmen. In: Leichtathletik (1991) 9, Die Lehre der Leichtathletik 30 (1991) 9, 18; Leichtathletik (1991) 10; Die Lehre der Leichtathletik 30 (1991) 10, 15-18.
- SCHIFFER, H.: Physiologische, psychologische und trainingsmethodische Aspekte des Auf- und Abwärmens. Köln 1997.
- SCHMIDT, R. F. (Hrsg.): Neuro- und Sinnesphysiologie. Berlin, Heidelberg 1998.
- SCHMIDT, R. F.; THEWS, G.: Physiologie des Menschen. Berlin, Heidelberg, New York 1977.
- SCHMIDT, R. F.; THEWS, G.: Physiologie des Menschen. Berlin, Heidelberg, New York 1997.
- SCHMIDT, U.: Auf- und Abwärmen für Läufer. In: Magglingen 52 (1995) 2, 2-4.
- SCHMIDTBLEICHER, D.: Maximalkraft und Bewegungsschnelligkeit. Bad Homburg 1980.
- SCHMIDTBLEICHER, D.: Strukturanalyse der motorischen Eigenschaft Kraft. In: Leichtathletik 35 (1984) 50; Lehre der Leichtathletik, 30 (1984a) 50, 1785-1792.
- SCHMIDTBLEICHER, D.: Diagnose des Maximal- und Schnellkraftverhaltens. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schorndorf 1985, 112-135.
- SCHMIDTBLEICHER, D.: Motorische Beanspruchungsform Kraft. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 38 (1987) 9, 356-377.
- SCHMIDTBLEICHER, D.: Training in Schnellkraftsportarten. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Köln 1994, 374-387.
- SCHMIDTBLEICHER, D.; DIETZ, V.; NOTH, J.; ANTONI, M.: Auftreten und funktionelle Bedeutung des Muskeldehnungsreflexes bei Lauf- und Sprintbewegungen. In: Leistungssport 8 (1978) 6, 480-490.
- SCHMIDTBLEICHER, D.; FRICK, U.; SCHLUMBERGER, A.: Diagnostics and Training of Vertical Jumps. In: ROTH, K.; PAUER, T.; REISCHLE, K. (Hrsg.): Dimensionen und Visionen des Sports: Evaluation – Profilbildung – Globalisierung; Beiträge zum 14. Sportwissenschaftlichen Hochschultag in Heidelberg, Hamburg 1999, 194.
- SCHMIDTBLEICHER, D.; GOLLHOFER, A.: Einflußgrößen des reaktiven Bewegungsverhaltens und deren Bedeutung für die Sportpraxis. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schorndorf 1985, 271-281.
- SCHMIDTBLEICHER, D.; GOLLHOFER, A.: Neuromuskuläre Untersuchungen zur Bestimmung individueller Belastungsgrößen für ein Tiefsprungtraining. In: Leistungssport 12 (1982) 4, 298-307.

- SCHMIDTBLEICHER, D.; GOLLHOFER, A.; FRICK, U.: Auswirkungen eines Tiefsprungtrainings auf die Leistungsfähigkeit und das Innervationsverhalten der Beinstreckmuskulatur. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 38 (1987) 9, 389-394.
- SCHMIDTBLEICHER, D.; HARALAMBIE, G.: Changes in Contractile Properties of Muscle After Strength Training in Man. In: European Journal of Applied Physiology 46 (1981) 221-228.
- SCHNACK, G.: Intensivstretching bei Überforderung durch langes Sitzen. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 41 (1990) 11, 412-414.
- SCHNABEL, G.; HARRE, D.; BORDE, A. (Hrsg.): Trainingswissenschaft: Leistung - Training - Wettkampf. Berlin 1994.
- SCHNACK, G.: Intensivstretching und Ausgleichsgymnastik. Köln 1992.
- SCHNEIDER, F.; MIELKE, A.; MESTER, J.: Belastungsreaktion neuromuskulärer Strukturen im Verlauf von Tiefsprungserien. In: Leistungssport 28 (1998a) 3, 39-43.
- SCHNEIDER, F.; MIELKE, A.; MESTER, J.: Die Beziehung zwischen der neuromuskulären Erregbarkeit und Bodenreaktionskräften bei reaktiven Sprüngen. In: Leistungssport 28 (1998b) 6, 55-57.
- SCHNEIDER, W.; SPRING, H.; TRITSCHLER, T.: Beweglichkeit. Stuttgart, New York 1989.
- SCHNEIDER, K.; WYDRA, G.: Auswirkungen unterschiedlicher Entspannungsverfahren auf die Veränderung der Befindlichkeit. In: Gesundheitssport und Sporttherapie 17 (2001) 1, 10-15.
- SCHOBER, H.; KRAFT, W.; WITTEKOPF, G.; SCHMIDT, H.: Beitrag zum Einfluß verschiedener Dehnungsformen auf das muskuläre Entspannungsverhalten des M. quadriceps femoris. In: Medizin und Sport 30 (1990) 3, 88-91.
- SCHÖNTHALER, S. R.; OHLENDORF, K.; OTT, H.; MEYER, T.; KINDERMANN, W.; SCHMIDTBLEICHER, D.: Biomechanische und neurophysiologische Parameter zur Erfassung der Dehnbarkeit von Muskel-Sehnen-Einheiten. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 49 (1998) 8, 223-230.
- SCHÖNTHALER, S.; OTT, H.: Auswirkungen verschiedener Dehnmethoden auf die maximale Bewegungsreichweite und die Dehnungsspannung. Diplomarbeit, Sportwissenschaftliches Institut der Universität des Saarlandes, Saarbrücken 1994.
- SHELLOCK, F. G.; PRENTICE, W.: Warming-up and stretching for improved physical performance and prevention of sports-related injuries. In: Sports Medicine 2 (1985) 4, 267-278.
- SIEWERS, M.: Der Einfluss unterschiedlicher Aufwärmübungen auf die Maximalkraft der Plantarflexoren. Dissertation Universität Kiel 1987.
- SILBERNAGL, S.; DESPOPOULOS, A.: Taschenatlas der Physiologie. Stuttgart 1991.
- SINGER, R. N.: Motorisches Lernen und menschliche Leistung. Bad Homburg 1985.
- SINKJAER, T.; TOFT, E.; ANDREASSEN, S.; HORNEMANN, B. C.: Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: Intrinsic and reflex components. In: Journal of Neurophysiology 60 (1988) 60, 1110-1121.
- SMITH, C.: The warm-up procedure: to stretch or not to stretch. A brief review. In: Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 19 (1994) 1, 12-17.
- SMITH, J. L.; HUTTON, R. S.; ELDRED, E.: Postcontraction changes in sensitivity of muscle afferents to static and dynamic stretch. In: Brain Research 78 (1974) 193-202.
- SMITH, L. L.; BRUNETZ, M. H.; CHENIER, T. C.; McCAMMON, M. R.; HOUMARD, J. A.; FRANKLIN, M. E.; ISRAEL, R. G.: The effects of static and ballistic stretching on delayed onset muscle soreness and creatine kinase. In: Research Quarterly for Exercise and Sport 64 (1993) 1, 103-107.
- SOELVEBORN, S. A.: Das Buch vom Stretching. Beweglichkeitstraining durch Dehnen und Strecken. München 1983.
- SPRING, H.: Was bringt das Stretching? Ergebnisse einer Nachkontrolle bei Skirennfahrern. Physikalische Therapie 6 (1985) 10, 530-532.
- SPRING, H.; ILLI, U.; KUNZ, H.-R.; ROETHLIN, K.; SCHNEIDER, W.; TRITSCHLER, T.: Dehn- und Kräftigungsgymnastik. Stretching und dynamische Kräftigung. Stuttgart 1986.
- STERNAD, D.: Richtig Stretching für Freizeit- und Leistungssportler. München 1987.
- STERNAD, D.; BOZDECH, K.: Spass mit Stretching. München 1990.
- STONE, M.: Anpassungserscheinungen unter einem Krafttraining im Bereich von Bindegewebe und Knochen. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Köln 1994, 277-289.
- STRASS, D.: Veränderungen des Maximal- und Explosivkraftvermögens im Kurzzeitausdauerbereich. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schorndorf 1985, 136-143.
- SULLIVAN, M. K.; DEJULIA, J.; WORREL, T.: Effect of pelvic position and stretching method on hamstring muscle flexibility. In: Medicine and Science in Sports and Exercise 24 (1992) 12, 1383-1389.
- SULLIVAN, P. E.; MARKOS, P. D.; MINOR, M. A.: PNF – Ein Weg zum therapeutischen Üben. Stuttgart 1985.
- TABARY, J. C.; TABARY, C.; TARDIEU, C.; TARDIEU, G.; GOLDSPIK, G.: Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different length by plaster casts. In: Journal of Physiology 224 (1972) 231-244.
- TANIGAWA, M. C.: Comparison of hold-relax procedure and passive mobilization on increasing muscle length. In: Physical Therapy o.Jg. (1972) 52, 725-735.

- TAYLOR, B. F.; WARING, C. A.; BRASHEAR, T. A.: The Effects of Therapeutic Application of Heat or Cold Followed by Static Stretch on Hamstring Muscle Length. In: *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 21 (1995) 5, 283-286.
- TAYLOR, D. C.; DALTON, J. D.; SEABER, A. V.; GARRETT, W. E.: Viscoelastic properties of muscle tendon units – the biomechanical effects of stretching. In: *The American Journal of Sports Medicine* 18 (1990) 3, 300-309.
- THIENES, G.: *Beweglichkeitstraining. Grundlagen, Trainingsmethoden, Leistungssteuerung.* München 2000.
- THIGPEN, L. K.: Effects of statically performed toe touch stretches on torque production of the hamstrings and the quadriceps muscle groups. In: *Journal of Human Movement Studies* 17 (1989) 2, 71-88.
- THIGPEN, L. K.; MORITANI, T.; THIEBAUD, R.; HARGIS, J. L.: The acute effects of static stretching on alpha motoneuron excitability. In: WINTER, D. A.; NORMAN, R. W.; WELLS, R. P.; HAYES, K. C.; PATLA, A. E. (Hrsg.): *Biomechanics IX – A*, Champaign 1985, 352-357.
- THOMAS, J. R.; LOCHBAUM, M. R.: Planing Signifikant and Meaningful Research in Exercise Science: Estimating Sample Size. In: *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 68 (1997) 1, 33-43.
- TIDOW, G.: Schnelligkeitstraining unter besonderer Berücksichtigung der Kraftfähigkeit. In: BORN, H.-P.; HÖLTING, N.; WEBER, K. (Hrsg.): *Schnelligkeit im Tennis: konzeptionelle und trainingsmethodische Aspekte 1997a*, 45-67.
- TIDOW, G.: Flexibilitätsübungen für den Hürdensprinter Teil 1. In: *Leichtathletiktraining* 8 (1997b) 10, 3-11.
- TIDOW, G.; WIEMANN, K.: Zur Interpretation und Veränderbarkeit von Kraft-Zeit-Kurven bei explosiv-ballistischen Krafteinsätzen. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 44 (1993) 3, 92-103; 44 (1993) 4, 136-150.
- TIHANYI, J.: Die physiologischen und mechanischen Grundprinzipien des Krafttrainings. In: *Leistungssport* 17 (1987) 2, 38-44.
- TOFT, E.; ESPERSEN, G. T.; KALUND, S.; SINKJAER, T.; HORNEMANN, B.: Passive tension of the ankle before and after stretching. In: *Journal of Sports Medicine* 17 (1989) 4, 489-494.
- TOFT, E.; SINKJAER, K. S.; ESPERSEN, G. T.: Biomechanical properties of the human ankle in relation to passive stretch. In: *Journal of Biomechanics* 22 (1989) 11/12, 1129-1132.
- TOFT, E.; SINKJAER, T.; KALUND, S.; ESPERSEN, G. T.: Biomechanical properties of the human ankle in relation to passive stretch. In: *Journal of Biomechanics* 22 (1989) 11/12, 1129-1132.
- TUSKER, F.: *Bestimmung von Kraftparametern eingelenkiger Kraftmessungen.* Aachen 1994.
- ULLRICH, K.; GOLLHOFER, A.: Physiologische Aspekte und Effektivität unterschiedlicher Dehnmethoden. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 45 (1994) 9, 336-345.
- VERCHOSHANSKI, J.: *Ein neues Trainingssystem für azyklische Sportarten.* Münster 1995.
- VIIDIK, A.: Functional properties of collagenous tissues. In: HALL, D. A.; JACKSON, D.S. (Hrsg.): *International review of connective tissue research.* New York, London 1973, 127-209.
- VIOL, M.: Grundlagen zur Einschätzung des Muskeltonus. In: *Medizin und Sport* 25 (1985) 3, 78-81.
- VIOL, M.: Muskelmechanische Veränderungen nach fahrradergometrischer Belastung. In: *Medizin und Sport* 26 (1986) 2, 38-40.
- VIOL, M.: Zum Einfluß der Durchblutung auf den Muskeltonus. In: *Medizin und Sport* 28 (1988) 1, 22-25.
- VOGT, C.-H.; ARNOLD, G.; LIPPERT, H.: Relaxationseigenschaften menschlicher Sehnen. In: *European Journal of Applied Physiology* 32 (1973) 1, 87-98.
- VOß, G.: Elementare neuromuskuläre Bewegungsprogramme – eine Leistungsvoraussetzung für leichtathletische Sprungbewegungen. In: *Leistungssport* 21 (1991a) 2, 40-44.
- VOß, G.: Zur Ausbildung elementarer neuromuskulärer Bewegungsprogramme. In: *Leistungssport* 21 (1991b) 3, 47-50.
- VOß, G.; KRAUSE, T.: Zu den Beziehungen zwischen elementaren Bewegungsprogrammen als einen Ausdruck der Schnelligkeit und grundlegenden neuromuskulären Voraussetzungen. In: *Leistungssport* 21 (1991) 1, 24-28.
- VOß, G.; WERTHNER, R.: Leistungs- und Talentdiagnostik – Konsequenzen aus dem neuen Schnelligkeitstraining. In: *Leistungssport* 24 (1994) 4, 12-21.
- WALLIN, D.; EKBLÖM, B.; GRAHN, R.; NORDENBORG, T.: Improvement of muscle flexibility, a comparison between two techniques. In: *American Journal of Sports Medicine* 13 (1985) 4, 263-268.
- WANG, K.; McCARTER, R.; WRIGHT, J.; BEVERLY, R.; RAMIREZ-MITCHEL, R.: Viscoelasticity of the sarcomere matrix of skeletal muscles – The titin-myosin composite filament is a dual-stage molecular spring. In: *Biophysical Journal* 64 (1993) 1161-1177.
- WANG, K.; McCARTER, R.; WRIGHT, J.; BEVERLY, R.; RAMIREZ-MITCHEL, R.: Regulation of skeletal muscle stiffness and elasticity by titin isoforms: A test of the segmental extension model of resting tension. In: *Proceedings of the National Academy of Sciences* 88 (1991) 7101-7105.
- WANG, Q.: *Methodologische Probleme bei der diagnostischen Erfassung der Maximal- und Schnellkraftfähigkeit.* Köln 1999.

- WANK, V.: Biomechanische Analyse der Armstreckbewegung. In: SCHMIDTBLEICHER, D.; MÜLLER, A. F. (Hrsg.): Leistungsdiagnostische und präventive Aspekte der Biomechanik. St. Augustin 1994, 26-35.
- WARREN, C. G.; LEHMANN, J. F.; KOBLANSKI, J. N.: Elongation of rat tail tendon: Effect of load and temperature. In: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 52 (1971) 465-472.
- WEBER, R.: Muskelstimulation durch Vibration. In: Leistungssport 27 (1997) 1, 53-56.
- WEINECK, J.: Sportbiologie. Erlangen 1986.
- WEINECK, J.: Sportanatomie. Erlangen 1988.
- WEINECK, J.: Optimales Training. Balingen 1994.
- WEINECK, J.; KÖSTERMEYER, G.: Zur Bedeutung von elementaren Zeitprogrammen für die Sprintleistung und Talentdiagnose. In: Leistungssport 28 (1998) 2, 22-25.
- WENDLER, H.-J.: Ausgewählte Gymnastikprogramme zur Vorbereitung und Unterstützung sportlichen Trainings und sportmedizinischer Rehabilitation. In: Medizin und Sport 23 (1983) 4, 118-126.
- WIEMANN, K.: Die Muskelaktivität beim Laufen. In: Leistungssport 16 (1986) 4, 27-31.
- WIEMANN, K.: Die ischiocruralen Muskeln beim Sprint. In: Die Lehre der Leichtathletik Lehrbeilage 28 (1989) 27, 783-786, 28 (1989) 28, 816-818.
- WIEMANN, K.: Beeinflussung muskulärer Parameter durch ein zehnwöchiges Dehnungstraining. In: Sportwissenschaft 21 (1991) 3, 295-306.
- WIEMANN, K.: Stretching. Grundlagen, Möglichkeiten, Grenzen. In: Sportunterricht 42 (1993) 3, 91-106.
- WIEMANN, K.: Beeinflussung muskulärer Parameter durch unterschiedliche Dehnverfahren. In: HOSTER, M.; NEPPER, H.-U. (Hrsg.): Dehnen und Mobilisieren. Waldenburg 1994, 40-71.
- WIEMANN, K.: Die Effekte des Dehnens und die Behandlung muskulärer Dysbalancen. In: SIEWERS, M. (Hrsg.): Muskelkrafttraining. Bd. 1. Kiel 2000, 95-119.
- WIEMANN, K.; FISCHER, T.: Ruhespannung und Muskelkater. In: Sportwissenschaft 27 (1997) 4, 428-436.
- WIEMANN, K.; HAHN, K.: Influences of Strength, Stretching and Circulatory Exercises on Flexibility Parameters of the Human Hamstrings. In: International Journal of Sports Medicine 18 (1997) 340-346.
- WIEMANN, K.; KAMPHOEFNER, M.: Verhindert statisches Dehnen das Auftreten von Muskelkater nach exzentrischem Training? In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 46 (1995) 9, 411-421.
- WIEMANN, K.; KLEE, A.: Muskeldehnung zur Leistungsverbesserung im Sprint. Unveröffentlichter Forschungsbericht, Bundesinstitut für Sportwissenschaft Köln 1992.
- WIEMANN, K.; KLEE, A.: Dehnen und Stretching - Effekte, Methoden, Hinweise für die Praxis. In: Sportpraxis 40 (1999) 3, 8-12 (Teil 1) und Sportpraxis 40 (1999) 4, 37-41 (Teil 2).
- WIEMANN, K.; KLEE, A.: Die Bedeutung von Dehnen und Stretching in der Aufwärmphase vor Höchstleistungen. In: Leistungssport 30 (2000) 4, 5-9.
- WIEMANN, K.; KLEE, A.; STARTMANN, M.: Filamentäre Quellen der Muskel-Ruhespannung und die Behandlung muskulärer Dysbalancen. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 49 (1998) 4, 111-118.
- WIEMEYER, J.: Zentralnervöse Aktivierung und sportliche Leistung. Bundesinstitut für Sportwissenschaft. Köln 1990.
- WIEMEYER, J.: Der zielgerichtete Einsatz von Auf- und Abwärmen im Sport. In: SINGER, R. (Hrsg.): Neue Erkenntnisse zum Konditionstraining. Darmstadt 2001, 157-171.
- WIKTORSSON – MOELLER, M.; OEBERG, B.; EKSTRAND, J.; GILLQUIST, J.: Effects of warming up, massage, and stretching on range of motion and muscle strength in the lower extremity. In: American Journal of Sports Medicine 11 (1983) 4, 249-252.
- WILLIAMS, P. E.; GOLDSPINK, G.: Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle. In: Journal of Anatomy 127 (1978) 3, 459-468.
- WILLIAMS, P.; WATT, P.; BICIK, V.; GOLDSPINK, G.: Effect of stretch combined with electrical stimulation on the type of sarcomeres produced at the ends of muscle fibres. Experimental Neurology 93 (1986) 500-509.
- WILLIFORD, H. N.; EAST, J. B.; SMITH, F.; BURRY L. A.: Evaluation of warm-up for improvement in flexibility. In: American Journal of Sports Medicine 14 (1986) 4, 316-319.
- WILLIMCZIK, K. (Hrsg.): Forschungsmethoden in der Sportwissenschaft. Bd. 2 Grundkurs Datenerhebung 1. Ahrensburg 1983.
- WILLIMCZIK, K.: Statistik im Sport: Grundlagen, Verfahren, Anwendungen. Hamburg 1993.
- WILSON, G.; ELLIOTT, B.; WOOD, G.: Stretch shorten cycle performance enhancement through flexibility training. In: Medicine and Science in Sports and Exercise 24 (1992) 1, 116-123.
- WILSON, G.; WOOD, G.; ELLIOTT, B.: The Relationship between Stiffness of the Musculature and Static Flexibility: An Alternative Explanation for the Occurrence of Muscular Injury. In: International Journal of Sports Medicine 12 (1991) 4, 403-407.
- WIRHED, R.: Sportanatomie und Bewegungslehre. Stuttgart, New York 1984.

- WITTEKOPF, G.; SCHOBER, H.; KRAFT, W.: Zur Diagnostik von Beanspruchung und Wiederherstellung des neuromuskulären Systems am Beispiel des M. quadriceps femoris. In: *Medizin und Sport* 31 (1991) 6, 141-144.
- WOLPAW, J. R.: Adaptive plasticity in the primate spinal stretch reflex: reversal and re-development. In: *Brain Research* 87 (1983) 299-304.
- WORREL, T. W.; SMITH, T. L.; WINEGARDNER, J.: Effect of hamstring stretching on hamstring muscle performance. In: *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 20 (1994) 3, 154-159.
- WYDRA, G.: Muskeldehnung – aktueller Stand der Forschung. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 44 (1993) 3, 104-111.
- WYDRA, G.: Experimentelle Untersuchungen zur Effektivität verschiedener Muskeldehnstechniken. In: HOSTER, M.; NEPPER, H.-U. (Hrsg.): *Dehnen und Mobilisieren*. Waldenburg 1994, 13-39.
- WYDRA, G.: Beweglichkeit, muskuläre Lockerheit und Entspannung. In: BÖS, K.; BREHM, W. (Hrsg.): *Gesundheitssport: ein Handbuch*. Schorndorf 1998, 167-175.
- WYDRA, G.; BÖS, K.; KARISCH, G.: Zur Effektivität verschiedener Dehnstechniken. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 42 (1991) 9, 386-400.
- WYDRA, G.; GLÜCK, S.: Dynamisches Dehnen in der Sporttherapie? In: *Gesundheitssport und Sporttherapie* 18 (2002) 4, 124-128.
- WYDRA, G.; GLÜCK, S.; ROEMER, K.: Kurzfristige Effekte verschiedener singulärer Muskeldehnungen. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 50 (1999) 1, 10-16.
- YAMASHITA, T.; ISHII, S.; OOTA, I.: Effect of muscle stretching on the activity of neuromuscular transmission. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24 (1992) 1, 80-84.
- YOUNG, W.; ELLIOTT, S.: Acute effects of static stretching, proprioceptive neuromuscular facilitation stretching and maximum voluntary contractions on explosive force production and jumping performance. In: *Research Quarterly for Exercise and Sport* 72 (2001) 3, 273-279.
- ZACIORSKI, V.: *Die körperlichen Eigenschaften des Sportlers*. Berlin, München, Frankfurt 1977.
- ZACIORSKI, V.: Die körperlichen Eigenschaften des Sportlers. In: *Leistungssport* 3 (1973) 1, 3-5.
- ZACIORSKI, V.; ARUIN, A.; SELUJANOV, W.: *Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates*. Berlin 1984.
- ZERNICKE, R.; LOITZ, B.: Trainingseinflüsse auf das Bindegewebe. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Köln 1994, 86-103.
- ZIESCHANG, K.: Aufwärmen bei motorischem Lernen, Training und Wettkampf. In: *Sportwissenschaft* 8 (1978) 3/4, 235-251.
- ZIESCHANG, K.: Zur Beziehung von Reminiszenz und Warming-Up beim motorischen Lernen. In: *Motorik* 2 (1979) 3, 94-98.
- ZIESCHANG, K.: Zum Einfluß des Aufwärmens auf den motorischen Lernprozeß. In: *Beiheft zu Leistungssport* 22 (1980) 7, 63-73.

## Erklärung

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die der Fakultät für Sportwissenschaft der Technischen Universität München zur Promotionsprüfung vorgelegte Arbeit mit dem Titel:

**Untersuchungen zu den unmittelbaren Wirkungen verschiedener Dehnmethoden auf ausgewählte Kraftparameter**

am Lehrstuhl für Bewegungs- und Trainingslehre

unter der Anleitung und Betreuung durch Herrn Prof. Dr. Manfred Grosser

ohne sonstige Hilfe erstellt und bei der Abfassung nur die gemäß § 6 Abs. 5 angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe die Dissertation in keinem anderen Prüfungsverfahren als Prüfungsleistung vorgelegt.

Die vollständige Dissertation wurde in ..... veröffentlicht. Die Fakultät für ..... hat der Vorveröffentlichung zugestimmt.

Ich habe den angestrebten Doktorgrad **noch nicht** erworben und bin **nicht** in einem früheren Promotionsverfahren für den angestrebten Doktorgrad endgültig gescheitert.

Ich habe bereits am ..... bei der Fakultät für..... der Hochschule..... unter Vorlage einer Dissertation mit dem Thema..... die Zulassung zur Promotion beantragt mit dem Ergebnis: .....

Die Promotionsordnung der Technischen Universität München ist mir bekannt.

München, den 06.06.2003

Christine Höss-Jelten

.....  
Unterschrift