

» Effektivität der Mulligan-Straight-Leg-Raise-Traktionstechnik auf die Beweglichkeit bei Patienten mit Rückenschmerzen

C. Beyerlein, PT, MT, T. Hall, MSc PT, U. Hansson, PT, MT, M. Odemark, PT, MT,
D. Sainsbury, BSc PT, H. T. Lim, BSc PT

Zusammenfassung: Der Straight-Leg-Raise-Test (SLR) ist ein valider Indikator, um das Ausmaß von Beeinträchtigungen durch Kreuzschmerzen festzustellen. Daher sollte sich auch eine vergrößerte Beweglichkeit bei SLR positiv auf den funktionellen Status eines Patienten auswirken.

Die vorliegende Studie untersuchte die Wirksamkeit der Mulligan-SLR-Traktionstechnik zur Vergrößerung des schmerzfreien SLR-Bewegungsausmaßes bei Personen mit Schmerzen im unteren Rücken und im Oberschenkel.

Schlüsselwörter: Mulligan-SLR-Test – Effektivität – Rückenschmerzen

Summary: The straight leg raise test (SLR) is a valid indicator for identifying the degree of impairment in low back pain. It follows that increasing the range of SLR would have a beneficial effect on the patient's functional status.

This study investigated the effect of pain free SLR in persons with low back and thigh pain.

Keywords: Mulligan-SLR test – efficacy – low back pain

■ Einleitung

Der Straight-Leg-Raise-Test (SLR) wird oft im Rahmen der orthopädischen Befunderhebung bei Patienten mit Kreuzschmerzen und Dysfunktionen der unteren Extremität eingesetzt (Bohannon 1985). Ein eingeschränktes Bewegungsausmaß beim Anheben eines gestreckten Beines im Vergleich zur Gegenseite wird üblicherweise entweder auf ungenügende Elastizität der Ischiokruralmuskulatur (Gadjosik et al. 1985) oder auf eine Dysfunktion der LWS (Urban 1981) zurückgeführt. Tatsächlich ist der SLR-Test einer der wenigen Indikatoren, die nachweislich das Ausmaß einer Beeinträchtigung infolge von Kreuzschmerzen anzeigen (Pope et al. 1979, Million et al. 1982, Hultman et al. 1983; Troup et al. 1987).

SLR ist der bekannteste Test, der das neurale System provoziert, und seine Validität, besonders zur Diagnose einer Diskushernie, ist nachgewiesen (Deyo et al. 1992). Außerdem gibt es mehrere Studien, die anhand der SLR Behandlungserfolge nach verschiedenen Maßnahmen bei Rückenproblemen

messen, z.B. nach chirurgischen Eingriffen oder manueller Therapie. Es wird vermutet, dass sich eine Vergrößerung des Bewegungsausmaßes bei SLR günstig auf die Wiederherstellung normaler Beweglichkeit auswirkt und Beeinträchtigungen infolge von Dysfunktionen im unteren Rücken vermindert (Farell u. Twomey 1982, Blunt et al. 1997, Fredman et al. 1999).

Die Bewegung beim Anheben des gestreckten Beines induziert Bewegungen in LWS und Hüfte und damit einhergehende Veränderungen der Weichteilgewebestrukturen, z.B. der Ischiokruralmuskulatur, des N. ischiadicus und der lumbalen neuralen Strukturen. Ein verringertes Bewegungsausmaß bei SLR kann also auf eine eingeschränkte Mobilität sowohl neuraler als auch nichtneuraler Strukturen zurückzuführen sein. Als ein Faktor, der normale Beweglichkeit bei SLR beschränkt, kommt die Unfähigkeit der lumbalen Nervenwurzeln in Betracht, normal in den radikulären Kanälen und den Foramina intervertebralia zu gleiten (Bogduk u. Twomey 1991).

In anatomischer Hinsicht sind die lumbalen Nervenwurzeln durch vorfallende Bandscheiben verletzbar (Breig 1979), was sich mechanisch auf die normale gleitende Bewegung der lumbalen Nervenwurzeln während des SLR auswirkt (Xin et al. 1987). Darüber hinaus kann übermäßige Traktion der lumbalen Nervenwurzeln ischämische Veränderungen innerhalb der Wurzelhülle herbeiführen und dann ebenfalls eine schmerzhafte Bewegungseinschränkung hervorrufen (Bogduk u. Twomey 1991). Schließlich kann eingeschränkte Bewegung bei SLR auch die Folge chemischer Irritation und anschließender Sensibilisierung der Nervenwurzelcheiden und des N. ischiadicus gegen mechanische Reize sein (Asbury u. Fields 1984, Elvey u. Hall 1997).

Einige Studien haben sich damit befasst, inwiefern sich durch ein verbessertes Bewegungsausmaß bei SLR Einschränkungen infolge von Kreuzschmerzen verringern lassen. Pollard und Ward (1997) sowie Hanten und Chandler (1994) setzten beide den SLR zur Messung möglicher Verbesserungen nach unterschiedlichen Maßnahmen ein. Beide Studien untersuchten Personen ohne körperliche Beeinträchtigungen.

Pollard und Ward (1979) untersuchten die Auswirkungen propriozeptiver neuromuskulärer Fazilitation (PNF) der subokzipitalen Muskeln auf das Bewegungsausmaß bei Hüftflexion. Sowohl subokzipitale PNF-Behandlung als auch eine PNF-Behandlung der Ischiokruralmuskulatur führten zu grö-

Manuelle Therapie 6 (2002) 61–68
© Georg Thieme Verlag Stuttgart · New York

Originalarbeit **Manuelle**
Therapie

ßerem Bewegungsausmaß der Hüfte, gemessen mit SLR in Flexion.

Hanten und Chandler (1994) beschrieben die Auswirkung des Ziehens eines Beines mit *Myofascial Release* und isometrischer Anspannungs-Entspannungs-Techniken in der sagittalen Ebene auf das Bewegungsausmaß bei SLR. Beide Techniken hatten einen signifikanten Einfluss auf das Bewegungsausmaß.

Nach Mulligan (1999) lässt sich mit der Traktionstechnik bei SLR (MTSLR) bei Patienten mit Problemen im unteren Rücken das Bewegungsausmaß bei SLR verbessern. Dabei muss der Therapeut Traktion auf das Bein ausüben, während er es gleichzeitig wiederholt innerhalb des schmerzfreien Bewegungsbereichs des SLR anhebt. Indiziert ist diese Technik bei eingeschränktem Bewegungsausmaß des SLR in Verbindung mit Schmerz proximal vom Knie, der von somatischen Strukturen und nicht von Nervengewebe der LWS ausgeht (Mulligan, persönliche Mitteilung 2001).

Hall et al. (2001) untersuchten die Auswirkungen der Mulligan-SLR-Technik bei gesunden Personen ohne Rückenschmerzen. Sie fanden ein signifikant vergrößertes Bewegungsausmaß bei SLR, das nicht durch Rotation des Beckens nach hinten, sondern durch verändertes Ausmaß der Hüftflexion und veränderte Länge der ischiokruralen Muskulatur zustande kam. Zwar wird die Technik inzwischen ständig in der klinischen Praxis eingesetzt, ihre Wirkung auf Patienten mit Kreuzschmerzen wurde jedoch bisher noch nicht untersucht.

Ziel der vorliegenden Studie war es, die Auswirkung der MTSLR-Technik auf das Bewegungsausmaß bei SLR bei Personen mit Kreuzschmerzen zu klären und festzustellen, ob eine Mechanosensitivität neuralen Gewebes die Wirksamkeit der Technik beeinflusst.

■ Methode

Das *Human Research Ethics Committee* der Curtin University in Perth erteilte seine moralische Zustimmung zu der Studie. Die beteiligten Personen wurden aus privaten Physiotherapiepraxen in Perth und unter freiwilligen Bewerbern ausgewählt, die sich auf eine Zeitungsannonce in einem Lokalblatt gemeldet hatten. Unter den 93 Bewerbern wurden 22 untersucht, von denen 19 als geeignet befunden wurden. 71 Personen kamen nach dem ersten telefonischen Kontakt aufgrund der Ausschlusskriterien der Studie nicht infrage.

■ Ausschlusskriterien

- Pathologische Veränderungen an Knie und/oder Sprunggelenk, die zu Bewegungseinschränkung führen;
- Neurologische Symptome und/oder Zeichen an der unteren Extremität;

- Chirurgischer Eingriff an der Wirbelsäule während der vorangegangenen 6 Monate.

■ Einschlusskriterien

- Eindeutige Vorgeschichte von Kreuzschmerzen mit oder ohne einseitige Beinsymptome proximal vom Knie;
- Bewegungseinschränkung bei SLR der betroffenen Seite um mehr als 15° im Vergleich zur Gegenseite.

Die Stichprobe für die Studie bestand aus 19 Personen (8 Männer, 11 Frauen) im Alter zwischen 22 und 73 Jahren, mit einem Durchschnittsalter von 36,6 Jahren. Die körperliche Befundaufnahme umfasste ein Screening auf Mechanosensibilität neuralen Gewebes der unteren Extremität mit Methoden, wie sie Elvey und Hall (1997) beschrieben. Bei 6 Probanden wurde neuromechanosensitiver Schmerz und bei 13 Personen somatisch übertragener Schmerz festgestellt. Alle Personen gaben vor Beginn der Studie ihre uneingeschränkte Zustimmung zur Teilnahme.

Die unabhängige Variable war die Anwendung der Mulligan-Traktionstechnik bei SLR. Zu den abhängigen Variablen zählten die jeweiligen Bewegungsausmaße von SLR, Beckenrotation nach hinten und Hüftflexion zum Zeitpunkt des Einsetzens unangenehmer Gefühle nach subjektiver Angabe der Versuchsperson. Zur Kontrolle äußerer Parameter wurden Testposition, Ausrüstung, Messungen, Anweisungen und Behandlungstechnik standardisiert. Mit zwei Inklinometern vom Bubble-Typ (Fa. Chattanooga Group Baseline, Hixson, Tn 37343, USA) wurde das Bewegungsausmaß bei SLR gemessen (Droege 1993). Während des Tests wurde das Knie von einer starren Extensionschiene in voller Streckung gehalten und die Stellung des Sprunggelenks mit einer rechten oder linken modifizierten Fußstütze (Ankle foot orthosis, AFO; Abb. 1) fixiert.

Auf der medialen Seite der beiden AFO war auf der Höhe der Ferse, senkrecht zur Fibula, ein Metallstab befestigt, der während des Tests mit einem vertikalen Brett in Kontakt bleiben

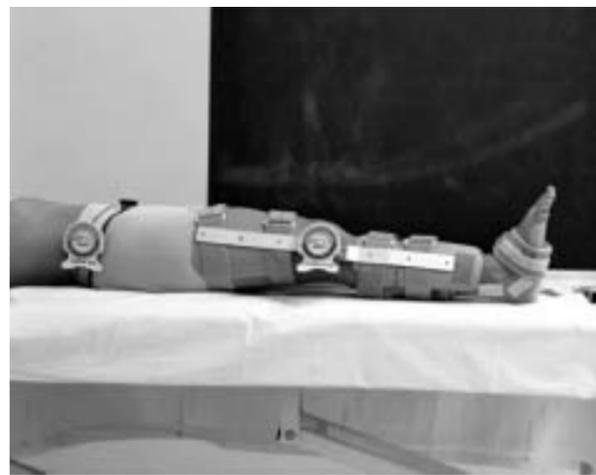


Abb. 1 Ausrüstung zur Standardisierung des Testverfahrens.

sollte. Auf diese Weise konnte sichergestellt werden, dass das Bein in der sagittalen Ebene blieb und Rotation und Adduktion der Hüfte verhindert wurde. Das Brett wurde zwischen die Beine der Versuchsperson platziert, wenn Messungen vorgenommen wurden und zur Anwendung der MTSLR-Technik entfernt. Um die Taille der Versuchsperson wurde auf der Höhe der SIAS (Spina iliaca anterior superior) ein fester Gurt gelegt, an dem das eine Inklinometer zur Messung der Beckenrotation befestigt war. Das 2. Inklinometer zur Messung des gesamten Bewegungsausmaßes bei SLR war an der Knie- schiene bzw. der seitlichen Kniegelenklinie befestigt (Abb. 1).

Die Hüftflexion wurde durch Subtraktion des Ausschlags der Beckenrotation vom Gesamtbewegungsausschlag bei SLR errechnet. Die Versuchspersonen lagen auf dem Rücken, mit den Armen an der Seite und einem Kissen unter dem Kopf. Das Brett wurde mit der gepolsterten, proximalen Seite nahe der Leiste zwischen die Beine der Versuchsperson platziert.

Zunächst wurde den Testpersonen das Verfahren erklärt. Sie wurden aufgefordert, während des Tests entspannt zu bleiben und beim ersten Auftreten unangenehmer Gefühle im unteren Rücken und/oder Bein eindeutig Bescheid zu geben. An diesem Punkt wurde das Anheben des Beines jedes Mal gestoppt.

Bei allen Personen führte ein Untersucher den SLR durch, während der andere die Messergebnisse der beiden Inklinometer notierte. Dadurch wurde sichergestellt, dass der erste Untersucher die Resultate der Messungen nicht kannte. Die Aufzeichnungen wurden ebenfalls immer vom selben Untersucher gemacht, um auf diese Weise die Reliabilität der Messungen zu maximieren. Alle Testpersonen wurden von denselben beiden Untersuchern vorbereitet. Vor der Hauptstudie wurde mit 4 freiwilligen Versuchspersonen eine Pilotstudie durchgeführt, damit die Forscher mit der Ausrüstung vertraut werden konnten.

Zunächst wurden die Messergebnisse beider Inklinometer vor Behandlung bei 3-mal wiederholtem SLR aufgezeichnet. Dann wurde die Ausrüstung einschließlich des Bretts entfernt, und ein 3. Untersucher wandte 3-mal die Mulligan-Traktionstechnik bei SLR an (Abb. 2). Anschließend wurde die Ausrüstung wieder angebracht und es wurden nochmals 3 Messungen bei SLR nach Behandlung vorgenommen und aufgezeichnet.

Bei den ersten 10 Personen wurde eine Reliabilitätsstudie durchgeführt, die vor der eigentlichen Messung 3 zusätzliche Messungen des Bewegungsausmaßes bei SLR umfasste. Danach wurde die Ausrüstung entfernt, und die Versuchsperson durfte sich 90 Sekunden lang frei im Raum bewegen. Anschließend wurde der Test nach dem oben beschriebenen Verfahren durchgeführt.

Die aufgezeichneten Daten vor und nach Behandlung wurden mit dem Software-Programm SPSS Version 10.0 für Windows auf einem Macintosh-Computer anhand eines paarigen t-Tests (mit α -Signifikanzniveau von 0,05) analysiert. Die Intratesterreliabilität wurde mithilfe eines *Intraclass-Korrelationskoeffizienten-Tests* (ICC) gemessen.



Abb. 2 Anwendung der Mulligan-Traktionstechnik beim Anheben des gestreckten Beines (MTSLR).

■ Ergebnisse

Die 19 Versuchspersonen (8 Männer, 11 Frauen) waren zwischen 22 und 73 Jahren alt, mit einem Altersdurchschnitt von 36,6 Jahren. Schmerzen empfanden sie seit einem Zeitraum von 3 Wochen bis zu 10 Jahren, durchschnittlich seit 2 Jahren und 9 Monaten. Die Schmerzverteilung variierte insofern, als 6 Personen ausstrahlenden Schmerz im rechten Oberschenkel, 2 im linken Oberschenkel, 6 in der rechten Gesäßhälfte, 1 in der linken Gesäßhälfte und 6 Versuchspersonen nur Kreuzschmerzen verspürten. Der Grad des Schmerzes – eingestuft anhand einer *Visual Analog Scale* (VAS) – reichte von 1/10 bis zu 8/10 und betrug durchschnittlich 4,6/10.

Zur Bestimmung der Reliabilität der Messungen wurde anhand der Daten der ersten 10 Personen ein Intraclass-Korrelations-Koeffizient (ICC) berechnet. Die Ergebnisse zeigten, dass sowohl die Messungen des Bewegungsausmaßes des SLR (0,97; $p < 0,001$) als auch die des Ausmaßes der Beckenrotation (0,94; $p < 0,001$) sehr zuverlässig waren.

Zum Vergleich der jeweils 3 Messungen – sowohl vor als auch nach Behandlung – wurde eine Varianzanalyse für wiederholte Messung (Einweg) eingesetzt. Bei den Messungen vor der Behandlung wurden zwischen der 1. und der 2. Messung keine signifikanten Unterschiede gefunden, während sich die Ergebnisse von Messung 2 und 3 sowohl bei SLR als auch bei Beckenrotation statistisch signifikant unterschieden. Der Gesamtanstieg des Bewegungsausmaßes im Verlauf der 3 Messungen vor Behandlung betrug 0,8° bei SLR und 0,4° bei der Beckenrotation.

Anschließend an die Behandlung waren signifikante Unterschiede zwischen je 2 aufeinander folgenden Messungen des SLR erkennbar, mit einem Gesamtanstieg des Bewegungsaus-

maßes um $2,1^\circ$ zwischen 1. und 3. Messung. Dies zeigt an, dass sich nach der Behandlung das Bewegungsausmaß bei SLR mit jedem Versuch signifikant steigerte.

■ Verwendete statistische Abkürzungen

- F: Test Statistik für ANOVA (Analysis of variance);
- p: Wahrscheinlichkeit, dass der Unterschied zufallsbedingt ist (Probability);
- Range: Spannweite, d.h. Differenz zwischen kleinstem und größtem Messwert;
- SD: Standardabweichung (Standard deviation);
- t: Test Statistik für einen t-Test.

Versuch 1 unterschied sich signifikant von Versuch 2 ($F [1,18] = 7,8$; $p < 0,012$). Dieser Unterschied wurde zwischen den Versuchen 2 und 3 beibehalten ($F [1,18] = 4,4$; $p < 0,049$). Zwar nahm die Beckenrotation nach der Behandlung um $1,3^\circ$ zu, aber dieser Unterschied war nicht statistisch signifikant. Der Anstieg des Bewegungsausmaßes bei SLR mit jeder Wiederholung war daher auf die Hüftbeugung zurückzuführen.

Mit einem paarigen t-Test wurde bestimmt, ob es hinsichtlich des Bewegungsausmaßes von SLR und Beckenrotation vor bzw. nach der Behandlung signifikante Unterschiede gab. Vor der Behandlung betrug das mittlere Bewegungsausmaß bei SLR in der Gesamtstichprobe $51,5^\circ$ (SD = 11,4; Range = $33,7-76,0^\circ$) und nachher $61,7^\circ$ (SD = 14,1; Range = $37,7-97,0^\circ$).

Somit erhöhte die Mulligan-Traktionstechnik bei SLR das Bewegungsausmaß bei SLR signifikant um $10,6^\circ$ ($t [18] = 10,60$; $p < 0,001$), d.h. um 20,7%. Das mittlere Ausmaß der Beckenrotation betrug für die Gesamtstichprobe der Studie zunächst $18,6^\circ$ (SD = 8,2; Range = $7,7-40,3^\circ$) und stieg nach der Behandlung auf $23,0^\circ$ (SD = 9,4; Range = $10,7-44,3^\circ$). Das Ausmaß der Beckenrotation stieg somit signifikant um $4,4^\circ$ ($t [18] = 4,83$; $p < 0,001$), d.h. um 23,7%. Abbildung 3 zeigt den Unterschied zwischen mittlerem Bewegungsausmaß bei SLR und Beckenrotation vor und nach der Behandlung.

Anschließend wurden die Daten daraufhin analysiert, ob sich Auswirkungen einer Mechanosensitivität neuralen Gewebes auf das Bewegungsausmaß bei SLR erkennen ließen. Bei den 6 Personen mit Mechanosensitivität des neuralen Gewebes steigerte sich nach der Behandlung das durchschnittliche Bewegungsausmaß bei SLR um $9,9^\circ$ (21,1%) von $46,9^\circ$ auf $56,8^\circ$, wohingegen es bei den übrigen Personen um 11° (20,8%) von 53° auf 64° stieg. Abbildung 4 zeigt den Unterschied von durchschnittlichem Bewegungsausmaß bei SLR vor und nach der Behandlung, für jede der beiden Gruppen.

Ebenso steigerte sich das durchschnittliche Ausmaß der Beckenrotation nach der Behandlung bei den 6 Personen mit einer Mechanosensitivität neuralen Gewebes um $3,1^\circ$ (18,8%) von $16,5^\circ$ auf $19,6^\circ$, während es bei den übrigen Personen um 5° (25,5%) von $19,6^\circ$ auf $24,6^\circ$ stieg. Abbildung 5 zeigt das durchschnittliche Ausmaß der Beckenrotation vor und nach der Anwendung der MTLRS-Technik für jede Gruppe.

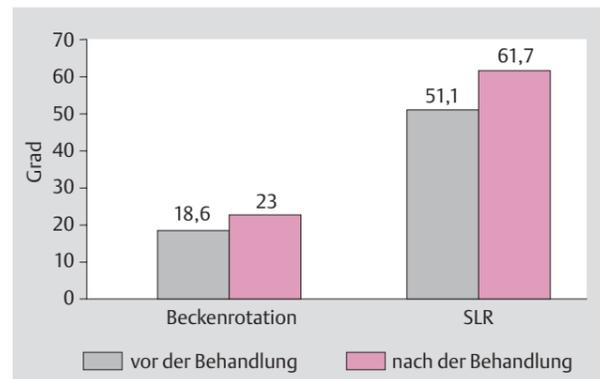


Abb.3 Unterschied im Bewegungsausmaß bei Beckenrotation und SLR vor und nach Behandlung für die gesamte Stichprobe.

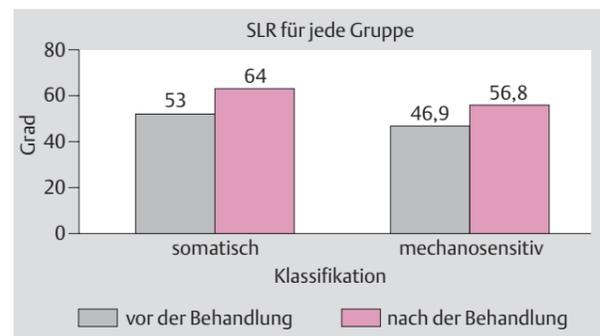


Abb.4 Unterschied im Bewegungsausmaß bei SLR vor und nach Behandlung bei jeder Gruppe.

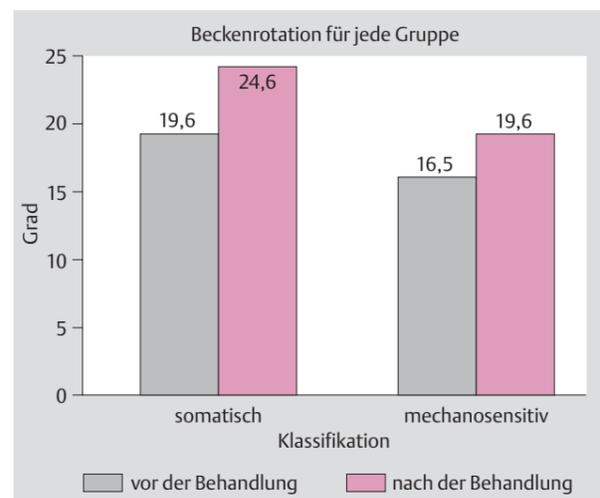


Abb.5 Unterschied im Ausmaß der Beckenrotation vor und nach Behandlung für jede Gruppe.

Die Analyse der Daten im Hinblick auf einen möglichen Effekt von Mechanosensitivität neuralen Gewebes zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen bezüglich der Veränderung des Bewegungsausmaßes bei SLR ($t [18] = 0,443$; $p = 0,515$) und bei Beckenrotation ($t [18] = 0,167$; $p = 0,688$). Die Tatsache, dass die Stichprobengröße der mechanosensitiven Gruppe mit 6 Personen ziemlich klein war, macht dieses Ergebnis jedoch fragwürdig. Es gab auch einen Ausreißer in Form einer Person, die nach der Behandlung eine viel stärkere Veränderung aufwies als die übrigen 5 Personen mit Mechanosensitivität neuralen Gewebes. Wird diese Person von der Analyse ausgenommen, ist der Unterschied zwischen den beiden Gruppen möglicherweise viel größer.

Das Verhältnis von Hüftflexion zu Beckenrotation betrug in der Gesamtstichprobe 2,4:1. In der Gruppe mit Mechanosensitivität neuralen Gewebes belief es sich hingegen auf 3,2:1 und in der Gruppe der übrigen Personen auf 2,2:1.

Um zu bestimmen, ob der Anstieg des Bewegungsausmaßes bei SLR nach der Behandlung einer Veränderung bei Beckenrotation oder Hüftflexion zuzuschreiben war, wurde eine Kovarianzanalyse für wiederholte Messung durchgeführt. Die abhängige Variable war das durchschnittliche Bewegungsausmaß bei SLR vor und nach Behandlung, die Kovariable umfasste die Veränderung beim Ausmaß der Beckenrotation. Das Ergebnis war signifikant ($F [1,18] = 36,76$, $p < 0,001$). Dies macht deutlich, dass das hinzugewonnene Bewegungsausmaß nicht einer Rotation des Beckens nach hinten in der sagittalen Ebene, sondern einem veränderten Ausmaß der Hüftflexion zuzuschreiben war.

■ Diskussion

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass sich die durchschnittliche Auslenkung bei SLR bei Patienten mit Kreuzschmerzen nach Anwendung der MTSLR-Technik um 10,6° bzw. 20,7% erhöhte. Diese Steigerung ließ sich vorwiegend auf eine größere Hüftflexion und weniger eine Beckenrotation nach hinten zurückführen.

Die Ergebnisse ähneln damit jenen von Hall et al. (2001), die bei gesunden Personen nach Anwendung der MTSLR-Technik eine Steigerung des Bewegungsausmaßes bei SLR um 13,3° bzw. 27% feststellten. Die Autoren gaben ebenfalls an, der Anstieg des Bewegungsausmaßes bei SLR sei eher auf eine größere Hüftflexion als auf eine Beckenrotation zurückzuführen (Hall et al. 2001).

Zwischen den jeweils 3 aufeinander folgenden Messungen vor bzw. nach der Behandlung kam es zu einem signifikanten Anstieg des Bewegungsausmaßes bei SLR. Zwischen der 2. und 3. Messung vor der Behandlung wurde eine statistisch signifikante Zunahme des Bewegungsausmaßes von 0,8° bei SLR bzw. 0,4° bei Beckenrotation festgestellt. Die aufeinander folgenden Messungen nach der Behandlung ergaben einen signifikanten Anstieg des Bewegungsausmaßes bei SLR um 2,1°.

Diese Ergebnisse stimmen mit jenen von Hall et al. (2001) überein, die geringfügige Zuwächse zwischen den einzelnen Messungen feststellten. Ob ein Zuwachs von 2,1° klinisch signifikant ist, muss noch abgewogen werden.

Zwar werden in zahlreichen Studien Methoden zur Steigerung des Bewegungsausmaßes bei SLR untersucht (z.B. PNF und myofasziale Dehnungstechniken), aber nur wenige gute analysierten die Auswirkungen während einer einzigen Behandlungssitzung.

Hanten und Chandler (1994) beurteilten die Auswirkungen einer Traktion des Beines nach *Myofascial Release* auf das Bewegungsausmaß bei SLR im Vergleich zu den Auswirkungen isometrischer Anspannungs-Entspannungs-Übungen. Sie stellten fest, dass beide Techniken das Bewegungsausmaß signifikant beeinflussten. Der durchschnittliche Anstieg des Bewegungsausmaßes in der Anspannungs-Entspannungs-Gruppe betrug 10,4° im Vergleich zu 6,6° bei der Gruppe mit Traktion des Beines. Die durchschnittliche Steigerung des Bewegungsausmaßes bei SLR, die in der vorliegenden Studie ermittelt wurde, scheint also mit den Ergebnissen von Hanten und Chandler (1994) übereinzustimmen.

Zahlreiche Studien untersuchen die Auswirkung der Anwendung einer bestimmten Technik auf das Bewegungsausmaß bei SLR bei gesunden Personen im Verlauf mehrerer Behandlungssitzungen (Tanigawa 1972, Markos 1979, Sady et al. 1982).

Tanigawa (1972) stellte fest, dass sich die Methode der propriozeptiven Halte- und Entspannungsübungen bei gesunden Personen im Verlauf von 8 Behandlungssitzungen zur Steigerung des Bewegungsausmaßes bei SLR als wirksam erwies. In einer späteren Studie zeigte jedoch Markos (1979), dass PNF-Anspannungs-Entspannungsübungen zur Vergrößerung des Bewegungsausmaßes bei SLR wirksamer als PNF-Halte- und Entspannungsübungen waren. Sady et al. (1982) fanden bei Anwendung von PNF-Techniken bei Gesunden ebenfalls einen signifikanten Anstieg des Bewegungsausmaßes von 10,6°.

Ein Vergleich zeigt, dass sich unsere Ergebnisse nicht von denen der Studien unterscheiden, die die Auswirkungen über mehrere Behandlungssitzungen untersuchen. Beim Vergleich unserer Resultate mit den in der Literatur angegebenen müssen jedoch Faktoren, wie z.B. Behandlungstechnik und Messmethode, für die Bewegung berücksichtigt werden. Außerdem wurden in den betreffenden Studien sehr unterschiedliche Personen untersucht.

Für das Bewegungsausmaß der Beckenrotation ließ sich nach der Anwendung der MTSLR-Technik eine signifikante Steigerung um 4,4° feststellen. Die jeweilige Steigerung betrug bei der somatischen Gruppe 5,0° und bei der mechanosensitiven Gruppe 3,1°. Diese Steigerung trug aber insgesamt nicht signifikant zu einer Vergrößerung des Bewegungsausmaßes bei SLR nach der Behandlung bei. Viel wesentlicher hierfür war die Hüftflexion, was darauf hinweist, dass die über den posterioren Aspekt des Hüftgelenks verlaufenden Strukturen ihre schmerzfreie Dehnungstoleranz steigern konnten. Dies stimmt mit den Ergebnissen von Halbertsma et al. (1994)

überein, die herausfanden, dass durch deren Dehnung verkürzte Ischiokruralmuskeln keineswegs länger oder weniger fest wurden, sondern stattdessen lediglich ihre Dehnungstoleranz beeinflusste.

Das durchschnittliche Verhältnis von Hüftflexion zu Beckenrotation betrug bei der Gruppe mit Mechanosensitivität neuralen Gewebes 3,2:1 und bei den übrigen Personen 2,4:1. Letzteres Verhältnis war geringer als das in der Studie von Hall (1996) ermittelte, der für gesunde Probanden ein Verhältnis von 3,9:1 und für Personen mit Radikulopathien ein Verhältnis von 4,4:1 fand. Bei der somatischen Gruppe nahm zwar der Ausschlag der Hüftflexion weniger, dafür aber jener der Beckenrotation mehr zu.

Das in der vorliegenden Studie festgestellte Verhältnis für die mechanosensitive Gruppe scheint mit dem in mehreren Studien mit gesunden Personen ermittelten übereinzustimmen. Dort wurde eine stärkere Zunahme der Hüftflexion festgestellt. Für gesunde Personen wurden folgende Verhältnisse angegeben: 2,7:1 (Bohannon et al. 1985a), 3,5:1 (Fahlgren Grampo et al. 1991), 3,7:1 (Bohannon et al. 1985b) und 4,3:1 (Hall et al. 2001).

Sehr wenige Studien haben sich bisher damit befasst, welche Auswirkungen Traktion bei Personen mit Symptomen oder einem wegen Schmerz eingeschränkten Bewegungsausmaß haben kann. Meszaros et al. (2000) untersuchten die Auswirkungen von Traktionen einer Stärke von 10%, 30% und 60% des Körpergewichts auf das Bewegungsausmaß bei SLR bei Patienten mit Kreuzschmerzen. Die Ergebnisse zeigen, dass 5-minütige Traktionen mit 30% bzw. 60% des Körpergewichts die Beweglichkeit der unteren Extremität während des SLR-Tests signifikant verbessern. Durchschnittlich wurden bei SLR nach Traktion mit 30% bzw. 60% des Körpergewichts Vergrößerungen des Bewegungsausmaßes um 9,9° bzw. 12,4° festgestellt.

Meszaros et al. (2000) nahmen an, die Steigerung des Bewegungsausmaßes bei SLR nach Traktion sei auf die dehrenden Einflüsse der Technik auf Bandscheiben, Bänder, Muskeln und Intervertebralgelenke zurückzuführen. Weiterhin vermuteten sie, Traktion stimuliere die Mechanorezeptoren in diesen Strukturen, wodurch Schmerzimpulse inhibiert würden. Diese Ergebnisse passen sehr gut zu denen der vorliegenden Studie, in der ein Anstieg des Bewegungsausmaßes bei SLR um 10,6° festgestellt wurde. Klinisch lässt sich der MTSLR leichter anwenden als mechanische Traktionstechniken.

Soweit wir wissen, gibt es bisher keine Untersuchungen zur Wirksamkeit von Mobilisierungstechniken bezüglich einer Verbesserung des Bewegungsausmaßes bei SLR bei Personen mit entweder somatisch übertragenem Schmerz oder übertragenem Schmerz im Zusammenhang mit einer Sensibilisierung neuralen Gewebes im unteren Quadranten.

Nach Anwendung der MTSLR-Technik wiesen sowohl die somatische als auch die mechanosensitive Gruppe eine signifikante Verbesserung des Bewegungsausmaßes bei SLR auf, nämlich um 11° bzw. um 9,9°. Für die Gruppe mit mechanosensitivem neuralen Gewebe war ein Anstieg des Bewegungsausmaßes bei SLR nicht zu erwarten. Unter normalen Um-

ständen sind Nervenwurzeln imstande, sich den Längenveränderungen bei SLR anzupassen (Smyth u. Wright 1958, Elvey 1997). Eine Sensibilisierung peripheren neuralen Gewebes kann die Folge mechanischer oder chemischer Reizung des Nervengewebes sein, die zu allodynschen Reaktionen auf mechanische Provokation wie den SLR führen (Elvey 1997). Sensibilisiertes neurales Gewebe wird durch den relativen Längenzuwachs während der SLR-Bewegung viel leichter beeinflusst.

Hall et al. (1998) untersuchten die schützende Muskelaktivität, die mit der Schmerzprovokation bei SLR einhergeht. Sie fanden phasische Muskelaktivität als direkte Reaktion auf den bei SLR hervorgerufenen Schmerz. Diese Reaktion stand in direktem Zusammenhang mit dem Einsetzen des Schmerzes und scheint ein Schutzmechanismus zu sein (Elvey u. Hall 1997). Daher werden bei mechanosensitiv bedingten Schmerzen das aktive und passive Bewegungsausmaß durch schützende Muskelkontraktion verringert. Die von uns festgestellte Vergrößerung des Bewegungsausmaßes bei SLR mag auf eine Inhibition dieser Schutzmechanismen zurückzuführen sein.

Die Anwendung von Traktion mit der MTSLR-Technik scheint ein wichtiger Faktor zur Erzielung eines größeren Bewegungsausmaßes bei SLR und Beckenrotation nach hinten zu sein. Es wurde angenommen, dass Haut- und Mechanorezeptoren in den Gelenken sowie Muskelspindeln je einzeln oder gemeinsam dazu beitragen können, einen inhibitorischen Einfluss auf die Aktivität des α -Motoneurons auszuüben (Dishman u. Bulbulian 2000).

Die Golgi-Sehnenorgane um Knie, Hüfte und Wirbelsäule setzen wahrscheinlich bei Traktion der Extremität verschiedene segmentale Reflexe auf Reflexbahnen im ZNS in Gang. Dies mag die Muskelaktivität inhibieren, indem die afferente Aktivität von Typ-II-Muskelspindeln gedämpft wird (Cameron-Tucker 1983, Leonard 1998). Golgi-Sehnenorgane können bei Dehnung mit großer Amplitude aktiviert werden (Guissard et al. 2001). Guissard et al. (2001) nahmen darüber hinaus an, Golgi-Sehnenorgane spielten möglicherweise eine größere Rolle bei der Verringerung der Erregbarkeit von Motoneuronen via Nervenfasern vom Typ Ib während Dehnung mit großer Amplitude.

Ganz abgesehen vom exakten Mechanismus zeigen die verfügbaren Arbeiten zur Wirksamkeit von MTSLR deutlich, dass die Technik innerhalb einer Behandlungssitzung das Bewegungsausmaß bei SLR sowohl bei gesunden Personen als auch bei solchen mit Symptomen wirksam steigern kann (Hall et al. 2001).

In die vorliegende Studie zur Erforschung der unmittelbaren Auswirkung von MTSLR auf die Vergrößerung des Bewegungsausmaßes bei SLR wurden nur Personen mit Kreuzschmerzen und/oder einseitigem Oberschenkelerschmerz einbezogen. Zwar sollen nicht die langfristigen Auswirkungen von MTSLR erforscht werden, aber es sind doch weitere Untersuchungen zu den Auswirkungen der Technik auf unterschiedliche Patientengruppen nötig. Außerdem hatten wir wegen der Patienten, die nicht eindeutig einer der beiden Gruppen zuzuordnen waren, Mühe, sie nach den von Elvey und Hall (1997) beschriebenen Methoden in die Gruppe mit

somatisch übertragenem Schmerz und die mit mechanosensitivem neuralen Gewebe einzuteilen.

Eine weitere Beschränkung liegt in der begrenzten Stichprobengröße der neural mechanosensitiven Gruppe. Bei dieser war zwar ein vergrößertes Bewegungsausmaß bei SLR nach Behandlung erkennbar, dies mag aber an der geringen Gruppengröße liegen. Insbesondere war bei einer Person nach der Behandlung ein viel größerer Bewegungszuwachs zu verzeichnen.

Weitere Forschung mit größeren Stichproben ist nötig, bevor sich irgendwelche verbindlichen Schlussfolgerungen zu den Auswirkungen der MTLR-Technik auf Personen ziehen lassen, deren Bewegungsausmaß bei SLR durch Mechanosensitivität neuralen Gewebes eingeschränkt ist.

■ Schlussfolgerung

Es konnte nachgewiesen werden, dass die MTLR-Technik bei 19 Personen mit Kreuzschmerzen und Schmerzen im Oberschenkel die Beweglichkeit bei SLR und Beckenrotation vergrößerte. Der Bewegungsausschlag steigerte sich um 10,6°, was vor allem an einer Zunahme der Hüftflexion und weniger an größerer Rotation des Beckens nach hinten lag.

Bei 6 Personen wurde Mechanosensibilisierung neuralen Gewebes als das hauptsächliche verursachende Merkmal für eine eingeschränkte Beweglichkeit bei SLR identifiziert. Dies schien sich aber nicht auf die Veränderung des Bewegungsausmaßes bei SLR nach Behandlung auszuwirken.

Die Ergebnisse sind für die klinische Praxis von Bedeutung, in der Physio- und Manualtherapeuten oft als Teil ihres Behandlungsprogramms Verbesserungen bei SLR anstreben.

■ Literatur

1. American Medical Association. Guides to the Evaluation of Permanent Impairment. 4th ed. Chicago: American Medical Association; 1993.
2. Asbury AK, Fields HL. Pain Due to Peripheral Nerve Damage: A Hypothesis. *Neurology*. 1984;34:1587–1590.
3. Blunt KL, Rajwani MH, Guirriero RC. The Effectiveness of Chiropractic Management of Fibromyalgia: A Pilot Study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 1997;6:389–399.
4. Bogduk N, Twomey LT. *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine*. 2nd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1991.
5. Bohannon RW. Cinematographic Analysis of the Passive Straight-Leg-Raising Test for Hamstring Muscle Length. *Physical Therapy*. 1982;62:1269–1274.
6. Bohannon RW, Gajdoski RL, LeVeau BF. Contribution of Pelvic and Lower Limb Motion to Increases in the Angle of Passive Straight Leg Raising. *Physical Therapy*. 1985a;4:474–476.
7. Bohannon RW, Gajdoski RL, LeVeau BF. Relationship of Pelvic and Thigh Motion during Unilateral and Bilateral Hip Flexion. *Physical Therapy*. 1985b;65:1501–1504.
8. Boland RA, Adams RD. Effects of Ankle Dorsiflexion on Range and Reliability of Straight Leg Raising. *Australian Journal of Physiotherapy*. 2000;46:191–200.

9. Breig A, Troup JDP. Biomechanical Considerations in the Straight Leg Raising Test. *Spine*. 1979;4:242–250.
10. Butler DS. *The Sensitive Nervous System*. Adelaide: Noigroup Publications; 2000.
11. Butler DS, Shacklock M, Slater H, eds. *Treatment of Altered Nervous System Mechanics*. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1994.
12. Cameron-Tucker H. The Neurophysiology of Tone: The Role of the Muscle Spindle and the Stretch Reflex. *Australian Journal of Physiotherapy*. 1983;5:155–164.
13. Charnley J. Orthopaedic Signs in the Diagnosis of Disc Protrusion with Special Reference to the Straight Leg Raising Test. *Lancet*. 1951;27:186–192.
14. Deville WLJM, van der Windt DAWM, Dzaferagic A, Bezemer PD, Bouter LM. The Test of Lasègue: Systematic Review of the Accuracy in Diagnosing Herniated Discs. *Spine*. 2000; 9:1140–1147.
15. Dishman JD, Bulbulian A. Spinal Reflex Attenuation Associated with Spinal Manipulation. *Spine*. 2001;19:2519–2523.
16. Deyo RA, Rainville J, Kent DL. What Can the History and Physical Examination Tell Us about Low Back Pain? *Journal of American Medical Association*. 1992;268:760–765.
17. Doege TC. *Guides to the Evaluation of Permanent Impairment*. 4th ed. Chicago: American Medical Association; 1993.
18. Elvey R. Nerve Tension Signs. *Proceedings of Fifth Conference of the International Federation of Manipulative Therapists*. Vail; 1992.
19. Elvey R. Physical Evaluation of the Peripheral Nervous System in Disorders of Pain and Dysfunction. *Journal of Hand Therapy*. 1997;10:122–129.
20. Elvey R, Hall T. Neural Tissue Evaluation and Treatment. In: Donatelli R, ed. *Physical Therapy of the Shoulder*. 3rd ed. New York: Churchill Livingstone; 1997.
21. Fahlgren Grampo J, Reynolds HM, Vorro J, Beal M. 3-D-Motion of the Pelvis during Passive Leg Lifting. In: Anderson PA, Hobart DJ, Danoff JV, eds. *Electromyographical Kinesiology*. Amsterdam: Elsevier; 1991.
22. Farell J, Twomey L. Acute Low Back Pain: A Comparison of Two Conservative Approaches. *Medical Journal of Australia*. 1982;138:160–164.
23. Fredman B, Zohar E, Ben Nun M, Iraqi R, Gepstein R. The Effect of Repeated Epidural Sympathetic Nerve Block on „Failed Back Surgery Syndrome“ Associated with Chronic Low Back Pain. *Journal of Clinical Anesthesiology*. 1999;1:46–51.
24. Gajdosik RL, Rieck MA, Sullivan DK, Wightman SE. Comparison of Four Clinical Tests for Assessing Hamstring Muscle Length. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1993;5:614–618.
25. Grieve GP. Sciatica and the Straight Leg Raise Test in Manipulative Treatment. *Physiotherapy*. 1970;56:337–346.
26. Guissard N, Duchateau J, Hainaut K. Mechanisms of Decreased Motoneuron Excitation during Passive Muscle Stretching. *Experimental Brain Research*. 2001;137:163–169.
27. Halbertsma J, Goeken L. Stretching Exercises: Effect on Passive Extensibility and Stiffness in Short Hamstrings of Healthy Subjects. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1994;75:976–981.
28. Haldeman S. Manipulation and Massage for the Relief of Back Pain. In: Wall P, Melzack R, eds. *Textbook of Pain*. 3rd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1994.
29. Hall T. *Neuromeningeal Involvement in the Straight Leg Raise Testing [Dissertation]*. Perth/Australia: Curtin University; 1996.
30. Hall T, Zusman M, Elvey R. Adverse Mechanical Tension in Nervous System? Analysis of Straight Leg Raise. *Manual Therapy*. 1998;3:140–146.

31. Hall T, Elvey R. Nerve Trunk Pain: Physical Diagnosis and Treatment. *Manual Therapy*. 1999;2:63–73.
32. Hall T, Cacho A, McNee C, Riches J, Walsh J. Effects of Mulligan Traction Straight Leg Raise Technique on Range of Hip Flexion and Sagittal Pelvic Rotation. *Journal of Manual and Manipulative Therapy*. [in press].
33. Hanten WP, Chandler SD. Effects of Myofascial Release Leg Pull and Sagittal Plane Isometric Contract-Relax Techniques on Passive Straight Leg Raise Angle. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1994;3:138–144.
34. Hultman G, Saraste H, Ohlsen H. Anthropometry, Spinal Canal Width and Flexibility of the Spine and Hamstrings Muscles in 40–45 Year Old Men with and without Low Back Pain. *Journal of Spinal Disorders*. 1983;5:245–252.
35. Leonard CT. *The Neuroscience of Human Movement*. St. Louis: Mosby; 1998.
36. Markos PD. Ipsilateral and Contralateral Effects of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Techniques on Hip Motion and Electromyographic Activity. *Physical Therapy*. 1979;11:1366–1373.
37. Marshall J. Nerve Stretching for the Relief or Cure of Pain. *British Medical Journal*. 1883;15:1173–1179.
38. Medeiros J, Smidt G, Burmeister L, Soderberg G. The Influence of Isometric Exercise and Passive Stretch on Hip Joint Motion. *Physical Therapy*. 1977;57:518–522.
39. Meszaros TF, Olson R, Kulig K, Creighton D, Czarnecki E. Effect of 10%, 30%, and 60% Body Weight Traction on the Straight Leg Raise Test of Symptomatic Patients with Low Back Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2000;10:595–601.
40. Million R, Hall W, Nilsen KH. Assessment of the Progress of the Back Pain Patient. *Spine*. 1982;7:204–212.
41. Mulligan BR. *Manual Therapy „NAGS“, „SNAGS“, „MWMS“, etc.* 4th ed. New Zealand: Plane View Services; 1999.
42. Mulligan BR. *Persönliche Mitteilungen*; 2001.
43. Pollard H, Ward G. A Study of Two Stretching Techniques for Improving Hip Flexion Range of Motion. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 1997;7:443–447.
44. Pollard H, Ward G. The Effect of Upper Cervical or Sacroiliac Manipulation on Hip Flexion Range of Motion. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 1998;9:611–616.
45. Pope MH, Wilder GD, Stokes IAF, Frymoyer JW. Biomechanical Testing as an Aid to Decision Making in Low Back Pain Patients. *Spine*. 1979;4:135–140.
46. Rydevik B, Brown MD, Lundborg G. Pathoanatomy and Pathophysiology of Nerve Root Compression. *Spine*. 1984;1:7–15.
47. Sady S, Wortman M, Blanke D. Ballistic Static or Proprioceptive Neuromuscular Facilitation. *American Journal of Physical Medicine Rehabilitation*. 1982;46:732–785.
48. Smyth J, Wright M. Sciatica and the Intervertebral Disc. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1958;40(A):1401–1410.
49. Tanigawa MC. Comparison of the Hold-Relax Procedure and Passive Mobilization on Increasing Muscle Length. *Physical Therapy*. 1972;7:725–735.
50. Taylor DC, Dalton JD, Seaber AV, Garrett WE. Viscoelastic Properties of Muscle-Tendon Units: The Biomechanical Effects of Stretching. *The American Journal of Sports Medicine*. 1990;18:300–309.
51. Troup J, Foreman T, Baxter C, Brown D. The Perception of Back Pain and the Role of Psychophysical Tests of Lifting Capacity. *Spine*. 1987;12:645–657.
52. Urban LM. The Straight-Leg-Raising Test: A Review. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1981;3:117–134.
53. Vicenzino B, Collins D, Wright A. The Initial Effects of a Cervical Spine Manipulative Physiotherapy on the Pain and Dysfunction of Lateral Epicondylalgia. *Pain*. 1994;68:69–74.
54. Vujnovich AL, Dawson NJ. The Effect of Therapeutic Muscle Stretch on Neural Processing. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy*. 1994;3:145–153.
55. Xin SH, Zhang QZ, Fan DH. Significance of the Straight-Leg-Raising Test in the Diagnosis and Clinical Evaluation of Lower Lumbar Intervertebral-Disc Protrusion. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1987;4:519–522.

Claus Beyerlein PT/MT, MManipTh
(Curtin University, Perth/Australien)

Walbenstraße 38
D-72127 Wankheim
E-Mail: claus.beyerlein@student.uni-tuebingen.de