Zeitschrift: Physiotherapie = Fisioterapia

Herausgeber: Schweizerischer Physiotherapeuten-Verband

Band: 37 (2001)

Heft: 2

Artikel: Die SLR-Maschine : eine objektive Messung des Dehnwiderstandes und Hüftflexionswinkels des Straight-Leg-Raise

Autor: Freudiger, Michael / Lüthi, Roland / Stoll, Jürg / Radlinger, Lorenz / Steck, Christoph

DOI: https://doi.org/10.5169/seals-929147

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften auf E-Periodica. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Zeitschriften und ist nicht verantwortlich für deren Inhalte. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern beziehungsweise den externen Rechteinhabern. Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen sowie auf Social Media-Kanälen oder Webseiten ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Mehr erfahren

Conditions d'utilisation

L'ETH Library est le fournisseur des revues numérisées. Elle ne détient aucun droit d'auteur sur les revues et n'est pas responsable de leur contenu. En règle générale, les droits sont détenus par les éditeurs ou les détenteurs de droits externes. La reproduction d'images dans des publications imprimées ou en ligne ainsi que sur des canaux de médias sociaux ou des sites web n'est autorisée qu'avec l'accord préalable des détenteurs des droits. En savoir plus

Terms of use

The ETH Library is the provider of the digitised journals. It does not own any copyrights to the journals and is not responsible for their content. The rights usually lie with the publishers or the external rights holders. Publishing images in print and online publications, as well as on social media channels or websites, is only permitted with the prior consent of the rights holders. Find out more

Download PDF: 08.07.2025

ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, https://www.e-periodica.ch

PRAXIS

Die SLR-Maschine

Eine objektive Messung des Dehnwiderstandes und Hüftflexionswinkels des Straight-Leg-Raise

Michael Freudiger (Physiotherapeut)
Roland Lüthi (Physiotherapeut)
Jürg Stoll (Physiotherapeut)
Dr. Lorenz Radlinger (dipl. Sportlehrer, Sportwissenschaftler)
Christoph Steck (Dipl. Ing. HTL Maschinenbau)
Diplomarbeit an der Feusi Physiotherapieschule Bern (Schulleiter: Eugen Mischler), Effingerstrasse 15, 3008 Bern, E-Mail: pts@feusi.ch

Während der physiotherapeutischen Ausbildung zeigt sich im Fach «Motorische Testverfahren», dass eine reliable Messung des Straight-Leg-Raise (SLR) manuell möglich ist (vgl. Hegg 1999). Diese Art der Messung bezieht sich allerdings nur auf die Erfassung des maximalen Winkels. Neben der quantitativen Information, wie gross das maximale Bewegungsausmass ist, wäre es ausserdem interessant, eine Aussage über die fortlaufende Veränderung des Widerstandes jener Strukturen machen zu können, die mit zunehmender Bewegungsamplitude unter Spannung kommen und für den Therapeuten spürbar Widerstand entwickeln. Dies kann auf manuellem Weg zwar qualitativ, nicht aber quantitativ beschrieben werden. Damit lautet die Zielvorgabe:

- elektro-mechanische passiv-dynamische Bewegungsausführung des SLR
- kontinuierliche und präzise Messung und Aufzeichnung des Dehnwiderstandes über den gesamten Bewegungsweg als Drehmoment-Winkel-Kurve

SLR eignet sich für die apparategestützte Ausführung und Messung

Will man den Einfluss von Dehnung nicht nur auf die Bewegungsreichweite, sondern auch auf die Ruhespannung eines Muskels überprüfen, so wird ein Gelenk oder Gelenksystem benötigt, das in seiner Bewegung ausschliesslich durch die Spannung des untersuchten Muskels inklusive dessen bindegewebige Anteile begrenzt wird. Das trifft beispielsweise für den M. biceps brachii nicht in vollem Masse zu, denn in der extremen Dehnungsstellung wirken zunehmend andere Muskeln bewegungshemmend, beispielsweise der M. pectoralis major und der M. deltoideus anterior. Zusätzlich tritt auf der Rückseite der Schulter zunehmend eine Massenhemmung und unter Umständen sogar eine knöcherne Hemmung auf. Dadurch ist es nicht möglich, die Spannung, die zum Dehnen der Schulter in dieser Bewegungsrichtung aufgewendet werden muss, allein auf die Ruhespannung des M. biceps zurückzuführen.

Die einzige Muskelgruppe, bei der diese Nachteile am gesunden Probanden in der Regel nicht auftreten, ist die ischiokrurale Muskulatur (M. semitendinosus, M. semimembranosus und M. biceps femoris caput longum). Sie befindet sich an der Rückseite des Oberschenkels, entspringt am Sitzbein und setzt am Unterschenkel an. Bei einer Kontraktion dieser Muskeln wird – bei freiem, nicht auf dem Boden stehendem Bein – das Hüftgelenk extendiert und das Kniegelenk flektiert. Eine Dehnung dieser Muskeln wird demnach durch eine gleichzeitig durchgeführte Streckung des Kniegelenks und Beugung des Hüftgelenks erreicht. Bei der hier vorgestellten apparativen Ausführung des SLR tritt in der ischiokruralen Muskulatur respektive im gedehnten Gewebe – ausser bei extrem beweglichen Personen – eine nicht mehr zu ertragende Dehnungsspannung auf, noch bevor irgend eine andere Hemmungsart im Hüftgelenk zur Wirkung kommen kann (Wiemann 1996).

Dieser Umstand macht die ischiokrurale Muskulatur zum idealen Forschungsgegenstand für Dehnungsexperimente. Somit ist es nicht verwunderlich, dass sich Untersuchungen und Experimente zur Wirkung eines Stretchings überwiegend mit den ischiokruralen Muskeln befassen (vgl. Goeken 1991, Goeken u. Hof 1993, Wiemann 1996, Hall 1998, Magnusson 1998, Schönthaler et al 1998).

Funktionell biomechanische Überlegungen zum SLR-Test

Das Hüftgelenk ist ein Kugelgelenk, dessen Gelenkflächen sphärisch gekrümmt sind. Wir gehen davon aus, dass die Form des Femurkopfes derjenigen einer Kugel nahe kommt. Die drei Bewegungsachsen des Hüftgelenkes werden in Abbildung 1 dargestellt. Die drei Bewegungsachsen, die horizontale beziehungsweise transversale (1), die vertikale (2) und die sagitale (3), verlaufen durch das geometrische Zentrum (0) der Kugel (Kapandji 1992, 16ff).

Für den SLR-Test ist vor allem die transversale Achse wichtig, weil dies diejenige Achse ist, um die während der Testdurchführung bewegt werden soll. Das bedeutet, dass alle anderen Bewegungsachsen fixiert werden müssen.

Damit die Ausgangsstellung (Aste) bei unserem Test standardisiert werden kann, müssen wir uns auf einen von aussen palpierbaren Punkt ver-

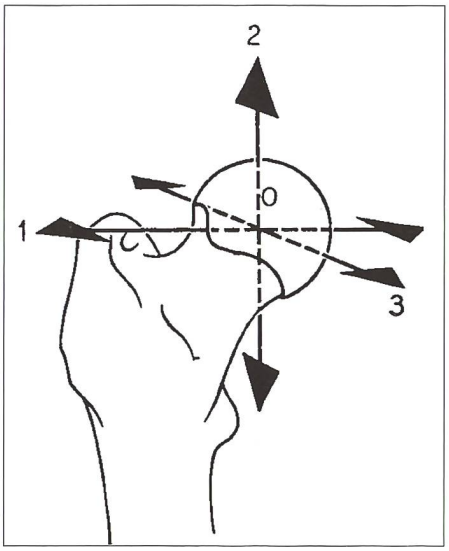


Abb. 1: **Biomechanik des proximales Femurendes (Kapandji 1992, 17).**

ständigen, der möglichst genau auf der Verlängerung dieser transversalen Bewegungsachse liegt und diese Achse damit repräsentiert. Aufgrund der biomechanischen Darstellungen und einiger Vortests zeigt sich, dass der craniale Rand des Trochanter major als ein solcher äusserer Orientierungspunkt brauchbar ist *(Abb.1)*.

Dass dieser Punkt jedoch nur eine Annäherung an die transversale Achse ist, zeigt sich bei unseren Tests ab und zu darin, dass sich während der Durchführung je nach Proband der Druck, welcher von der Oberschenkelplatte auf das Bein wirkt, minimal vergrössern oder verkleinern kann. Das bedeutet, dass die Achse der SLR-Maschine und die Hüftachse – trotz exakter Positionierung des Probanden – leicht divergieren. Weiter müssen wir die Verriegelung des Beckens genauer mit in die Überlegung zur SLR-Messung einbeziehen, damit während der Testdurchführung keine weiterlaufende Bewegung in die Wirbelsäule stattfindet. Nach Debrunner (1971, 37ff) lassen sich bewegungsgesunde Hüftgelenke um zirka 12° überstrecken. Erfolgt diese maximale Extension, befindet sich die Lendenwirbelsäule in maximaler Lordose. Von dieser LWS- beziehungsweise Beckenstellung aus wird die Flexion des Hüftgelenkes gemessen. Dieser Vorgang wird in der Neutral-Null-Methode beschrieben. Genau diese Technik verwenden wir auch, um den SLR-Test durchzuführen.

Die elektro-mechanischen Funktionsteile der SLR-Maschine

Die SLR-Maschine erlaubt eine standardisierte, manuell gesteuerte Ausführung und automatisierte Messung des passiv-dynamischen SLR des rechten Beines. Die elektro-mechanischen Funktionsteile werden im Folgenden beschrieben und sind in den Abbildungen 2 bis 14 durchgehend und einheitlich nummeriert.
Die SLR-Maschine besteht aus einem sehr stabilen Aluminiumprofilgestell [1]. Dieses ist fest mit einer elektrisch höhenverstellbaren Liege [2] verbunden. Ein Beinausleger [3] wird von einem Frequenzumrichter [4] gesteuerten Elektromotor mit Getriebe [5] auf und ab bewegt. Eine in der Höhe und Länge verstellbare Unterschenkelplatte [6] mit dem Kraftmesser [7] für den distalen Teil des Unterschenkels macht es möglich, dass die Maschine an verschiedene Beinlängen angepasst werden kann. Ein fester Laserpointer [8], der exakt in der Rotationsachse des Beinauslegers installiert ist, zeigt bei korrekter Aste des Probanden auf den kranialen Rand des Trochanter major. Ein zweiter verschiebbarer Laserpointer [9] wird auf den Malleolus lateralis eingestellt. Am Beinausleger angebrachte Zentimetermassstäbe [10] garantieren die präzise vermessbare und reproduzierbare millimetergenaue Ausgangsstellung.
Über den Beinausleger wird das Bein passiv-dynamisch in die Hüftflexion gehoben. Dabei liegt der Unterschenkel im Bereich der Achillessehne auf der Unterschenkelplatte. Die Oberschenkelplatte [11] verhindert das Ausweichen des Knies während des SLR in die Flexion. Um weitere Ausweichbewegungen zu vermeiden, werden das kontralaterale Bein in 12° Hüftextension und das Becken mit Gurten [12] fixiert. Die Fixation der Lendenlordose erfolgt über spezielle anatomisch angepasste Hartschaumkissen in drei unterschiedlichen Grössen [13].

Es gibt zwei eingebaute Winkelmesser zur Ermittlung des Hüftflexionswinkels: Der eine, ein Plurimeter [14], gibt unmittelbar Auskunft über den aktuellen Hüftflexionswinkel. Der andere, ein Potentiometer [15], misst den Winkel elektrisch. Ein vom Probanden manuell bedienter

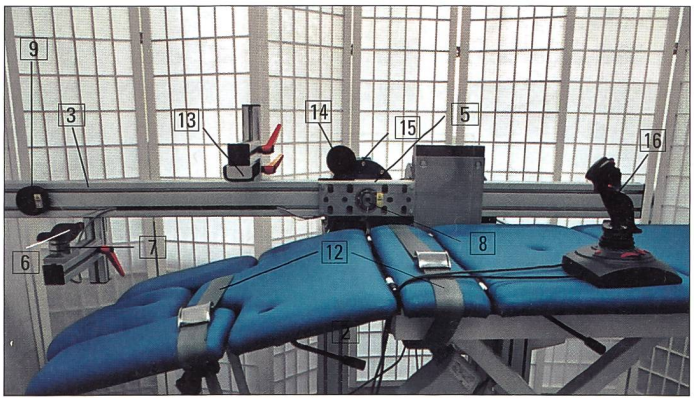


Abb. 2: **Die SLR-Maschine und ihre elektromechanischen Funktionsteile (Vorderansicht).**

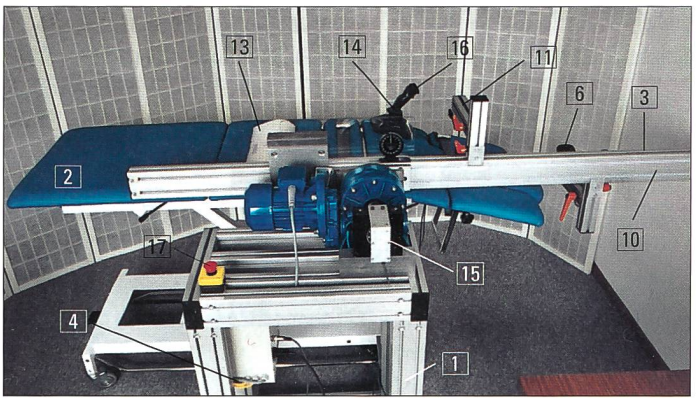


Abb. 3: **Die SLR-Maschine und ihre elektromechanischen Funktionsteile (Rückansicht).**

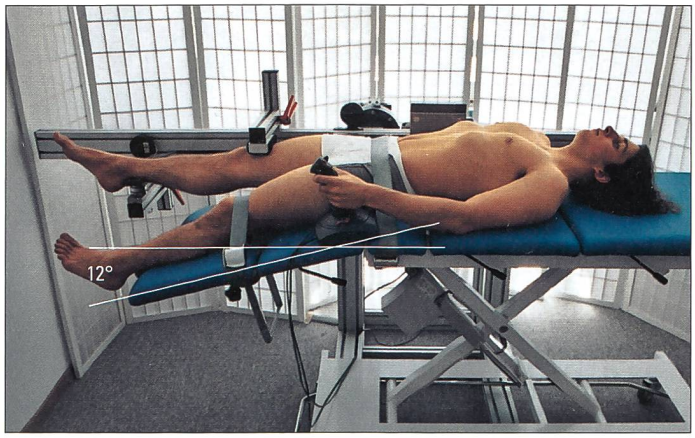


Abb. 4: **Der über die Laserpointer ausgerichte und mit Gurten fixierte Proband in der Ausgangsstellung mit 12° Hüftextension des kontralateralen Beines.**

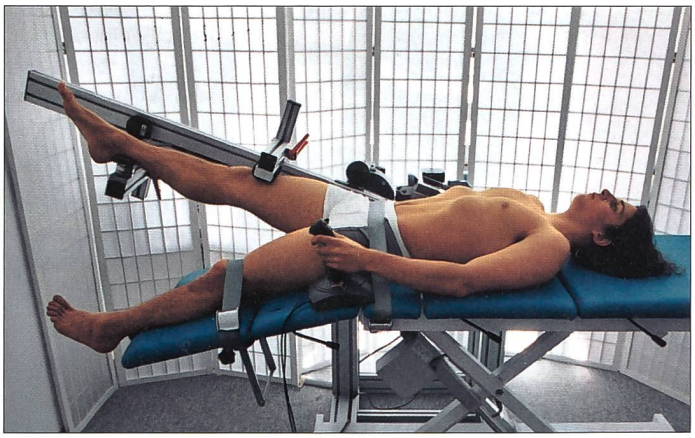


Abb. 5: **Die SLR-Maschine in der Bewegung. Der Proband steuert die Aufwärtsbewegung, den Bewegungsstop und die Abwärtsbewegung mit dem Joystick selbstständig. Der Proband bestimmt damit über das maximale mögliche Bewegungsausmass.**

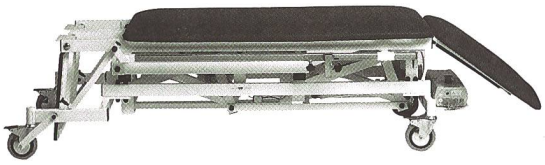
ARISTO der andere STEHTISCH

- **mit AKKU-Betrieb**
  (von der Steckdose unabhängig, keine störenden Kabel mehr, frei fahrbar)

  Der Akku kann über Nacht aufgeladen werden und der Tisch ist am Morgen wieder für den ganzen Tag verfügbar.

- **Höhenverstellbar vertikal und horizontal mit 2 Motoren**

- **Stehflächen verstellbar**



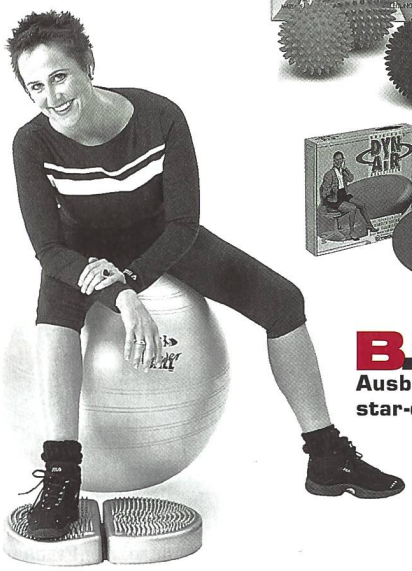
GENERALVERTRETUNG FÜR DIE SCHWEIZ

fritac

FRITAC MEDIZINTECHNIK AG
8031 Zürich
Hardturmstrasse 76
Telefon 01 - 271 86 12
Telefax 01 - 271 78 35
E-Mail: fritac@freesurf.ch

baelle»gewichte
sitzkissen»fuer
»rehabilitation
»ergotherapie
»fitness
»physiotherapie
»schulsport

TOGU®
makes your life go round!



B.CO
Ausbildung by star-education

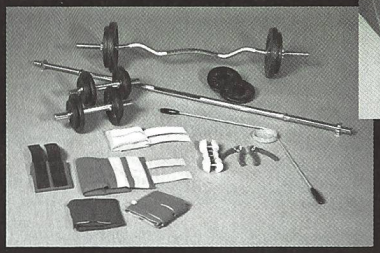
trisport ag
Im Bösch 67 6331 Hünenberg
Tel. 041-785 81 11 Fax 041-785 81 22

PHYSIO*LINE*

Matthias Roth · 5507 Mellingen

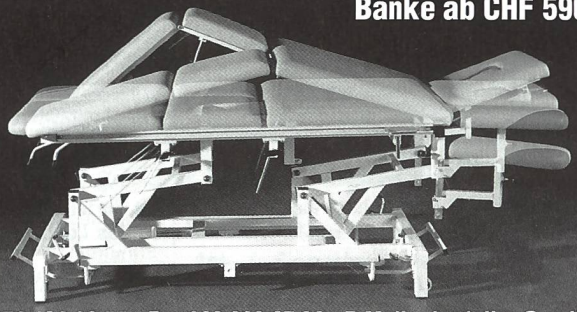
«Reparatur und Bezug auch von Fremdprodukten»

Med. Praxiseinrichtungen



zu supergünstigen Konditionen

Bänke ab CHF 590.-



Tel. 079 438 86 55 · Fax 062 293 67 36 · E-Mail: physioline@smile.ch

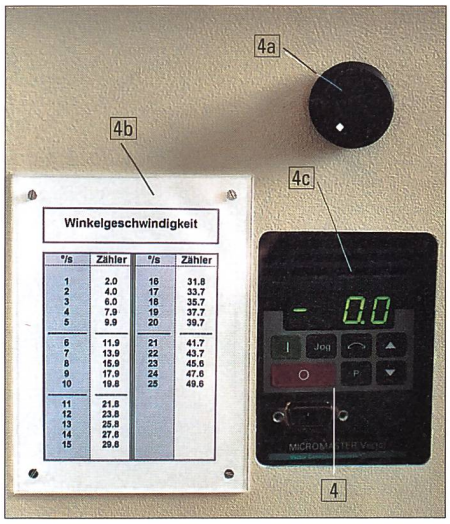


Abb. 6: **Am Frequenzumrichter [4] lässt sich mit einem Potentiometer [4a] via Tabelle [4b] und Digitalanzeige [4c] die Winkelgeschwindigkeit zwischen 1.0 und 25.0 °/s auf 0.05 °/s genau einstellen.**

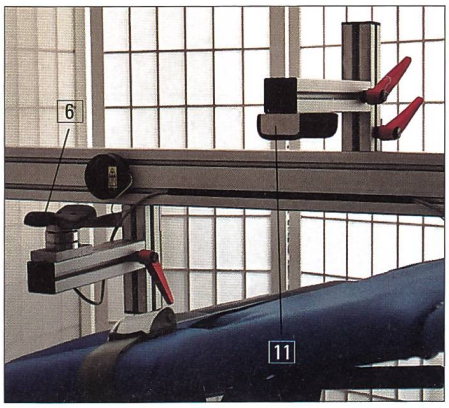


Abb. 7: **Die Unterschenkel- [6] und die Oberschenkelplatte [11] lassen sich in der Höhe und Länge millimetergenau verstellen und damit präzise an die anthropometrischen Bedingungen eines jeden Probanden anpassen.**

Abb. 8: **Unter der Unterschenkelplatte [6] befindet sich der querkraftstabilisierte Kraftmesser [7]. Der Laser [9] wird auf den prominentesten Punkt des Malleolus lateralis eingestellt.**

Joystick [16] steuert die Bewegungen der SLR-Maschine. Ein Notstopp [17] setzt die SLR-Maschine im Notfall ausser Betrieb.

Die Reproduzierbarkeit der Messung

Als Ausgangsstellung des Probanden wird die für den SLR-Test übliche Rückenlage gewählt. Der Proband legt sich so hin, dass sich sein Kopf beim eigentlichen Fussende der Therapieliege befindet. Der Kopfteil der Liege ist in einem Winkel von 12° abgesenkt. Diese 12° entsprechen wie beschrieben der maximalen Hüftextension zur Verriegelung des Beckens *(Abb. 4 und 5)*.

Um die dabei entstehende LWS-Lordose fest zu unterlagern und zu fixieren, stehen Lendenkissen aus Hartschaum [13] *(Abb. 3)* in drei verschiedenen Grössen bereit.

Der Proband legt nun sein SLR-Bein auf die dafür vorgesehene Unterschenkelplatte [6] mit dem Kraftmesser [7] *(Abb. 4, 5, 7, und 8)*. Weiter positioniert er sich so, dass die transversale Achse des Hüftgelenkes genau mit der Drehachse des Beinauslegers [3] übereinstimmt *(Abb. 4 und 5)*. Dies kann über einen in der Drehachse eingebauten Laserpointer [8], der auf den markierten Punkt am cranialen Rand des Trochanter majors zielt, nachgeprüft werden *(Abb. 2 und 10)*. Ein weiterer Laserpointer [9] definiert den prominentesten Punkt des Malleolus lateralis *(Abb. 2 und 8)*. Dieser dient zur parallelen Fixierung des Beines zum Beinausleger *(Abb. 4 und 5)*.

Vom Testleiter wird nun die Oberschenkelplatte [11] plaziert, welche das Knie in Extension fixiert *(Abb. 4 und 5)*. Die genaue Position der Oberschenkel- und Unterschenkelplatte wird mittels der eingebauten Massbänder [10] auf Millimeter genau bestimmt *(Abb. 3)*.

Damit die rechte Hand des Probanden nicht zwischen Liege und Beinausleger eingeklemmt werden kann, befindet sich an der Therapietischkante eine Plexiglasscheibe, die dies verhindert.

Sind all diese Aspekte der Ausgangsstellung berücksichtigt, wird der Proband mit Gurten [12] fixiert. Ein Fixationsgurt befindet sich proximal über den beiden Spina iliaca anterior superior und der andere unmittelbar cranial der Patella des Gegenbeines. Die Befestigungsgurte werden vom Testleiter platziert und fest angezogen *(Abb. 4 und 5)*.

Der Kopf befindet sich gerade in der Verlängerung der Körperlängsachse in neutraler Nullposition auf der Therapieliege. Er kann auch je nach Versuchsanordnung in unterschiedlichen Positionen fixiert werden, wie beispielsweise in der maximalen Flexionsstellung zur Überprüfung einer möglichen neuromeningialen Dehnung (Cottier et al 1999).

Der Proband steuert die SLR-Maschine selbständig

Die Testbewegung wird vom Probanden gesteuert: Er bedient mit seiner linken Hand einen Joystick [16], mit dem er die SLR-Maschine starten und stoppen kann *(Abb. 2 und 9)*. Die SLR-Maschine fährt nach dem Start-Signal des nach rechts ausgelenkten Joysticks automatisch mit der am Frequenzumrichter eingestellten Winkelgeschwindkeit (z.B. 3°/s) aufwärts. Je nach Testauftrag fährt der Proband beispielsweise bis in die maximal erträgliche Dehnposition, und er bestimmt selbst das Ende des Tests, indem er den Joystick in Mittelstellung bringt: Die Maschine stoppt. Daraufhin fährt der Proband die SLR-Maschine durch den nach links ausgelenkten Joystick wieder hinunter in die horizontale Ausgangsstellung (= 0°). Jede Bewegungsänderung (Start und Stopp) wird als Markierung in der aufgezeichneten Drehmoment-Winkel-Kurve sichtbar.

Mittels «Feuerknopf» am Joystick können zusätzlich subjektive Empfindungen als zeitliche Marker, wie beispielsweise eine bestimmte Intensität einer Dehnung oder auftretender Schmerz, gesetzt werden (Kisslig und Zbinden 1999). Diese subjektiven Empfindungen zeigen sich ebenfalls als Markierungen und lassen sich dann zeitlich bestimmten Drehmoment- bzw. Winkelwerten oder EMG-Werten zuordnen.

Für den Fall eines technischen Defekts ist ein Notstopp [17] vorhanden, der manuell vom Testleiter betätigt wird und den Stromkreis unterbricht. Die SLR-Maschine steht dann sofort still *(Abb. 3 und 11)*.

Das Ziel ist die Aufzeichnung einer Drehmoment-Winkel-Kurve

Die SLR-Maschine soll als Instrument für die objektive, passiv-dynamische, elektromechanische Ausführung des SLR unter standardisierten Bedingungen für die wissenschaftliche Untersuchung, den präzisen Befund und Wiederbefund eingesetzt werden. Dabei liegt die Drehmoment-Winkel-Kurve *(Abb. 15)* im Zentrum der Betrachtung.

Die SLR-Maschine liefert über Messfühler die elektrischen Signale (Daten) zur Erstellung der Drehmoment-Winkel-Kurven: Der Winkel wird mit Hilfe eines linearen Präzisions-Potentiometers (Megatron RP 19, 10 KSL 3% Lin. 0.25%) und das Drehmoment in Form des Dehnwiderstandes

Abb. 9: **Mit dem Joystick [16] wird die SLR-Maschine gesteuert: Drückt der Proband den Hebel nach rechts, bewegt sich die SLR-Maschine aufwärts, in Mittelposition bleibt sie stehen und nach links bewegt sich die Maschine abwärts.**

Bei jeder Bewegungsänderung zeichnet die Software ein Markersignal auf, mit dem zeitliche Zuordnung beispielsweise mit einem parallel aufgenommenen EMG-Signal möglich werden.
Mit dem «Feuerknopf» können zusätzlich während der Bewegung subjektive Marker gesetzt werden, z. B.: «Ich spüre ein leicht schmerzhaftes Ziehen… jetzt!». Auch dieser subjektive Marker ist zeitlich zugeordnet.

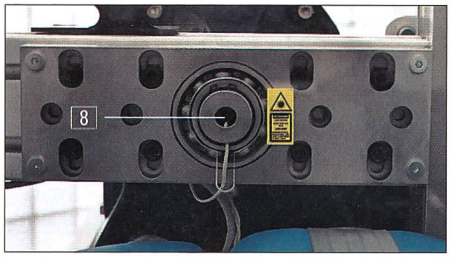


Abb. 10: **Der Proband wird in seiner Aste so positioniert, dass der Strahl des longitudinal in der Rotationsachse der SLR-Maschine eingebauten Laserpointers [8] auf den vorher palpierten und mit Farbstift markierten cranialen Rand des Trochanter major zeigt.**

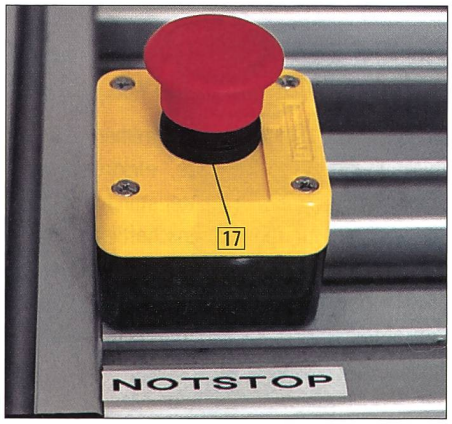


Abb. 11: **Der Notstopp [17] wird im Falle eines technischen Defektes vom Untersucher manuell betätigt. Der Stromkreis wird unterbrochen und die SLR-Maschine steht unmittelbar still. Der Proband wird sofort aus seiner fixierten Position befreit.**

durch einen querkraftstabilisierten Kraftmesser (HBM Typ U3 0.1%) gemessen. Per Messverstärker und 12-bit-A/D-Wandler wird das analoge elektrische Signal zum Computer übertragen und per Software aufgezeichnet, dargestellt und später analysiert. Der Messverstärker, der 12-bit Analog-Digital-Wandler sowie die Software (DSVW = Digitale Signalverarbeitung für Windows) stammen von uk-labs (D-Kempen).
Zu erwähnen ist an dieser Stelle, dass – unabhängig von manueller oder apparativer Messung – in endgradigen Winkelpositionen die subjektive Komponente des Probanden eine wesentliche Rolle spielen kann. Faktoren wie Angst, Motivation usw. können das Testergebnis in diesem Bereich beeinflussen. Daraus folgt, dass die Erfassung der Drehmoment-Winkel-Kurve ihre besondere Wertigkeit in den submaximalen, von affektiven Komponenten weitgehend unbeeinflussten Winkelgraden hat. Der Vorteil gegenüber der manuellen Testung liegt darüber hinaus in der exakten paarigen Zuordnung von Winkel und Drehmoment.

Die elektro-mechanischen Anforderungen an die SLR-Maschine

Die Winkelgeschwindigkeit (in Grad pro Sekunde), mit der das SLR-Bein während des Tests bewegt wird, soll über die ganze Testdauer exakt gleich bleiben. Dies ist einerseits von grosser Wichtigkeit für die Reproduzierbarkeit der Messbedingungen. Anderseits gilt es noch zu untersuchen, ob überhaupt und in welchem Masse während der Testbewegung bei unterschiedlichen Bewegungsgeschwindigkeiten Dehnreflexe ausgelöst werden (Magnusson 1995).
Die im Test gewählte Winkelgeschwindigkeit muss trotz des zunehmenden Dehnwiderstands, konstant bleiben. Die Leistung (maximales Drehmoment) des Motors inklusive des Getriebes der SLR-Maschine muss also stark genug sein, um die gewählte Winkelgeschwindigkeit während des ganzen Tests bis hin zum maximalen Hüftflexionswinkels aufrecht zu erhalten.
Orientierungswerte aus der bekannten Literatur (Wiemann 1996 u.a.) deuteten auf eine Grössenordnung von bis zu etwa 170 Nm. Der bei der SLR-Maschine daraufhin verwendete Motor inklusive Getriebe [5] garantiert eine konstante Winkelgeschwindigkeit bis zu einem Drehmoment von 250 Nm, um eine entsprechende Reserve zu berücksichtigen.

Das Drehmoment des Dehnwiderstandes

Das Drehmoment des Dehnwiderstandes soll sichtbar gemacht werden. Deshalb sind die

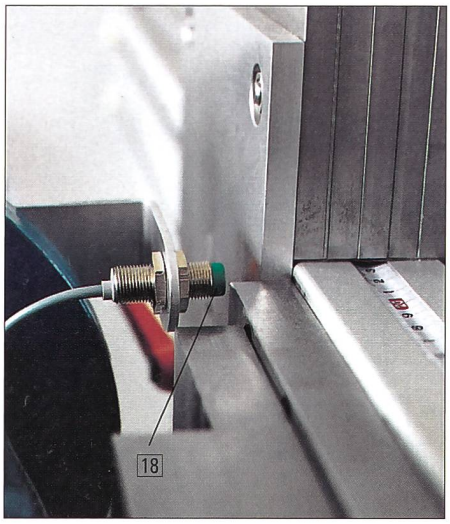


Abb: 12: **Ein Induktionssensor [18] misst exakt den Durchgang des SLR-Beinauslegers durch die Null-Grad-Horizontale und sendet ein entsprechendes Signal an die Software.**

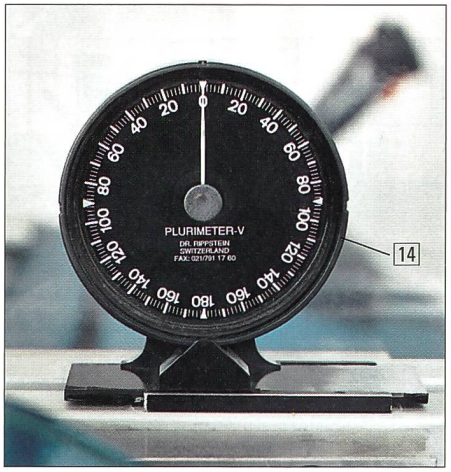


Abb. 13: **Ein Plurimeter-V (= vertikal) [14] nach Dr. Rippstein (Gerhardt u. Rippstein 1992, 66ff) ist auf dem SLR-Beinausleger befestigt und informiert unmittelbar über den Hüftflexionswinkel.**

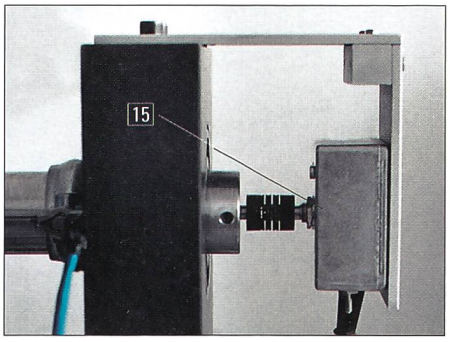


Abb. 14: **in lineares Präzisionspotentiometer ist longitudinal im Zentrum der Rotationsachse befestigt und dient zur elekromechanischen Winkelmessung. Das Signal geht ebenfalls zur Messsoftware.**

Eingebaute Endschalter stoppen die SLR-Bewegung in der Horizontalen (exakt bei –0.5°) und bei 145°. Beide Schalter lassen sich in der Position verstellen, damit nicht nur grössere Amplituden messbar sind, sondern im Sinne einer Messung der muskulären Balance der Dehnwiderstand in die Extension hinein gemessen werden kann.

BDF
Beiersdorf

Leukotape.
Damit das Tapen Freude macht.

SPORTMED
Ausrüster Swiss Olympic Team

Tapen ist mehr als das einfache Anlegen eines starren Verbandes. Tapen ist eine ganzheitliche medizinische Versorgung zur Prophylaxe oder Therapie von Verletzungen. Deshalb bieten wir ein Sortiment von Produkten rund ums Tapen an. Damit jeder Tapeverband hält, was wir versprechen. Leukotape. Das Taping-Sortiment von Beiersdorf.

Just tape it
Leukotape

Gewichtskraft des SLR-Beines oder eventuelle zusätzlich applizierte Massen wie Schienen, Parafango, Verbände etc rechnerisch zu kompensieren.

Über trigonometrische Funktionen wird das aus der Dehnung der ischiocruralen Muskelgruppe resultierende, um die Beingewichtskraft bereinigte Drehmoment berechnet. Gleichzeitig wurden auf diese Weise die Eigengewichtskraft des DMS-Kraftaufnehmers sowie eventuelle zusätzlich einwirkende Kräfte, die von Applikationen her rühren, kompensiert.

Die Gewichtskraft des Beines bestimmen wir in einem Beinwinkel von 0°. Dabei liegen die beiden Punktmarkierungen auf dem cranialen Rand des Trochanter Major (Drehachse) und auf dem Malleolus lateralis (Kraftmesser) exakt auf einer horizontalen Linie (= 0°). Der Abstand zwischen den beiden Punkten in 0° bestimmt den wirksamen Hebelarm in Meter. Das Moment [Nm = Newtonmeter] berechnet sich aus dem Produkt der erdbeschleunigten Gewichtskraft des Beines [N = Newton] und des Punkteabstandes [m = Meter].

Tab. 1: Maximaler elektro-mechanischer Messfehler der SLR-Maschine bei der Winkelmessung

Elektro-mechanisches System	Maximaler Fehler bei 150°
Mechanik SLR-Maschine	bei 250 N und 1.00 m Hebellänge (= 250 Nm) = 0.492°
Winkelmesser	0.25% = 0.380°
Messverstärker	0.1% = 0.150°
12bit A/D-Wandler	150° = + 8.000 Volt = 11 bit = 2048 Punkte = 0.070°
Gesamt	**1.090°**

Tab. 2: Maximaler elektro-mechanischer Messfehler der SLR-Maschine bei der Kraftmessung

Elektro-mechanisches System	Maximaler Fehler bei 250 N
DMS-Kraftmesser	0.1% = 0.25 N
Messverstärker	0.1% = 0.25 N
12bit A/D-Wandler	250 N = + 8.000 Volt = 11 Bit = 2048 Punkte = 0.12 N
Gesamt	**0.62 N**

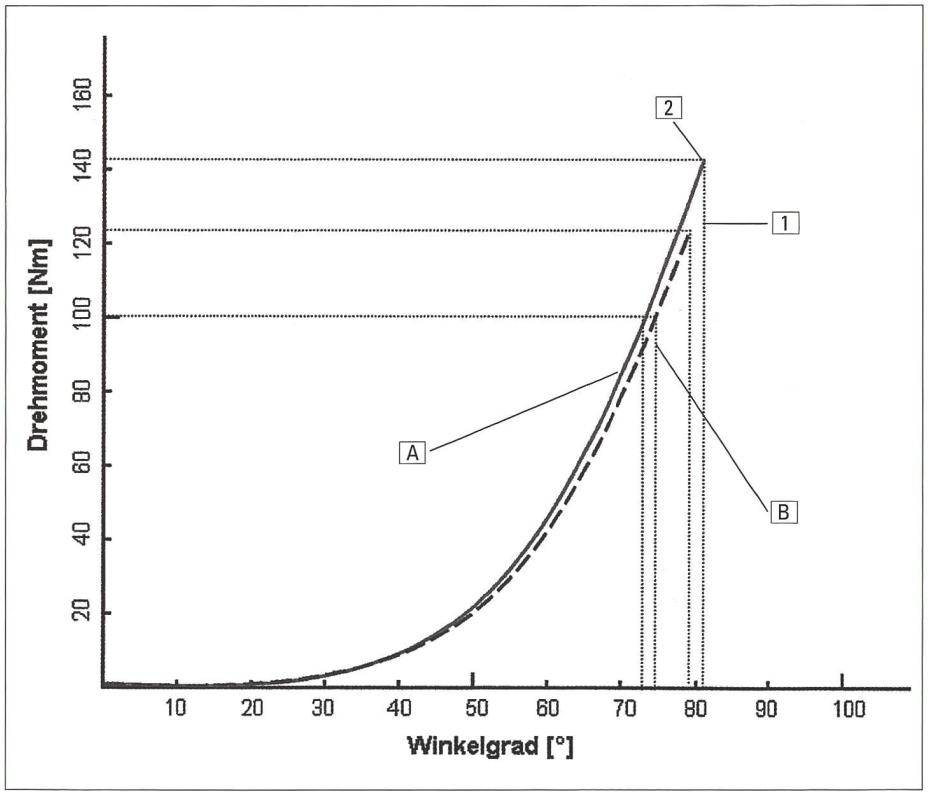


Abb. 15: **Aufgezeichnet wird die Drehmoment-Winkel-Kurve als Kennzeichnung des sich verändernden Dehnwiderstandes mit zunehmendem Hüftflexionswinkel. Kurve A stellt ein idealisiertes Beispiel dar.**

Es kann mit diesem Verfahren auch die Veränderung der Drehmoment-Winkel-Kurven bei zwei verschiedenen Messungen (- - - - Messung 1; ——— Messung 2) erfasst werden.

Neben der Erfassung des maximalen Winkels – wie beim manuellen Test – erhält man stetige Informationen über die Entwicklung des Dehnwiderstands (Drehmoment) in jedem beliebigen Winkel der Hüftflexion. Die Auswertung kann auf verschiedene Art erfolgen:

1. Die Veränderung des maximalen Winkels bzw. der dazugehörigen Dehnspannung [Nm] bei der ersten [1] und der zweiten Messung [2].
2. Die Veränderung des submaximalen Winkels [A / B] bei identischer Dehnspannung (zB: 100 Nm)
3. Natürlich kann man auch umgekehrt bei fixem Winkel die unterschiedlichen Drehmomente beobachten (ohne Darstellung).

Wie gross sind die Messfehler der Drehmoment-Winkel-Kurve?

Bei der Winkelmessung haben wir unter Berücksichtigung der Fehlerangaben der Hersteller sowie eigenen Präzisionsmessungen einen theoretischen maximalen Fehler von 1.09° bei 150° und 250 Nm gemessen bzw. errechnet *(Tab. 1)*.

Die DMS-Kraftmessung hat unter Berücksichtigung der Fehlerangaben der Hersteller einen maximalen Fehler bei 250 N (~ 25.0 Kilogramm) von 0.62 N (~ 62 Gramm) *(Tab. 2)*. Das entspricht 0.248%. Dies betrifft die elektronische Seite des gesamten Messsystems. Alle Veränderungen, die grösser als 0.62 N sind, dürfen damit als Effekt interpretiert werden.

Unsere bisherigen Messungen (28 Vpn à 4 Messwiederholungen, 18 Vpn à 9 Messwiederholungen, 21 Vpn à 8 Messwiederholungen) ergeben für die Test-Retest-Reliabilität des maximalen Hüftflexionswinkels einen Gütekoeffizienten von $0.890 \leq r \leq 0.996$. Das arithmetische Mittel beträgt dabei 0.955 (Standardabweichung = 0.014). Damit liegt im Schnitt eine sehr gute bis ausgezeichnete Zuverlässigkeit vor.

Werden submaximale Hüftflexionswinkel bei einem definierten Drehmomentwert miteinander im Test-Retest verglichen, ergibt sich eine noch bessere Reliabilität von $0.912 \leq r \leq 0.998$ (Mittelwert = 0.974; Standardabweichung = 0.011)

Ausblick

Da mit der Drehmoment-Winkel-Kurve und der SLR-Maschine ein sehr präzises Messinstrument vorliegt, hoffen wir, dass im Rahmen der zukünftigen physiotherapeutischen Forschung rege davon Gebrauch gemacht wird. Denn jeder beliebige denkbare Einfluss auf den Dehnungswiderstand respektive auf den Hüftflexionswinkel kann damit untersucht werden (zum Beispiel: Dehnmethoden, physikalische Massnahmen, manuelle Techniken, Entspannungstechniken).

Dank

Wir danken für die grosszügige Unterstützung: Eugen Mischler, Schulleiter PTS Feusi (Bern), Peter Brönnimann, Firma Ascom (Bern), Walter Frankhauser, Firma Hänni (Jegenstorf), Ulrich Knaup, uk-labs (D-Kempen), SPV-Kantonalverband Bern, Peter Domke, Physikalisches Institut für exakte Wissenschaften (Universität Bern), Peter Flühmann, Meyer AG (Zollikofen), Karl Lüthi (Belp).

Literaturverzeichnis

BERGER M., EGGER E: Einfluss eines lokal applizierten Parafango im Bereich der Ischiocrural-Muskulatur auf die Drehmoment-Winkel-Kurve des SLR. Bern: Diplomarbeit Feusi Physiotherapieschule, 1999.

COTTIER B., HEIZ C., KELLERHALS R.: Der Straight-Leg-Raise-Test: Verhalten von Drehmoment-Winkel-Kurve und neuromuskulärer Aktivität bei vier verschiedenen Ausgangsstellungen. Bern: Diplomarbeit Feusi Physiotherapieschule, 1999.

DEBRUNNER H.U.: Gelenkmessung (Neutral - 0 - Methode), Längenmessung, Umfangmessung. Bulletin. Offizielles Organ der Schweizerischen Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen. Bern, 1971.

FREUDIGER M., LÜTHI R., STOLL J.: Die SLR-Maschine: Eine apparative objektive Messung des SLR und Aufzeichnung einer Drehmoment-Winkel-Kurve. Bern: Diplomarbeit Feusi Physiotherapieschule, 1999.

GOEKEN L.N.: Instrumental Straight-Leg-Raising: A New Approach to Lasègue's Test. Arch Phys Med Rehabil 72, 1991, 959–966.

GOEKEN L.N., HOF A.L.: Instrumental Straight-Leg-Raising: Results in Healthy Subjects. Arch Phys Med Rehabil 74, 1993, 194–203.

AHLL T., ZUSMAN M., ELVEY R.: Adverse mechanical tension in the nervous system? Analysis of straight leg raise. Manual Therapy 3, (3), 1998, 140–146.

HEGG M.: Methodenvergleich: Neuromuskuläres Dehnen versus Schwunggymnastik. Bern: Diplomarbeit Feusi Physiotherapieschule, 1999.

KAPANDJI I.A.: Funktionelle Anatomie der Gelenke. Bd. 2 Untere Extremität. Stuttgart: Enke Verlag, 1992.

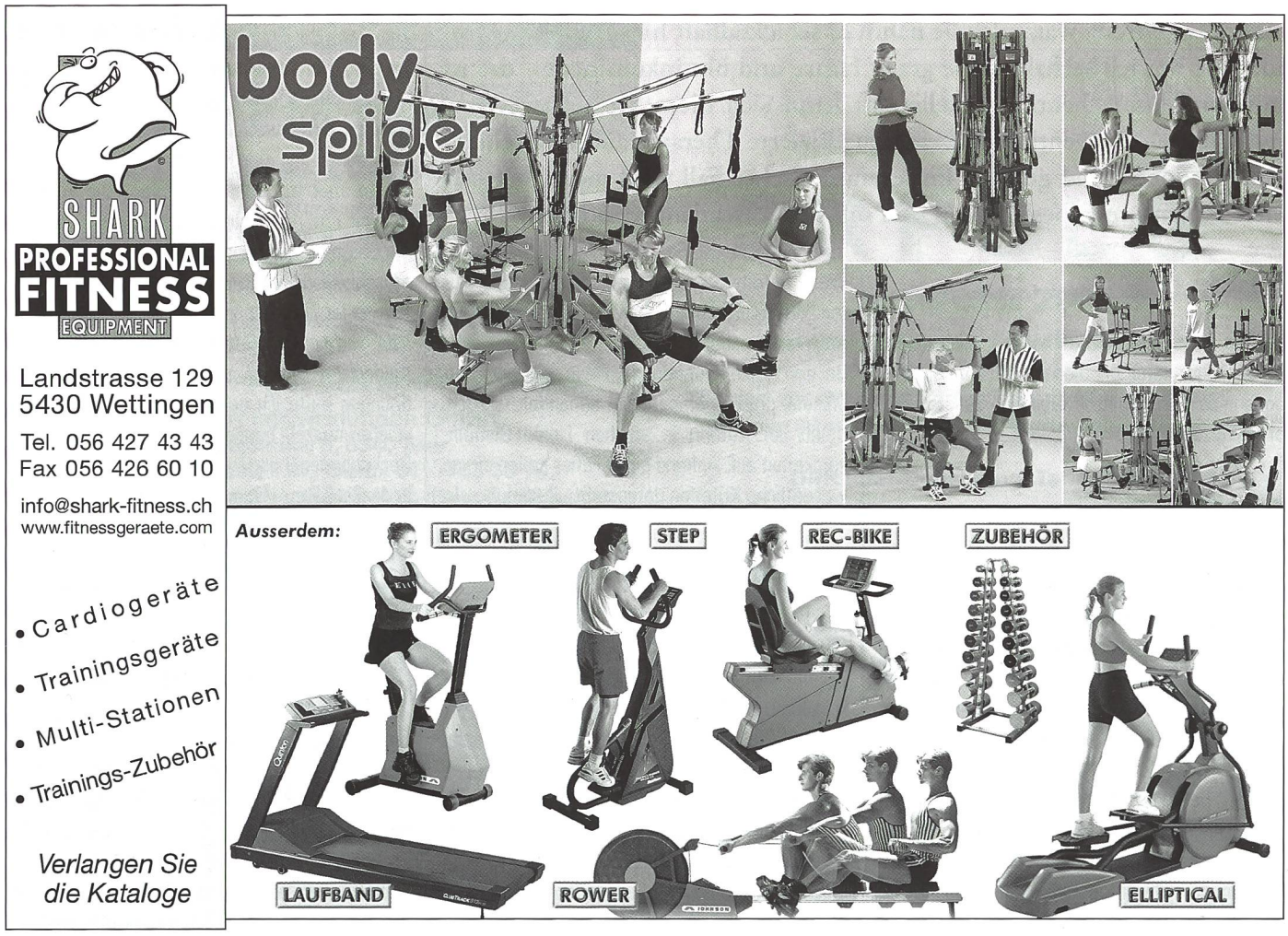
KISSLIG P., ZBINDEN R.: Die Objektivität und Reliabilität der Dehnintensität. Eine Untersuchung anhand des passiv-dynamischen SLR. Bern: Diplomarbeit Feusi Physiotherapieschule, 1999.

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. Scand J Med Sci Sports, 5 (6), 1995, 342–347.

MAGNUSSON S.P., AAGARD P., SIMONSEN E., BOJSEN-MOLLER F.: A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. Int J Sports Med, 9 (5), 1998, 310–316.

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. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 1998, 223–235.

WIEMANN K.: Die ischiocrurale Muskulatur. In: Carl K., Mechling H., Quade K., Stehle P. (Hrsg.): Krafttraining in der sportwissenschaftlichen Forschung. Köln: Sport und Buch Strauss, 1992, 37–74.

WIEMANN K.: Muskeldehnung und Stretching. In: Zichner L., Engelhardt M., Freiwald J. (Hrsg.): Die Muskulatur – Sensibles, integratives und messbares Organ. Wehr: Ciba-Geigy-Verlag, 1996, 211–230.

ANZEIGE