

Messstation zur Erfassung des Dehnungswiderstandes, der Viskosität sowie dynamischer und statischer Kraftparameter in vivo

1 Einleitung

Untersuchungen von Dehnungsparametern des menschlichen Muskels in vivo werden in der überwiegenden Zahl an den ischiocruralen Muskeln (isch. M.) vorgenommen. Dies geschieht meist durch Prüfung der Hüftbeugefähigkeit bei gestrecktem Bein (SLR, straight-leg-raise), erst in neueren Untersuchungen wird die Kniestreckfähigkeit (KET, knee extension test) bei einem um 90° (OSTERNIG u.a. 1987), bzw. bei einem um 120° gebeugten Hüftgelenk ermittelt (MAGNUSSON 1996). Neben diesen Unterschieden zwischen den Untersuchungsmethoden bedarf die Positionierung der Probanden besonderer Beachtung. Am Beispiel der von unserer Arbeitsgruppe seit 1988 eingesetzten Diagnosestation zur Erfassung der Ruhespannungs-Dehnungskurve und der Kraft-Längen-Relation (1991, 299) werden im folgenden die Nachteile des SLR in Rückenlage beschrieben. Im Anschluss wird eine erst kürzlich fertiggestellte Diagnosestation vorgestellt, bei der der KET in Seitenlage angewendet wird. Abschließend sollen erste Untersuchungsergebnisse, die mit beiden Diagnosestationen gewonnen wurden, vergleichend dargestellt werden.

2 Die Diagnosestation „Rückenlage“

Ursprünglich zur Prüfung der Abhängigkeit der Sprintleistung von der Dehnfähigkeit der isch. M. konstruiert (WIEMANN 1995, 85 - 101), wurde die Diagnosestation zur Bestimmung der Effektivität von Dehnungsmaßnahmen eingesetzt und erweitert, um neben der Ruhespannungs-Dehnungskurve auch die Kraft-Längen-Relation der isch. M. testen zu können.

2.1 Die Untersuchungsmethode „Ruhespannungs-Dehnungskurve“

Da sich beim SLR in Rückenlage das Eigengewicht des Beines störend auf die Messung auswirkt, wird der relative Anteil des Beingewichts mittels einer Formel bei Winkeln $< 90^\circ$ subtrahiert, bzw. bei Winkeln $> 90^\circ$ addiert. Da es hier jedoch zu Verfälschungen durch individuelle Differenzen im relativen Beingewicht kommen kann, wurde an der Diagnosestation ein Gegengewicht eingerichtet. Es bleiben jedoch weitere Störfaktoren bestehen, die sich nicht vollständig kontrollieren lassen.

1) Die Dehnungsprozedur wird manuell durch Zug an einem 0,95 m langen Drehhebel, auf dem das Testbein befestigt ist, durchgeführt. Dies gewährleistet zwar re-

lativ niedrige durch den VI aufzubringende Dehnkräfte, kann aber – bedingt durch die relativ großräumige Dehnbewegung des VI – Unregelmäßigkeiten in der Dehngeschwindigkeit z.B. durch einen Seitschritt des VI nicht unterbinden. Die Benutzung einer Umlenkrolle kann die Störungen auf eine gleichbleibende Dehngeschwindigkeit nicht völlig beseitigen.

- 2) Da der VI nur die Möglichkeit hat, durch Zug in *eine* Richtung die Beinposition zu verändern bzw. die isch. M. zu dehnen, die Ausgangsposition aber durch Herabsinken des Testbeins wiederhergestellt wird, kann keine Hysterese innerhalb *eines* Dehnvorganges bestimmt werden. Statt dessen bleibt nur die Möglichkeit, einen (möglichen) Dehnungsrückstand vom ersten bis zum nächst folgenden Dehnprozeß zu ermitteln.
- 3) Bei allen Messungen, bei denen das Bein in der vertikalen Ebene bewegt wird (in Rückenlage, im Sitzen), kommt es im Laufe der Dehnprozedur zu Weichteil- und Flüssigkeitsverschiebungen. Insbesondere das Herauslaufen des Bluts in Rückenlage wirkt sich störend aus. Dieser Effekt nimmt zwar zu, je mehr sich das Testbein der Senkrechten nähert. Da aber umgekehrt der Einfluß des Beingewichts auf die gemessene Spannung bei Annäherung an die Senkrechte abnimmt, läßt sich diese Störgröße nicht rechnerisch eliminieren. Da das Herauslaufen des Bluts Zeit benötigt, wirkt sich dieser Effekt bei langsameren und länger andauernden Dehnungen sicherlich stärker aus als bei schnellen und kurzen Dehnungen.
- 4) Ein Problem des SLR ist die Kontrolle des Kniegelenkwinkels. Wird das Kniegelenk nicht in einer gestreckten Position fixiert, wirken sich die während der Messung auftretenden Kniebeugungen störend auf die Messgenauigkeit aus. Bei völlig gestrecktem Kniegelenk treten jedoch die Dehnungsschmerzen häufig nicht in den isch. M., sondern in der Kniekehle (N. ischiadicus) oder am Wadenbeinköpfchen (Caput fibulae) auf.
- 5) Ein letzter Nachteil ist, dass ausschließlich die isch. M. vermessen werden können, eine Verallgemeinerung der Ergebnisse somit fraglich bleibt.

2.2 Die Untersuchungsmethode „Kraft-Längen-Relation“

Zweck dieser Untersuchungsmethode ist, Aussagen über Auswirkungen von Dehnungsmaßnahmen auf Faserlänge, Muskellänge und Stiffness zuzulassen, wobei sich die Reliabilität dieser Methode bisher nur unbefriedigend darstellt. Letzteres liegt – neben den bei MVCs üblichen Motivationsproblemen – auch daran, dass lediglich 12 Positionen getestet werden können, so dass sich der Punkt der Optimallänge nur annäherungsweise ermitteln läßt. Darüber hinaus ist auch hier wie bei der Ruhespannungs-Dehnungskurve nur die Vermessung der isch. M. möglich.

3 Die Diagnosestation „Seitenlage“

Bei der Konstruktion der Diagnosestation „Seitenlage“ galt als Ziel, durch die Verbindung der Positionierung der Probanden in Seitenlage mit dem KET und durch einige Konstruktionsbesonderheiten die Probleme, die bei der Diagnosestation „Rückenlage“ auftreten (s.o.), zu lösen.

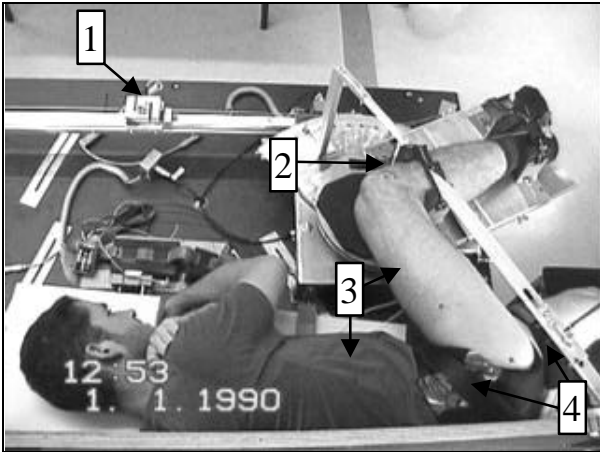


Abb. 1: Die Diagnosestation „Seitenlage“ von schräg oben gesehen
1: Kraftaufnehmer; 2: Zeiger zur Ausrichtung der Drehachse des Kniegelenks auf die Drehachse des Drehtellers; 3: Hüftbeugung: 120°; 4: Fixierung Hüfte und kontralaterales Bein

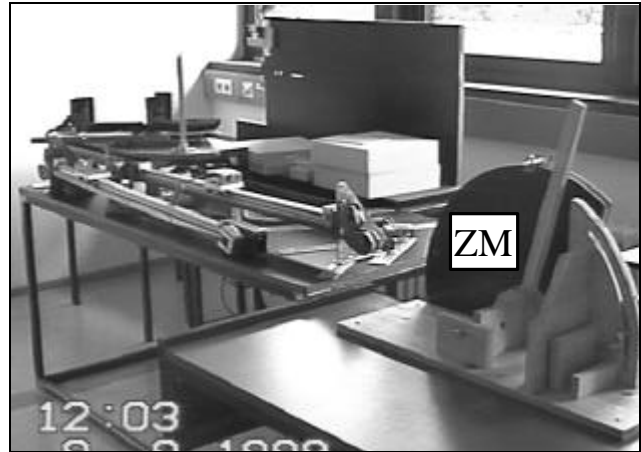


Abb. 2: Der Zugmechanismus (ZM)

(Anmerkung: Sowohl bei Abb. 1 als auch bei Abb. 2 stimmt das Datum nicht, die Aufnahmen wurden im September 98 angefertigt.)

1. Durch einen konzentrischen Zugmechanismus wird ein Dehnen mit *weitgehend* gleichbleibender Geschwindigkeit ermöglicht (*weitgehend*, da manuell gedehnt wird). Gegen den Einsatz eines Motors sprechen Bedenken wegen einer möglichen Verletzungsgefahr und die Tatsache, dass Motoren nur relativ langsame Dehnungsgeschwindigkeiten zulassen.
2. Der Zugmechanismus kann durch Gegenzug langsam in die Ausgangsposition zurückgeführt werden, so dass das Erheben von direkten Entdehnungskurven möglich ist.
3. Wegen der Positionierung in Seitenlage sind Weichteil- und Flüssigkeitsverschiebungen weitgehend ausgeschlossen.
4. Probleme, die beim SLR durch die Fixierung des Kniegelenks auftreten, werden beim KET vermieden.
5. Neben den isch. M. können die Kniestreckmuskeln (insbesondere der M. rectus femoris), sowie Ellenbogenbeuger und -strecker getestet werden.
6. Die Diagnosestation ermöglicht die Messung der isometrischen Maximalkraft in unterschiedlichen, frei wählbaren Gelenkpositionen, so dass sich kontinuierliche *Kraft-Längen-Relationen* erheben lassen. Durch die Verwendung von Gewichten, die über einen Seilzug zu heben sind, ist die Quantifizierung explosiv-ballistischer Kontraktionen möglich.

4 Ergebnisse

Die aktuelle Messreihe untersucht in einem zweifaktoriellen Design das Verhalten der Dehnungsspannung in einer statischen Phase von 10 s im Anschluß an eine Dehnprozedur der isch. M.. Die beiden Faktoren sind: a) Dehngeschwindigkeit ($5^\circ/\text{Sek.}$, $50^\circ/\text{Sek.}$), b) Lagerung (Seitenlage - Rückenlage). Pro Faktorenkombination werden zwei Dehnungen mit drei Minuten Pause in systematisch variiert Folge durchgeführt. Dabei wird die EMG-Aktivität der isch. M. und des M. rec. fem. kontrolliert.

4.1 Vergleich von schnellen und langsamen Dehnungen

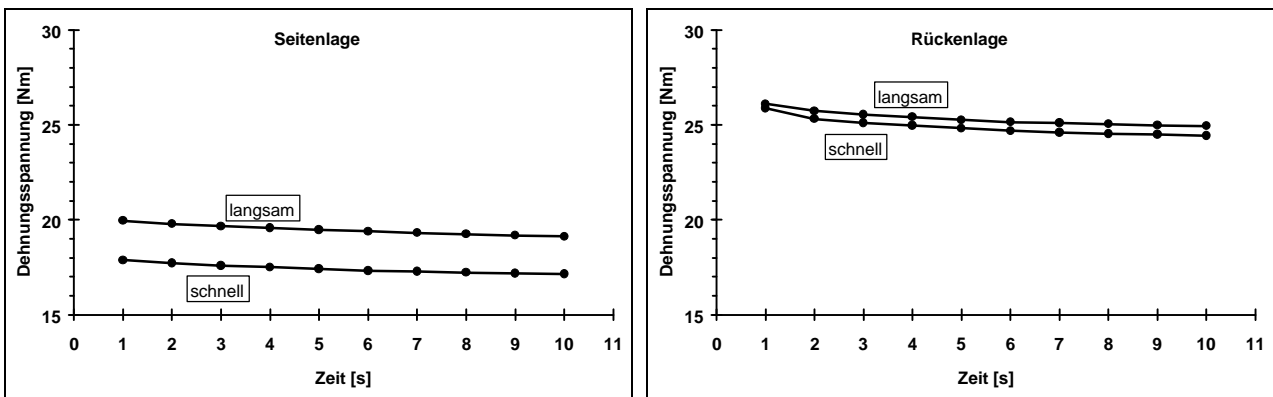


Abb. 3: Mittlere Dehnungsspannung der isch. M. in der 1. bis 10. Sekunde (jeweils Mittelwerte von 9 Probanden) der statischen Phase nach schneller und langsamer Dehnung in Seitenlage und in Rückenlage

Sowohl in Seitenlage als auch in Rückenlage ist die Ruhespannung in der statischen Phase einer submaximalen Dehnung bei schnellen Dehnungen ($50^\circ/\text{s}$) signifikant geringer als bei langsamen Dehnungen ($5^\circ/\text{s}$). Zur Begründung dieser Ergebnisse, die einem viskoelastischen Verhalten widersprechen (thixotrope Eigenschaften), sei in diesem Zusammenhang auf HUTTON (1994, 46 f.) und LAKIE/ROBSON (1988) verwiesen.

4.2 Vergleich „Seitenlage - Rückenlage“

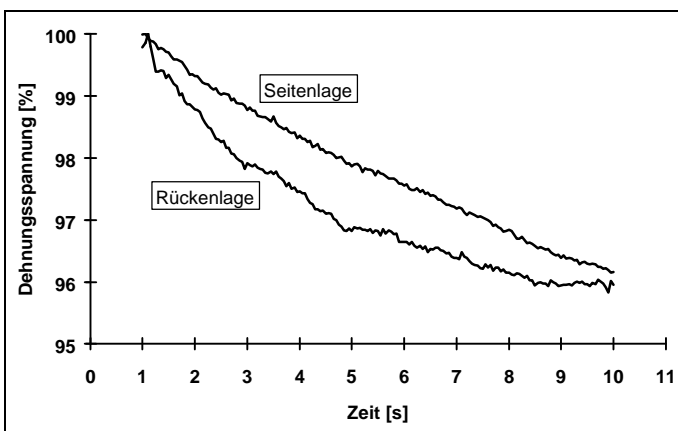


Abb. 4: Dehnungsspannung der isch. M. in der statischen Phase nach langsamer Dehnung in Seitenlage und in Rückenlage

Unterschiede zwischen der Höhe der Dehnungsspannungen in Seitenlage und in Rückenlage erklären sich aus unterschiedlichen Dehnungszuständen der isch. M. an den beiden Geräten. Diese sollen in den folgenden Untersuchungen aneinander angeglichen werden. Das – im Vergleich mit anderen Untersuchungen – relativ geringe Abfallen der Ruhespannung („delta-torque“, MAGNUSSON 1996) erklärt sich durch den geringen Dehnungsgrad und die geringe Dauer der Dehnung (10 Sekunden). In einer älteren Untersuchung wurden hier höhere Werte ermittelt (20% bei 80% des maximalen Dehnungsgrades während 100 Sekunden). Der Einfluss von Weichteil- und Flüssigkeitsverschiebungen wirkt sich der derzeitigen Datenlage zufolge nur gering – aber signifikant – auf die Messungen aus.

5 Ausblick

Einige der Vorteile der Diagnosestation „Seitenlage“ zeigen sich bereits während der laufenden Messreihe (vgl. Kap. 3; 1, 3, 4), andere müssen noch in weiteren Untersuchungen geprüft werden (vgl. Kap. 3; 2, 5, 6). Das Ausmaß der Weichteil- und Flüssigkeitsverschiebungen bei der Diagnosestation „Rückenlage“ soll in Kürze durch einen Vergleich mit der Diagnosestation „Seitenlage“ bei gleichem Dehnungsgrad und längerer Messdauer ermittelt werden.

Literatur

- HUTTON, R. S.: Neuromuskuläre Grundlagen des Stretchings. In: KOMI, P.V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Köln 1994, 41 - 50
- LAKIE, M./ROBSON, L. G.: Thixotropic Changes in Human Muscle Stiffness and the Effects of Fatigue. In: Q Exp Physiol 73 (1988) 73, 487 - 500
- MAGNUSSON, S. P./SIMONSON, E. B./SORENSEN, H./KJAER, M.: A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. In: J Physiol 497 (Pt 1) (1996), 291 - 298
- WIEMANN, K.: Beeinflussung muskulärer Parameter durch ein zehnwöchiges Dehnungstraining. In: Sportwissenschaft 21 (1991), 295-306
- WIEMANN, K.: Die ischiocrurale Muskulatur. In: CARL, K./QUADE, K./STEHLE, P. (Hrsg.): Krafttraining in der sportwissenschaftlichen Forschung. Köln 1995, 85 - 124