

Zeitschrift: Physiotherapie = Fisioterapia
Herausgeber: Schweizerischer Physiotherapeuten-Verband
Band: 37 (2001)
Heft: 5

Artikel: Der Straight-Leg-Raise-Test : Verhalten von Drehmoment-Winkel-Kurve und neuromuskulärer Aktivität bei vier verschiedenen Ausgangsstellungen
Autor: Barbara, Cottier / Heiz, Claudia / Kellerhals, Regula / Klingebiel, Andreas / Radlinger, Lorenz
DOI: <https://doi.org/10.5169/seals-929161>

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. 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. [Siehe Rechtliche Hinweise.](#)

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. [Voir Informations légales.](#)

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. [See Legal notice.](#)

Download PDF: 12.05.2025

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

Der Straight-Leg-Raise-Test

Verhalten von Drehmoment-Winkel-Kurve und neuromuskulärer Aktivität bei vier verschiedenen Ausgangsstellungen

Cottier Barbara, (Physiotherapeutin)

Heiz Claudia, (Physiotherapeutin)

Kellerhals Regula, (Physiotherapeutin)

Klingebiel Andreas, (Physiotherapeut)

Dr. Lorenz Radlinger, (Dipl. Sportlehrer, Sportwissenschaftler)

Diplomarbeit an der Feusi Physiotherapieschule Bern (Schulleiter: Eugen Mischler),
Effingerstrasse 15, 3008 Bern, E-Mail: pts@feusi.ch

Der Straight-Leg-Raise-Test (SLR) wird in der Physiotherapie differentialdiagnostisch eingesetzt. Dabei interessiert in jüngerer Zeit besonders die Frage, ob dabei neurale Strukturen die SLR-Bewegung qualitativ und quantitativ modifizieren. Die vorliegende Untersuchung behandelt die Frage, ob in einer präzise erfassten Drehmoment-Winkel-Kurve die quantitativen Veränderungen von Hüftflexionswinkel und Drehmoment zur Kennzeichnung des Dehnwiderstandes sowie der elektrischen Aktivierung (EMG) der Muskulatur sichtbar werden, wenn der SLR ohne und mit verschiedenen Zusatzbewegungen ausgeführt wird. Mit Zusatzbewegungen sind Bewegungen gemeint, die laut Literatur eine höhere mechanische Beanspruchung der neuralen Strukturen provozieren.

Testdurchführung mit SLR-Maschine

Für die Untersuchung des SLR-Tests wurde die «SLR-Maschine» verwendet, welche von Freudiger et al. 1999 konzipiert und beschrieben wurde. Zur genauen Beschreibung und Funktionsweise dieser SLR-Maschine wird deshalb auf die Diplomarbeit respektive die Publikation von Freudiger et al. (2001) in der «Physiotherapie» 2/2001 verwiesen.

EMG-Messungen an vier vom N. ischiadicus innervierten Muskeln

Die Signalbearbeitung des EMG führten wir wie von Konrad und Freiwald (1997, 138ff.) beschrieben durch.

In unserer Versuchsanordnung interessierte vor allem die Frage, wie stark der Muskel aktiv ist, das heisst, ob sich die elektrische Aktivität der

vom N. ischiadicus innervierten Muskulatur bei den verschiedenen Ausgangsstellungen verändert, genauer gesagt, ob sie bei Vorbelastung des Nervensystems früher oder eventuell auch stärker auftritt.

Folgende Fragestellungen sollen im Experiment untersucht werden:

- Kann man mit einer Präzisionsmessung der Drehmoment-Winkel-Kurve der SLR-Maschine herausfinden, welche Strukturen die Bewegung limitieren oder etwas konkreter: Liefern die Zusatzbewegungen eine Bestätigung für die Hypothese, dass auch bei «Gesunden» der N. ischiadicus beim SLR eine zentrale Rolle spielt?
- Wie verändern sich Drehmoment-Winkel-Kurve und das EMG der vier verschiedenen Muskeln durch die unterschiedlichen Ausgangsstellungen?

- Hat die von uns aufgrund der Theorie gewählte Reihenfolge der Tests eine Steigerung der Belastung des Nervensystems zur Folge, das heisst, steigt der Widerstand demzufolge immer mehr an?
- Besteht eine Übereinstimmung zwischen dem gemessenen Dehnwiderstand und der Aktivierung der Muskulatur?

Voraussetzungen der Probanden

Die Untersuchung des SLR erfolgte mit Hilfe der beschriebenen SLR-Maschine an 16 Probanden (Alter: zwischen 22 und 40 Jahren / Geschlecht: 5 Männer, 11 Frauen). Die Probanden mussten die folgenden Voraussetzungen erfüllen, da alle aufgezählten Faktoren Einfluss auf die Beweglichkeit haben können:

- keine akuten Beschwerden im Bereich der Beine, der Wirbelsäule und des Kopfes (z.B. Kopfschmerzen, Menstruationsbeschwerden, Rückenschmerzen usw.);
- keine Entzündungen und Ödeme;
- keinen Muskelkater;
- keine ungewohnten sportlichen Tätigkeiten am Tag zuvor und am Testtag und keine Operation am Bein und Rücken.

EMG-Messung mit Standardkontraktionen

Die Messungen erfolgten nach einem definierten Ablauf. Zuerst palpieren wir den M. rectus femoris, M. semimembranosus, M. semitendinosus, M. tibialis anterior und den lateralen Kopf des M. gastrocnemius des rechten Beines und markierten sie für die Elektrodenapplikation. Anschliessend wurden die angezeichneten Gebiete nach den Beschreibungen von Konrad und Freiwald (1997, 150) vorbereitet. Die Wahl des Ortes der Elektrodenapplikation erfolgte durch Palpation der Muskelbäuche. Diesbezüglich wurde keine weitere Standardisierung durchgeführt, da jeder Proband nur einmal getestet wurde und nicht unmittelbar mit den anderen Probanden verglichen wird, sondern lediglich mit sich selbst.

Anschliessend mussten Standardkontraktionen von je fünf Sekunden Dauer für diese vier Muskeln durchgeführt werden, um die EMG-Daten der darauf folgenden Messungen in Relation dazu setzen zu können. An Stelle einer maximalen Kontraktion wurde eine genau definierte Kontraktion der Muskeln als Vergleichswert erfasst. Die Studie von Goeken (1991, 962) zeigt nämlich, dass die Standardkontraktion einen stabileren und besser reproduzierbaren Kraftwert darstellt als die MVC (Maximal Voluntary Contraction). Ein weiterer grundlegender Aspekt für die Wahl der Standardkontraktion ist, dass es

für den klinischen Probanden zum Teil schwierig bis unmöglich ist, eine maximale Kontraktion auszuführen; die Ausführung der Standardkontraktion hingegen ist für jede Versuchsperson einfach und möglich.

• **Standardkontraktion M. rectus femoris:**

Der Proband machte im Einbeinstand auf dem linken Bein eine Knie- und Hüftflexion im rechten Bein von je 90° und stützte sich für ein besseres Gleichgewicht mit den Händen vorne auf einer Liege ab.

• **Standardkontraktion M. semimembranosus / M. semitendinosus:**

Im Einbeinstand links führte der Proband eine Knieflexion rechts (90°) in Nullstellung des Hüftgelenkes durch, wobei sich der Proband mit den Händen an einer Behandlungsliege halten durfte, ohne dabei Gewicht abzugeben. Diese Ausgangsstellung wurde von Gajdosik et al. (1985, 1479) übernommen.

• **Standardkontraktion M. tibialis anterior:**

Der Proband musste im Einbeinstand links den rechten Fuss in Neutral-0-Stellung im OSG parallel zum Boden leicht abheben.

• **Standardkontraktion M. gastrocnemius:**

Der Proband stand fünf Sekunden mit den rechten Zehen bis zum Zehengrundgelenk auf den Rand eines 4 cm dicken Brettes, so dass die Fusssohle parallel zum Boden war. Das linke Bein hob der Proband vom Boden ab. Damit keine Gleichgewichtsreaktionen die Aktivität verfälschten, konnte sich der Proband auch hier leicht an der Liege halten.

Die vier verschiedenen Ausgangsstellungen

Nach Ermittlung der Standardkontraktionen wurde der Proband auf der Liege installiert. Der Test wurde in vier verschiedenen Bewegungsausführungen gemacht:

• **T0:** OSG in Ruhestellung, HWS in Neutral-0-Stellung (Abb. 1)

• **T1:** OSG in Ruhestellung, HWS in maximaler Flexion (dito Abb. 2, jedoch ohne Fussfixation)

• **T2:** OSG in maximaler Dorsalextension, HWS in Neutral-0-Stellung (dito Abb. 2, jedoch ohne Kopffixation)

• **T3:** OSG in maximaler Dorsalextension, HWS in maximaler Flexion (Abb. 2)

Jeder Proband machte vor den eigentlichen Messungen zwei Testdehnungen auf der SLR-Maschine aus der Position T0 (mit je fünf Minuten Pause dazwischen), um die Bedienung der Maschine auszuprobieren, seine Bewegungsgrenzen kennen zu lernen und seine Angst vor dem Schmerz am Bewegungsende abzubauen. Nach diesen Testdurchgängen wurden bei jedem Probanden im Fünf-Minuten-Rhythmus die vier verschiedenen Ausgangsstellungen in der aufgezählten Reihenfolge durchgeführt. Während diesen Pausen wurden die Beine in Ruheposition gebracht und auf einer Rolle gelagert.

Während der SLR-Bewegung wurden folgende Größen kontinuierlich erfasst:

- Oberflächliche bipolare Ableitung der elektrischen Aktivierung der Muskulatur:
 - M. rectus femoris (Kontrollmuskel)
 - M. semimembranosus / M. semitendinosus
 - M. tibialis anterior
 - M. gastrocnemius
- Markierung am Bewegungsbeginn (Start) und am Ende der Bewegung (Stopp)
- Nulldurchgang des Hebelarms zu Beginn der Bewegung (0° = Horizontale)
- Winkel der Hüftflexion [°]
- Drehmoment durch Kraftaufnehmer [Nm] und Beinlängenangabe

Statistische Verfahren

Die Datenerfassung und -verarbeitung erfolgte mit dem Statistikpaket Systat for Windows (Vers. 5.04). Die Korrelationen der Daten (Winkel, Drehmoment, EMG) wurde nonparametrisch mit dem Verfahren nach Spearman berechnet.

Der Vorzeichenrangtest von Wilcoxon diente als nonparametrisches Verfahren zum Mittelwertsvergleich für die abhängigen Variablen.

Grundsätzlich orientieren wir uns an der üblichen Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha \leq 0.05$. Da aber die Anzahl der Versuchspersonen mit $N = 16$ eher gering und die erwartete Effektgrösse unbekannt ist, akzeptieren wir für diese Voruntersuchung zur Hypothesenfindung auch ein geringeres Signifikanzniveau. Dies geschieht, damit die potenziell richtige Alternativhypothese nicht vorschnell abgelehnt wird und sich nachteilig auf den weiteren Fortgang des Untersuchungsvorhabens auswirken könnte. Werte von $0.150 \leq \alpha < 0.05$ werden deshalb als «tendenziell signifikant» bezeichnet. Eine Berechnung des optimalen Stichprobenumfanges mit einer Teststärke von $\varepsilon = 0.8$ und $\alpha = 0.05$ zeigte, dass die als tendenziell bewerteten Ergebnisse in der Regel ab einer Stichprobengrösse von ≥ 24 Versuchspersonen das übliche Signifikanzniveau unter Einbezug der Bonferoni-Korrektur für multiples Testen ($\alpha = 0.05 : 6 = 0.008$) erreicht hätten.

Sehr gute Reliabilität der Vortests

Vor den eigentlichen Untersuchungen wurden zwei Vortests mit zwei Gruppen mit je fünf Probanden durchgeführt. Die erste Gruppe führte fünfmal die erste Testbewegung durch, die zweite fünfmal die letzte Testbewegung.

Beim ersten Vortest galt es festzustellen, ob sich die fünf (inklusive Probelauf) Tests beim gleichen Probanden gegenseitig beeinflussen. Den Zeit-

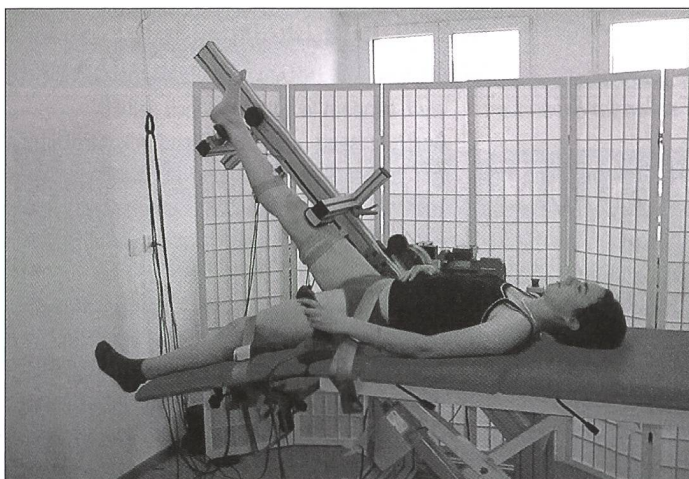


Abb. 1: Endstellung Test 0 (T0: OSG in Ruhestellung, HWS in Neutral-0-Stellung).

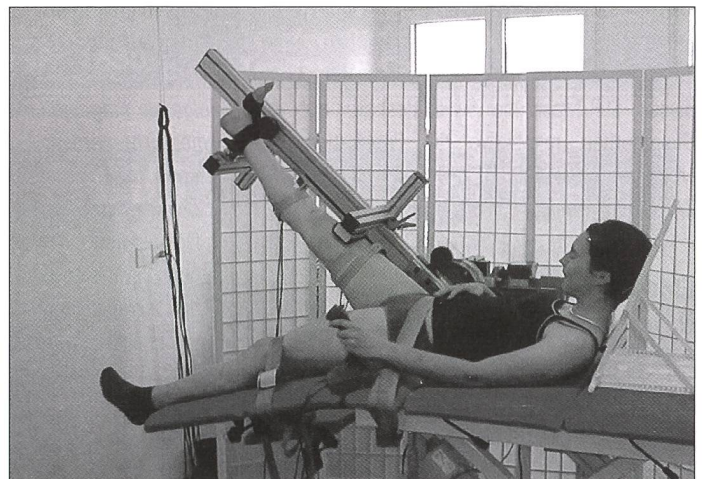
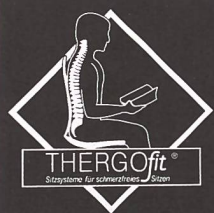


Abb. 2: Endstellung Test 3 (T3: OSG in maximaler Dorsalextension durch Velcrobund fixiert, HWS in maximaler Flexion durch Keil).

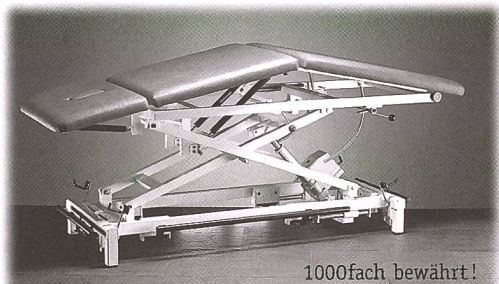


RÜCKENSCHMERZEN?

www.sitzen.ch

Thergofit AG
Am Platz 10
CH-7310 Bad Ragaz
Tel. 081 - 300 40 40

Ihr Spezialist für Behandlungsliegen in allen Preis- & Leistungsvarianten!



1000fach bewährt!

GYM-Behandlungsliege

- «GYM Standard» schon ab Fr. 2390.- inkl. MwSt.
- «GYM-Universal» 3-teilig schon ab Fr. 2995.- inkl. MwSt.
- verschiedenste Ausführungen und div. Zubehör

axxis Behandlungsliege

- axxis 2-teilig mit Rollhebevorrichtung ab Fr. 2198.- inkl. MwSt.
- verschiedene Ausführungen und Zubehör: 3-teilig, 5-teilig etc.



Serienmässig mit Rollhebevorrichtung

SITZNEIGUNGS-HOCKER

- mit verstellbarer Sitzneigung
- schon ab Fr. 289.- inkl. MwSt.

... und weitere Hockermodelle

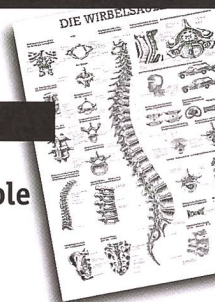


- anatomische Poster
- Skelette (Teile), Modelle

ANATOMIE-POSTER

Div. transportable Kofferliegen

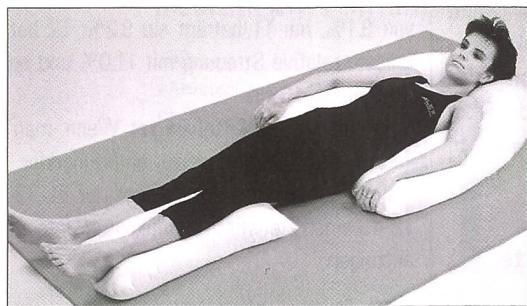
schon ab Fr. 490.-! inkl. MwSt.



lima
MASSAGEFACHSCHULE & PRAXISZUBEHÖR

Fordern Sie unsere Prospekte an!

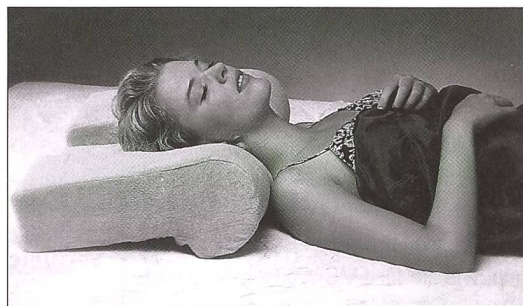
Lindenbuckstrasse 9 8245 Feuerthalen Tel/Fax 052 659 28 54



CORPO MED®

CorpoMed® Kissen stützt, fixiert, entlastet zur täglichen Lagerung in Physiotherapie, Alterspflege, Rehabilitation.
CorpoMed® Kissen erhältlich in div. Grössen. Waschbar bis 60°C. EMPA geprüft.

the original



the pillow®

COMPACT das Nackenkissen
COMPACT neue Grösse (54 x 31 x 14)
COMPACT aus Naturlatex
COMPACT für richtige Lagerung

Bitte senden Sie mir:
Preise, Konditionen, Prospekte

- ☐ CorpoMed® Kissen
☐ the pillow®

Stempel/Adresse:

BERRO AG

Ergolzstrasse 79 • CH-4414 Füllinsdorf
Telefon 061-901 88 44 • Fax 061-901 88 22
www.berro.ch • info@berro.ch

abstand zwischen je zwei Testdurchgängen legten wir in Anlehnung an Matyas und Bach (1985 in Hall et al. 1998, 142) auf fünf Minuten fest. Die Korrelationen der Maximalwinkel beziehungsweise der dazugehörigen Drehmomentwert lagen zwischen 0.923 und 0.990. Damit besteht eine sehr gute bis ausgezeichnete Reliabilität (Barrow u. Mc Gee 1971).

In Anlehnung an Hall et al. (1998, 142) planten wir ursprünglich nur einen Probendurchgang vor den eigentlichen Tests (T0–T3). Durch die Vortests zeigte sich aber, dass eine einzige Probendehnung zu wenig ist, um das Verhalten der SLR-Maschine kennen zu lernen und das Vertrauen in die passive-dynamische endgradige Dehnbewegung zu erhalten. Deshalb entschieden wir uns für zwei Probelläufe vor den Haupttests. In einem zweiten Vortest überprüften wir die Standardkontraktionen für die fünf Muskeln. Jeder der zehn Probanden musste pro Muskel drei Mal die Standardkontraktion wiederholen und die Stellung jeweils fünf Sekunden halten. Die Ausgangsstellungen für die Muskeln semimembranosus und semitendinosus, tibialis anterior und gastrocnemius wurden von Anfang an so wie beschrieben gewählt. Für die Ausgangsstellung des M. rectus femoris musste nach den ersten Vortests eine Änderung vorgenommen werden, da die ursprüngliche Stellung (Sitz, volle Knieextension gegen die Schwerkraft bei 90° Hüftflexion) zu wenig zuverlässig war ($r = 0.728$ bis $r = 0.890$). Schliesslich wählten wir die Position, welche vorher beschrieben wurde. Somit erreichten die Korrelationswerte bei allen Standardkontraktionen Werte zwischen $r = 0.807$ und 0.993 .

Auch die EMG-Aktivitäten der Vortests wurden ausgewertet, um zu prüfen, ob die Testreliabilität gewährleistet ist. Wir stuften die Ergebnisse nach der folgenden Beurteilungsskala der Korrelation ein, wie sie für EMG-Werte gebräuchlich ist: $r = 0.5$ bis 0.6 gilt als normales Ergebnis; $r > 0.8$ ist ein gutes Ergebnis; $r > 0.9$ ist ein sehr gutes Ergebnis. Unsere Zahlen bewegten sich im Mittel im Bereich von guter bis sehr guter Korrelation mit einzelnen Ausnahmen: Diese Ergebnisse sind für die EMG-Messung als recht gut einzustufen, da nur einzelne Gütekoeffizienten unter 0.800 lagen, verwenden wir sie für die Haupttests in dieser Form.

Muskel	Reliabilität T0/T3
M. semimembranosus/ semitendendinosus	0.849–0.849
M. rectus femoris	0.779–0.779
M. tibialis anterior	0.590–1.000
M. gastrocnemius	0.500–1.000

Tab. 1: Korrelation der EMG-Aktivität bei Test T0 und T3.

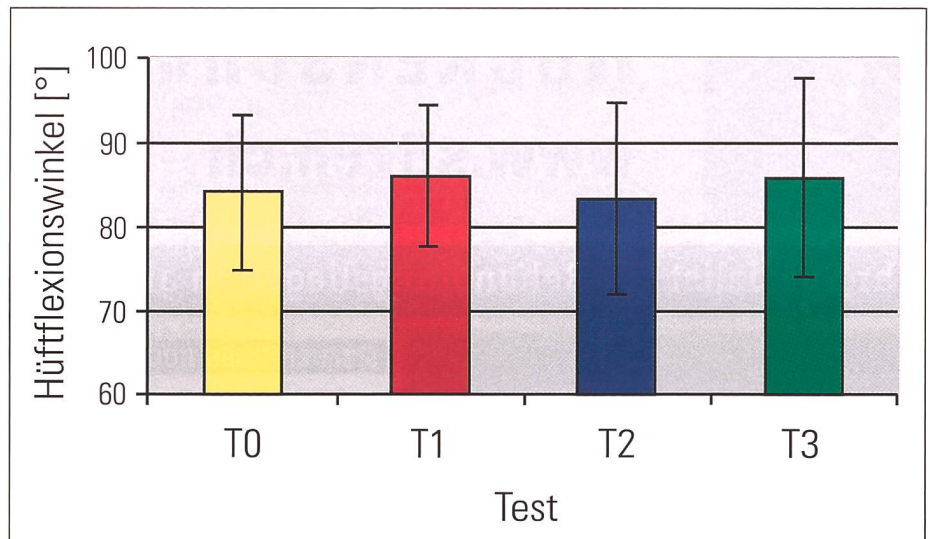


Abb. 3: Maximaler Hüftflexionswinkel und einfache Standardabweichung in [°] von Test 0 bis Test 3 (T0–T3) ($n = 16$).

Auswertungen des Hüftflexionswinkels

Die maximalen Winkel sind bei vier verschiedenen Ausgangsstellungen nicht signifikant verschieden. Die Rohdaten der Drehmomentkurve, der Winkelwerte und des EMG wurden in mehreren Schritten bearbeitet (Gleichrichtung, Filterung), und die Beinmasse wurde in der Drehmomentkurve über trigonometrische Funktionen kompensiert. Bei jedem Probanden von T0 bis T3 wurden die maximal erreichten Winkel abgelesen und die dazugehörigen Drehmomentwerte notiert. Die erhaltenen maximalen Winkel wurden statistisch ausgewertet. Es zeichneten sich keine signifikanten Differenzen zwischen den Messungen ab: T0–T1: $p = 0.171$, T0–T2: $p = 0.535$, T0–T3: $p = 0.717$ (vgl. Abb. 3).

Vergleich der Drehmomentwerte

Zur weiteren Auswertung wurde ein konstanter Drehmomentwert im submaximalen Bereich als Vergleichswert ausgewählt. Um diesen Drehmomentwert für jeden Probanden zu erhalten, verglichen wir die Drehmomentwerte beim maximal erreichten Winkel von Test T0 bis T3. Von diesen vier Werten wurde der kleinste herausgesucht und galt als Referenzpunkt für die weiteren Auswertungen. Danach wurde bei allen vier Drehmoment-/Winkelkurven überprüft, welcher Winkel beim Erreichen dieses kleinsten Drehmomentwertes vorhanden war. Somit resultierten vier Winkelwerte, welche im Weiteren miteinander verglichen wurden. Für jeden Probanden wurden die gleichen Bearbeitungsschritte vollzogen, so dass am Schluss von allen Probanden vier Winkelwerte vorlagen. Diese Winkelwerte wurden nun auf Mittelwertsunterschiede verglichen.

Die dazugehörigen EMG-Daten wurden auf dieselbe Weise erfasst. Diese Daten wurden ebenfalls von T0 bis zu T3 bei allen vier Muskeln abgelesen und statistisch verglichen, um Veränderungen der mittleren Lage zu untersuchen. (vgl. Abb. 4).

Mittelwerte: T0 hat einen Mittelwert von 81.2° , bei T1 steht er bei 82.4° , derjenige von T2 beträgt 79.7° und bei T3 beträgt der Mittelwert 81.4° .

Streuung: Die relative Streuung der vier verschiedenen Winkelmittelwerte fiel bei allen sehr ähnlich aus. T0 hat einen Variationskoeffizienten von 9.1% , bei T1 beträgt sie 9.2% , T2 hat die grösste relative Streuung mit 11.0% und bei T3 liegt sie bei 10.4% .

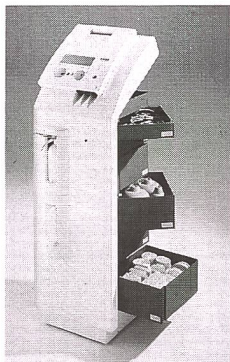
Vergleich der Mittelwerte: Wenn man die verschiedenen Mittelwerte untereinander vergleicht, so wird ersichtlich, dass nur T1–T2 und T2–T3 einen statistisch signifikanten Unterschied aufzeigen:

- **T0–T1:** Die mittlere Hüftflexion stieg um 1.2° an, dass heisst von 81.2° auf 82.4° . Mit $p = 0.103$ ist somit eine tendenzielle Steigerung sichtbar.
- **T0–T2:** Hier verändert sich der Mittelwert um 1.5° und zwar von 81.2° auf 79.7° . Auch hier zeigt sich mit $p = 0.093$ wiederum eine tendenzielle Steigerung.
- **T0–T3:** Mit $p = 0.796$ besteht hier lediglich eine zufällige Veränderung der Mittelwerte um 0.2° (von 81.2° auf 81.4°).
- **T1–T2:** Hier zeigt sich eine signifikante Reduktion um 2.7° von 82.4° auf 79.7° ($p = 0.004$).
- **T1–T3:** Mit $p = 0.121$ sank der Mittelwert tendenziell um 1.0° und zwar von 82.4° auf 81.4° .
- **T2–T3:** Der Mittelwert stieg um 1.7° von 79.7° auf 81.4° . Mit $p = 0.016$ ist dies eine tendenzielle Veränderung.

DELTA MED-ERBE

Erbogalvan-E

vom Einzelgerät zum modernen
Physiotherapie-Arbeitsplatz



- 16 Stromformen
- 70 Indikationen
- Komfortable Bedienung
- Speicher für eigene Programme
- Automatische Vakuumeinheit (Option)
- Funktioneller System-Gerätewagen mit 7 Ablagefächern

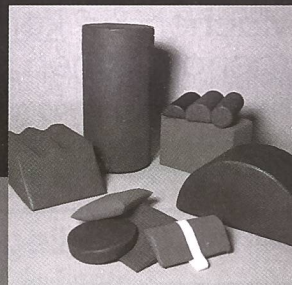
DELTA MED-ERBE AG Fröschenweidstrasse 10
8404 Winterthur Tel. 052 233 37 27 Fax 052 233 33 01

PHYSIO LINE

Matthias Roth · 5507 Mellingen

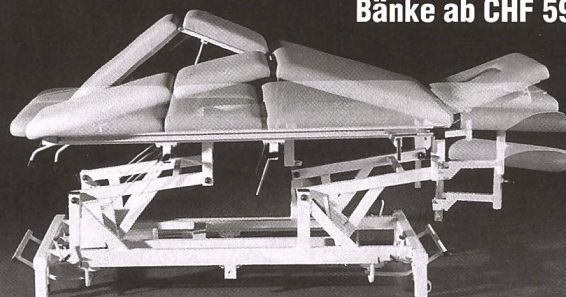
«Reparatur und Bezug
auch von
Fremdprodukten»

Med. Praxiseinrichtungen



zu **supergünstigen**
Konditionen

Bänke ab CHF 590.-



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

Wärmetherapie durch

medizinisches Infrarot-A:

- Rheuma
- Arthrose
- Lumbalgie
- Ulcus cruris
- Sinusitis / Otitis
- Schmerztherapie
- muskuläre Verspannungen
- bei Sportverletzungen



Nur ein geringer Wellenlängenanteil des Infrarotspektrums kann die Hautoberfläche durchdringen und ist tiefenwirksam. Sein therapeutisches Potential ist allerdings beträchtlich.

Hydrosun stellt diese schonende und hochwirksame Strahlung mit einem einzigartigen mobilen Strahler für ein breites Anwendungsspektrum bereit.

Informieren Sie sich zum neuen Therapiekonzept mit gefiltertem Infrarot-A.

Ein breites Angebot von Forschungsergebnissen namhafter Forscher liegt vor.



Jardin
Medizintechnik ag

Feldmattenstraße 10
CH-6032 Emmen

Tel. 041 260 11 80
Fax 041 260 11 89

Faxantwort für Infos
041 260 11 89
-ausfüllen-kopieren-senden

Stempel:

hydrosun® 500-Strahler

Vita Concept

HIVAMAT 200 Tiefen-Oszillation – bevor das Trauma zum Alptraum wird



Bewährt zur Behandlung von:

- akuten Schmerzzuständen (Schleudertrauma)
- Myogelosen
- Wundheilungsstörungen – auch im offenen Wundbereich einsetzbar (Verbrennungen, Ulcus, Decubitus)
- Ödemen und Stauungen
- Narben



Kürzere Behandlungszeiten – schmerzfreie Behandlung – schnelle Regeneration

VitaConcept AG • Hagenbuchstr. 31 • 9000 St.Gallen • Tel 071/244 01 75 • Fax 071/245 45 51

● Natürlich geht's besser

ORIGINAL MEDAX

Von uns entwickelt und seit vielen Jahren bewährt.

Machen Sie **keine Experimente mit irgendwelchen Kopien!**

Unser Fabrikationsprogramm:

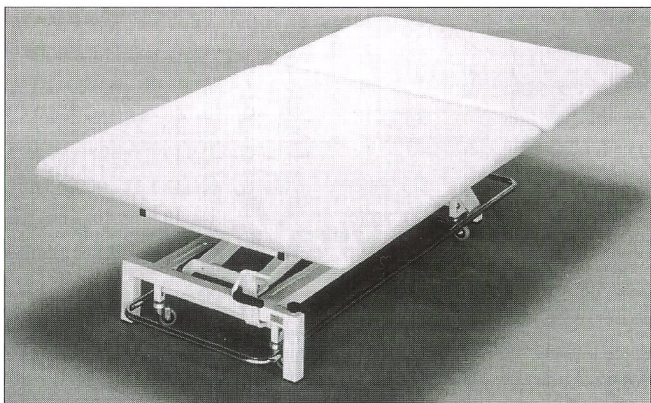
- 2-/3-/4-/6teilige Liegen
- Extensionsliegen
- Bobath-Liegen
- Manualtherapie-Liegen
- Kombi-Liegen mit Gynäkologieteil
- CLEWA-Kofferliegen (Import)

Behandlungsliege MEDAX P 40 A



- Elektrische Höhenverstellung von 44 bis 104 cm mit praktischer Fuss-Schaltstange
- Rückenstütze und Knieflexion mit bequemen Hubhilfen stufenlos verstellbar
- Fahrwerk (Lenkrollen) mit Fusspedal in jeder Position der Höhenverstellung ausfahrbar
- Sehr stabiles Schweizer Fabrikat
- SEV-geprüft
- 2 Jahre Garantie

BOBATH-Liege MEDAX 1- oder 2teilig



- ✂ -----
- ☐ Senden Sie uns bitte eine Dokumentation.
☐ Bitte rufen Sie uns an.

Name: _____

Strasse: _____

PLZ/Ort: _____

Tel.: _____

**MEDAX AG
MEDIZINTECHNIK**

Schneckelerstrasse 20
CH-4414 Füllinsdorf BL
Tel. 061-901 44 04
Fax 061-901 47 78

PH-03/94

ZUM THEMA RÜCKENLEIDEN:

DAS ENDE DES DAUERSITZENS



SITZEN UND STEHEN
AM BÜROARBEITSPLATZ.
WIR HABEN DIE MÖBEL.

JOMA

B Ü R O M Ö B E L S Y S T E M E

A A D O R F

JOMA-Trading AG, Weiernstrasse 22, CH-8355 Aadorf,
Telefon 052/365 41 11, Fax 052/365 20 51

WWW.JOMA.CH

PH 5/2001

FITplus für Windows

Die effiziente Verwaltungssoftware für Ihr Trainingszentrum!

Unterstützt Sie bei Ihrer Administration: Kundenverwaltung (auf Wunsch mit Porträt und Kundenkarten), Rechnungs- und Mahnwesen, individueller Einsatz von Marketingwerkzeugen, ausführliches Statistikwesen und vieles mehr!

Überzeugen Sie sich selber: verlangen Sie unsere unverbindliche und kostenlose Informationsmappe mit Demoversion!

Über 10 Jahre Erfahrung mit Software für Physiotherapien:

SOFTplus Entwicklungen GmbH

Lättichstrasse 8, 6340 Baar

Telefon 041-763 32 32, Telefax 041-763 30 90

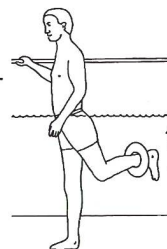
Internet: <http://www.softplus.net>, E-Mail: fitplus@softplus.net

GYMplus

druckt individuelle Übungsprogramme für Ihre Patienten

Über 3'000 Übungen in 21 Sammlungen:

Allgemeine Physiotherapie, Training mit Gewichten, Aktive Rehabilitation, Hydrotherapie, Medizinische Trainings-therapie, Paediatric und viele mehr!



SOFTplus Entwicklungen GmbH
Lättichstrasse 8, 6340 Baar
Tel: 041/763 32 32, Fax: 041/763 30 90
Internet: <http://www.gymplus.ch>

Katalog und Demoversion erhalten Sie unverbindlich und gratis.

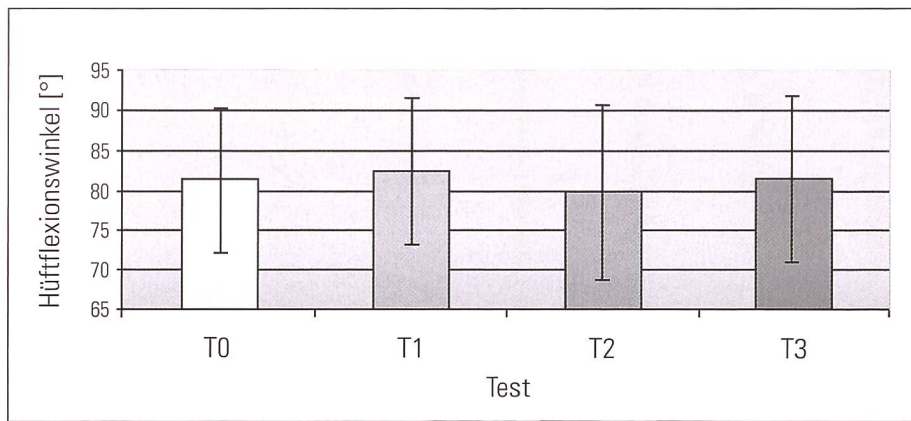


Abb. 4: Mittlerer Hüftflexionswinkel und einfache Standardabweichung in [°] beim kleinsten der maximalen Drehmomentwerte von Test 0 bis Test 3 (T0–T3) (n = 16).

Diese Ergebnisse, die Abbildung 4 zeigt, überraschten, denn aufgrund der Theorie erwarteten wir wegen der Vorbelastung des Nervensystems eine kontinuierliche Abnahme des Winkels beim gleichen Drehmomentwert. Da dies nicht der Fall war, musste nach neuen Erklärungsansätzen gesucht werden. Die Unterschiede sind alles in allem sehr gering und scheinen klinisch nicht relevant, doch wenn es darum geht, limitierende Strukturen differenzieren zu versuchen, können eben auch kleine Veränderungen – wenn sie, wie bei unseren Untersuchungen, immer dem gleichen Muster folgen – Aussagen möglich machen.

Entlastender Einfluss der Nackenflexion auf die limitierenden Strukturen

Von Test T0 zu Test T1 ist eine tendenzielle Veränderung sichtbar: Der erreichte Winkel wird beim gleichen Drehmomentwert grösser. Dies traf bei zwei Drittel aller Probanden zu. Der Dehnwiderstand, welcher der Bewegung entgegengesetzt wird, ist folglich beim gleichen Winkel geringer. Die Nackenflexion hat also möglicherweise einen entlastenden Einfluss auf die limitierende Struktur. Aufgrund dieser Überlegungen sind wir zu den im folgenden Abschnitt beschriebenen Hypothesen gekommen:

Hypothesen zur Veränderung des SLR durch die Nackenflexion:

• Einfluss auf die neuralen Strukturen

Durch die Nackenflexion wird von kranial her Spannung aufgebaut, welche intraneural auch die Spannung erhöht. Die Nervenaußenseite könnte aber durch die Nackenflexion gegenüber dem Umfeld verschoben werden und so den Nerv vom Umfeld entlasten. Sie könnte also so die Symptome reduzieren und mehr Bewegung zulassen.

• Einfluss auf die ligamentären Strukturen

Durch die Nackenflexion kommen das Ligamentum longitudinale posterior und auch die Ligamenta interspinale unter Zug. Diese Spannung kann von kranial nach kaudal weitergeleitet werden und eine minime Flexion der Facettengelenke bewirken. Dies kann zur Folge haben, dass das Foramen intervertebrale eher etwas geöffnet, die Austrittsstelle des N. ischiadicus etwas vergrößert wird. Der Nerv hätte dann mehr Raum zur Verfügung.

• Einfluss auf die muskulären Strukturen

Hamstrings: Da an der Länge der Hamstrings überhaupt nichts geändert wurde, können diese Einflüsse höchstens indirekt eine Rolle spielen. Durch die Nackenflexion entsteht möglicherweise trotz der Fixation des Beckens und der Unterlagerung der LWS-Lordose eine minime Aufhebung der Lendenlordose. Das Becken kippt also etwas nach dorsal. Es kann somit zu einer leichten Entspannung der Hamstrings-Muskulatur kommen.

Bauchmuskulatur: Der gleiche Effekt könnte auch durch die passive Annäherung des Ursprungs und Ansatzes der Bauchmuskulatur in Verbindung mit einer eventuellen Tonuserhöhung derselben entstehen.

• Einfluss auf die Muskelspindeln

• Durch die Nackenflexion könnte es indirekt über hochspinale Reflexe zu einer Veränderung der Einstellung der Muskelspindel kommen. Diese mögliche Hemmung des gamma-motorischen Systems lässt eventuell eine grössere Bewegung zu.

• Über die Dehnung der Nacken-/Rückenmuskulatur (M. longissimus) könnte die Muskelspindelaktivität in diesem Muskel herabgesetzt werden und somit mehr LWS-Lordose erlauben.

• Einfluss auf das Zwerchfell und die mittlere HWS

Die Bewegung zwischen C3 und C4 könnte einen Einfluss auf den N. phrenicus haben, der

das Zwerchfell innerviert. Eine hohe Spannung hat eine höhere extensorische Komponente für die LWS zur Folge. Bekommt der N. phrenicus durch die Flexion weniger facetäre Information, sinkt die Spannung des Zwerchfells; die extensorische Komponente nimmt ab, und das Bewegungsausmass wird möglicherweise grösser.

• Einfluss auf die untere HWS

An C6 und C7 ist die Aufhängung der Pleura parietalis. Möglicherweise kommt es auch hier durch die Öffnung der Facettengelenke und der daraus folgenden Verminderung der Information zu einem Spannungsabfall, der den Bewegungsweg vergrößern kann.

• Einfluss auf die Faszien

Vielleicht kommt es durch die Nackenflexion auch zu einer Verminderung der Spannung der Cervicofaszie, welche sich wiederum nach distal fortsetzen könnte.

• Tonischer Nackenreflex

Durch die HWS-Flexion wird der tonische Nackenreflex ausgelöst, welcher weiterlaufend eine Extension in den unteren Extremitäten zur Folge hat, was den SLR eigentlich limitieren würde. Durch die dauernde Stellung der HWS in der Flexion entsteht jedoch eine Habituation an die Reize und als Folge ein Tonusabfall in den unteren Extremitäten.

• Ontogenetische Hypothese

Es besteht die Möglichkeit, dass durch die zusätzliche Nackenflexion eine Art embryologisches Muster (Flexionssynergie) ausgelöst wird, welches wiederum eine Hemmung der extensorischen Kräfte zur Folge haben könnte und eine Hüftgelenks-Flexion mit weniger Widerstand zulassen würde.

Abnahme des Winkels durch die Dorsalextension

Die Veränderung von T0 zu T2 entspricht unseren Erwartungen: Durch die Dorsalextension des Fusses steigt der Widerstand, welcher der Bewegung entgegengesetzt wird. Wir halten folgende Gründe für möglich:

• Neurale Gründe

Das Nervensystem wird mechanisch stärker belastet, da der N. ischiadicus durch die Dorsalextension des oberen Sprunggelenkes zusätzlich nach distal gezogen wird.

• Vaskuläre Gründe

Die kleinen Arterien und Venen, die den Nerv versorgen, geraten möglicherweise durch die Bewegung des Nerven nach distal stärker unter Zug. Dies kann eine Minderdurchblutung des N. ischiadicus zur Folge haben, was sich dann wiederum als Schmerz äussert. Durch den Schmerz kann Abwehrspannung entstehen, welche das Bewegungsausmass reduziert. Der

gleiche Effekt könnte auch bei den Nn. neurales entstehen.

• Muskuläre Gründe

Da an der Länge der Hamstrings-Muskulatur überhaupt nichts geändert wurde, gibt es höchstens wieder indirekte Einflüsse. Möglicherweise könnte die Dorsalextension des Fusses über Faszien oder andere Verbindungen der Hamstringsmuskulatur mit dem M. gastrocnemius eine Verstärkung der Spannung der Hamstrings zur Folge haben.

• Psychologische Gründe

Aufgrund der Aussagen einiger Probanden können wir uns auch vorstellen, dass das unangenehme Gefühl, «eingespannt» zu sein, oder die Angst vor dieser Position den Widerstand ansteigen oder anders gesagt, den Winkel abnehmen liess.

Der Unterschied von T0 zu T3 ist nicht signifikant. Offensichtlich heben sich die Effekte von T0 zu T1 und T0 zu T2 wieder auf, so dass T3 wieder dem Verhalten in der Nullstellung entspricht. Der Unterschied von T1 zu T2 ist signifikant, der Unterschied von T1 zu T3 hat eine tendenzielle Veränderung. Diese Veränderungen können mit den gleichen Hypothesen wie von T0 zu T1, von T0 zu T2 und von T0 zu T3 erklärt werden.

Veränderungen von T2 zu T3 sind signifikant

Der Anstieg von T2 zu T3 ist signifikant. Durch die zusätzliche Nackenflexion zur Dorsalextension des Fusses steigt der Winkel beim gleichen Drehmomentwert, das heisst der Dehnwiderstand beim gleichen Winkel nimmt wieder ab. Als Gründe kommen dieselben in Frage, welche wir schon bei der isolierten Nackenflexion erwähnt haben.

Diese Ergebnisse zeigen, dass sich bei Personen ohne jegliche Rückenproblematik die Nackenflexion und die Dorsalextension des Fusses geradezu wieder aufheben, und dass der letzte Test dem ersten am ehesten entspricht.

Auswertung der EMG-Daten wenig aufschlussreich

Die Interpretation des EMG ist schwierig, da die Streuung hier grösser ist als bei der Winkelgrafik. Es lassen sich kaum schlüssige Aussagen über die aufgezeichneten Werte machen, weshalb hier nur kurz informiert wird.

Die EMG-Aktivität der Mm. semimembranosus / semitendinosus

Die EMG-Aktivität der Mm. semimembranosus / semitendinosus stieg tendenziell durch Dorsal-

extension im OSG; durch HWS-Flexion ergab sich keine signifikante Veränderung.

Abbildung 5 zeigt die EMG-Aktivität der Mm. semimembranosus/semitendinosus während der vier Tests in Prozenten zur Aktivität bei der Standardkontraktion sowie die einzelnen Streuungen.

Mittelwerte: Die Mittelwerte variieren zwischen 34.3 und 52.4%. Bei T0 beträgt der Mittelwert 34.3%, bei T1 40.3%, bei T3 52.4% und bei T3 39.9%.

Streuung: Die Streuung der EMG-Aktivität der Mm. semimembranosus / semitendinosus ist gross, die Werte verteilen sich praktisch über die ganze Skala. Bei T0 beträgt sie 27.5%, bei T1 nochmals deutlich mehr, nämlich 38.3%, und bei T2 ist mit 43.9% der höchste Wert erreicht. Bei T3 liegt die Streuung bei 35.9%. Diese Ergebnisse sind nicht sehr homogen, was uns bei der Interpretation der Ergebnisse vor einige Probleme gestellt hat.

Vergleich der Mittelwerte:

• **T0-T1:** Der Anstieg der Aktivität von T0 zu T1 ist mit 5.9 % (von 34.3% auf 40.2%) und $p = 0.861$ nicht signifikant. Man kann also sagen, dass die Nackenflexion keinen eindeutigen Einfluss auf die Aktivität dieser beiden Muskeln hat.

• **T0-T2:** Der Mittelwert steigt um 18.1% an und zwar von 34.3% auf 52.4%. Bei diesem Anstieg zeigt sich mit $p = 0.140$ eine tendenzielle Steigerung. Die Dorsalextension lässt die Aktivität ansteigen, obwohl an der Länge der Muskulatur nichts verändert wurde. Scheinbar erfolgt also eine Reaktion der Muskulatur als Schutz für die neuralen Strukturen. Diese Aktivitätszunahme können wir uns nur als Abwehrspannung erklären, da sie erst ganz kurz vor dem Erreichen des maximal tolerierbaren

Winkels auftrat. Alles in allem stimmen bei T2 die Winkelgrafik (kleinster Winkel) und die EMG-Gratik (grösste Aktivität) am besten überein.

• **T0-T3:** Der Anstieg von T0 zu T3 beträgt 5.5% (von 34.3% auf 39.8%), was mit $p = 0.221$ nicht signifikant ist. Dies entspricht dem Winkelverhalten bei demselben Drehmoment.

• **T1-T2:** Der Anstieg beträgt 12.2% und zwar von 40.2% auf 52.4%, was mit $p = 0.075$ eine tendenzielle Veränderung erkennen lässt. Dies erklären wir uns gleich wie die Zunahme von T0 zu T2.

• **T1-T3:** Beim minimalen Abfall um 0.4% (von 40.2% auf 39.8%) ist eine mit $p = 0.09$ tendenzielle Veränderung sichtbar. An dieser Stelle ist für uns kein Grund ersichtlich, warum die zusätzliche Dorsalextension des Fusses zur Nackenflexion die Aktivität vermindern sollte, zumal wir vorhin gesehen haben, dass die Dorsalextension des Fusses die Aktivität tendenziell steigert.

• **T2-T3:** Nicht signifikant ist mit $p = 0.422$ der Abfall von 12.6% und zwar von 52.4% auf 39.8%.

Die EMG-Aktivität des M. tibialis anterior

Durch HWS-Flexion wurde EMG-Aktivität des M. tibialis anterior nicht signifikant verändert, stieg jedoch tendenziell signifikant an durch Dorsalextension des OSG.

Mittelwerte: Die Mittelwerte variieren von 7.3% bis 10.6%. Bei T0 beträgt der Mittelwert 10.1%, bei T1 8.3%, bei T2 10.6% und bei T3 7.3%.

Streuung: Die Streuung der M. tibialis anterior-Aktivität ist wesentlich kleiner als die der Mm.

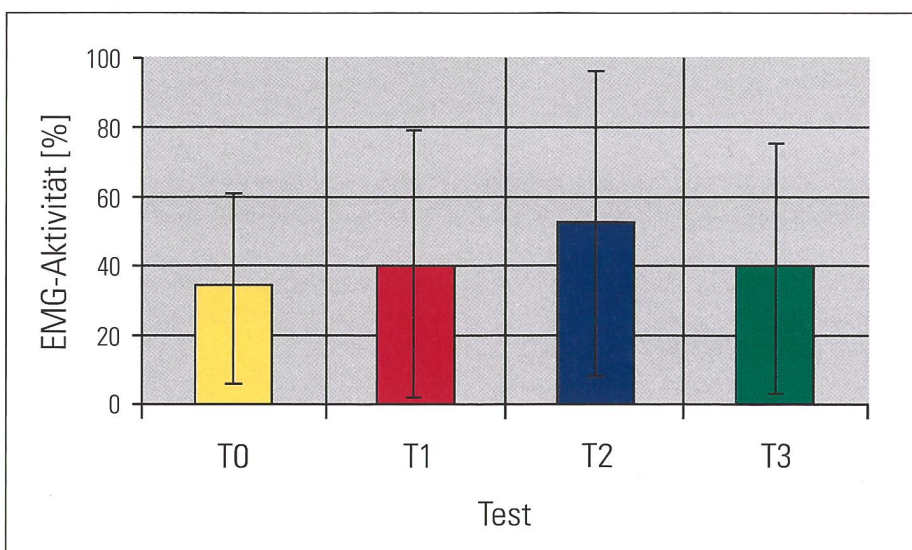


Abb. 5: Mittlere EMG-Aktivität mit einfacher Standardabweichung in Bezug zur Standardkontraktion der Mm. semimembranosus / semitendinosus von Test 0 bis Test 3 (T0-T3) (n = 16).

www.physiomedic.ch

Skandlab 25
BODYWAVE®



SKANLAB 25 BODYWAVE erzeugt eine optimale tiefgehende Wärme, dämpft die Schmerzen und trägt zu grösserer Elastizität bei. Das Gerät kann bei akuten und chronischen Erkrankungen eingesetzt werden.

In Norwegen entwickeltes Behandlungsgerät, dessen Wirkung auf dem Prinzip der Kondensatorfeldmethode beruht. Das Gerät erzeugt ein elektrostatisches Wechselstromfeld mit einer Frequenz von 1.0 MHz, wobei der Patient einen Teil des Kondensators bildet.

Fordern Sie eine Dokumentation an oder bestellen Sie ein Testgerät – ganz unverbindlich!

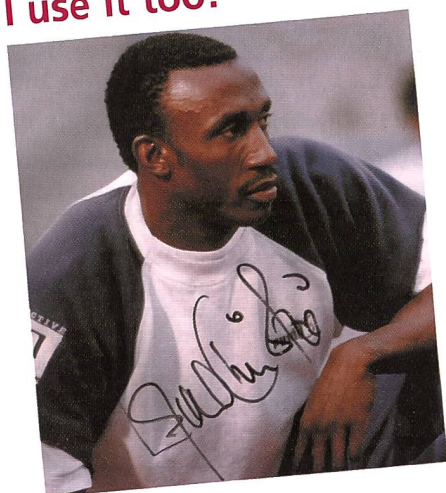
Alles für die Physiotherapie

Worauf Sie beim Kauf von Einrichtungen, Apparaten, Verbrauchsmaterial und vielem mehr auf keinen Fall verzichten sollten:

Auf Auswahl, Qualität, günstige Preise, prompte Lieferung und auf einen abgesicherten Service und Kundendienst.

Deshalb freuen wir uns auf Ihren Besuch in unserem 250 m² grossen Show-Room

I use it too!



Linford Christie

30 Jahre ans

keller
Simon Keller AG



PhysioMedic 034 423 08 38

CH-3400 Burgdorf, Lyssachstrasse 83

Telefon 034 422 74 74 + 75

Fax 034 423 19 93

Internet: www.PhysioMedic.ch

E-Mail: info@physiomedic.ch

semimembranosus/semiotendinosus. Bei T0 liegt sie bei 14.5%, bei T1 beträgt sie 6.9%, T2 hat eine Streuung von 10.6% und T3 3.3%.

Vergleich der Mittelwerte:

Alle Tests zeigten im Vergleich eine tendenzielle Differenz mit Ausnahme von T0–T1.

Die EMG-Aktivität des M. rectus femoris

Die EMG-Aktivität des M. rectus femoris veränderte sich nicht signifikant:

Mittelwerte: Der Mittelwert von T0 beträgt 23.9%, der von T1 beträgt 30.3%, T2 hat einen Mittelwert von 25.2% und T3 hat einen von 25.5%.

Streuung: Die Streuung ist bei T0 22.7%, bei T1 beträgt sie 30.4%, bei T2 ist sie 23.5% und bei T3 liegt sie bei 20.2%.

Vergleich der Mittelwerte:

Zwischen allen vier Tests gab es keine signifikanten Veränderungen. Dies war zu erwarten, denn der M. rectus femoris diente lediglich als Kontrollmuskel. Seine Aktivität blieb während allen vier Tests sehr klein und quasi unverändert (T0–T1: $p = 0.552$, T0–T2: $p = 0.820$, T0–T3: $p = 0.972$, T1–T2: $p = 0.875$, T1–T3: $p = 0.552$, T2–T3: $p = 0.433$).

EMG-Aktivität des M. gastrocnemius

Auch die EMG-Aktivität des M. gastrocnemius mit einer Ausnahme keine signifikanten Veränderungen:

Mittelwerte: Die Mittelwerte variieren von 7.0% bis 12.7%. Bei T0 beträgt der Mittelwert 7.4%, bei T1 9.8%, bei T2 12.7% und bei T3 7.0%.

Streuung: Die Streuung ist bei T0 8.4%, bei T1 9.5%, bei T2 17.2% und bei T3 4.3%.

Vergleich der Mittelwerte:

Ausser von T0–T1, wo es eine eindeutig signifikante Veränderung gab, waren keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Tests festzustellen. (T0–T1: $p = 0.011$, der Mittelwert stieg von 7.4% auf 9.8% um 2.4%, T0–T2: $p = 0.650$, T0–T3: $p = 0.347$, T1–T2: $p = 0.778$, T1–T3: $p = 0.209$, T2–T3: $p = 0.169$).

Von T0 zu T1 ist die Veränderung signifikant, und zwar nimmt die Aktivität zu. Dieses Resultat steht im Gegensatz zu allen anderen EMG-Messungen, bei denen die Nackenflexion keine Auswirkungen auf die Muskulatur gehabt hat. Es widerspricht auch den Winkelmessungen, denn mit der Nackenflexion hat das Bewegungsausmass zugenommen.

Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war herauszufinden, ob es möglich ist, anhand genau definierter Zusatzbewegungen die limitierenden Faktoren des SLR (Straight Leg Raise) zu eruieren. Wir führten den SLR-Test an 16 gesunden Probanden (Alter zwischen 22 und 40 Jahren, 5 männlich, 11 weiblich) in vier verschiedenen Ausgangsstellungen durch: normaler SLR (T0), mit Nackenflexion (T1), mit Dorsalextension des Fusses (T2) und mit der Kombination von Nackenflexion und Dorsalextension des Fusses (T3). Auf einer dafür konstruierten SLR-Maschine wurden Winkelgrad (Hüftflexion) und Drehmoment (Dehnwiderstand) sowie die EMG-Aktivität von Mm. semimembranosus und semiotendinosus, M. gastrocnemius, M. tibialis anterior und M. rectus femoris als Kontrollmuskel gemessen.

Die Resultate zeigten, dass die Nackenflexion bei demselben Drehmoment den erreichten Winkel tendenziell erhöht, die EMG-Aktivität sich aber nicht deutlich verändert. Diese Limitierung scheint nicht primär muskulär zu sein.

Durch die Dorsalextension des Fusses nimmt der Winkel tendenziell zu (Hamstrings $p = 0.140$, M. tibialis anterior $p = 0.086$). Dies könnte bedeuten, dass der N. ischiadicus unter Spannung kommt und mittels Aktivitätszunahme der Muskulatur eine Schutzreaktion für den Nerv stattfindet. Durch die kombinierte Bewegung (T3) gibt es hingegen weder im Winkel noch im EMG eine signifikante Veränderung zur Ausgangssituation (T0).

Die Differenzierung der limitierenden Faktoren des SLR bleibt äusserst schwierig. Durch unsere Studie konnte vor allem gezeigt werden, dass die Kombination von Nackenflexion und Dorsalextension des Fusses beim SLR nicht zwingend einer Steigerung der Belastung für das Nervensystem entspricht.

Abschliessend lässt sich sagen, dass auf diesem Gebiet noch sehr vieles unklar ist, dass man auch bei «Gesunden» keine allgemein gültige Aussage machen kann, und dass es noch vieler Studien bedarf, um die gängigen theoretischen Hypothesen bestätigen oder widerlegen zu können.

LITERATUR

- BARROW H.M., MC GEE R.: Practical Approach to Measurement in Physical Education. Philadelphia: Saunders Company 1971.
- BUTLER D.S.: Mobilisation des Nervensystems., 1998, 5–8/53–84/201–217.
- COTTIER B., HEIZ C., KELLERHALS R.: Der Straight-Leg-Raise. Verhalten von Drehmoment-Winkel-Kurve und neuromuskulärer Aktivität bei vier verschiedenen Ausgangsstellungen. Bern: Diplomarbeit Feusi Physiotherapieschule, 1999.
- DUUS P.: Neurologisch-topographische Diagnostik. Anatomie – Physiologie – Klinik. Stuttgart: Thieme Verlag, 1990.
- FREIWALD J., ENGELHARDT M., JÄGER M., GNEWUCH A., REUTER I., WIEMANN K., STARISCHKA S.: Dehnung – Genügen die bisherigen Erklärungsmodelle? Sportverletzung – Sportschaden 11, 1997, 54–59.
- FREIWALD J., ENGELHARDT M., KONRAD P., JÄGER M., GNEWUCH A.: Dehnen: Neuere Forschungsergebnisse und deren praktische Umsetzung. Manuelle Medizin, 1, 1999, 1–10.
- 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.
- FREUDIGER M., LÜTHI R., STOLL J.: Die SLR-Maschine: Eine elektro-mechanische, passiv-dynamische Ausführung und Messung des Dehnwiderstandes und Hüftflexionswinkel des Straight-Leg-Raise. Physiotherapie, x, 2000, a–b.
- GAJDOSIK R.L., LEVEAU B.F., BOHANNON R.W.: Effects of Ankle Dorsiflexion on Active and Passive Unilateral Straight Leg Raising. Physical Therapy, Volume 65, Number 10, 1985, 1478–1482.
- GOEKEN L.N.: Instrumental Straight-Leg Raising: A New Approach to Lasègue's Test. Arch Phys Med Rehabil, Volume 72, 1991, 959–966.
- GOEKEN L.N., Hof al.: Instrumental Straight-Leg Raising: Results in Healthy Subjects. Arch Phys Med Rehabil, Volume 74, 1993, 194–203.
- HALL T., ZUSMAN M., ELVEY R.: Adverse Mechanical Tension in the Nervous System? Analysis of Straight Leg Raise. Manual Therapy, Volume 3, Number 3, 1998, 140–146.
- HUTTON R.S.: Neuromuskuläre Grundlagen des Stretchings. In: Komi PV (Hrsg): Kraft und Schnelkraft im Sport. Köln: Deutscher Ärzteverlag, 1994, 41–50.
- KONRAD P., FREIWALD J.: Einführung in das kinesiologische EMG. In: Binkowski H., Hoster M., Nepper H.U.: Medizinische Trainingstherapie in der ambulanten orthopädischen und traumatologischen Rehabilitation. Schriftenreihe Berufskolleg Waldenburg, 1997, 138–161.
- MATHIAS T.A., BACH T.M.: The Reliability of Selected Techniques in Clinical Arthrometrics. Australian Journal of Physiotherapy, Volume 31, Number 5, 1985, 175–199.
- NETTER F.: Atlas of Human Anatomy. New Jersey: Ciba-Geigy Corporation Summit, 1989, 508.
- SMITH C.G.: Changes in Length and Posture of the Segments of the Spinal Cord with Changes in Posture in the Monkey. Radiologie, Volume 66, 1956, 259–265.
- WIEMANN K., KLEE A., STARTMANN M.: Filamentäre Quellen der Muskelruhespannung und die Behandlung muskulärer Dysbalancen. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, Nr. 4, 1998, 111–112.
- WYDRA G.: Stretching – Ein Überblick über den aktuellen Stand der Forschung. SpW Band 27, Nr. 4, 1997, 409–410.