

1 Björn Begert, Dr. Martin Hillebrecht

2

3 Begert: Student Sport/Mathematik für Lehramt am Gymnasium an der Carl von

4 Ossietzky Universität Oldenburg

5 Hillebrecht: Leiter der Zentralen Einrichtung Hochschulsport der Carl von Ossietzky

6 Universität Oldenburg

7

8

9 **Einfluss unterschiedlicher Dehntechniken auf die reaktive Leistungsfähigkeit**

10 Effects of different stretching techniques on reactive performance

11

12 Anschrift:

13 Dr. Martin Hillebrecht

14 Zentrale Einrichtung Hochschulsport

15 Uhlhornsweg 49

16 26129 Oldenburg

17 Deutschland

18 hillebre@uni-oldenburg.de

19 0441-7983168

20

21

1 1 Einführung und Fragestellungen

2

3 In einer Zeit, in der bei Sportwettkämpfen oft schon Zentimeter oder
4 Hundertstelsekunden über Sieg und Niederlage entscheiden, ist es von besonderer
5 Bedeutung, die Leistungsfähigkeit eines Athleten zu optimieren. Neben dem Training
6 kommt dabei der unmittelbaren Wettkampfvorbereitung eine entscheidende
7 Bedeutung zu.

8 Ein zentraler Bestandteil vieler Vorbereitungsprogramme, die in der praxisorientierten
9 Literatur vorgestellt werden, sind Dehnübungen. Es werden dabei unterschiedliche
10 Ausführungstechniken propagiert, die sich in zwei Gruppen zusammenfassen lassen.
11 Nach der Ausführung unterscheidet man zwischen statischen (gehaltenen) und
12 dynamischen Muskeldehnungen. Die Beurteilung der Güte der anzuwendenden
13 Techniken erfolgt bisher meist nach dem Ausmaß der durch ihre Anwendung
14 erreichten Vergrößerung der Bewegungsamplitude. Es existieren eine Vielzahl von
15 Studien zu diesem Thema, die zu den unterschiedlichen Ergebnissen kommen.
16 Einen Überblick verschafft Wydra (1997).

17 Einige Untersuchungen betrachten durch Dehnen verursachte Veränderungen der
18 Leistungsfähigkeit. Zu erwähnen sind hier Hennig und Podzielny (1994), Rosenbaum
19 und Hennig (1997) sowie Künnemeyer und Schmidtbleicher (1997). Diese Autoren
20 gehen unter anderem der Frage nach, wie sich statisch durchgeführte Dehnungen
21 auf nachfolgende Kraftbelastungen auswirken.

22 Im Rahmen dieser Arbeit soll der Einfluss der angewandten Dehntechnik auf die
23 reaktive Leistungsfähigkeit untersucht werden. Da bei einer Vielzahl sportlicher
24 Bewegungen wie z.B. beim leichtathletischen Sprint und Weitsprungabsprung die

1 Leistungsfähigkeit vom vorhandenen Reaktivkraftniveau abhängig ist, handelt es sich
2 hierbei um eine gerade auch für die Sportpraxis relevante Fragestellung.

3 Nach dem vor allem von Bührlé (1989) entwickelten dimensionsanalytischen
4 Strukturierungsmodell der Kraft, können realisierte Kraftleistungen den
5 Beanspruchungsbereichen Maximal-, Schnell- und Reaktivkraft zugeordnet werden
6 (Neubert, 1999, 10). Unter Reaktivkraft wird hierbei das Vermögen verstanden, bei
7 schnell ablaufendem Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (Abfolge von exzentrischer und
8 konzentrischer Kontraktion eines Muskels innerhalb von 200ms, kurz: schneller DVZ)
9 einen maximalen konzentrischen Kraftstoß realisieren zu können (Bührlé, 1989,
10 319).

11 Als dimensionale Einflussfaktoren reaktiver Kraftleistungen werden innerhalb des
12 oben genannten Strukturierungsmodells in erster Linie die „Muskelstiffness“ (Summe
13 der Kräfte, die der Muskel der Längenänderung entgegensetzt), die Elastizität der
14 Sehnen der im DVZ arbeitenden Muskeln und „neuronale Aspekte“ wie Voraktivität
15 und Dehnungsreflexe aufgeführt, die unter dem Begriff „reaktive Spannungsfähigkeit“
16 zusammengefasst werden. Weitere Faktoren sind Maximalkraft- und schnelle
17 Kontraktionsfähigkeit (Neubert, 1999, 10f).

18 Künnemeyer und Schmidtbleicher beschreiben, dass statisches Dehnen zu
19 überdauernden Reduktionen der reaktiven Leistungsfähigkeit um 8 bis 9% des
20 Ausgangswertes bei Dropjumps (DJ) führt (1997, 40). Zum Einfluss der oft als
21 „Zerrtechnik“ abgetanen dynamischen Dehntechniken auf die Reaktivkraft werden
22 keine Aussagen gemacht.

23 Aus dem bisher Formulierten ergeben sich die folgenden wesentlichen
24 Fragestellungen:

25

- 1 • Treten überdauernde Reduktionen der reaktiven Leistungsfähigkeit ausgelöst
2 durch statisches Dehnen auf?
- 3 • Werden durch dynamisches Dehnen ähnliche Entwicklungen der
4 Reaktivkraftleistungen verursacht?
- 5 • Wie lassen sich die beobachteten Leistungsentwicklungen unter
6 Berücksichtigung des dimensionsanalytischen Strukturierungskonzeptes der
7 Reaktivkraft erklären?

8

9 Die Beantwortung dieser Fragen erfolgt auf der Basis eines durchgeführten
10 Experimentes, in dem der Einfluss der Anwendung verschiedener Dehntechniken auf
11 die Reaktivkraft untersucht wurde.

12

13 2 Darstellung der Theorie

14 Erklärungen für die Entwicklung der reaktiven Leistungsfähigkeit nach statischen und
15 dynamischen Dehnungen zu suchen, bedeutet ganz grundlegend zunächst den
16 Einfluss dieser Dehnungen auf mechanische und neurophysiologische Eigenschaften
17 des tendo-muskulären Systems zu betrachten. Hierzu existiert eine Vielzahl von
18 Untersuchungen. Einige wesentliche werden im folgenden aufgegriffen.

19 Ein in der Literatur beschriebener Effekt von überdauernden Muskeldehnungen mit
20 konstantem Dehnungsgrad ist eine sukzessive Reduktion der Dehnungsspannung
21 (Widerstand der Muskel-Sehnen-Einheit gegenüber einer durch Krafteinwirkung
22 verursachten Verlängerung des Systems).

23 Ullrich und Gollhofer (1994, 337ff) erklären dies mit Anpassungsreaktionen der
24 Bindegewebsstrukturen der Sehne. Die Fasern sind im ungedehnten Zustand nicht

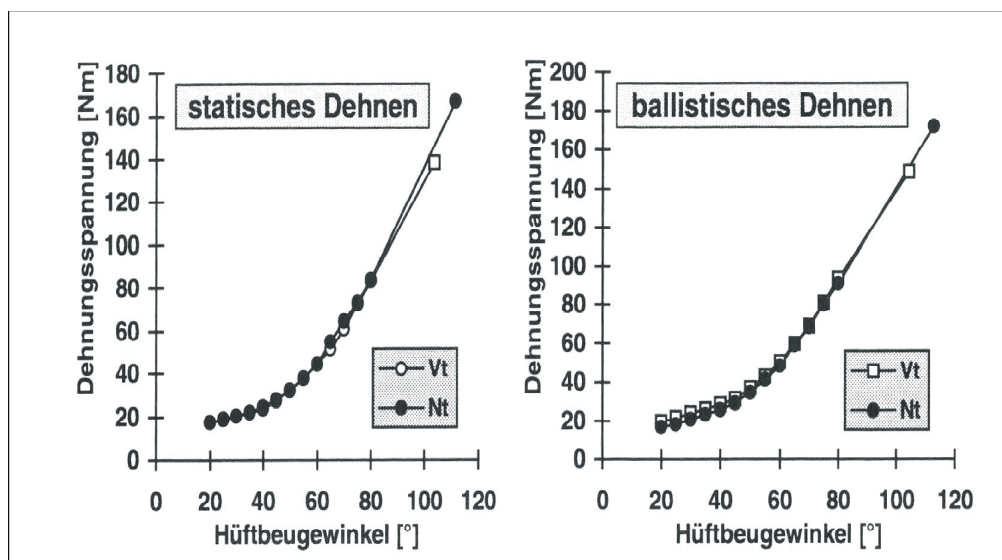
1 linear zur Zugrichtung der einwirkenden Kraft angeordnet. Bei geringer
2 Dehnungsgeschwindigkeit und Aufrechterhaltung der Dehnungsbelastung über einen
3 längeren Zeitraum richten sich die Fasern in Belastungsrichtung aus, wodurch eine
4 überdauernde Verlängerung der gesamten Bindegewebsstruktur hervorgerufen wird.
5 Das Auftreten dieses als „Creeping“ bezeichneten Effektes wird bei der Anwendung
6 aller Dauerdehntechniken, wie z.B. statischem Stretching und postisometrischer
7 Dehnung, erwartet und soll sich nur langsam wieder zurückbilden. Das Auftreten
8 eines Creeping-Effektes nach dynamischem Dehnen wird aufgrund der insgesamt
9 kurzen Reizdauer und der ständigen Unterbrechung des Dehnreizes von Ullrich und
10 Gollhofer nicht erwartet.

11 Die genannten Autoren belegen ihre Ausführungen durch den Verweis auf
12 experimentelle Befunde von Viidik (1980). Dieser untersuchte in vitro das
13 Dehnungsverhalten von Ratten entnommenen Sehnengewebes. Er wies u.a. nach,
14 dass vorheriges Dehnen bei erneutem Stretchen des Gewebes zu einer
15 Verringerung der Dehnungsspannung bei gleichem Dehnungsgrad gegenüber einer
16 isolierten Dehnung führt. Die Übertragbarkeit dieser Ergebnisse auf den
17 menschlichen Organismus schränkt er aufgrund der festgestellten Irreversibilität der
18 Spannungsreduktion auch bei geringen Dehnungsgrad jedoch selbst ein.

19 Für die elastischen Komponenten innerhalb der Muskelfaser ist das Auftreten eines
20 dem Creeping ähnlichen Effektes nicht zu erwarten. Nach Wiemann (2000) erfolgt
21 bei Muskeldehnungen die Kompensation der Dehnungsspannung bei nicht
22 aktiviertem Muskel durch die retikulären Mikrofibrillen und den hochelastischen
23 Abschnitt des Titins, der sich zwischen Z-Scheibe und Myosinfilament befindet. Bei
24 aktiviertem Muskel sind die geschlossenen Aktin-Myosin-Querbrücken zusätzlich an
25 der Spannungsaufnahme beteiligt. In beiden Fällen handelt es sich um Strukturen,
26 deren Dehnung sofort und vollständig reversibel ist.

1 Als Beleg für seine Ausführungen verweist Wiemann (2000, 103f) auf eine
2 Untersuchung von Ramsey und Street (1940, an isolierten Muskelfasern), mit der
3 nachgewiesen werden konnte, dass bei Dehnungen bis zu 160% der Ausgangslänge
4 der Faser die Längenänderung sofort reversibel ist. Größere Längenänderungen
5 würden mit einer Zerstörung der Faserstruktur einhergehen und treten bei der
6 Durchführung von Muskeldehnungen nicht auf.

7 Ebenfalls gegen das Auftreten eines Creeping-Effektes im gesamten Muskel-
8 Sehnen-System nach gehaltenen Muskeldehnungen sprechen die Ergebnisse zweier
9 weiterer Untersuchungen. Wiemann und Hahn (1997, 343) wiesen nach, dass nach
10 einem 15-minütigen Dehntraining der unteren Extremität der Verlauf der
11 Dehnungsspannung bei erneut ausgeführter Dehnung der ischiocruralen Muskulatur
12 im Vergleich zu dem vor der Dehnung nicht signifikant verändert ist. Dies gilt sowohl
13 für statisch als auch für dynamisch durchgeführte Dehnungen (vgl. Abb. 1).



14

15 Abbildung 1: Verlauf der Dehnungsspannung bei Erhöhung des Dehnungsgrades in
16 vivo (WIEMANN, 2000, S. 106). Messung der aufgetretenen Dehnungsspannung in
17 Nm von 20°-80° Hüftbeugewinkel in 5°-Intervallen und bei maximal möglicher
18 Gelenkbeugung.

1

2

3 Die gleichzeitig beobachtete hochsignifikante Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit
4 der Hüfte kann damit nicht durch Anpassungen im Bereich der visko-elastischen
5 Strukturen der Muskel-Sehne-Einheit erklärt werden. Die Autoren belegen, dass die
6 Verbesserungen der Beweglichkeit mit einer erhöhten maximal erträglichen
7 Dehnungsspannung einhergehen und damit durch neuronale Anpassungen
8 verursacht werden müssen. Sie vermuten eine erhöhte Toleranz der
9 Schmerzrezeptoren des tendo-muskulären Systems als Ursache.

10 Bestätigt werden diese Befunde auch durch ein von Magnusson et al. (1996)
11 durchgeführtes Trainingsexperiment zur Untersuchung der Auswirkungen eines
12 dreiwöchigen Beweglichkeitstraining mit gehaltenen Dehnungen. Auch hier zeigten
13 sich nach dem Training keine Verringerungen der Dehnungsspannung im Vergleich
14 zum Ausgangswert.

15 Damit bleibt also festzuhalten, dass die Beeinflussung mechanischer Eigenschaften
16 des tendo-muskulären Systems durch Muskeldehnungen nicht nachgewiesen
17 werden kann. Dies gilt nicht für den Einfluss des Dehnens auf *neuronale Vorgänge*.
18 Guissard et al. (1988) zeigten, dass während statisch durchgeführter Dehnübungen
19 die neuronale Erregbarkeit der gedehnten Muskeln stark verringert ist. Bei
20 Aufschaltung von H-Reflexen während statischer Dehnübungen des M. triceps surae
21 traten signifikante Reduktionen der Amplitude der H-Welle im Vergleich zum
22 Ausgangsniveau vor der Dehnung auf. Diese Verringerungen waren abhängig vom
23 Grad der durchgeführten Dehnungsbelastung. Bei maximalem Dehnungsgrad
24 konnten durchschnittlich Reduktionen auf ungefähr 20% des Ausgangsniveaus
25 festgestellt werden. Die Auslösung von T-Reflexen war in noch stärkerem Maße

1 gehemmt. Bei maximaler Dehnungsbelastung ließ sich keinerlei Reflexaktivität mehr
2 nachweisen. Die Autoren leiten aus ihren Befunden ab, dass während der Dehnung
3 sowohl die exzitatorische Erregungsleitung der Muskelspindeln (Aktivitätsdifferenz
4 zwischen H- und T-Reflexantwort), als auch die Erregbarkeit des α -
5 Motoneuronenpools (Aktivitätsreduktion bei H-Reflex) verringert ist, was auf den
6 hemmenden Einfluss der Golgi-Sehnenorgane zurückgeführt wird (Guissard et al.,
7 1988, 47ff).

8 Überdauernde Effekte eines statischen Dehntrainings für den M. triceps surae auf die
9 neuronalen Faktoren beschreiben Rosenbaum und Hennig (1995, 484ff).

10 Untersuchungsmethode war die Auslösung eines T-Reflexes durch mechanischen
11 Druck auf einen festgelegten Punkt der Achillessehne. Bei nach vorheriger statischer
12 Dehnung des m. triceps surae durchgeführten Messungen ergab sich bei der
13 Auslösung eines T-Reflexes im Vergleich zum Ausgangswert eine
14 Gesamtaktivitätsreduktion (bestimmt über das IEMG) des M. gastrocnemius um 15%
15 und des M. soleus um 18%.

16 Dynamische Dehnungen wurden weder von Guissard et al. (1988) noch von
17 Rosenbaum und Hennig (1997) untersucht. Eine kausale Rückführung der
18 beobachteten Effekte allein auf das statische Dehnen wäre daher unzulässig.

19 Insgesamt kann also festgehalten werden, dass Gründe für die nach gehaltenen
20 Dehnungen auftretende Beeinflussungen der reaktiven Leistungsfähigkeit vermutlich
21 nicht durch überdauernde Strukturveränderungen des Muskel-Sehne-Systems,
22 sondern eher durch Anpassung neurophysiologischer Steuerungsvorgänge erklärt
23 werden können.

24

25 3 Untersuchungsmethodik

1 *Personenstichprobe*

2 Es nahmen 35 Sportstudenten der Universität Oldenburg an der Untersuchung teil.
3 Sie wurden anhand von Vortestergebnissen so in die beiden Versuchsgruppen
4 Statische Dehnung (SD) und Dynamische Dehnung (DD) sowie eine Kontrollgruppe
5 (KG) eingeteilt, dass diese eine ähnliche Verteilung bezüglich reaktiver
6 Leistungsfähigkeit und Beweglichkeit aufwiesen.

7

8 Tab. 1: Mittelwerte (\pm Standardabweichung) wesentlicher Parameter der
9 Versuchsgruppen Statische Dehnung (VG SD) und Dynamische Dehnung (VG DD),
10 der Kontrollgruppe (KG) sowie der Personenstichprobe insgesamt

	VG SD	VG DD	KG	Gesamt
Anzahl der Probanden (m/w)	11 (6/5)	12 (7/5)	12 (6/6)	35 (19/16)
Alter [Jahren]	26 \pm 6	25 \pm 3	25 \pm 5	25 \pm 5
Größe [cm]	179 \pm 8	179 \pm 11	180 \pm 10	179 \pm 9
Masse [kg]	71 \pm 11	73 \pm 13	75 \pm 14	73 \pm 12

11

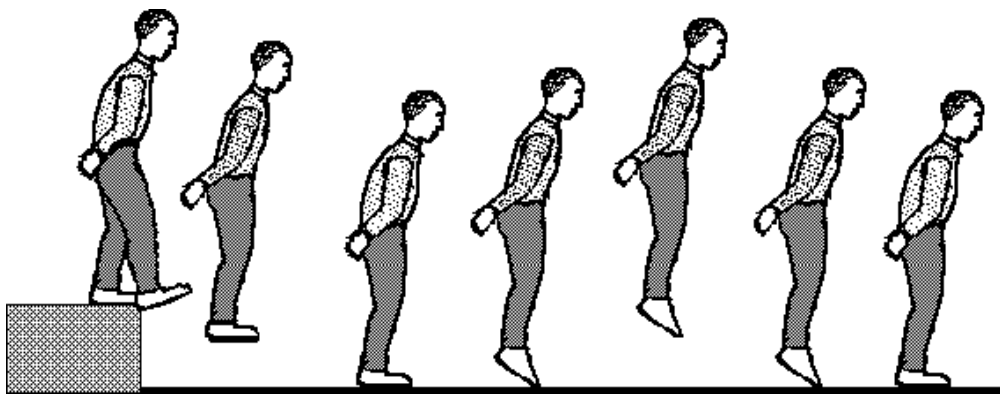
12

13 *Datenerhebung Reaktivkraft*

14

15 Die Diagnose der reaktiven Leistungsfähigkeit wird in der sportwissenschaftlichen
16 Forschung standardisiert durch die Untersuchung von Drop-Jumps (DJ)
17 vorgenommen (s. Abb. 2). Diese auch als Tief-Hochsprung bezeichnete
18 Bewegungsform wird durch den Absprung von einer erhöhten Position eingeleitet. Im
19 Anschluss an die Landung auf dem Boden erfolgt ohne Verzögerung ein erneuter
20 Absprung senkrecht nach oben (Bobbert, 1990, 8). Wird die Kontaktzeit nach der
21 ersten Landung auf dem Boden unter 200ms gehalten, liegt ein schneller DVZ und
22 damit eine reaktive Bewegung vor.

1



2

3 Abbildung 2: Bewegungsfolge des Drop-Jump

4

5

6 Innerhalb dieses Experimentes wurden bei der Ausführung von DJs die

7 Bodenkontaktzeit und die Dauer des daran anschließenden Sprunges bis zur

8 erneuten Landung mit Hilfe einer Kraftmessplattform bestimmt. In dieser waren 4

9 KISTLER Druckmesselemente 9067 verbaut, die jeweils über einen KISTLER

10 Ladungsverstärker, ein Interface und einen A/D-Wandler mit einem PC verbunden

11 wurden. Die Messung der auf die Druckmesselemente einwirkenden Kraft erfolgte

12 mit einer Frequenz von 1000 Hz.

13 Während der Ausführung der DJs wurde ein Elektromyogramm (EMG) der wesentlich

14 an der Generierung des vertikalen Kraftstoßes während des DJ beteiligten Muskeln

15 der Streckerkette der unteren Extremität erhoben (M. gastrocnemius (GA), M. soleus

16 (SO) und M. vastus medialis (VM)). Zur Erfassung wurde ein EMG-Gerät der Firma

17 Biovision (Biovision Inputbox) eingesetzt. Die Ableitung erfolgt mittels

18 Babyelektroden (Fa. Hellige), die mit Kleberingen befestigt wurden. Das Signal

19 wurde durch elektrodennahe Vorortverstärker 1000fach verstärkt, gefiltert (Bandpass

20 10-700 Hz) und dann der Inputbox zugeführt. Die Filterung deckt die im EMG

21 auftretenden Frequenzbereiche ab. Der hohe Eingangswiderstand der Verstärker mit

1 1 Gigaohm trägt zu einer Artefaktresistenz bei. Kabelartefakte konnten durch
2 Verdrillen der Elektrodenkabel und die sichere Befestigung der Kabel durch
3 Klebeband minimiert werden. Die Einzugsfrequenz betrug 1000 Hz pro Kanal bei
4 einer Auflösung von 12 Bit.

5 Die Datenerfassung erfolgte mit Hilfe des Programmes Dasy-Lab 4.010.

6

7

8 *Datenverarbeitung und Parameter der reaktiven Leistungsfähigkeit*

9

10 Die EMG-Daten wurden gleichgerichtet und anschließend digital geglättet. Sowohl
11 die gleichgerichteten EMGs als auch die geglätteten Daten konnten in der
12 Auswertungssoftware dargestellt werden, um die Festlegung von Kontraktionsbeginn
13 und -ende vornehmen zu können.

14 Die Verarbeitung der erhobenen Daten wurde halbautomatisch mit einer speziell für
15 diese Untersuchung entwickelten Software durchgeführt. Ihre Halbautomatik bestand
16 darin, dass vorgegebene Start- und Endzeitpunkte von Kontaktzeitpunkten auf der
17 Kraftmessplattform und die Aktivitätszeiten der untersuchten Muskeln nach visueller
18 Kontrolle manuell verändert werden konnten.

19 Mit Hilfe des Flugzeitverfahrens wurde aus den Kontaktzeitpunkten indirekt über die
20 Flugzeit die erreichte Erhöhung des Körperschwerpunktes (Sprunghöhe h) bestimmt.

21 Durch Quotientenbildung ging aus erreichter Sprunghöhe in Metern und
22 Bodenkontaktzeit (t_k) in Sekunden der Reaktivitätsindex (RI) hervor, dessen Wert als
23 Parameter für die reaktive Leistungsfähigkeit angesehen werden kann (Neubert,
24 1999, 320). Die Validität des Parameters RI für den Untersuchungsbereich reaktive

1 Leistungsfähigkeit ist also gesichert. Die Reliabilität wurde durch Korrelation der
2 einzelnen erreichten RIs eines Probanden zu einem Messzeitpunkt überprüft und fällt
3 mit Werten zwischen $r=0,94$ und $r=0,96$ sehr hoch aus. Die Auswertungsobjektivität
4 erreicht aufgrund der Halbautomatik der Auswertung mit einem
5 Korrelationskoeffizienten von $r=0,99$ ein nahezu optimales Ergebnis.

6 Aus den erhobenen EMG-Ableitungen wurden Kennwerte für die während der DJ-
7 Bewegung vorhandene Muskelaktivität bestimmt. Als Maß für die Aktivität in den
8 einzelnen Phasen der DJ-Bewegung wurde das jeweilige IEMG festgelegt. Die
9 zeitliche Unterteilung orientierte sich an Empfehlungen von Neubert (vgl. Tabelle 2).
10 Dort wird Muskelaktivität innerhalb der 200 ms direkt vor dem Beginn des
11 Bodenkontaktes als Voraktivität (VOR) bezeichnet. Daran schließt die Latenzzeit
12 (LAT) von etwa 30 ms an. Nach Ablauf dieser Zeitspanne ist das Auftreten von
13 Dehnungsreflexen, ausgelöst durch die hohe Dehnungsgeschwindigkeit in der
14 exzentrischen Phase der DJ-Bewegung, zu erwarten. Diese Phase reicht bis etwa
15 120 ms nach dem ersten Bodenkontakt. Dort gemessene Aktivität wird als
16 reflexinduzierte Aktivität (RIA) bezeichnet. Die Muskelaktivität, die daran
17 anschließend bis zum Ende des Bodenkontaktes auftritt, wird als ausschließlich
18 willkürlich erzeugt angesehen und späte EMG-Aktivität (SEA) genannt (Neubert,
19 1999, 109).

20

21 Tab. 2: Während der Durchführung der Drop-Jumps erhobene Parameter und ihre
22 Bedeutung

Parameter	Bedeutung	Einheit
h	Maximale Erhöhung des KSP während der zweiten Flugphase (bestimmt über	m

	Flugzeitverfahren)	
t_k	Bodenkontaktzeit (Dauer des ersten Bodenkontaktes)	s
RI	Reaktivitätsindex (Quotient aus Flughöhe und Bodenkontaktzeit)	m/s
IEMG RIA- Phase des VM	Integral des gleichgerichteten EMG des M. vastus medialis während der reflexinduzierten Phase (31-120 ms nach Beginn des Bodenkontaktes)	mVs
IEMG RIA- Phase des SO	Integral des gleichgerichteten EMG des M. soleus während der reflexinduzierten Phase (31-120 ms nach Beginn des Bodenkontaktes)	mVs

1

2

3 *Datenerhebung Dehnbarkeit*

4

5 Da die Dehnbarkeit der Muskulatur der unteren Extremität ohne größere Eingriffe
6 nicht direkt bestimmt werden konnte, wurde sie durch die erreichte Beweglichkeit des
7 Hüftgelenkes abgeschätzt. Verwendung fand hier der Straight-Leg-Test.

8 Es erfolgte von einem erhöhten Punkt (Kasten) aus dem aufrechten Stand heraus
9 eine Rumpfbeuge vorwärts, die mit gestreckten Beinen und Armen auszuführen war.

10 Als Maß für die Dehnbarkeit wurde hier die mit den Fingerspitzen erreichte Position
11 in Relation zur Kastenhöhe angesehen. Bei positiven Werten erreichten die

1 Fingerspitzen eine mindestens zwei Sekunden zu haltende Endposition unterhalb der
2 Kastenoberkante (Weineck, 1997, 518ff).

3

4

5 *Untersuchungsdesign und –durchführung*

6

7 Der Ausführung dieses Experiment lag ein zweifaktorieller Versuchsplan mit
8 Messwiederholung auf einem Faktor zugrunde. Dabei stellten die erbrachten
9 Leistungen der Probanden bei reaktiven Bewegungen (DJ) zu den einzelnen
10 Messzeitpunkten die abhängige Variable dar, deren Beeinflussung von der Wirkung
11 der unabhängigen Variable Dehnung (statisch, dynamisch oder ohne) bestimmt
12 wurde. Es wurden Messungen der reaktiven Leistungsfähigkeit direkt vor, direkt im
13 Anschluss und 30 min nach Beendigung der Dehnung vorgenommen.

14 Der konkrete Ablauf der Untersuchung soll im Folgenden kurz beschrieben werden.

15 Nach dem Anlegen der Oberflächenelektroden auf die rasierten und geschmirelten
16 Hautstellen und einer allgemeinen, standardisierten Erwärmung der Probanden,
17 wurde bei der Durchführung von drei DJ aus 24 cm Höhe der RI erhoben (Vortest).

18 Die Bewegungsanweisung durch den Testleiter erfolgte standardisiert. Die
19 wesentlichen Vorgaben waren: Minimierung der Bodenkontaktzeit nach der ersten
20 Flugphase, Maximierung der Höhe der zweiten Flugphase, Fixierung der Arme am
21 Körper durch Stützen der Hände in die Hüften und das Aufrechterhalten des
22 Oberkörpers während der gesamten Bewegung. Das Springen erfolgte ohne Schuhe.

23 Daran anschließend folgte die Durchführung des Treatments. Die Probanden
24 absolvierten je nach Versuchsgruppe ein statisches (SD), dynamisches (DD) oder
25 kein (KG) Dehnprogramm der unteren Extremität.

1 Es wurde darauf geachtet, statisch und dynamisch jeweils gleichartige Übungen
2 (gleiche Dehnposition und ähnliche Gesamtdauer der Dehnungsbelastung)
3 vorzugeben, um einzig die angewendete Technik als Einflussfaktor der
4 unabhängigen Variable Dehntraining auf Reaktivkraftleistungen zu erhalten. Die
5 Probanden der Versuchsgruppen SD und DD führten jeweils sechs unterschiedliche
6 Dehnübungen aufeinanderfolgend mit beiden Beinen aus. Jeweils zwei Übungen
7 erzeugten dabei eine Dehnungsbelastung der ischiocruralen Muskulatur, des M.
8 quadriceps femoris und des M. triceps surae. Damit sind die wesentlichen, an der
9 Generierung des Bewegungsimpulses beteiligten Muskelgruppen erfasst. Die Dauer
10 der einzelnen Dehnungen pro Bein mit 15 s bei statischer und 12 zügigen,
11 maximalen Wiederholungen bei dynamischer Ausführung kann als ausreichend zur
12 Erzielung einer verbesserten Dehnbarkeit angenommen werden (Borms et al., 1987,
13 45 und Wydra et al., 1997, 13) und orientiert sich an der sportlichen Praxis. Bestätigt
14 wird diese Annahme für die gesamte hintere Muskulatur der unteren Extremität durch
15 die Differenzen der erreichten Leistungen im direkt vor und nach dem Dehntraining
16 durchgeführten Straight-Leg-Test (vgl. Tabelle 3).

17 Die Bewegungsanweisung bzgl. der verwendeten Dehnübung war standardisiert. Für
18 die statischen Übungen wurde ein langsames Einnehmen der maximalen
19 Dehnposition gefordert. Bei der Durchführung der dynamischen Dehnungen erfolgten
20 nach der Einnahme einer submaximalen Dehnposition rhythmische, federnde
21 Bewegungen bis in den maximalen Dehnbereich. Die Kontrolle der Ausführung
22 erfolgte visuell durch den Versuchsleiter.

23 Unmittelbar anschließend wurde erneut die Leistung der Probanden bei der
24 Ausführung von DJ (drei Versuche aus 24 cm Höhe) bestimmt (Nachtest 1). Die
25 Untersuchungsteilnehmer wurden nun aufgefordert, sich nicht körperlich zu betätigen

1 bis 30 Minuten nach Beendigung der Dehnübungen vergangen waren. Zu diesem
2 Zeitpunkt wurde erneut die DJ-Leistung erhoben (Nachtest 2).

3

4

5 *Statistische Auswertung*

6

7 Zum erwarteten Einfluss der unterschiedlichen Dehnmethoden auf die reaktive
8 Leistungsfähigkeit wurden statistische Hypothesen bezüglich der Entwicklungen der
9 RIs der Versuchsgruppen SD und DD und der Kontrollgruppe formuliert und
10 varianzanalytisch überprüft. Durch das Untersuchungsdesign und die Formulierung
11 der Hypothesen war eine mehrfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung
12 (MANOVA) als Methode vorgegeben. Die Ausführung erfolgte mit Hilfe von
13 SPSS/PC+ 9.01. Statistische Zusammenhänge mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit
14 von $p \leq 0,05$ wurden als statistisch signifikant, mit $p \leq 0,01$ als hochsignifikant
15 angesehen.

16 Als wesentliche Voraussetzungen für die Anwendung einer MANOVA wurden die
17 Normalverteilung der Messwerte einer Gruppe zu einem Versuchszeitpunkt
18 (Kolmogorov-Smirnov-Test), die Korrelationshomogenität der Messwerte zu einem
19 Versuchszeitpunkt und die Varianzhomogenität dieser Werte (BARTLETT-BOX-Test)
20 überprüft. Dabei ergaben sich keinerlei Voraussetzungsverletzungen.

21

22

23 4 Ergebnisse

1 Dass die eingesetzten Dehnübungen zur Vergrößerung der Bewegungsreichweite
 2 beim Straight-Leg-Test beigetragen haben, zeigt Tabelle 3. Vergrößerungen der
 3 Bewegungsreichweite werden durch ein positives Vorzeichen angegeben. Die beiden
 4 Versuchsgruppen SD und DD erreichten hierbei jeweils auch im Vergleich zur
 5 Kontrollgruppe hochsignifikante Verbesserungen ($p < 0,01$).

6

7 Tab. 3: Mittlere Veränderungen aller Gruppen im Straight-Leg-Test in cm (\pm
 8 Standardabweichungen).

	VG Statische Dehnung	VG Dynamische Dehnung	Kontrollgruppe
Veränderungen [cm]	+ 3,7 \pm 1,49	+ 4,0 \pm 1,79	+ 0,7 \pm 0,44

9

10

11 Tabelle 4 zeigt die Ergebnisse für die Entwicklung der Reaktivkraftindices für alle
 12 Gruppen.

13

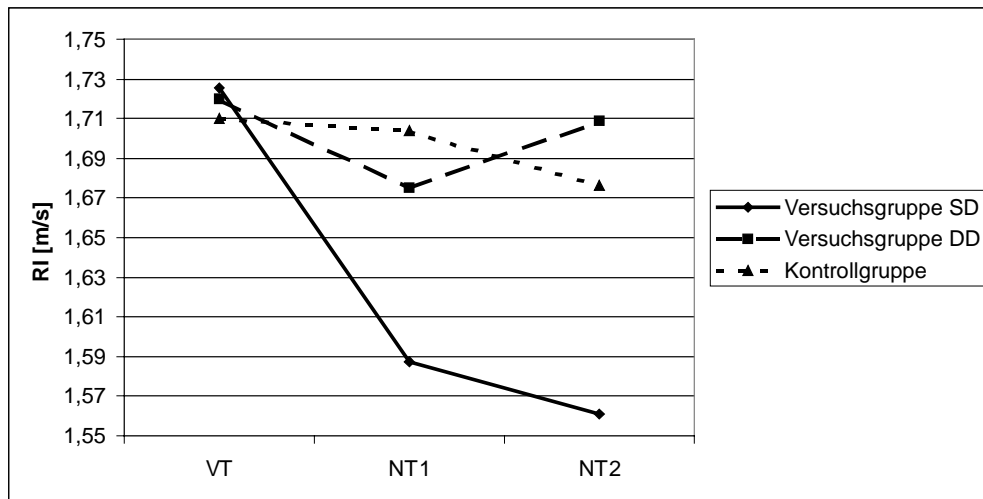
14 Tab. 4: Durchschnittliche Reaktivitätsindices (RI) aller Gruppen in m/s (\pm
 15 Standardabweichungen) unmittelbar vor, nach und 30 min nach Beendigung der
 16 Dehnung.

	VG Statische Dehnung	VG Dynamische Dehnung	Kontrollgruppe
Vortest	1,73 \pm 0,415	1,72 \pm 0,527	1,71 \pm 0,486
Nachtest	1,59 \pm 0,435	1,68 \pm 0,506	1,70 \pm 0,485
Nachtest 30 min	1,56 \pm 0,472	1,70 \pm 0,509	1,68 \pm 0,442

17

18 Die in Abb. 3 dargestellten Verläufe der durchschnittlichen Reaktivkraftindices der
 19 einzelnen Versuchsgruppen weisen darauf hin, dass das Dehnen die reaktive
 20 Leistungsfähigkeit beeinflusst hat.

21



1

2 Abbildung 3: Mittlere Reaktivitätsindices aller Gruppen vor (VT), direkt nach (NT1)

3 und 30 min nach Beendigung (NT2) der jeweiligen Dehnung

4

5

6 Der durchschnittliche RI der Kontrollgruppe blieb vom VT zum Nachttest 1 (NT1)

7 nahezu unverändert (Verringerung <1%) und sank dann leicht zum Nachttest 2 (NT2)

8 auf etwa 98% des Ausgangsniveaus ab.

9 Einen davon deutlich abweichenden Verlauf zeigten die durchschnittlichen

10 Reaktivitätsindices der Versuchsgruppe SD. Im Vergleich zum VT sank der erhobene

11 Parameter RI beim NT1 auf 92% , beim NT2 auf 90% des Ausgangsniveaus.

12 Bei der varianzanalytischen Überprüfung der RI-Entwicklungen der beiden

13 genannten Untersuchungsgruppen zeigt sich, dass sich die Leistungen der

14 Versuchsgruppe SD im Vergleich zur KG vom VT zum NT1 signifikant schlechter

15 entwickelten (Blockeffekt mit $F(1;21)=4,83$; $p<0,05$ und Interaktion Gruppe x Block

16 mit $F(1;21)=4,08$; $p<0,05$). Für den Vergleich der RIs von VT und NT2 wurde das

17 Signifikanzniveau des Blockeffektes mit ($F(1;21)=5,17$; $p<0,05$) klar erfüllt, das der

18 Interaktion aber mit $F(1;21)=2,27$; $p=0,07$ knapp verfehlt.

1 Trotz der fehlenden Signifikanz der Interaktion ist ein klarer Trend sichtbar. Es ist
2 davon auszugehen, dass eine Hinzunahme weiterer Probanden zu einem statistisch
3 deutlicheren Effekt führt. Daher kann als ein zentrales Ergebnis des Experimentes
4 formuliert werden:

5

6 *Kurzzeitiges, statisches Dehnen verursacht eine zeitlich überdauernde*
7 *Verringerung der reaktiven Leistungsfähigkeit.*

8

9 Die Entwicklung der durchschnittlichen Drop-Jump Leistungen der Versuchsgruppe
10 DD zeigte nahezu keine auf das erfolgte Treatment zurückzuführenden
11 Anpassungen. Vom VT zum NT1 ergab sich eine Verringerung des durchschnittlich
12 erreichten Reaktivitätsindex um weniger als 3%. Beim NT2 lässt sich dann aber
13 ein Anstieg des RI im Vergleich zum NT1-Ergebnis um 2% beobachten. Die
14 Differenzen der durchschnittlich erreichten Leistungen zu den einzelnen
15 Versuchszeitpunkten zwischen Versuchsgruppe DD und der Kontrollgruppe waren
16 eher gering. Bei der varianzanalytischen Auswertung ließen sich folglich auch keine
17 signifikant unterschiedlichen Entwicklungen nachweisen.

18 Insgesamt ist also als weiteres wesentliches Ergebnis des durchgeführten
19 Experimentes festzuhalten:

20

21 *Dynamisch durchgeführtes Dehnen führt nicht zu signifikanten Beeinflussungen*
22 *der reaktiven Leistungsfähigkeit.*

23

1 Zu betrachten bleibt noch der Vergleich der Leistungen der beiden Versuchsgruppen
2 SD und DD. Die RIs der Gruppe SD entwickelten sich verglichen mit denen der
3 Gruppe DD sowohl vom VT zum NT1 als auch vom VT zum NT2 deutlich negativer.
4 Dies kann statistisch untermauert werden. Schon der Vergleich von VT- und NT1-
5 Leistungen führte bei hochsignifikantem Blockeffekt ($F(1;21)=10,81$ und $p<0,01$) zu
6 einem nur äußerst knappen Verfehlen des Signifikanzniveaus der Interaktion Gruppe
7 x Block mit $F(1;21)=2,80$ und $p=0,055$. Bei der Gegenüberstellung der RIs der
8 Versuchsgruppen zu den Zeitpunkten VT und NT2 wurde es dagegen mit
9 $F(1;21)=5,85$ und $p<0,05$ für den Blockeffekt und $F(1;21)=4,50$ und $p<0,05$ für die
10 Interaktion sicher erreicht.

11 Dies führt zur Formulierung dieses gerade auch für die Sportpraxis beachtenswerten
12 Ergebnisses:

13

14 *Auch im Vergleich zur indifferenten Wirkung des dynamischen Dehnens wirkt*
15 *sich die Durchführung von statischen Dehnungen tendenziell negativer auf die*
16 *reaktive Leistungsfähigkeit aus.*

17

18

19 5 Diskussion und Interpretation

20

21 Die im vorherigen Kapitel beschriebenen Resultate des Experimentes weisen auf
22 eine Beeinflussung der reaktiven Kraftleistungen durch eine kurzzeitige, statische
23 Dehnung hin und belegen die von Künnemeyer und Schmidtbleicher (1997, 40)
24 formulierten Ergebnisse bezüglich des Auftretens von überdauernden

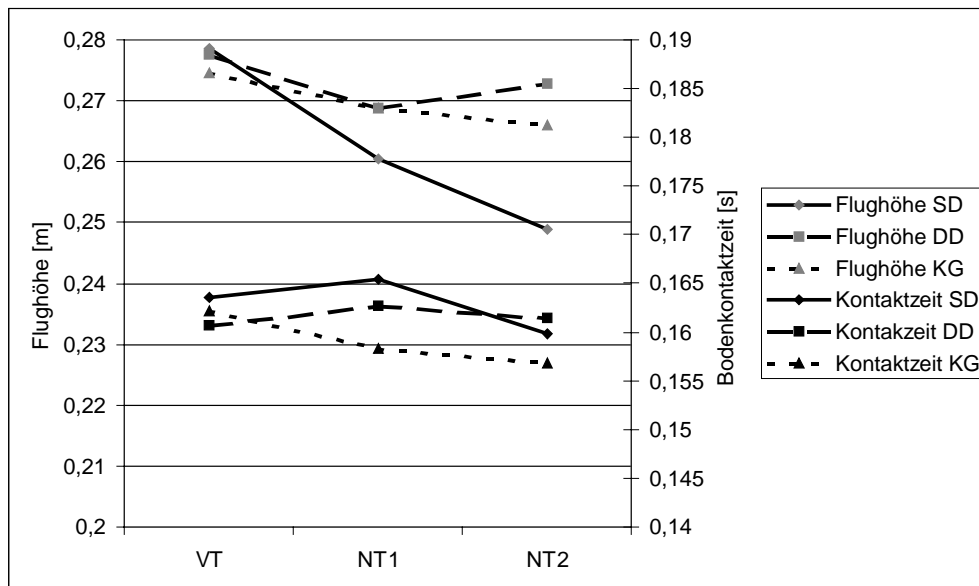
1 Leistungsreduktionen bei der Durchführung von DJ nach statischer Dehnung im
2 Vergleich zum Ausgangswert. Selbst das Ausmaß dieser Reduktionen betreffend
3 ergeben sich Übereinstimmungen. Neu hinzu kam in dieser Untersuchung jedoch der
4 Ansatz, dieselben Parameter nach dynamischer Dehnung zu erheben. Die
5 Ergebnisse zeigen, dass durch dynamisches im Gegensatz zu statischem Dehnen
6 keine Reduktion der reaktiven Leistungsfähigkeit verursacht wird.

7 Im Folgenden sollen ausgehend von den bei der Durchführung der DJ erhobenen
8 Messwerte mögliche Erklärungsansätze der beobachteten Leistungsentwicklungen
9 dargestellt werden.

10 Da sich die erhobene Messgröße Reaktivitätsindex aus dem Quotienten von
11 erreichter Flughöhe und der Bodenkontaktzeit zusammensetzt, kann eine
12 auftretende Veränderung des Leistungsparameters auf beide Einflussfaktoren
13 zurückzuführen sein.

14 Vergleicht man die in Abb. 4 skizzierten Entwicklungen der bei den DJ erreichten
15 Flughöhen und der Bodenkontaktzeiten mit den in Abb. 3 dargestellten Verläufen der
16 RIs, wird deutlich, dass Anpassungen der reaktiven Leistungsfähigkeit vor allem auf
17 Veränderungen der Flughöhen und damit der Größe des erzeugten resultierenden,
18 vertikalen Kraftstoßes während des Bodenkontaktes beruhen. Diese Annahme kann
19 statistisch untermauert werden.

20



1

2 Abbildung 4: Mittlere Flughöhen (in m) und Bodenkontaktzeiten (in s) der Drop-Jump
 3 Bestversuche der Versuchsgruppen Statische Dehnung (SD), Dynamische Dehnung
 4 (DD) und der Kontrollgruppe (KG) vor (VT), direkt nach (NT1) und 30 min nach
 5 Abschluss (NT2) der Dehnung

6

7

8 So zeigte sich beim Vergleich der Flughöhenentwicklungen zwischen

9 Versuchsgruppe SD und der Kontrollgruppe ein hochsignifikant schlechterer Verlauf
 10 vom VT zum NT2 des Parameters bei der erstgenannten Gruppe (Interaktion

11 $p < 0,01$). Ein statistischer Trend war auch beim Vergleich der entsprechenden Daten
 12 von VT zu NT1 zu verzeichnen (Interaktion $p = 0,11$). Auch zwischen den

13 Versuchsgruppen SD und DD ließen sich signifikante Unterschiede des Verlaufes

14 der bei den Drop-Jumps erreichten Flughöhen zwischen VT und NT2 erkennen. Die

15 Höhen der Versuchsgruppe SD entwickelten sich hochsignifikant negativer als die

16 der Gruppe DD (Interaktion $p < 0,01$). Im Vergleich der Messwerte von VT und NT1

17 zeigte sich zumindest ein statistischer Trend (Interaktion $p = 0,122$).

1 Der hier statistisch überprüfte Verlauf der Flughöhen verhält sich analog zu den
2 beobachteten Anpassungen der Reaktivitätsindices. Die Bodenkontaktzeiten
3 veränderten sich von VT zu den jeweiligen Nachttests im Gruppendurchschnitt
4 maximal um weniger als 3%. Statistisch signifikante Abweichungen ergaben sich hier
5 nicht. Insgesamt kann also festgehalten werden:

6

7 *Nach der Durchführung von kurzzeitigen Dehnungen auftretende Entwicklungen*
8 *der mittleren Reaktivitätsindices sind hauptsächlich auf eine Veränderung der*
9 *erreichten Flughöhen nach dem ersten Bodenkontakt zurückzuführen.*

10

11 Es besteht eine direkte Abhängigkeit der beim DJ erreichten Flughöhe von dem in
12 der konzentrischen Phase dieser Bewegung erzeugten vertikalen Kraftstoß, denn die
13 Flughöhe lässt sich nach der Formel

14

15
$$h = \frac{1}{2} \cdot \frac{\left(\frac{F \cdot t}{m}\right)^2}{g},$$

16

17 berechnen, wobei h:= Flughöhe (in m), F:= durchschnittlich erzeugte vertikale Kraft
18 (in N), t:= Dauer der konzentrischen Bewegungsphase des Bodenkontaktes (in s),
19 m:= Masse des beschleunigten Körpers (in N) und die konstante Erdbeschleunigung
20 $g=9,81 \text{ m/s}^2$ gilt (Grehn, 1992, 20f).

21 Da die Bodenkontaktzeit insgesamt zwischen VT und NT1 sowie NT2 statistisch
22 keinen Änderungen unterlag, kann davon ausgegangen werden, dass auch ihr
23 konzentrischer Anteil annähernd gleich geblieben ist. Eine Veränderung des dort

1 entwickelten Kraftimpulses I kann also nur auf eine Veränderung der in dieser Phase
2 durchschnittlich erzeugten vertikalen Kraft zurückzuführen sein ($I=F \bullet t$).

3 Da die Generierung von außenwirksamen Kräften im menschlichen Organismus nur
4 durch Muskelkontraktionen erfolgen kann, ist davon auszugehen, dass das
5 Treatment Dehnung als einzig mögliche Ursache der aufgetretenen Veränderungen
6 entweder die Erzeugung der Kraft selbst (neuromuskuläre Anpassungen) oder die
7 mechanische Wirksamkeit der erzeugten Kräfte (tendo-muskuläre
8 Strukturveränderungen) beeinflusste.

9 Wie aus der Darstellung anderer Untersuchungen in Abschnitt 2 hervorgeht, sind
10 Einflüsse der Muskeldehnungen auf mechanische Eigenschaften nicht zu erwarten.
11 Erklärungen für die beobachteten Leistungsentwicklungen sind daher eher auf
12 neurophysiologischer Ebene zu suchen. Bei Betrachtung der in der Einleitung
13 aufgeführten dimensional Einflussfaktoren der Reaktivkraft fällt somit besonders
14 die Reflexaktivität ins Auge.

15 Mögliche Auswirkungen sowohl der Anwendung statischer als auch dynamischer
16 Dehnmethoden auf die Reflexaktivität werden im Folgenden diskutiert.

17 Von zentraler Bedeutung ist hierbei, dass im Anschluss an eine hochfrequente
18 Innervation die Effektivität der Erregungsleitung sowohl in exzitatorischen als auch in
19 inhibitorischen synaptischen Verbindungen sowie in Muskelfasern vorübergehend
20 erhöht ist. Dieser Vorgang kann verallgemeinernd als Potenzierung bezeichnet
21 werden. Die Effektivitätssteigerung der Erregungsleitung wird von Güllich (1996, 11)
22 unter Einbeziehung weiterer Untersuchungen auf die nach hochfrequenter
23 Innervation erhöhte verbleibende Kalziumionenkonzentration an den beteiligten
24 präsynaptischen Membranen zurückgeführt, wodurch dort bei erneuter Erregung die
25 Wahrscheinlichkeit der Ausschüttung der Transmittersubstanzen (Acetylcholin und
26 Glutamat) gesteigert wird.

1 Es bleibt also das Auftreten dieser Effekte bei den untersuchten Dehnungen zu
2 klären. Die Spannung innerhalb der Muskulatur wird von den Golgi-Sehnenorganen,
3 die sich größtenteils im Muskel-Sehnen- bzw. Sehnen-Knochenübergang befinden,
4 registriert. Erfolgt eine Erhöhung der Spannung des tendo-muskulären Systems
5 beispielsweise durch Dehnen, führt dies bei ausreichender Reizstärke (hoher
6 Dehnungsgrad) zu einer Innervation der von den Golgi-Sehnenorganen
7 ausgehenden Ib-Afferenzen und durch Erregungsweiterleitung über hemmende
8 Interneurone zur Auslösung des Sehnenschutzreflexes. Bei maximalem
9 Dehnungsgrad, wie wir ihn beim statischen Dehnen vorfinden, kann man von einer
10 hochfrequenten Innervation der exzitatorisch wirkenden Ib-Fasern ausgehen. Damit
11 wären die Voraussetzungen für eine postsynaptische Potenzierung und eine
12 Verbesserung der Erregbarkeit der hemmenden Interneurone geschaffen. Kommt es
13 zu einer erneuten Dehnbelastung, würde verursacht durch die Potenzierung bei
14 gleicher Dehnungsspannung die Innervation der hemmenden Interneurone verstärkt
15 und der maximal erreichbare Dehnungsgrad, wie von Wiemann und Hahn (1997)
16 beschrieben, gesteigert. Es wäre zu erwarten, dass dieser Effekt auch nach
17 Beendigung des Dehntrainings erhalten bleibt, da je nach Nervenfasertyp ein
18 zeitliches Überdauern zwischen sechs Minuten und mehreren Stunden
19 nachgewiesen wurde (Güllich, 1996, 81).

20 Dies bedeutet für den hier beschriebenen Sachverhalt, dass bei allen erneuten
21 Spannungserhöhungen des gedehnten Muskels innerhalb des beschriebenen
22 Zeitraumes, wie beispielweise in der exzentrischen Bewegungsphase bei der
23 Durchführung von DJs eine stärkere Hemmung seiner α -Motoneuronenaktivität und
24 damit auch seiner Muskelaktivität gegenüber dem Ausgangszustand zu erwarten
25 wäre.

1 Dies wäre insbesondere in der exzentrischen Phase des DVZ und dem daran
2 anschließend notwendigen Zeitraum zum Durchlaufen des Reflexbogens der Fall
3 und führt zu der Annahme, dass im Anschluss an ein statisches Dehnen die
4 Muskelaktivität gegenüber dem Ausgangswert verringert ist (vgl. Abb. 5). Kritisch
5 bleibt aber anzumerken, dass diese Effekte durch die gleichzeitig erhöhte
6 Kalziumionenausschüttung in den Muskelzellen (Aufwärmeeffekt) kompensiert werden
7 könnte. So konnten nach exzentrischen Kontraktionen (Cavanagh & Komi, 1979),
8 aber auch nach Stretching (Muro & Nagata, 1985) erhöhte
9 Kalziumionenausschüttungen festgestellt werden. Dehnübungen könnten daher
10 einen verbesserten Ionentransport in den Muskelzellen zur Folge haben.

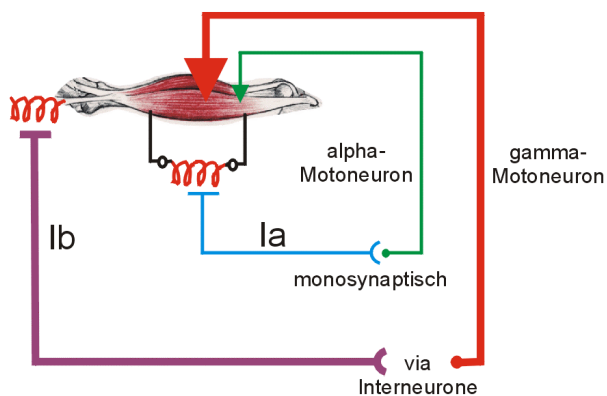
11 Da sowohl während des statischen als auch während des dynamischen Dehnens
12 ähnliche Dehnungsspannungen erreicht werden, wäre auch bei der Anwendung der
13 letztgenannten Methode von einer Aktivitätsreduktion des gedehnten Muskels
14 verursacht durch Veränderungen der Ib-Afferenzen auszugehen.

15 Die Länge der Muskulatur wird in den Muskelspindeln gemessen. Während in den
16 Kernkettenfasern vorwiegend die absolute Länge des Muskels bestimmt wird,
17 erfassen die die Kersackfasern umschlingenden Muskelspindeln hauptsächlich
18 Veränderungen der Muskellänge. Mit zunehmender Dehnungsgeschwindigkeit steigt
19 die Erregungsfrequenz der vor allem von den Spindeln der Kernsackfasern
20 ausgehenden Ia-Afferenzen an.

21 Durch das langsame Einnehmen der Dehnposition beim statischen Dehnen sind
22 Auswirkungen auf die Erregungsfrequenz der Ia-Afferenzen nicht zu erwarten. Dies
23 gilt nicht für dynamische Dehnungen, denn bei ausreichend hoher
24 Dehngeschwindigkeit wird eine Aktivierung der Muskelspindeln verursacht. Ist die
25 Dehngeschwindigkeit so hoch, dass eine hochfrequente Innervation der von diesem
26 Organ ausgehenden exzitatorischen Ia-Afferenzen erfolgt, kann hier sogar das

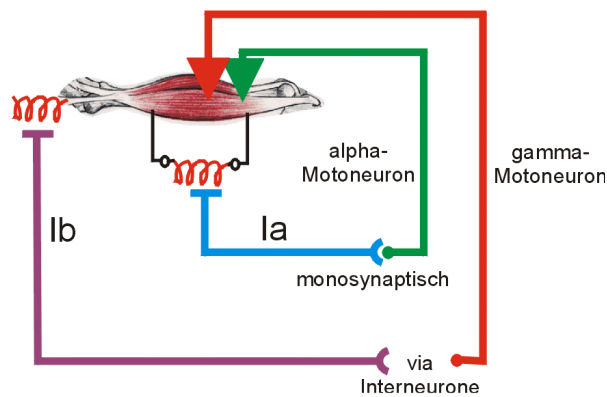
1 Auftreten von Potenzierungen angenommen werden. Da die Aktivierung der
 2 Muskelspindeln zu einer Steigerung der Muskelaktivität des gedehnten Muskels führt
 3 (Klinke & Silbernagl, 1994, 638), würde sich die Potenzierung der Ia-Afferenzen
 4 positiv auf die Muskelaktivität während erneuter Dehnungsbelastungen im Anschluss
 5 an ein dynamisch durchgeführtes Dehntraining auswirken. Bei der Durchführung von
 6 DJs zu diesem Zeitpunkt wäre also in der exzentrischen Phase des DJ bei den im
 7 DVZ arbeitenden Muskeln eine Steigerung der Reflexaktivität zu erwarten (vgl. Abb.
 8 5).

9



- Nach statischem Dehnen:**
- Potenzierung der Ib-Afferenzen
 - verbesserten Erregbarkeit der hemmenden Interneurone
- Nach dynamischem Dehnen:**
- Potenzierung der Ib-Afferenzen
 - verbesserten Erregbarkeit der hemmenden Interneurone
 - +
 - Potenzierung der Ia-Afferenzen.
 - verbesserten Erregbarkeit der aktivierenden Neurone
- Gegenseitige Aufhebung?

10



11

12

13 Abbildung 5: Modellvorstellung zum Auftreten von reflektorischen Veränderungen bei
 14 erneuten Dehnungsbelastungen im Anschluss an Dehnübungen

1

2

3 Mit den in Abbildung 5 beschriebenen Mechanismen könnten die
4 Leistungsentwicklungen beider Versuchsgruppen auch im Vergleich zu denen der
5 Kontrollgruppe beschrieben werden. Durch statisches Dehnen könnte die
6 Muskelaktivität in der reflexinduzierten Phase der DJ-Bewegung reduziert, der
7 erzeugte Kraftstoß verringert und somit die reaktive Leistungsfähigkeit insgesamt
8 vermindert werden.

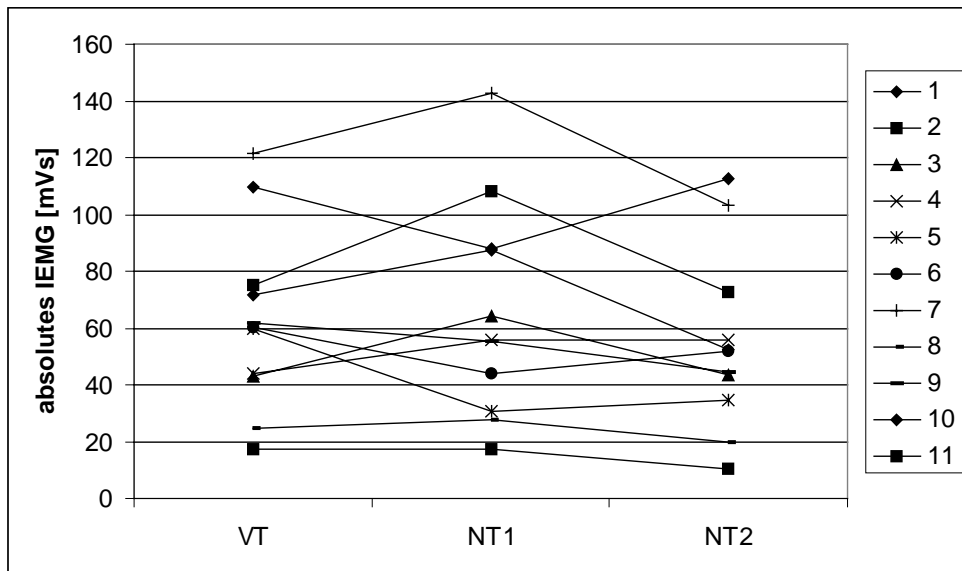
9 Derselbe Effekt tritt vermutlich nach dynamischer Dehnung auf, wird aber durch eine
10 Erhöhung der von den Ia-Afferenzen ausgehenden Dehnungsreflexaktivität
11 kompensiert, so dass sich die reaktive Leistungsfähigkeit dieser Gruppe im Vergleich
12 zur Versuchsgruppe SD signifikant positiver entwickelt.

13 Der Nachweis dieser vermuteten neuronalen Anpassungen durch EMG-Analyse ist
14 nicht direkt möglich, da der Anteil der durch Reflexe generierten Muskelaktivität an
15 der Gesamtaktivität während der Durchführung von DJ der im DVZ arbeitenden
16 Muskeln nicht exakt quantifizierbar ist.

17 Daher wurde als Parameter für die Entwicklung der Reflexaktivität das IEMG der
18 RIA-Phase, als Kennwert für die Gesamtaktivität, der Bewegungsphase, in der das
19 Auftreten von reflexinduzierter Aktivität erwartet worden war, ausgewählt.

20 Beispielhaft sind in Abbildung 6 die Entwicklungen dieses Parameters des M. vastus
21 medialis der Versuchsgruppe SD dargestellt.

22



1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17

Abbildung 6: Entwicklung der absoluten IEMGs der RIA-Phase während eines Drop-Jump des m. vastus medialis der Versuchsgruppe Statische Dehnung

Bei drei Probanden trat vom VT zum NT1 eine deutliche Verringerung auf (1, 5 und 6), drei weitere (2, 8 und 9) zeigten kaum Veränderung und die übrigen fünf wiesen deutliche Steigerungen der EMG-Aktivität in der untersuchten Bewegungsphase auf. Durch den uneinheitlichen Verlauf der Messwerte einer Versuchsgruppe wird klar, dass keine sinnvolle Interpretation dieser möglich ist.

Dieses Resultat sollte jedoch nicht dazu führen, den Erklärungsansatz für die beobachteten Entwicklungen der reaktiven Leistungsfähigkeit insgesamt abzulehnen, zumal die Ergebnisse, der schon in Abschnitt zwei dargestellten Untersuchungen von Guissard et al. (1988) und Rosenbaum und Hennig (1995, 1997), Hinweise auf die Gültigkeit der angenommenen Anpassungen der Reflexaktivität durch Dehnen liefern.

Insgesamt kann also festgehalten werden:

1 Die angewendete Dehnmethode hat einen überdauernden Einfluss auf die reaktive
2 Leistungsfähigkeit. Dabei wirkt sich statisches Dehnen im Vergleich zu dynamischem
3 deutlich negativer aus. Gründe für die beobachteten Leistungsentwicklungen sind
4 unserer Ansicht nach eher auf neuronaler Ebene zu suchen. Vermutet wird eine
5 Beeinflussung der Reflexaktivität, die aber mit der innerhalb dieser Untersuchung
6 verwendeten Messmethodik nicht nachgewiesen werden konnte.

7

8

9 Literatur

10

11 Bobbert, M. F. (1990). Drop Jumping as a Training Method for Jumping Ability.
12 *Sports Medicine*, 9, 7-22.

13

14 Borms, J., Van Roy, P., Santens, J. P. & Haentjens, A. (1987). Optimal duration of
15 static stretching exercises for improvement of coxo-femoral flexibility.
16 *Journal of Sports Sciences*, 5 (1), 39-47.

17

18 Bührle, M. (1989). Maximalkraft – Schnellkraft – Reaktivkraft. Kraftkomponenten und
19 ihre dimensionale Struktur. *Sportwissenschaft*, 19, 311-325.

20

21 Cavanagh, P. R. & Komi, P. V. (1979). Electromechanical delay in human skeletal
22 muscle under concentric and eccentric contractions. *European Journal of*
23 *Applied Physiology*, 42, 159-163.

24

- 1 Grehn, J. (Hrsg.). (1992). *Metzler Physik*. Hannover: Schroedel.
- 2
- 3 Guissard, N., Duchateau, J. & Hainaut, K. (1988). Muscle stretching and motoneuron
4 excitability. *European Journal of Applied Physiology*, 58, 47-52.
- 5
- 6 Güllich, A. (1996). *Schnellkraftleistungen im Anschluss an maximale und*
7 *submaximale Krafteinsätze*. Köln: Sport und Buch Strauß.
- 8
- 9 Hennig, E. & Podzielny, S. (1994). Die Auswirkungen von Dehn- und
10 Aufwärmübungen auf die Vertikalsprungleistung. *Deutsche Zeitschrift für*
11 *Sportmedizin*, 6, 253-260; 45
- 12
- 13 Klinke, R. & Silbernagl, S. (Hrsg.). (1994). *Lehrbuch der Physiologie*. Stuttgart: Georg
14 Thieme.
- 15
- 16 Künnemeyer, J. & Schmidtbleicher, D. (1997). Die rhythmische neuromuskuläre
17 Stimulation (RNS). *Leistungssport*, 2, 39-42; 50.
- 18
- 19 Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Sorensen, H. & Kjaer, M. (1996).
20 A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *Journal*
21 *of Physiology*, 497.1, 291-298.
- 22

- 1 Muro, M. & Nagata, A. (1985). The effects of electromechanical delay of muscle
2 stretch of the human triceps surae. In Winter, D.A., Norman, R.W., Wells,
3 R.P., Hayes, K.C. & Patla, A.E. (Hrsg.), *Biomechanics IX-A* (S. 86-90).
4 Champaign, IL: Human Kinetics .
5
- 6 Neubert, A. (1999). *Zur Diagnostik und Trainierbarkeit des reaktiven*
7 *Bewegungsverhaltens*. Köln: Sport und Buch Strauß
8
- 9 Ramsey, R.W. & Street, S. (1940). The isometric length-tension diagram of isolated
10 skeletal muscle fibres of the frog. *Journal of Cell and Com. Physiology*, 15,
11 11ff.
12
- 13 Rosenbaum, D. & Hennig, E. M. (1995). The influence of stretching and warm-up
14 exercises on Achilles tendon reflex activity. *Journal of Sports Sciences*, 13,
15 481-490.
16
- 17 Rosenbaum, D. & Hennig, E. M. (1997). Veränderungen der Reaktionszeit und
18 Explosivkraftentfaltung nach einem passiven Stretchingprogramm und
19 10minütigem Aufwärmen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 48, 95-99.
20
- 21 Ullrich, K. & GOLLHOFER, A. (1994). Physiologische Aspekte und Effektivität
22 unterschiedlicher Dehnmethode. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*,
23 45, 336-345.
24

- 1 Viidik, A. (1980): Mechanical Properties of Parallel-fibred Collagenous Tissues. In
2 Viidik, A. & Vuust, J. (Ed.), *Biology of Collagen* (237-255). London, New
3 York, Toronto, Sydney, San Francisco: Academic Press.
- 4
- 5 Weineck, J. (1997). *Optimales Training: Leistungsphysiologische Trainingslehre*
6 *unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings.*
7 Balingen: Spitta
- 8
- 9 Wiemann, K. (2000): Effekte des Dehnens und die Behandlung muskulärer
10 Dysbalancen. In Siewers, M. (Hrsg.), *Muskelkrafttraining, Band 1:*
11 *Ausgewählte Themen.* Kiel: Siewers.
- 12
- 13 Wiemann, K. & Hahn, K. (1997). Influences of Strength, Stretching and Circulatory
14 Exercises on Flexibility Parameters of the Human Hamstrings. *International*
15 *Journal of Sports Medicine*, 18, 340-346.
- 16
- 17 Wydra, G. (1997). Stretching – ein Überblick über den aktuellen Stand der
18 Forschung. *Sportwissenschaft*, 27, 409-427.

1

2 Zusammenfassung:

3 Dehnungsgymnastik spielt in der Vorbereitung auf sportliche Aktivitäten eine große
4 Rolle. Diese Arbeit geht der Frage nach, welchen Einfluss Dehnübungen auf
5 nachfolgende reaktive Belastungen haben. Dazu werden statische und dynamische
6 Dehnungen bezüglich ihrer Auswirkungen auf die reaktive Leistungsfähigkeit beim
7 Tiefsprung (Dropjump) verglichen. Statische Dehnübungen führen zu signifikanten
8 Verschlechterungen der Sprunghöhen beim Dropjump, während dynamische
9 Dehnübungen keine signifikanten Veränderungen produzieren. Zur
10 Ursachenerklärung werden verschiedene Reflexmechanismen betrachtet und
11 reflektorische Auswirkungen der verschiedenen Dehntechniken diskutiert.

12

13 Abstract

14 Muscle stretching plays an important role in the preparation for sport activities. This
15 paper looks into the question what influence stretching exercises have on following
16 reactive drop jumps. For this, static and dynamic stretching exercises are compared
17 in respect to their effect on reactive efficiency in drop jumps. Static stretching
18 exercises lead to a significant deterioration in jumping heights, while dynamic
19 stretching exercises do not produce significant modifications. To identify the causes
20 of this result, different reflex mechanisms are studied and the effects different
21 stretching techniques have on reflex activity are discussed.

22