

A. Klee, K. Wiemann

Der Einfluss von Flüssigkeitsverschiebungen auf die Bestimmung muskulärer Dehnungsparameter

Influence of fluid shifts on the estimation of passive muscle stretching parameters

Arbeitsgruppe Bewegungslehre, Bergische Univ.-Gesamthochschule Wuppertal

Zusammenfassung

Die Quantifizierung der viskoelastischen Relaxation und der Dehnungs-Entdehnungshysterese der ischiokruralen Muskeln wird in der Regel durch Hüftbeugetests oder Kniestrecktests in vertikaler Bewegungsebene durchgeführt. Um zu prüfen, wie stark entsprechende Befunde durch schwerkraftbedingte Flüssigkeitsverschiebungen im Testbein beeinflusst werden, wurde bei sieben Vpn das Schwerkraftmoment eines Beines vor und nach statischem und dynamischem Hüftbeugetest in Rücken- bzw. Seitenlage ermittelt. Während nach dem Testen in Seitenlage keine Gewichtsveränderungen auftraten, war nach statischem und dynamischem Hüftbeugetest in Rückenlage das Schwerkraftmoment des Beines um 7,9% bzw. 5,0% reduziert. Dies wird durch eine Flüssigkeitsverschiebung unter der Wirkung der Schwerkraft erklärt. Als Folge kann beim Hüftbeugetest in Rückenlage eine Fehleinschätzung der Dehnungsparameter der ischiokruralen Muskeln von bis zu 28% auftreten. Um diesen Messfehler zu vermeiden, sollten die Dehtests somit bei Seitenlage der Versuchsperson durchgeführt werden.

Schlüsselwörter: Beweglichkeit, Dehnungsspannung, Hysterese, Bewegungsreichweite, Messfehler

Summary

Quantification of viscoelastic stress relaxation and of stretch-release-hysteresis of the hamstrings is usually obtained by means of the straight leg raise test or a knee extension test. In order to find out to what extent results of the above-mentioned test procedures are influenced by gravity-induced displacement of body-fluids, the gravity moment in the examined leg of seven subjects was tested before and after a straight leg raise test in supine and in lateral position. During static as well as dynamic straight leg raise test in supine position a weight reduction of 7.5% and 5% respectively was detected, whereas in lateral position a reduction of weight did not occur. This can be explained by gravity-induced fluid shifts in the tested leg. In consequence a misjudgement of the stretching parameters amounting to 28% may occur in a straight leg raise test in supine position. To avoid this error of measurement the test procedures should be carried out in lateral position.

Keywords: flexibility, stretching tension, hysteresis, range of motion (ROM), error of measurement

Einleitung

Untersuchungen von Dehnungsparametern des menschlichen Muskels *in vivo* werden meist an den ischiocruralen Muskeln (isch. M., die hintere Oberschenkelmuskulatur) vorgenommen (z.B. 9, 11–17, 21, 23, 26, 27, 29, 30). Dabei wird in der Regel die Versuchsperson (Vp) in Rückenlage positioniert, das gestreckte Bein in der Hüfte gebeugt und gemessen, welcher Hüftwinkel dabei erreicht wird (straight leg raise, SLR), d.h. welche Bewegungsreichweite (BRW) die isch. M. zulassen. Durch die Aufzeichnung des Widerstandes, den die passiven, willentlich entspannten isch. M. der Dehnung entgegensetzen, erhält man Aufschlüsse über das Ruhespannungs-Dehnungsverhalten von Muskeln *in vivo*.

Die BRW, die in den älteren Untersuchungen oft ausschließlich bearbeitet wurde, hängt stark von der maximalen Spannung in der finalen Dehnungsstellung und somit auch von der Toleranz der Vpn gegenüber dem auftretenden Dehnungsschmerz ab (26). Die Zunahme der BRW, die durch alle Dehnungsmethoden sowohl im Rahmen kurzzeitiger Pro-

gramme (15 Min.) als auch im Rahmen langfristiger Trainingsprogramme (mehrere Wochen) erreicht werden kann, wird offensichtlich vor allem durch eine Erhöhung der maximalen Spannung und der Toleranz der Vpn gegen Dehnungsspannung verursacht (9, 16, 26). Somit besitzt der Parameter „BRW“ nur eine eingeschränkte Aussagefähigkeit über die Wirkung von Dehnungsmaßnahmen auf das Ruhespannungs-Dehnungsverhalten der Muskeln.

Zusätzlich können sich in der maximalen Dehnungsstellung unbewusste Kontraktionen der beteiligten Muskeln auf die gemessene Dehnungsspannung störend auswirken. Somit scheint auch die maximale Dehnungsspannung kein reliabler Parameter zur Abbildung von Muskeldehneigenschaften zu sein. Aus diesem Grund wird in den letzten Jahren der Ruhespannung der isch. M. im submaximalen Bereich bzw. der viskoelastischen Spannungsrelaxation während einer Fixierung im maximalen oder submaximalen Dehnbereich mehr Aufmerksamkeit gewidmet (9, 11–16, 21, 24).

Ein weiterer Parameter, der in den aktuelleren Untersuchungen berechnet wird, ist die Hysterese der Deh-

nungsspannung: Wird ein Muskel gedehnt und aus der finalen Dehnungsstellung wieder in die entdehnte Ausgangsposition zurückgeführt, so liegt die Entdehnungskurve etwas unterhalb der Dehnungskurve, d.h. der Muskel entwickelt in identischen Gelenkwinkelstellungen bei der Entdehnung etwas weniger Dehnungswiderstand als bei der Dehnung (11), es zeigen sich Hysteresisschleifen.

Für die elastischen Eigenschaften des Muskels, die sich durch den Widerstandszuwachs im Laufe einer Dehnung verdeutlichen (Dehnungskurve), werden in letzter Zeit die tertiären Filamente innerhalb der Muskelfaser, insbesondere die Titinfilamente, verantwortlich gemacht (28). Das plastische Verhalten der Muskulatur, das sich durch die Abnahme der Dehnungsspannung bei Arretierung in gedehnter Position und durch die Hysterese äußert, ist vor allem Folge der viskösen Eigenschaften des Muskels, die ebenfalls z.T. den Titinfilamenten zugeschrieben werden müssen, denn auch bei Dehnungen von einzelnen Titinfilamenten und -molekülen zeigen sich Hysteresen und Abnahmen der Dehnungsspannung, die denjenigen von Muskelfasern und von Muskeln vergleichbar sind (5, 6). Nun ist es gerade dieses plastische Verhalten, das durch Dehnungsmaßnahmen im Rahmen von Kurzzeitrainingsprogrammen beeinflusst werden soll, denn neben dem Ziel der Vergrößerung der BRW soll der Widerstand eines Muskels gegen eine Dehnung reduziert werden. Messungen der Dehnungsspannung und der Abnahme der Dehnungsspannung der Muskeln in der statischen Phase einer Dehnung sowie Erhebungen des Ausmaßes der Hysterese sind als einmalige Befunderhebung nur von untergeordnetem Erkenntnisinteresse. Erst bei der Überprüfung der Wirkung verschiedener Treatments anhand dieser Parameter erhalten

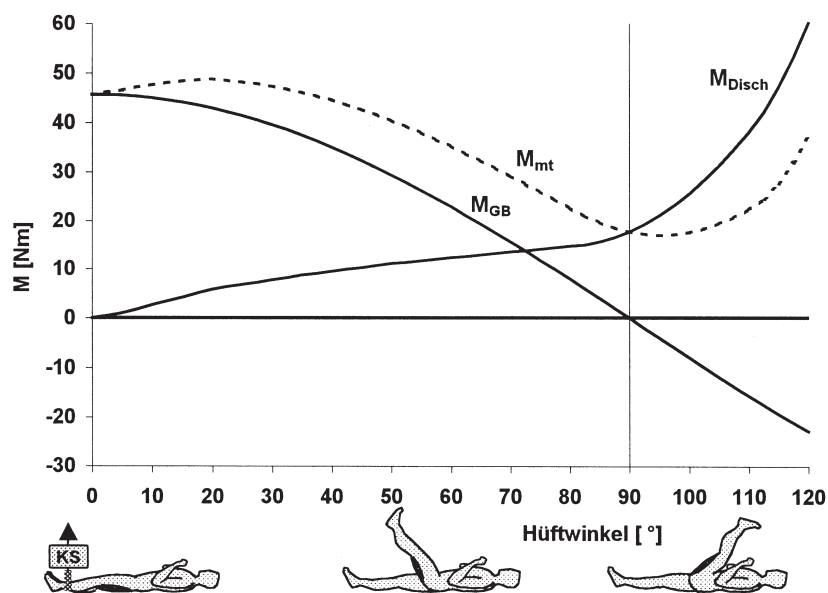


Abbildung 1: Modellbeispiel einer Muskeldehnungskurve (M_{Disch}), beim SLR, ermittelt aus dem von außen erfassbaren Gesamtmoment (M_{mt}) und dem berechenbaren Schwerkraftmoment des Testbeins (M_{GB}); KS: Kraftsensor.

die Untersuchungen praxisrelevante Bedeutung. Hierbei müssen die Messungen zweimal durchgeführt werden (Vortest und Nachtest), wobei die Differenzen zwischen Vor- und

Nachtest oft nur gering sind, so dass selbst kleine Messfehler die Untersuchungsergebnisse stark verfälschen können.

Problemstellung

Soll der Dehnungswiderstand der isch. M. beim SLR in Rückenlage erhoben werden, so muss die Gewichtskraft des Beins entweder durch ein Gegengewicht ausgeglichen (26, S. 298 f.) oder gemäß der folgenden Formel berücksichtigt werden:

$$M_{Disch} = M_{mt} - M_{GB} \quad [1]$$

M_{Disch} = Dehnungswiderstand der isch. M. (als Drehmoment bezogen auf das Hüftgelenk)

M_{mt} = das registrierte Moment

M_{GB} = Schwerkraftmoment des Beins bezogen auf das Hüftgelenk

Dabei wird das Schwerkraftmoment des Beins vor dem Dehnvorgang bei gestreckter Hüfte (Bein in der Horizontalen, M_{GBh}) gemessen (vgl. 17) und dann für die jeweiligen Hüftwinkel mit der folgenden Formel berechnet:

$$M_{GB} = M_{GBh} \cdot \cos \alpha \quad [2]$$

α = Winkel zwischen dem Bein und der Horizontalen (Hüftwinkel, gestreckte Hüfte = 0°)

Somit erhält die Formel [1] die folgende Form:

$$M_{Disch} = M_{mt} - M_{GBh} \cdot \cos \alpha \quad [3]$$

Den mechanischen Gegebenheiten entsprechend wird demnach M_{Disch} bei Hüftwinkeln $< 90^\circ$ kleiner als M_{mt} , bei Hüftwinkeln $> 90^\circ$ größer als M_{mt} (Abb. 1). Es handelt sich beim Dehnungswiderstand der isch. M. beim SLR in Rückenlage somit um eine Größe, die berechnet - und nicht direkt gemessen wird. Die Genauigkeit der Berechnung hängt folglich unmittelbar ab erstens von der Genauigkeit, mit der das Schwerkraftmoment des Beins bezogen auf das Hüftgelenk vor der Messung ermittelt wird, und zweitens von den Veränderungen des Schwerkraftmoments des Beins durch Weichteil- und insbesondere Flüssigkeitsverschiebungen, die durch das Anheben des Beins von der Horizontalen in die Vertikale verursacht werden.

Bei einer intensiven Literaturrecherche nach Untersuchungen zur Genauigkeit der Messung des Schwerkraftmoments des Beins und dessen Veränderung durch Flüssigkeitsverschiebungen konnten lediglich einige Berichte und Beiträge zur Veränderung des Blutvolumens in den Beinen unter dem Einfluss der Orthostase (18), von Unterdruck (22), der Schwerelosigkeit oder simulierter Schwerelosigkeit (1, 4) gefunden werden, bei denen die Volumenänderungen über Messungen des Beinumfangs (Plethysmographie) berechnet wurden.

Die Übertragbarkeit dieser Untersuchungen auf die Blutvolumenverlagerungen beim SLR ist in vielerlei Hinsicht problematisch, denn es herrschen andere Bedingungen vor insbesondere bzgl. der Körperhaltung und des zeitlichen Umfangs der Behandlungen. Aber auch diejenigen Untersuchungen, bei denen die Körperhaltung und der zeitliche Umfang vergleichbar sind (25), lassen keine exakten Rückschlüsse auf Veränderungen des Schwerkräftmoments des Beins bezogen auf das Hüftgelenk zu, denn hierzu müsste neben der Menge des Bluts der genaue Abstand dessen Massenschwerpunktes vom Hüftgelenk bekannt sein. So kann es z.B. zu einer Verschiebung des Bluts vom Unter- zum Oberschenkel kommen, die sich nicht auf das Volumen, wohl aber auf das Schwerkräftmoment des Beins bezogen auf das Hüftgelenk auswirkt.

Von besonderem Interesse ist beim SLR die Menge des Blutes, die bei der Orthostase aufgrund hydrostatisch bedingter Druckänderungen überwiegend aus intrathorakalen Gefäßabschnitten in die Beine verschoben wird. Häufig zu finden ist die Angabe der absoluten Menge für beide Beine von 600 ml (z.B. 19, 20), nur einmal wird der relative Anteil mit 10% des gesamten Blutvolumens angegeben (3, S. 236 f). Bei normalen Blutflussbedingungen kommt es nach zwei Minuten zu diesem Phänomen, bei hohen Blutflussgeschwindigkeiten, wie sie z.B. bei warmen Umgebungsbedingungen auftreten, füllen sich die Venen innerhalb von 2-3 Sekunden (20, S. 21 f). Beim Anheben des gestreckten Beines beim SLR wird das Blut, das sich im Bein und insbesondere in den Beinvenen befindet, wieder in die intrathorakalen Gefäßabschnitte zurückströmen (25).

Methodik

Bei sieben Vpn (Alter: $31,3 \pm 6,0$ Jahre, Größe $183,1 \pm 4,5$ cm, Gewicht $81,9 \pm 9,8$ kg, Geschlecht: männlich) wurden straight-leg-raise-Tests mit dem rechten Bein in zwei unterschiedlichen Positionierungen (Rückenlage, Seitenlage) und mit zwei unterschiedlichen Dehnverfahren (statisch, dynamisch) durchgeführt. Als Vor- und Nachtest wurde das Schwerkräftmoment des waagerechten Beines in Rückenlage gemessen. Jede Testprozedur verlief nach folgendem Programm:

Die Vpn standen zwei Minuten, ohne sich zu bewegen, um jeweils annähernd gleiche Blutvolumina in den Beinen als Ausgangsbedingung herzustellen, denn durch Schritte wird Blut durch die Muskelvenenpumpe von den Beinen in den intrathorakalen Raum gepumpt (2, S. 526).

Die Vpn begaben sich in Rückenlage. Das Schwerkräftmoment des waagerechten Beins wurde mit einem Kraftsensor, der mit einer Manschette am Fußknöchel befestigt war (wie beim SLR), über eine Dauer von 30 s registriert (Vortest, Vt). Es wurde in randomisierter Reihenfolge eine der vier unterschiedlichen Behandlungen absolviert:

1. Statisches Dehnen in Rückenlage: Das gestreckte Bein wurde vom Versuchsleiter innerhalb von 12 s bis in die Vertikale (Hüftwinkel = 90°) gehoben, dort 60 s fixiert (statische Phase) und danach innerhalb von 12 s wieder in die Waagerechte abgesehenkt.

2. Dynamisches Dehnen in Rückenlage: Wie 1., jedoch ohne statische Phase.
 3. Statisches Dehnen in Seitenlage: Das gestreckte Bein wurde vom Versuchsleiter innerhalb von 12 s bis in einen Hüftwinkel von 90° geführt, dort 60 s fixiert (statische Phase) und danach innerhalb von 12 s wieder in die Hüftstreckung zurückbewegt.
 4. Dynamisches Dehnen in Seitenlage: Wie 3., jedoch ohne statische Phase.
- Nachtest (Nt).

In diesem Behandlungsplan soll die unterschiedliche Vpn-Positionierung den Einfluss der Schwerkräft auf Blutverschiebungen im Laufe von Dehnungstests aufdecken,

Tabelle 1: Schwerkräftmomente des rechten Beines [Nm] von 7 Vpn (Mittelwert und Standardabweichung) vor (Vt) und nach (Nt) unterschiedlichen Dehnverfahren in unterschiedlichen Vpn-Positionierungen. Differenz zum Vortest: #: $p < 0,05$; ##: $p < 0,01$

		Vpn-Positionierung während des Dehnens	
		Rückenlage	Seitenlage
statische Dehnung	Vt	45,68±10,27	45,16±10,03
	Nt	42,15±10,02##	44,92±11,44
dynamische Dehnung	Vt	43,31±9,75	44,26±10,33
	Nt	41,14±9,31#	44,43± 9,89

während die unterschiedlichen Dehnverfahren die entsprechenden Einflüsse auf die Methode zur Bestimmung visköser Muskeleigenschaften (statisches Verfahren) und auf die Methode zur Bestimmung der Hysterese (dynamisches Verfahren) offenlegen sollen.

Während der 30 s dauernden Messphase (Vt, Nt) wurde das Schwerkräftmoment des Beines mittels eines Kraftsensors 0,5 KN (Digimax von mechaTronic) in einer Frequenz von 100 Hz abgetastet und über einen A/D-Wandler im PC gespeichert. Vor jeder Testprozedur wurde der Kraftsensor kalibriert. Bei der Umrechnung der Daten in Nm wurden für den Abstand der Manschette am Fußknöchel von der Drehachse des Hüftgelenks 47% Körpergröße zugrundegelegt. Als Vt- bzw. Nt-Wert diente der jeweilige Mittelwert aller in der zutreffenden 30-s-Messzeit gesammelten Daten.

Ergebnisse

Die Ergebnisse sind in Tabelle 1 und Abbildung 2 zusammengefasst. Es zeigte sich bei einer Retest-Reliabilität von $r = 0,98$ beim SLR in Rückenlage sowohl unter statischen ($p < 0,01$) als auch unter dynamischen Bedingungen ($p < 0,05$) eine deutliche Abnahme des Schwerkräftmomentes des Beines von 7,9% (bzw. 5,0%), während sich beim SLR in Seitenlage keine Änderungen ergaben. Ein weiteres Ergebnis der Messungen war, dass das Schwerkräftmoment des Beins in den vier Vortests stark variierte. Dies war sowohl bei der Betrachtung des Schwerkräftmoments im Verlauf der 30 s dauernden Messphase als auch beim Vergleich der Mittelwerte der vier Vortests zu beobachten. So wiesen die Schwerkräftkurven im Verlauf der 30 s dauernden Messphase zwischen sieben und neun Wellen infolge der Atmung auf, die ein Ausmaß von bis zu zwei Prozent der Gesamtkraft betra-

gen konnten. Zudem zeigten sich neben weitgehend konstanten Kraftkurven auch solche, die im Verlauf der 30 Sekunden deutlich anstiegen oder abfielen (bis zu drei Prozent). Das Ausmaß der Streuung der Werte der vier Vortests jeder Vp zeigt der durchschnittliche Variationskoeffizient von 3,2 % (Standardabweichung / Mittelwert mal 100) und ist auch an der Variationsbreite der Mittelwerte der vier Vortests abzulesen (43,3 Nm bis 45,7 Nm, vgl. Tab. 1).

Diskussion

Ursache für die Schwankungen der Schwerkräftmomente im Verlauf der 30 s dauernden Messphase und für die Unterschiede zwischen den vier Messungen könnten durchblutungsbedingte Volumenveränderungen sein. Da die lokale Durchblutungsregulation von vielen Faktoren abhängt (2, S. 522 ff.), ist sie nur begrenzt zu standardisieren. Der Vergleich der Vt-Nt-Differenzen zwischen den beiden Vpn-Positionierungen belegt, dass es sich bei der beträchtlichen Abnahme des Schwerkräftmoments des Beins von 7,9% durch das Anheben des Beins in die Vertikale um einen Effekt handelt, der durch den Einfluss der Schwerkraft und nicht durch die Dehnung der isch. M. bedingt ist.

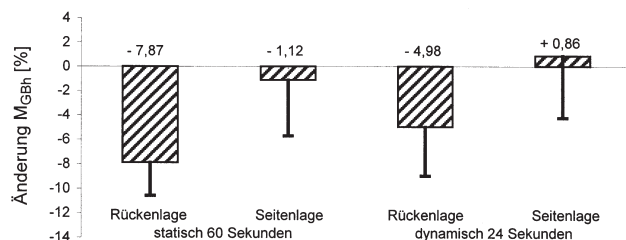


Abbildung 2: Prozentuale Änderung des Schwerkräftmoments des Testbeines (M_{GBH}) von 7 Vpn nach statischem bzw. dynamischem Dehnen in Rücken- bzw. Seitenlage.

Unterschiede des Schwerkräftmoments des Beines durch Flüssigkeitsverschiebungen könnten auch z.T. Ursache dafür sein, dass der Test-Retest-Reliabilitäts-Koeffizient bei der Bestimmung des Gewichts des Beines in einem Hüftwinkel von 45° bei Wydra et al. (30, S. 12) mit 0,82-0,87 eher auffällig gering ausfällt (erklärte Varianz 67,2-75,7%), da in diesem Winkel mit einem raschen Ausströmen des Bluts zu rechnen ist.

Hieraus ergeben sich für die Berechnung des Dehnungswiderstandes der isch. M. beim SLR gemäß Formel [3] verschiedene Konsequenzen. In Rückenlage wirkt sich bei senkrechter Beinposition (Hüftwinkel = 90°) die Abnahme des Beingewichts durch das ausströmende Blut nicht auf die Berechnung des Dehnungswiderstandes der isch. M. aus, bei Hüftwinkeln < 90° wird zuviel Beingewicht subtrahiert, und bei Hüftwinkeln > 90° wird zuviel Beingewicht addiert. Somit werden Parameter, die sich aus dem Ruhespannungs-Dehnungsverhalten ergeben, bei Hüftwinkeln < 90° über- und bei Hüftwinkeln > 90° unterschätzt.

Zur Veranschaulichung der Konsequenzen sollen die in Abbildung 3 und 4 dargestellten Modellbeispiele dienen. Bei

Abbildung 3 sind die Ausprägungen der Dehnungsparameter (maximaler Hüftwinkel von 120°, maximale Dehnungsspannung von 60 Nm und Abnahme der äußeren Widerstandes in der 90 s dauernden statischen Phase von 23,5%) angenommen, während die Ausprägung der Schwerkräftmomente auf den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung basiert.

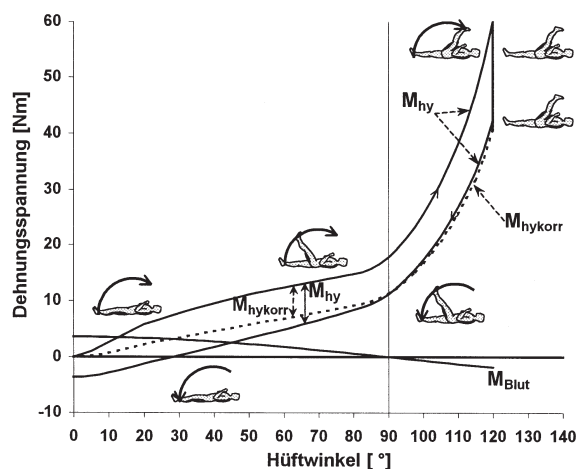


Abbildung 3: Modellbeispiel einer Hysteresisschleife der Dehnungsspannung beim SLR (M_{hy}), des Schwerkräftmoments der hypothetisch zur Verschiebung in Frage kommenden Blutmenge (M_{Blut}) und der korrigierten Hysteresisschleife ($M_{hykorrt}$), eine über- bzw. Unterschätzung der Hysterese verdeutlichend.

Nimmt man an, dass vor der Dehnung die Orthostase eine Füllung der Beinvenen bedingt, muss in der statischen Phase mit einem Rückstrom des Blutes in den thorakalen Raum gerechnet werden. Somit ist bei der Ermittlung der Entdehnungskurve nicht das Schwerkräftmoment des Beins vom registrierten Moment M_{mt} zu subtrahieren (M_{hy} , Abb. 3), sondern ein um das Schwerkräftmoment des rückgeströmten Blutes reduziertes Schwerkräftmoment des Beins. Das Ergebnis zeigt die Entdehnungskurve $M_{hykorrt}$. Diese Kurve liegt im Bereich < 90° über der Kurve M_{hy} , im Bereich > 90° darunter. Die unkorrigierte Kurve M_{hy} nimmt bei den Winkelwerten < 30° negative Werte an und zeigt hier eine auffällige Ähnlichkeit mit den Kurven von Schönthaler et al. (21).

Wird nun das Ausmaß der Hysterese durch die Differenz einzelner Werte der Dehnungs- und der Entdehnungskurve quantifiziert, so ergeben sich für die Berechnung die folgenden Konsequenzen: Bei einem Hüftwinkel von beispielsweise 70° beträgt die Hysterese 6,5 Nm (13,5 Nm – 7,0 Nm) bzw. 48,1 % (6,5 / 13,5 · 100). Wird das Herausströmen des Blutes berücksichtigt, erhält man die folgenden Werte: 5,3 Nm (13,5 Nm – 8,2 Nm) bzw. 39 % (5,3 / 13,5 · 100). Somit wird die Hysterese in diesem Beispiel um 23,4% überschätzt ((6,5 – 5,3) / 5,3 · 100)). Bei einem Hüftwinkel von beispielsweise 110° hingegen wird sie um 12,9% unterschätzt.

Zur Quantifizierung der Hysterese wird häufig auch die Fläche (das Integral) zwischen der Dehnungs- und der Entdehnungskurve als Parameter für den Energieverlust (Joule = N x m) berechnet (11). Die Fläche unter der Dehnungskurve (Abb. 3) beträgt 33,8 Joule, diejenige unter der „Entdehnungskurve, Blutrückstrom unberücksichtigt“ (M_{hy}) 19,4

Joule und diejenige unter der „Entdehnungskurve, Blutrückstrom berücksichtigt“ (M_{hykorrr}) 22,6 Joule. Die Hysterese beträgt im ersten Fall 42,5%, im zweiten 33,2%, d.h. die Hysterese wird um 28,1% überschätzt.

Werden mehrere Dehnungs-Entdehnungskurven nacheinander aufgezeichnet, so wirken sich die Veränderungen des Schwerkraftmoments auch auf die Berechnung der Dehnungskurven aus, d.h. wird das Nachlassen der Dehnungsspannung durch den Vergleich z.B. der ersten mit der fünften Dehnungskurve beurteilt, so kommt es zu den selben Fehleinschätzungen.

Abbildung 4 veranschaulicht die Konsequenzen der Veränderung des Schwerkraftmoments des Beins durch Blutvolumenverschiebungen auf die Berechnung der Spannungsrelaxation in der statischen Phase einer Dehnung. Wird angenommen, dass vor dem Test die Beinvenen - bedingt durch die Orthostase - mit Blut gefüllt sind, wird im Laufe einer 90 s dauernden statischen Phase der Dehnung in Rückenlage ein Blutrückstrom in den thorakalen Raum erfolgen. Geht man von einem Hüftwinkel von 60° und einer Abnahme des äußeren Momentes von 40 Nm auf 30,6 Nm aus, wären allein 1,8 Nm (7,9% von $45,7 \text{ Nm} \cdot \cos 60^\circ$), also 23,7% der Spannungsrelaxation, durch schwerkraftbedingte Flüssigkeitsverschiebung erklärt. Daraus wird deutlich, dass ein Testen der viskösen Komponente der Dehnungsspannung in Seitenlage zu wesentlich korrekteren Ergebnissen führen muss.

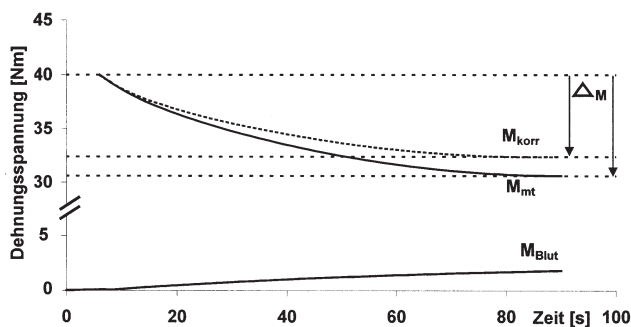


Abbildung 4: Modellbeispiel des Nachlassens der Dehnungsspannung in der statischen Phase des SLR (M_{mt}), des Schwerkraftmomentes der hypothetisch zur Verschiebung in Frage kommenden Blutmenge (M_{Blut}) und der korrigierten Dehnungsspannung (M_{korr}).

Ähnliches wird auch für den knee extension test (KET), bei dem die Kniestreckfähigkeit bei einem um 120° gebeugten Hüftgelenk geprüft wird, gelten. So wird die V_p bei *Magnusson et al.* (11-16) derart positioniert, dass sich der Oberschenkel des linken Beins im aufrechten Sitz 30° oberhalb der Horizontalen befindet und der Kniewinkel 95° beträgt. Aus dieser Position wird das Bein während des Messvorgangs durch ein Dynamometer gestreckt, wobei das Schwerkraftmoment des Beins von der für den Dehnvorgang eingesetzten Kraft subtrahiert wird. Auch hier ist bei zunehmendem Anheben des Unterschenkels mit einem Rückstrom eines Teiles des dort befindlichen Blutes in den Oberschenkel und in den thorakalen Raum zu rechnen. Anlass zu dieser Vermutung gibt die Tatsache, dass die Dehnungskurve

der fünften Dehnung bei *Magnusson et al.* (14, Fig. 3) im Kniewinkelbereich von etwa 95° - 140° unterhalb der Nulllinie liegt. Dies könnte auch der Grund dafür sein, dass die Abnahme der Dehnungsspannung in der statischen Phase einer Dehnung bei *Magnusson et al.* mit 30 - 35% über denjenigen vergleichbarer Untersuchungen (17, 21, 24) liegt.

Schlussfolgerungen

Um beim Quantifizieren der Dehnungsspannung der isch. M. Messfehler durch schwerkraftbedingte Flüssigkeitsverschiebungen zu minimieren, bleiben im Allgemeinen zwei Möglichkeiten:

Beim Testen in Rückenlage (SLR) oder im Sitz (KET) sollten vor und nach jedem Testdehnen das Schwerkraftmoment der zu testenden Gliedmaße kontrolliert und die Differenz bei der Bestimmung von Dehnungsspannung und Hysterese berücksichtigt werden. Zusätzlich besteht die Möglichkeit, durch entsprechendes längeres Verweilen der V_p vor der Testphase in der Testposition die Flüssigkeitsverschiebung während des Tests niedrig zu halten oder durch standardisierte Maßnahmen gleiche Ausgangsbedingungen zu schaffen.

Als Alternative bietet sich das Verfahren an, die Dehntests bei Seitenlage der V_p (Testbewegung in der horizontalen Bewegungsebene) durchzuführen (7, 8). Dadurch lassen sich die Einflüsse der Schwerkraft weitgehend ausschalten.

Mit diesen Maßnahmen sind jedoch nicht alle Fehlerquellen, die im Laufe von Dehntests auftreten können, beseitigt. Das Prüfen der Reibung der Versuchsapparatur ist ebenso zu berücksichtigen wie die Kontrolle unwillkürlicher Muskelkontraktionen - sofern sich die im Test gedehnten Muskeln und ihre Antagonisten durch Oberflächenelektromyographie vollständig überwachen lassen.

Literatur

- Bailliant O, Capderou A, Cholley BP, Kays C, Riviere D, Téchoueyres P, Lachaud JL, Vaida P: Changes in lower limb volume in humans during parabolic flight. *J Appl Physiol* 85 (1998) 2100-2105
- Busse R: Gefäßsystem und Kreislaufregulation. In: Schmidt RF, Thews G (Hrsg): *Physiologie des Menschen*. 27. Aufl., Springer, Berlin-Heidelberg-New York, 1997, 498-561
- Gauer OH: Kreislauf des Blutes. In: Gauer OH, Kramer K, Jung R (Hrsg): *Physiologie des Menschen*. Bd. 3: Trautwein W, Gauer OH, Koepchen HP: Herz und Kreislauf. Urban & Schwarzenberg, München-Berlin-Wien, 1972, 813-826
- Hargens AR: Fluid shifts in vascular and extravascular spaces during and after simulated weightlessness. *Med Sci Sports Exerc* 15 (1983) 421-427
- Higuchi H: Viscoelasticity and function of connectin/titin filaments in skinned muscle fibers. *Adv Biophys* 33 (1996) 159-171
- Kellermayer MSZ, Smith SB, Granzier HL, Bustamante C: Folding-unfolding transitions in single titin molecules characterized with laser tweezers. *Science* 276 (1997) 1112-1116
- Klee A, Jöllenbeck T, Wiemann K: Messstation zur Erfassung des Dehnungswiderstandes und der Viskosität der ischiocruralen Muskeln und des M. rectus femoris - ein Vergleich. In: Nicol K, Peikenkamp K (Hrsg): *Apparative Biomechanik - Methodik und Anwendungen*. 5. Symposium der dvs, Sektion Biomechanik, 11.13.03.99 in Münster. Czwalina, Hamburg, 2000 (im Druck)
- Klee A, Wiemann K, Jöllenbeck T: Messstation zur Erfassung des Dehnungswiderstandes, der Viskosität sowie dynamischer und statischer

- Kraftparameter in vivo. In: Wiemeyer J (Hrsg): Forschungsmethodische Aspekte von Bewegung, Motorik und Training im Sport. 3. gem. Symposium der dvsSektionen Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft, 17.19.09.98 in Darmstadt. Czwalina Bd 105, Hamburg, 2000, 263–267 (im Druck)
9. Klinge K, Magnusson SP, Simonsen EB, Aargaard P, Klausen K, Kjaer M: The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *Am J Sports Med* 25 (1997) 710–716
 10. Madding SW, Wong JG, Hallum A, Medeiros JM: Effect of duration of passive stretch on hip abduction range of motion. *J Orthop Sports Phys Ther* 8 (1987) 409–416
 11. Magnusson SP, Aargaard P, Simonsen EB, Bojsen-Moller F: A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. *Int J Sports Med* 19 (1998) 310–316
 12. Magnusson SP, Simonsen EB, Aargaard P, Dyhre-Poulsen P, McHugh MP, Kjaer M: Mechanical and physiological responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle. *Arch Phys Med Rehabil* 77 (1996) 373–378
 13. Magnusson SP, Simonsen EB, Aargaard P, Gleim GW, McHugh MP, Kjaer M: Viscoelastic response to repeated static stretching in human hamstring muscle. *Scand J Med Sci Sports* 5 (1995) 342–347
 14. Magnusson SP, Simonsen EB, Aargaard P, Kjaer M: Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *Am J Sports Med* 24 (1996) 622–628
 15. Magnusson SP, Simonsen EB, Aargaard P, Moritz U: Contraction specific changes in passive torque in human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand* 155 (1995) 377–386
 16. Magnusson SP, Simonsen EB, Sorenson H, Kjaer M: A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol* 497 (1996) 291–298
 17. McHugh MP, Magnusson SP, Gleim GW, Nicholas JA: Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. *Med Sci Sports Exerc* 24 (1992) 1375–1382
 18. Müller H, Marées de H: Belastungsproblematik beim Biathlon. In: Rieckert H: (Hrsg): Sport an der Grenze menschlicher Leistungsfähigkeit. Springer, Berlin-Heidelberg-New York, 1981, 193–200
 19. Rieckert H: Die Hämodynamik des venösen Rückflusses aus der unteren Extremität. *Arch Kreislaufforsch* 62 (1970) 293–318
 20. Rowell RB: Human cardiovascular control. Oxford University Press, New York Oxford, 1993
 21. Schönthaler SR, Ohlendorf K, Ott H, Meyer T, Kindermann W, Schmidtbleicher D: Biomechanische und neurophysiologische Parameter zur Erfassung der Dehnbarkeit von Muskel-Sehnen-Einheiten. *Dtsch Z Sportmed* 49 (1998) 223–230
 22. Stevens GJ, Foresman BH, Xiangrong S, Stern SA, Raven PB: Reduction in LBNP tolerance following prolonged endurance exercise training. *Med Sci Sports Exerc* 24 (1992) 1235–1244
 23. Sullivan MK, DeJulia JJ, Worrell TW: Effect of pelvic position and stretching method on hamstring muscle flexibility. *Med Sci Sports Exerc* 24 (1992) 1383–1389
 24. Toft E, Espersen GT, Kalund S, Sinkjaer T, Hornemann BC: Passive tension of the ankle before and after stretching. *Am J Sports Med* 17 (1989) 489–494
 25. Warren PJ, Hardman PJ, Woolf VJ: Limb exsanguination. II. The leg: effect of angle of elevation. *Ann R Coll Surg Engl* 74 (1992) 323–325
 26. Wiemann K: Beeinflussung muskulärer Parameter durch ein zehnwöchiges Dehnungstraining. *Sportwissenschaft* 21 (1991) 295–306
 27. Wiemann K, Hahn K: Influences of strength, stretching and circulatory exercises on flexibility parameters of the human hamstrings. *Int J Sports Med* 18 (1997) 340–346
 28. Wiemann K, Klee A, Stratmann M: Filamentäre Quellen der Muskel-Ruhe-spannung und die Behandlung muskulärer Dysbalancen. *Dtsch Z Sportmed* 49 (1998) 111–118
 29. Worrell TW, Smith TL, Winegardner J: Effect of hamstring stretching on hamstring muscle performance. *J Orthop Sports Phys Ther* 20 (1994) 154–159
 30. Wydra G, Glück S, Roemer K: Kurzfristige Effekte verschiedener singulärer Muskeldehnungen. *Dtsch Z Sportmed* 50 (1999) 10–16

Anschrift für die Autoren:

Prof. Dr. Klaus Wiemann

Bergische Universität Gesamthochschule Wuppertal

Fachbereich Erziehungswissenschaften /

Betriebseinheit Sportwissenschaft

Gaußstr. 20, 42097 Wuppertal

Tel.: 0202 439-2094, Fax: 0202 439 3745

wiemann@avunet.de

E-Mail: klee@uni-wuppertal.de

Internet: <http://www.uni-wuppertal.de>