

**AUSWIRKUNG DER UNILATERALEN
SACRUM-COUNTER-SHEAR-
TECHNIK AUF DIE AKTIVE ROTATION
DER HALSWIRBELSÄULE**

Master Thesis zur Erlangung des akademischen Grades

Master of Science

im Universitätslehrgang Osteopathie

eingereicht von

Karin Pühringer

Wiener Schule für Osteopathie

an der Donau-Universität Krems

Betreuerin: Dr. Barbara Schörner

Betreuerin: Mag. Dr. Astrid Grant-Hay

Gänserndorf, Dezember 2014

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich, Karin Pühringer, geboren am 10.01.1961 in Zell am See erkläre,

1. dass ich meine Master Thesis selbständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und mich auch sonst keiner unerlaubten Hilfen bedient habe,
2. dass ich meine Master Thesis bisher weder im In- noch im Ausland in irgendeiner Form als Prüfungsarbeit vorgelegt habe,
3. dass ich, falls die Master Thesis mein Unternehmen oder einen externen Kooperationspartner betrifft, meinen Arbeitgeber über Titel, Form und Inhalt der Master Thesis unterrichtet und sein Einverständnis eingeholt habe.

DANKSAGUNGEN / WIDMUNGEN

Thomas W. Findley, MD, PhD sagte in einem Vortrag, für das Vorhaben, eine wissenschaftliche Arbeit zu verfassen solle man sich vier Mitarbeiter suchen, die einem bei diesem Vorhaben unterstützen, anders sei es nicht zu schaffen. Für diese Arbeit konnte ich mehr als vier Personen zu meiner Unterstützung gewinnen, denen ich auf diesem Wege danken möchte.

Als erstes möchte ich mich bei Christian Williame, D.O. bedanken, der mich bei der Entwicklung der Konzeptidee unterstützte, geduldig meine Emails beantwortete und mit Hinweisen auf relevante Studien nicht sparte.

Bedanken möchte ich mich, stellvertretend für das gesamte Team der WSO und der DUK, bei den beiden Direktoren der WSO Dr. Erich Mayer-Fally, MSc D.O. und Raimund Engel, MSc D.O., dass es möglich war, diese Arbeit zu schreiben. Bei Mag. Dr. Astrid Grant-Hay möchte ich mich für die professionelle Betreuung bei der Erstellung der Arbeit und ihre positiv unterstützenden Rückmeldungen bedanken. Frau Dr. Barbara Schörner hat mich in das eigentliche Schreiben wissenschaftlicher Arbeiten eingeweiht und die statistischen Auswertungen vorgenommen. Immer fand sie aufmunternde Worte, wenn ich mal einen Durchhänger hatte. Sie schafft es, Statistik spannend zu machen und es war eine Freude, mit ihr zusammen zu arbeiten. Danke dafür.

Ohne die Unterstützung der Kollegen an der WSO, die mir halfen Probanden zu finden und die mich als Assistenten unterstützten, wäre es nicht möglich gewesen, die Studie durchzuführen. Besonders bedanke ich mich bei allen Probanden für die Mitarbeit – bei den Studenten der WSO und bei meinen Bekannten. Toll war, mit welcher Freude und Neugier alle mitgemacht haben.

Ich bedanke mich bei meinem Mann Franz für seine Geduld und stoische Ruhe, die er auch schon während all der Jahre meiner Ausbildung an der WSO gezeigt hat. Am allermeisten aber möchte ich mich bei meinen Söhnen Filipp und Dietmar bedanken, die mich richtiggehend gecoacht haben, mich bei sämtlichen Fragen, was den Umgang mit dem Computer betrifft, beraten haben, die Entwürfe korrekturgelesen haben, Formatierungsfragen mit mir durchgegangen sind und mich moralisch bei der Stange hielten. „Mama, hör auf zu jammern, setz Dich hin und fang einfach an zu schreiben...“, war eine ihrer erfrischenden Aufforderungen an mich. Vielen Dank für diese Erfahrung.

Karin Pühringer

KURZFASSUNG

Hintergrund: Modelle von Läsionsketten wurden unter anderem von Osteopathen als Unterstützung entwickelt, um zu einer schnellen und präzisen Diagnostik von Haltungs- und Bewegungsdefiziten zu kommen und um effiziente Therapieansätze zu finden.

Zielsetzung: Ziel dieser Arbeit ist, basierend auf dem Modell myofaszialer Ketten, die Auswirkung der manuellen Sacrum-counter-shear-Technik auf das Bewegungsausmaß der HWS-Rotation zu untersuchen.

Methode: 44 Probanden mit einer unilateralen Einschränkung der HWS-Rotation von mindestens 5° wurden randomisiert auf drei Gruppen aufgeteilt: Experimentalgruppe „Technik“, (Anwendung der manuellen Technik), Kontrollgruppe „Keil“ (Unterlagerung des Sacrums mit einem Styrodur®keil), sowie Kontrollgruppe „Lagerung“ (Lagerung in entspannter Rückenlage).

Als Messgröße wurde das beidseitige aktive Bewegungsausmaß der Rotation der HWS im aufrechten Sitz unter Verwendung des CROM-Instruments gewählt. Untersucht wurden das gesamte Rotationsausmaß, das Bewegungsausmaß zur eingeschränkten Rotationsseite, sowie der Effekt der Interventionen auf eine symmetrische Ausführung der Bewegung. Als Design dieser Grundlagenstudie wurde ein Versuchs-Kontrollgruppendesign mit Messwiederholung gewählt.

Ergebnisse: Der bewegungserweiternde Effekt der Sacrum-counter-shear-Technik lässt sich statistisch signifikant sowohl auf das gesamte Rotationsausmaß der HWS als auch auf die Mobilität zur weniger beweglichen Seite gegenüber einer Lagerung in bequemer Rückenlage absichern. Eine Überlegenheit der Technik gegenüber der Lagerung auf einem Styroporkeil besteht in Hinblick auf diese Parameter jedoch nicht. Bezüglich eines gleichmäßigeren Bewegungsausschlages der Rotation zeigen sich keine statistisch signifikanten interventionsspezifischen Effekte. Jedoch ist in den Gruppen „Technik“ und „Keil“ eine Tendenz zu mehr Symmetrie in der Bewegungsausführung zu verzeichnen.

Schlussfolgerung: Manuelle Interventionen am Sacrum können das Bewegungsausmaß der HWS-Rotation positiv beeinflussen. So kann diese Studie die Theorie der Entstehung von Läsionsketten basierend auf Modellen myofaszialer Ketten bekräftigen.

Stichworte: Unilaterale Sacrum-counter-shear-Technik, myofasziale Ketten, Läsionsketten, Tonus, Rotation der HWS

ABSTRACT

Background: Osteopaths developed various models of cause-and-effect chains which provide support in diagnosing posture and movement deficits and hence, help finding efficient treatment methods.

Aim: The aim of this study was to investigate the effect of the manual sacrum-counter-shear technique on the rotation movement of the cervical spine, based on the biomechanical model of myofascial chains.

Method: 44 subjects with unilateral restriction in rotation movement of the cervical spine of minimum 5° were randomly divided into three groups: experimental group “technique” (treated with the manual technique), control group “wedge” (a styrodur®wedge was positioned underneath subject`s sacrum), and control group “positioning” (subjects resting supine).

The parameter evaluated was the range of active rotation movement of the cervical spine, measured with the CROM-instrument in an upright sitting position. The total range of movement, the range of movement to the restricted side, and the effect of the intervention on a symmetric performance of the movement was investigated. An experimental study design, based on test and control groups with repeated measurements was chosen.

Results: The effect of the sacrum-counter-shear technique on gain of motion range could be statistically secured for total range of movement and movement to the restricted side, compared to group “positioning”. A predominance of the manual technique over the positioning on a wedge concerning these parameters was not given. In terms of gaining more symmetry in range of movement, depending on method of intervention no specific effect was shown, although a trend towards more symmetry was recorded in group “technique” and “wedge”.

Conclusions: Manual interventions on the sacrum are influencing the range of rotation movement of the cervical spine and so this study can support the theory of development of cause-and-effect chains based on myofascial chains.

Keywords: Unilateral sacrum-counter-shear technique, myofascial chains, rotation of the cervical spine, tone

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung	1
2	Die Rolle von Mobilitätstests in der Osteopathie	8
2.1	Rotationseinschränkung der HWS	8
2.2	Messung der Gelenkbeweglichkeit	10
2.3	Mobilität des Iliosacralgelenkes (ISG)	11
3	Theorien funktioneller Zusammenhänge zwischen Sacrum und Okziput	14
3.1	Myofasziale Ketten	14
3.1.1	Ventralseite	15
3.1.2	Dorsalseite	19
3.1.3	Myofasziale Kraftübertragung	22
3.1.4	Das cranio-sacrale Konzept	24
4	Was ist Tonus?	26
5	Methodische Vorgangsweise	29
5.1	Studiendesign	29
5.2	Hypothesen	30
5.2.1	Themenkomplex Randomisierung	31
5.2.2	Effekte der Intervention bezogen auf die jeweilige Studiengruppe	32
5.2.3	Vergleiche der Gruppeneffekte untereinander – Post-hoc-Tests	34
5.2.4	Händigkeit, Profession, Schmerzen	35
5.3	Studienablauf	36
5.3.1	Zeitlicher Ablauf	36
5.3.2	Der Messvorgang	37
5.3.3	Durchführung der Intervention	39
5.4	Materialien und Erhebungsinstrumente	43
5.4.1	CROM-Messgerät	43
5.4.2	Styrodur®keil	44
5.5	Auswahl der Probanden	45
5.5.1	Art der Stichprobenziehung	45
		V

5.5.2	Einschluss- und Ausschlusskriterien	46
5.5.3	Gruppenaufteilung und –größe	47
5.6	Beschreibung der untersuchten Parameter	48
6	Darstellung der Untersuchungsergebnisse	51
6.1	Probandencharakteristika	51
6.1.1	Soziodemographische Merkmale	51
6.1.2	Durchschnittliches Bewegungsausmaß der Gesamtrotation	55
6.1.3	Händigkeit	57
6.2	Effekte der Intervention innerhalb der einzelnen Gruppen	57
6.2.1	Gesamtes Bewegungsausmaß der HWS-Rotation	58
6.2.2	Bewegungsausmaß der HWS-Rotation zur weniger beweglichen Seite	59
6.2.3	Symmetrie der Bewegung	61
6.3	Effekte der Interventionen im Gruppenvergleich	62
6.3.1	Gesamtes Bewegungsausmaß der Rotation der HWS	63
6.3.2	Das Bewegungsausmaß zur weniger beweglichen Seite	64
6.3.3	Symmetrie des Bewegungsausmaßes der Links- und Rechtsrotation der HWS	66
6.4	Veränderungen in der Schmerzsymptomatik	68
6.5	Einfluss von Händigkeit und Profession auf die HWS-Rotation	71
7	Diskussion	74
7.1	Interpretation der Ergebnisse	74
7.2	Kritik an der Studie	79
8	Zusammenfassung	81
	Literaturverzeichnis	i
	Abbildungsverzeichnis	ix
	Tabellenverzeichnis	xi
	Anhang	i
	Einverständniserklärung	i
	Fragebogen	ii
		VI

Rohdatenliste	iii
Statistische Auswertungen	vii
Summary	I

1 Einleitung

Einer der Grundsätze der Osteopathie lautet: „Der Körper ist eine Einheit“ (Peeters & Lason, 2011; Seffimcer, King, Ward, Jones III, Rogers & Patterson, 2003) das heißt, alle Strukturen stehen miteinander in Verbindung und beeinflussen einander (Tasker, 1916, S. 125). Diese holistische Sichtweise der Osteopathie zeigt sich unter anderem im Begriff der Läsions- oder Ursache-Folge-Kette (Hinkelthein & Zalpour, 2006), wo Ursache – z. B. eine vermehrte Innenrotationsstellung der Hüfte - und Wirkung – z. B. Senkfuß weit auseinander liegen können (Barral & Mercier, 2005 b; Klein & Sommerfeld, 2004; Williams, 1997). So kann es vorkommen, dass bei einer osteopathischen Behandlung nicht sofort und ausschließlich das schmerzhafteste Gelenk oder die problembeladene anatomische Struktur behandelt wird, sondern dass der behandelnde Osteopath an einer ganz anderen Stelle seine therapeutische Intervention ausführt.

Das Konzept der Läsionsketten ist fixer Bestandteil der osteopathischen Anamnese, und bildet so zu sagen den roten Faden bei der Erstellung des Behandlungsplanes (Hinkelthein & Zalpour, 2006). Allerdings liegt zwischen dem erlittenen Trauma (Ursache) und dem Auftreten des Symptomes (Wirkung) oft nicht nur ein beträchtlicher räumlich/anatomischer, sondern auch ein großer zeitlicher Abstand (Paoletti, 2001). So ist das erfolgreiche Aufspüren von Läsionsketten zu großen Teilen von der klinisch/empirischen Erfahrung des untersuchenden und behandelnden Osteopathen abhängig (Barral & Mercier, 2005 b; Mense & Pongratz, 2003; Myers, 2004; Williams, 1997).

Änderungen der Gewebetextur sind Teil der osteopathischen Diagnose einer somatischen Läsion (American Association of Colleges of Osteopathic Medicine, 2009), die Rückführung zu einem normalen Gewebetonus Ziel der osteopathischen Behandlung (Chila, 2010). Als osteopathische Läsion wird also klassischerweise jedwede Änderung einer Struktur, die Funktionen irgendeines Gewebes beeinträchtigt, bezeichnet (Tasker, 1916). Eine bestimmte Körperhaltung – unbewusst, durch ein Trauma oder durch eine spezielle Arbeitshaltung aufgezwungen – kann zu Veränderungen des Tonus/der Spannung in Muskelgruppen führen, die in weiter Folge die Ursache für Schmerzen sein können (Masi & Hannon, 2008). Z. B. kann ein Supinationstrauma den Körper dazu veranlassen, ein Schutzprogramm zu starten, um das verletzte Sprunggelenk zu schonen (Horst, 2011; Mulder, 2007). Eine Dysfunktion in einem Gelenk, z. B. eine

Bewegungseinschränkung, kann zu einer Funktionsstörung der Faszien an den betroffenen Stellen führen (Paoletti, 2001) und in weiterer Folge entweder zu einem Spannungsverlust oder zu erhöhter Spannung eines Muskels. Wie der Körper reagieren wird, kann nicht vorausgesagt werden. Diese Spannungsänderungen in einem Muskel können wiederum zu Schmerzen und erhöhter Spannung in synergistisch arbeiteten Muskeln führen (Mense & Pongratz, 2003), so kann sich dann eine Läsionskette entwickeln. Auch Störungen in der Beweglichkeit der Viscera können nach osteopathischer Sichtweise der Grund für die Entwicklung von Läsionsketten sein (Barral & Mercier, 2005 b). Störungen in einem Glied der myofaszialen Kette breiten sich dann entlang dieser Kette aus und so wird diese funktionelle myofasziale Kette zu einer sogenannten Läsionskette. Statt Bewegungen harmonisch weiterzuleiten und diese kräftesparend zu verteilen, entstehen innerhalb dieser Ketten Fixierungspunkte, von denen immer wieder Reizungen ausgehen können (Paoletti, 2001).

Modelle von Läsionsketten wurden von Ärzten, Osteopathen und Körpertherapeuten als Unterstützung entwickelt, um zu einer schnellen und präzisen Diagnostik von Haltungs- und Bewegungsdefiziten zu kommen und um effiziente Therapieansätze zu finden. Die Auflistung der Modelle myofaszialer Ketten würde den Umfang dieser Arbeit sprengen. Eine gute Übersicht über einige dieser Modelle, die besonders im Bereich der Osteopathie ihre Anwendung finden, bieten Richter & Hebgen (2007). Der wissenschaftliche Nachweis für Existenz und Stichhaltigkeit der Läsionsketten ist schwer zu erbringen, vor allem dann, wenn der zeitliche bzw. räumlich/anatomische Zusammenhang nicht auf den ersten Blick ersichtlich erscheint.

Ausgehend von dem Konzept der Läsionsketten untersucht die vorliegende Studie die Auswirkung einer unilateralen manuellen counter-shear-Technik am Sacrum auf die Beweglichkeit der Halswirbelsäule (HWS). Im Rahmen des Masterprogrammes der „Wiener Schule für Osteopathie“ (WSO) wurde von Christian Williame D. O. und Georges Finet D.O. diese unilaterale Sacrum-counter-shear-Technik präsentiert, die unter anderem das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS verbessert, wenn die Rotation einseitig eingeschränkt ist (Williame, 2008).

Wenn sich die Auswirkung einer manuellen mobilisierenden Technik, lokal appliziert am Iliosacralgelenk (ISG), an einer anatomisch weit entfernt gelegenen Struktur nachweisen lässt, und das unmittelbar nach Anwendung dieser Technik, dann steigt die Wahrscheinlichkeit, dass sich Läsionsketten aufgrund von Blockaden auf ähnliche Weise im Körper ausbreiten können und dass es durchaus indiziert sein könnte, bei

Nackenbeschwerden zum Beispiel den Fuß, das Becken oder Magen zu behandeln (Hinkelthein & Zalpour, 2006; Mense & Pongratz, 2003; Speece, Crow & Simmons, 2003).

Das Ziel dieser Arbeit ist es also, aufbauend auf der Theorie der osteopathischen Läsionsketten, zu überprüfen, ob die Anwendung der unilateralen Sacrum-counter-shear Technik das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS vergrößert. Die forschungsleitende Fragestellung lautet demnach: Erweitert die manuelle unilaterale Sacrum-counter-shear Technik, wie sie von Williame im Rahmen des Masterprogrammes der „Wiener Schule für Osteopathie“ (WSO) vorgestellt wurde, das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS, wenn diese einseitig eingeschränkt ist?

Williame spricht davon, dass diese Technik die Spannung, bzw. den Tonus der Muskulatur des Beckenbodens verringert und dass sich diese Tonussenkung in einer Art Kettenreaktion über verschiedene Muskelgruppen, die im Folgenden noch näher benannt werden, ausbreitet, bis sie schließlich die Nackenmuskulatur erreicht und so zu einer Vergrößerung des Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation führt. Er schreibt dazu in einer E-Mail an die Versuchsleiterin: „The aim of this [sacrum counter shear] technique is to decrease tension in the pelvic floor and consequently decreasing tension in the series [of muscles] and finally obtaining a better neck rotation [...]“ (Williame, 2011).

Der Ort der Intervention (Ursache) und die Lokalisation der Kontrolle (Wirkung) liegen anatomisch weit auseinander und sind nicht direkt über ein Band, einen Muskel oder einen Knochen miteinander verbunden, sondern über eine Kette von myofaszialen Strukturen. So wie das auch bei der Entstehung der Läsionsketten der Fall sein soll (Barral & Mercier, 2005 a).

Es wurde bereits eine ähnliche manuelle Technik von Grangier (2008), Student der „Ecole Suisse d'Ostéopathie“ (ESO) in seiner Masterthese untersucht. Bei dieser Technik plaziert der Osteopath seine Hand mittig unter dem Sacrum des Probanden. Das Sacrum wird in drei Freiheitsgrade (Flexion, Rotation, Inklination) mobilisiert und für 25 Sekunden in dieser Position gehalten. Diese Technik nimmt daher eher gleichmäßigen Einfluss auf das linke und das rechte ISG. Bei dieser bilateral ausgeführten Sacrum-shear-Technik weist Grangier (2008) eine Steigerung des Bewegungsausmaßes der passiven Rotation der flektierten HWS nach. Angaben zur Signifikanz der Ergebnisse sind aus seiner Studie allerdings nicht ersichtlich.

Williames Postulat der Senkung des Muskeltonus haben zwei Studentinnen Heymoz (2010) und Roulin (2010) der Schweizer Osteopathieschule (ESMO – école suisse de médecine osteopathique) an einer, der unilateralen Sacrum-counter-shear Technik ähnlichen manuellen Technik am Sacrum überprüft. Es handelt sich hierbei um die gleiche Technik, die schon Grangier (2008) untersucht hat. Heymoz (2010) und Roulin (2010) haben die Änderung des EMG-Ausschlages an der Intercostalmuskulatur, bzw. an den Mm. Scaleni in Ruheatmung und bei forcierter Inspiration gemessen. Während der Ruheatmung erhielten sie keine verwertbaren EMG-Aktivitäten, weder vor noch nach der Intervention. Bei forcierter Inspiration konnten sie eine erniedrigte EMG-Aktivität dieser Muskeln nach der Intervention nachweisen. Heymoz (2010) und Roulin (2010) kamen bei ihren Untersuchungen zwar zu dem Ergebnis, dass der Tonus der aktivierten Muskulatur nach Anwendung der manuellen Technik am Sacrum niedriger ist als vor der Intervention, sie konnten aber über eine Änderung des Ruhetonus dieser Muskeln keine Aussage machen. Das macht aber einen gravierenden Unterschied für die Theorie der Wirkungsweise dieser Technik. In Kapitel 4 wird näher darauf eingegangen, warum die Unterscheidung von Bedeutung ist, ob über den Ruhetonus oder den Tonus der aktivierten Muskulatur gesprochen wird.

Für die von Williame (2011) präsentierte unilaterale sacrum-counter-shear-Technik lag nach Wissen der Autorin zum Zeitpunkt des Beginns dieser Arbeit noch keine Untersuchung vor. Die vorliegende Studie untersuchte den Einfluss dieser manuellen Technik auf das Ausmaß der aktiven Rotation der HWS. Entsprechend wurde für das methodische Vorgehen ein experimentelles Studiendesign gewählt, welches auf einem Versuchs-Kontrollgruppen-Plan mit Messwiederholung basiert. Insgesamt nahmen an dieser Studie 44 Probanden teil, die randomisiert entweder die unilaterale sacrum-counter-shear-Technik erhielten (Versuchsgruppe) oder in bequemer Rückenlage verweilten (Kontrollgruppe Lagerung) oder auf einem Styroporkeil gelagert wurden (Kontrollgruppe Keil). Als zentraler Parameter wurde das aktive Bewegungsausmaß der Rotation der HWS im aufrechten Sitz mit einem CROM-Gerät gemessen.

Es ist wichtig festzuhalten, dass in dieser Studie eine mögliche Auswirkung einer einzelnen osteopathischen Technik untersucht wurde. Diese Technik ist keinesfalls mit einer osteopathischen Behandlung zu vergleichen. Auch ist die Vergrößerung des Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation nur ein Teilaspekt des Wirkungsspektrums dieser Technik.

Die Hauptwirkung dieser Technik ist nach Aussage von Willame (2011) die Senkung des intraabdominalen Druckes. Diese Drucksenkung wird nach Ansicht von Willame (2011) dadurch erreicht, dass der Tonus bestimmter Muskelgruppen gesenkt wird und so die von diesen Muskeln umgebenen Organe entlastet werden. So gehört zu der Basisuntersuchung für die Indikation zur Anwendung dieser Technik auch die Palpation des abdominellen Druckes, bzw. des Ruhetonus der Muskulatur. Zum Zeitpunkt der Messungen dieser Versuchsreihe gab es allerdings kein für Studien zugelassenes Gerät, womit der Ruhetonus der Muskulatur valide gemessen werden kann. Deshalb wurde in dieser Arbeit dieser Aspekt der Technik vernachlässigt.

Verknüpft mit der forschungsleitenden Fragestellung ergaben sich drei weitere Unterfragen, die in dieser Studie überprüft wurden:

a) Zum einen ergab sich die Frage, ob es einen Zusammenhang zwischen der Händigkeit des Probanden und der Seite der unilateralen Rotationseinschränkung der HWS gibt. In der Ontogenese wird beobachtet, dass bei einem Säugling mit Torticollis das funktionelle Entwicklungsalter jener Hand, welcher das Gesicht zugewandt ist, eher dem chronologischen Alter des Säuglings entspricht, als die Hand der anderen Seite (Coenen, 2010). Diese „hinkt“ in ihrer funktionellen Entwicklung zeitlich hinterher. Könnte nun der Umkehrschluss gezogen werden, dass Rechtshänder mehr ihrer rechten Hand zugewandt sind und deshalb nach dieser Richtung ein größeres Bewegungsausmaß in der Rotation der HWS aufweisen? Das hätte unmittelbare Auswirkungen auf die Interpretation der Ergebnisse des aktiven Bewegungstestes bei der klinischen Untersuchung des Patienten. Die Asymmetrie des Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation wäre anders zu beurteilen. Es müsste dann als „normal“ gelten, wenn das Bewegungsausmaß zur dominanten Seite größer ist.

Es wurde also untersucht, ob zwischen der Händigkeit des Probanden und der Seite mit dem größeren Bewegungsausmaß der Rotation der HWS ein Zusammenhang besteht. Als dominante Hand wurde in dieser Studie jene Hand bezeichnet, mit der der Proband schreibt, außer der Proband gab etwas anderes an, z.B. Beidhändigkeit.

b) Da in der Gesamtstichprobe sowohl angehende Osteopathen wie auch Personen anderer Berufe vertreten waren, erhob sich zweitens die Frage, ob die Profession einen Einfluss auf das Ausmaß der Gesamtrotation der HWS hat. Vor dem Hintergrund, dass während der Ausbildung zum Osteopathen mitunter auch Techniken zur Mobilisation der HWS oder der Faszien in diesem Bereich erlernt und praktisch durchgeführt werden, die

speziell das Messergebnis zwischen MZP I (Ausgangsmessung) und MZP II (Pretestmessung) beeinflussen könnten, kommt der Frage, welchen Effekt der berufliche Hintergrund auf die abhängige Variable hat, Relevanz zu. In der Gruppe der Probanden mit anderen Berufen wurden auf Nachfrage zwischen MZP I und MZP II keine Behandlungen oder Massagen konsumiert, sodass der Effekt einer zusätzlichen Behandlung zwischen MZP I und MZP II ausgeschlossen werden konnte. Die Fragestellung war also, ob sich ein Unterschied im Ausmaß der Gesamtrotation der HWS in der Gruppe der Osteopathen zwischen MZP I und MZP II zeigt und ob diese Differenz größer ist, als in der Gruppe der Nichtosteopathen.

c) Drittens wurde der Frage nachgegangen, ob die jeweilige Intervention einen Einfluss auf Schmerzen hat, die vor der Intervention im Bereich der HWS, Brust- oder Lendenwirbelsäule (BWS, LWS) oder des Beckengürtels vorhanden sind, bzw. ob nach der Anwendung der Interventionen Schmerzen in diesen Bereichen auftreten. Bei bestehender segmentaler Instabilität der LWS oder bei einer Instabilität des Beckenringes, bzw. in einem der ISG-Gelenke, werden als Therapie unter anderem Kräftigungsübungen der Beckenbodenmuskulatur und des M. transversus abdominis empfohlen (Richardson, Snijders, Hides, Damen, Pas & Strom, 2002). Es werden also Kräftigungsübungen für genau jene Muskelgruppen empfohlen, von denen Williame (2011) annimmt, dass sich deren Tonus vermindert. Wenn also die Interventionen Technik und Keil entspannend bzw. tonussenkend auf diese Muskelgruppen wirken, so könnten sich Schmerzen, die durch die erwähnten Instabilitäten ausgelöst werden, auftreten, bzw. sich verstärken. Williame (2011) geht davon aus, dass durch die unilaterale Sacrum-counter-shear-Technik in mehreren Muskeln der Tonus gesenkt wird. Wenn der Grund für eventuelle Schmerzen im Bereich der HWS, BWS oder LWS also ein erhöhter Tonus einer dieser Muskelgruppen ist, könnten sich die Schmerzen nach Anwendung einer der Interventionen verbessern (Mense & Pongratz, 2003). Um diese Frage abzuklären, wurde vor (MZP II) und nach der Intervention (MZP III) der Proband nach Schmerzen in der Region der HWS, BWS, LWS oder dem ISG befragt.

Entsprechend dem Forschungsanliegen widmet sich Kapitel 2 zunächst der Rolle von Mobilitätstests in der Osteopathie und thematisiert Mobilitätseinschränkungen der HWS, Möglichkeiten der Messung der Gelenkbeweglichkeit sowie biomechanische Grundlagen und stabilisierende Strukturen des Iliosacralgelenkes. Anschließend befasst sich Kapitel 3 mit Theorien des funktionellen Zusammenhanges zwischen Sacrum und Okziput, wobei den myofaszialen Ketten als theoretischem Erklärungsmodell der sacrum-counter-shear-Technik besondere Aufmerksamkeit geschenkt wird. Vor dem Hintergrund, dass dieser

Technik eine tonussenkende Funktion zukommt, wird der Begriff „Tonus“ explizit in Kapitel 4 behandelt. Im darauffolgenden Kapitel 5 wird das methodische Design vorliegender Studie beschrieben, um darauf aufbauend die Ergebnisse darzustellen (Kapitel 6). Die daran anschließende Diskussion der Ergebnisse (Kapitel 7) mündet in einer Zusammenfassung vorliegender Arbeit (Kapitel 8). Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wurde auf die gleichzeitige Verwendung weiblicher und männlicher Sprachformen verzichtet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten für beiderlei Geschlecht.

2 Die Rolle von Mobilitätstests in der Osteopathie

In der osteopathischen Diagnostik ist die Testung der aktiven Beweglichkeit der Gelenke ein wesentlicher Punkt. Deshalb wird in diesem Kapitel erklärt, warum ein Bewegungstest als Zeichen der Wirksamkeit einer Technik herangezogen werden kann. Weiters wird auf die Problematik des Messens von Beweglichkeit eingegangen.

Beim Prüfen der Beweglichkeit eines Gelenkes werden der Bewegungsumfang und die Qualität der Ausführung beurteilt. Es wird auf Schmerzangaben des Patienten geachtet und inwiefern eine symmetrische Ausführung der Bewegung im Seitenvergleich vorliegt. Greenman schreibt dazu: „Die Bewegungseinschränkung ist die bedeutendste Form der somatischen Dysfunktion. Sie wird durch Inspektion und Palpation festgestellt.“ (Greenman, 2005, S. 13)

Deshalb kommt auch der Beurteilung der Symmetrie innerhalb der osteopathischen Diagnostik besondere Bedeutung zu, wie Greenman (2005) betont: „Form und Funktion des Körpers werden in Bezug auf Symmetrie und Asymmetrie untersucht, wobei Asymmetrie in der Funktion die Indikation zur Therapie und Symmetrie ihr Ziel darstellt.“ (Greenman, 2005, S. 163)

Es ist demnach bei der Befunderhebung dezidiert auf symmetrische Ausführung einer Bewegung zu achten. Die Normalisierung des Bewegungsumfanges, also die seitengleiche Ausführung, ist deshalb nach Anwendung einer manuellen Technik die Methode der Wahl, um die Effektivität der gesetzten Maßnahme zu überprüfen.

2.1 Rotationseinschränkung der HWS

Wenn als Einschlusskriterium dieser Studie eine unilaterale Bewegungseinschränkung der HWS-Rotation von mindestens 5° Bedingung ist, dann erhebt sich Frage, wann von einer Bewegungseinschränkung, konkret einer Rotationseinschränkung der HWS, gesprochen werden kann.

Zum normalen Bewegungsausmaß der HWS gibt es in der Literatur keine einheitlichen Angaben. Kapandji (1992) gibt für die Drehung des Kopfes zu einer Seite ein Bewegungsausmaß zwischen 80° und 90° an, unabhängig vom Alter und Geschlecht der Person. Das gleiche Bewegungsausmaß wird auch von Frisch (2009) als allgemein

gültiger Richtwert angegeben. Penning (1987) und Castro (2000) stellten fest, dass das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS vom Alter, Geschlecht, Gewicht und sportlicher Aktivität der jeweiligen Person abhängig ist.

Bei Rotationsbewegungen der HWS finden gleichzeitig in den Segmenten der HWS Kombinationsbewegungen wie Seitneigung und Rotation statt (Bruzek, 2006; Kapandji, 1992). Bei den angegebenen Winkelgraden für das Ausmaß der Rotation der HWS zu einer Seite werden sowohl bei Kapandji (1992), als auch bei Frisch (2009) diese auftretenden Kombinationsbewegungen toleriert.

Durch das Unterbinden der Seitneigungskomponente wird die Anzahl der Freiheitsgrade um einen Grad reduziert. Damit verbunden ist eine Reduktion des Bewegungsausmaßes der Hauptbewegungskomponente, im vorliegenden Fall also der Rotation (Klein & Sommerfeld, 2007). Werden also diese Kombinationsbewegungen bei der Messung des Rotationsausmaßes in vollem Umfang zugelassen, kann das Gesamtausmaß der Drehbewegung größer sein, als wenn die Probanden angeleitet werden, die HWS „möglichst gerade“ zu drehen, mit der Absicht, die Seitneigungskomponente möglichst klein zu halten. Dadurch kann das Ergebnis der Messungen geringer sein als jene 80° - 90°, die Kapandji (1992), Bruzek (2006) und Frisch (2009) angeben, ohne dass das Bewegungsausmaß des jeweiligen Probanden deshalb als eingeschränkt gelten muss.

Zusammenfassend wird festgestellt, dass es einen allgemeinen Richtwert für das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS gibt, der zwischen 80° und 90° liegt, wenn bei der Erhebung des Bewegungsausmaßes Nebenbewegungen wie Seitneigung und Extension zugelassen werden. Wird der Proband angehalten, diese Nebenbewegungen zu vermeiden, nimmt das Bewegungsausmaß der Rotation ab. Dieser Umstand erklärt möglicherweise, warum bei den Ergebnissen der Erstmessung kaum einer der Probanden diese 80° Bewegungsausmaß in der Rotation erreichte. Diemer und Sutor (2010) empfehlen, sich als Therapeut bei der Untersuchung eher auf die Veränderung der Mobilität durch Schmerz zu konzentrieren, als auf Normwerten zu beharren. Somit wird die Frage, wann eine Bewegungseinschränkung der HWS vorliegt, eher zu der Frage, wann sich der Proband/Patient in der Beweglichkeit seiner HWS eingeschränkt fühlt.

Unilaterale Bewegungseinschränkung der HWS:

Eine der Indikationen für die Anwendung der unilateralen Sacrum-counter-shear-Technik ist für Williams (2011) eine unilaterale Einschränkung des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS. Sowohl die osteopathische, als auch die orthopädische

Basisuntersuchung des muskulo-skelettalen System beinhaltet die Prüfung der aktiven Bewegungen des Patienten (Sammut & Searle-Barnes, 2000). Als Normalbefund wird eine seitengleiche Bewegungsexkursion bei Lateralflexion und Rotation angegeben (Frisch, 2009). Als Richtwert wird für die Rotation ein Bewegungsausschlag von 80° bis 90° (Bruzek, 2006; Frisch, 2009; Kapandji, 1992) genannt. Folglich wäre jene Seite, die nicht die gleiche Bewegungsexkursion erreicht wie die andere Seite, in ihrer Beweglichkeit eingeschränkt, außer wenn das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS zur anderen Seite größer als 80° bis 90° wäre und diese Seite somit als hypermobil gelten würde.

Vielleicht sollte diesen Richtwerten aber nicht zu sehr vertraut werden, zumindest was ihre Aussage über „normale“ Symmetrie anbelangt. Amiri (2003) fand jedenfalls in seiner Studie, die die Intertestvalidität von verschiedenen Bewegungstestmethoden untersuchte, bei seinen Probanden eine Differenz in der Rechts-Links-Rotation von etwas mehr als 3°. Amiri (2003) gibt für die Rotation der flektierten HWS ein Bewegungsausmaß von $78.6^\circ \pm 9.5^\circ$ für die Rotation nach links und $81.1^\circ \pm 10.3^\circ$ für die Rotation nach rechts an.

Die Probandengruppe, die Amiri untersuchte, bestand aus neun Frauen und sechs Männern, das Durchschnittsalter lag bei 27.60 ± 7.85 Jahren. Für seine Messungen wendete Amiri den Flexions-Rotations-Test an. Bei der klassischen Ausführung dieses Testes sitzt der Proband aufrecht auf der Behandlungsliege oder einem Stuhl und es wird die aktive Rotation der HWS bei maximaler Flexion gemessen. Dieser Test prüft vor allem die oberen Segmente der HWS C1 und C2. Diese Segmente sind für ca. 50 % der Gesamtrotation verantwortlich. (Bruzek, 2006; Diemer & Sutor, 2010).

Festzuhalten ist, dass Amiri bei seinen Probanden eine Seitendifferenz der HWS-Rotation gefunden hat, dass in Lehrbüchern aber ein symmetrischer Bewegungsausschlag als Normalbefund angegeben wird (Frisch, 2009; Kapandji, 1992). Die vorliegende Studie versucht, quasi als Nebenforschungsfrage, einen Beitrag zur Beantwortung der Frage zu leisten, inwieweit ein symmetrisches Bewegungsausmaß der HWS-Rotation die Norm ist.

2.2 Messung der Gelenkbeweglichkeit

Wie bereits erwähnt, ist das Testen der passiven aber auch der aktiven Beweglichkeit Standard bei der osteopathischen Diagnostik.

Für das Messen des Bewegungsausmaßes der einzelnen Körperabschnitte werden standardisierte Tests angewandt, wie sie auch in den Berufsgruppen der Orthopäden,

Chiropraktiker und Physiotherapeuten üblich sind (Frisch, 2009). Bei den aktiven Bewegungstests werden das Ausmaß der Bewegung und die Qualität, d. h. die Leichtigkeit der Ausführung beurteilt. Es wird auch beobachtet, ob während der Durchführung der Bewegung Ausweichbewegungen auftreten. Sollten während der Bewegung Schmerzen auftreten, wird das notiert. (Bruzek, 2006).

Da Gelenkmessungen immer auch von der Muskelspannung und der Mitwirkung der Testperson abhängig sind, empfiehlt Bruzek (2006), Bewegungstests dreimal hintereinander auszuführen und den daraus resultierenden Mittelwert zu notieren. Außerdem ist anzugeben, ob die aktive oder passive Gelenkbeweglichkeit getestet wurde, da diese Werte bei vielen Gelenken differieren.

Wird ein herkömmliches Goniometer zum Messen des Bewegungsauschlages verwendet, gibt Bovens (1990) an, dass es bei Langzeituntersuchungen für den Tester schwierig ist, Veränderungen der Gelenkbeweglichkeit von unter 5° festzustellen. Ebenso ist die Intertesterreliabilität, das ist die Wiederholbarkeit von Messergebnissen, nicht sehr hoch wenn, diese von unterschiedlichen Testern erhoben wird (Youdas, Carey & Garrett, 1991).

Wird für die Messung des Bewegungsumfanges hingegen ein CROM-Gerät verwendet, wird sowohl der **Intratesterkorrelationskoeffizient**, als auch der **Intertesterkorrelationskoeffizient** größer als 0,8 (Youdas, Carey & Garrett, 1991), was ein sehr gutes Ergebnis ist. Deshalb wird für diese Studie für die Messung der HWS-Rotation das CROM-Gerät verwendet. Es ist einfach in der Handhabung und es werden für dieses Gerät gute Inter- und Intratestervaliditätswerte angegeben (vgl. Kapitel 5.4.1), was wichtig ist, da sich für die Durchführung Messungen unterschiedliche Assistenten zur Verfügung stellen.

2.3 Mobilität des Iliosacralgelenkes (ISG)

Die in dieser Studie untersuchte manuelle Technik beeinflusst das ISG mit seinen Bandstrukturen und den umgebenden Muskeln. Deshalb wird im Folgenden ein kurzer Überblick über die aktuellen Theorien zur Biomechanik des ISG gegeben, inwieweit Bewegung in diesem Gelenk möglich ist und durch welche Strukturen es stabilisiert wird.

Vor ca. 10 Jahren war die Theorie einer möglichen Mobilität des ISG noch umstritten. Seither hat die Anzahl der Studien über das ISG rasant zugenommen. Mittlerweile steht

es außer Frage, dass in diesem Gelenk eine, wenn auch geringe Bewegung möglich ist. Nach Analyse relevanter Studien geben Klein und Sommerfeld für das Iliosakralgelenk eine durchschnittliche Beweglichkeit von 2° – 4° an (Klein & Sommerfeld, 2004).

Das ISG besitzt eine stoßdämpfende Funktion. Durch den Aufprall der Ferse auf den Untergrund entsteht eine Schockwelle, die sich durch den Körper fortpflanzt. Diese wird teilweise durch die Iliosacralgelenke abgeschwächt (Klein & Sommerfeld, 2004). Aufgrund der anatomischen Struktur und der Ausrichtung der Gelenkflächen ist der Vektor der auf das ISG einwirkenden Belastungskräfte tangential zum Gelenksspalt ausgerichtet. Es ergeben sich also hauptsächlich Scherkräfte, die auf das Gelenk einwirken. Der Formschluss des Gelenkes ist aufgrund der anatomischen Ausrichtung der Gelenkflächen sehr gering. (Diemer & Sutor, 2007). Ab der zweiten Lebensdekade entwickeln sich auf den Gelenksoberflächen Unebenheiten und Rauigkeiten, die die Reibung erhöhen und so zu einer Art Formschluss des Gelenkes führen, der allerdings nicht sehr effizient ist. Demnach werden quer zum Gelenksspalt verlaufende Strukturen – Ligamente und Muskeln – benötigt, um den Kontakt der Gelenkspartner bei Belastung zu erhalten (Diemer & Sutor, 2007; Snijders, Vleeming & Stoeckart, 1993).

Der Kraftschluss des Gelenkes wird durch den massiven Bandapparat rund um das ISG und das Lig. Sacrotuberale gewährleistet. Zusätzlich wird das ISG muskulär gesichert. Es gibt zwar keine Muskeln, die es direkt stabilisieren, aber besonders Muskelgruppen, die in ihrem Verlauf quer zur Ausrichtung des Gelenksspaltes des ISG stehen, tragen zum Kraftschluss des ISG bei. Von besonderer Wichtigkeit sind für das ISG die Mm. obliquus abdominis internus, m. transversus abdominis, der Beckenboden und Anteile des M. multifidus. Außerdem trägt die Fascia thoracolumbalis zur Stabilität des ISG's bei, bzw. Muskeln, die diese Faszie dynamisieren, wie der M. gluteus maximus und der M. latissimus (Pel, Spoor, Pool-Goudzwaard, Hoek van Dijke & Snijders, 2008)

Es sind also besonders die Muskelgruppen des Beckenbodens und der M. transversus abdominis, die zu einem großen Teil zur Erhöhung der Stabilität, bzw. der stiffness des ISG beitragen. Nach Aussage von Williams (2008) und wie oben bereits erwähnt, sind das genau jene Muskelgruppen, deren Tonus bei der Anwendung der in dieser Studie untersuchten manuellen Technik sinken soll.

In einem anderen biomechanischen Modell, angelehnt an die architektonischen Tensegrity-Modelle Fullers (Zettler, 2009), sieht Levine (2002) das Sacrum als knöchernes Element, das Kompressionskräfte des Beckengürtels aufnehmen soll. Er

vergleicht das Sacrum mit der Nabe eines Rades, und die Ligamente des Sacrums als Speichen, über welche die Kräfte weitergeleitet werden. Sind die „Speichen“, also die Ligamente unterschiedlich gespannt, können die Kräfte nicht optimal übertragen werden und beeinflussen in Folge andere Strukturen, was sich auch in einer Erhöhung des Tonus verschiedener Muskeln zeigen kann. Auch nach diesem biomechanischen Modell könnte ein Spannungsausgleich der „Speichen“ zu einer Tonussenkung der Muskulatur führen.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass in den ISG eine – wenn auch geringe – Beweglichkeit vorhanden ist. Es ist durchaus möglich, dass über manuelle Techniken Spannungen der stabilisierende Strukturen der ISG ausgeglichen werden können und so weiterlaufende myofasziale Ketten beeinflusst werden.

3 Theorien funktioneller Zusammenhänge zwischen Sacrum und Okziput

Zum besseren Verständnis möglicher Wirkungswege der Technik werden in diesem Kapitel einige Theorien über funktionelle Zusammenhänge zwischen Sacrum und Okziput vorgestellt. Es werden myofasziale Ketten an der Ventral- und Dorsalseite des Körpers beschrieben und Studien zitiert, die die Koaktivitäten dieser Muskeln untersucht haben. Anschließend wird kurz das cranio-sacrale Konzept besprochen.

3.1 Myofasziale Ketten

In jedem Körper sind Koaktivitäten verschiedener Muskelgruppen die Regel. Soll der Körper eine veränderte Stellung aufrechterhalten, z. B. einen Arm gerade nach vorne ausstrecken, muss sich der gesamte Körper an diese veränderte Stellung anpassen, indem verschiedenste Muskeln aktiviert werden um den Körper im Gleichgewicht zu halten. Somit ändert sich die EMG-Aktivität in allen Muskeln, die in ihrer Funktion in dieser kinetischen Kette verbunden sind (von Piekartz, 2005). Das ergibt dann ein bestimmtes Spannungsmuster, das sich natürlich je nach Funktion verändert. Die Art und Weise wie das Gehirn dieses Spannungsmuster aktiviert und verändert wird als Bewegungsmuster bezeichnet (Aliverti et al., 1997; Mulder, 2007; Richter & Hebgen, 2007).

Der Ausdruck „kinetische Kette“ bezieht sich auf die Funktion der aktivierten Muskelkette, während der Ausdruck myofasziale Kette beschreibt, dass diese Kette anatomisch gesehen aus Muskeln und Faszien gebildet wird. Die muskulären Koaktivitäten der verschiedenen Muskelgruppen einer kinetischen Kette werden meist mittels EMG-Aufzeichnungen nachgewiesen. Zum einen werden während einer aktiven Kontraktion einer Muskelgruppe Kontrollmessungen an der Zielmuskelgruppe abgenommen und gemessen, in welchem Ausmaß diese mitaktiviert wird. Zum anderen wird gemessen, in welchem Ausmaß die Zielmuskelgruppe bei alltäglichen Anforderungen aktiv wird, sprich zu welchem Zeitpunkt und in welchem Ausmaß die Zielmuskelgruppe in eine kinetische Kette eingebunden ist.

Die Begründung Williams (2011) für die Wirkungsweise der unilateralen Sacrum-counter-shear Technik beruht auf der palpatorischen Auffindung einer myofaszialen Kette mit erhöhtem Ruhetonus. Er spricht davon, dass bei Anwendung der Technik der Tonus in einer in Serie geschalteten myofaszialen Kette sinkt und dass es so zu einer

Vergrößerung des Bewegungsauschlages der HWS-Rotation kommt (Williame, 2011). Für die Methode der Beurteilung des Tonus durch Palpation, eigentlich eine der grundlegenden Techniken der klinischen Untersuchung von Osteopathen, Ärzten und vielen anderen Körpertherapeuten, wurden allerdings bislang nur schwache Inter- und Intratesterreliabilitäten gefunden (Chaitow, 2012), valide Messgeräte gab es nicht.

Die Erforschung der kinetischen Ketten mittels EMG ist mittlerweile im Leistungssport sowie im Rehabilitationsbereich gut etabliert und eine anerkannte wissenschaftliche Methode. Mithilfe der EMG-Messungen kann der wissenschaftliche Nachweis der Koaktivität von Muskelgruppen erbracht werden, weil ein valides Messgerät vorhanden ist. Aus diesem Grund werden in dieser Arbeit die EMG-Studien zitiert.

3.1.1 **Ventralseite**

Im folgenden Unterkapitel „Ventralseite“ werden Untersuchungen zu Koaktivitäten jener Muskelgruppen der Körpervorderseite, von denen Williame (2011) vermutet, dass sie mit Veränderung ihres Tonus auf die unilaterale Sacrum-counter-shear Technik reagieren, vorgestellt und aufgelistet. Indem diese Koaktivität der Muskelgruppen von Kettenglied zu Kettenglied nachverfolgt wird, kann auf der Ventralseite des Körpers eine durchgehende myofasziale Kette vom Becken bis zur HWS und von dort weiter bis zum Kopf, als obersten Glied dieser Kette, gebildet werden.

Zur besseren Übersicht werden diese Muskelgruppen nach anatomischen Bereichen getrennt beschrieben.

Becken und Bauch

Anatomisch wird der Beckenboden vom Diaphragma pelvis und vom Diaphragma urogenitale gebildet (Platzer, 1979). Das Diaphragma pelvis besteht aus dem M. levator ani und dem M. coccygeus. Der M. levator ani wiederum wird gebildet durch den M. puborectalis, den M. pubococcygeus und den M. iliococcygeus. Der M. iliococcygeus verbindet das Steißbein mit dem Hüftbein. Er ist einer der Muskeln, die die Stabilität (Steifigkeit) des Iliosacralgelenkes (ISG) erhöhen. (Pel et al., 2008).

Der M. iliococcygeus entspringt hauptsächlich am Arcus tendineus m. levator ani und setzt am Os coccygeus an (Schünke, Schulte, Schumacher, Voll & Wesker, 2005). Bei Anwendung der unilateralen Sacrum-counter-shear Technik wirkt der Schub der Hand antiparallel zu jener Scherbelastung des ISG, der das Gelenk beim aufrechten Stand

ausgesetzt ist. Ursprung und Ansatz des M. iliococcygeus werden einander manuell angenähert. Das kann zu seiner Entspannung beitragen. Die schrägen Bauchmuskeln arbeiten aufgrund ihrer Innervation gemeinsam mit dem M. iliococcygeus (Diemer & Sutor, 2007). Möglich ist, dass bei einer Entspannung des M. iliococcygeus diese Tonussenkung an die schräge Bauchmuskulatur weitergegeben wird.

Der M. pubococcygeus und der M. transversus abdominis werden aufgrund ihrer gekoppelten Innervation ebenfalls gemeinsam aktiviert. Der M. transversus abdominis trägt als quer zum Gelenkspalt des ISG verlaufender Muskel entscheidend zu dessen Stabilität bei (Richardson et al., 2002). Schon allein durch eine Unterlagerung des Sacrums, wenn der Proband in Rückenlage liegt, werden Ursprungs- und Ansatzstelle des M. pubococcygeus einander angenähert, was zu einer Entspannung des Muskels führen kann. Auch in diesem Fall ist es denkbar, dass diese Tonussenkung an den M. transversus abdominis weitergeleitet wird. Das würde direkt zur Entspannung der Bauchdecke führen und wahrscheinlich auch zu einer Senkung des intraabdominalen Druckes.

Diaphragma

Das Zwerchfell oder Diaphragma (Zwerchfell) trennt den Brustraum vom Bauchraum. Anatomisch besteht es aus einem zentralen, sehnigen Anteil, dem Centrum tendineum und einem muskulösen Anteil (Platzer, 1979). Funktionell kann das Diaphragma entweder als Stabilisator arbeiten und so die Übertragung des Druckes des Pulmonalraumes auf den Bauchraum minimieren, oder es arbeitet agonistisch und überträgt die Druckschwankungen der Atmung in den Bauchraum (Macklem, Gross, Grassino & Roussos, 1978). Deshalb spielt in den Überlegungen von Williams und Finet das Diaphragma eine zentrale Rolle.

Bei dynamischen Aktivitäten des Rumpfes hilft das Diaphragma den Rumpf zu stabilisieren. Werden beispielsweise schnelle Bewegungen des Armes verlangt, wird das Diaphragma in einem feed-forward-Mechanismus gleichzeitig mit dem M. transversus abdominis aktiviert (Hodges, Butler, McKenzie & Gandevia, 1997). Das Zwerchfell kann ebenso wie der M. transversus abdominis bilateral unterschiedlich aktiviert werden und leistet aktiv einen Beitrag zur Rumpfrotation (DeTroyer, 2011). Außerdem wird durch die Kokontraktion des Diaphragmas und des M. transversus abdominis gemeinsam mit dem Beckenboden der intraabdominale Druck erhöht. Das ist ein wichtiger Faktor der Stabilisierung der Wirbelsäule bei Hebemanövern (Bartelink, 1957).

Für Willame und Finet (2000) spielt der intraabdominale Druck für die physiologische Beweglichkeit und die Blutversorgung der Organe eine große Rolle. Eine kurzfristige Erhöhung des intraabdominalen Druckes trägt zur Stabilisierung der Wirbelsäule bei und ist deshalb durchaus sinnvoll (Bartelink, 1957). Bleibt der Druck aber über längere Zeit erhöht, kann das zu einer arteriellen Minderdurchblutung und Dysfunktion der abdominalen Organe führen (Caldwell & Ricotta, 1987). Es kann zu einer Umverteilung des Blutvolumens in Richtung Brustraum kommen, wodurch auch im Brustraum der Druck steigt. Das wiederum kann zu Folgebelastungen des Herzens und der Lungen führen (Vivier *et al.*, 2006). Die Ergebnisse der zitierten Studien beziehen sich dabei auf künstlich beatmete Intensivpatienten.

Durch die Anwendung der unilateralen Sacrum-counter-shear Technik soll es möglich sein, den intraabdominalen Druck zu senken und zwar durch die Beeinflussung des Tonus der für den Druck verantwortlichen Muskulatur. Bei der Diagnose des intraabdominalen Druckes wendet Willame einen palpatorischen Drucktest der Kavitäten des Thorax und des Bauchraumes an. Dieser Test wurde in der Ausbildung mehrfach gezeigt (Camirand, 2013; Willame, 2008).

Wenn Willame (2011) also palpatorisch feststellt, dass durch die manuelle unilaterale Sacrum-counter-shear Technik der abdominelle Druck sinkt, ist im Umkehrschluss anzunehmen, dass auch der Tonus des Diaphragmas geringer geworden ist.

Intercostalmuskulatur

Die Intercostalmuskeln sind neben dem Diaphragma die wichtigste Atemmuskeln. Sie heben und senken die Rippen während In- und Expiration und sorgen für die Festigkeit (stiffness) des Brustkorbes (Rimmer, Ford & Whitlaw, 1995). Durch die Atemtätigkeit ist der Zusammenhang des Diaphragmas mit der Intercostalmuskulatur gegeben (Maarsingh, van Eykern, de Haan, Griffioen, Hoekstra & van Aalderen, 2002). Außerdem sind die Intercostalmuskeln bei Rotationen und Haltungsveränderungen des Rumpfes aktiv (Richardson *et al.*, 2002). Demaria *et al.* (2004) weisen außerdem einen Zusammenhang zwischen intravesicalem und intrauterinem Druck und der mit Oberflächenelektroden gemessenen Aktivität der Intercostalmuskulatur nach. Demnach kann die mit Oberflächenelektroden gemessene Aktivität der Intercostalmuskulatur herangezogen werden, um auf den Pressdruck während des Geburtsvorganges rückzuschließen.

Mm. scaleni

Die nächste Muskelgruppe, die Willame in seiner kinematischen Kette betrachtet, sind die Mm. scaleni. Laut Platzer (1979) sind die Mm. scaleni die Fortsetzung der Interkostalmuskulatur nach kranial. Die Scalenusmuskelgruppe wird eingeteilt in einen anterioren, medialen und posterioren Scalenus. Der Ursprung des anterioren M. scalenus liegt an den Querfortsätzen des 4. - 6. Halswirbels, der Ansatz ist an der ersten Rippe. Der Ursprung des M. scalenus medius ist an den Querfortsätzen des 2. – 7. Halswirbels. Er setzt an der 1. Rippe und an der Membrana intercostalis externa des 1. Zwischenrippenraumes an. Der M. scalenus posterius kommt von den Querfortsätzen des 5. – 7. Halswirbels und setzt an der fibrösen Kuppel der Pleura, sowie an der 1. Rippe an (Platzer, 1979).

Von ihrer Funktion her sind sie die wichtigsten Muskeln für die ruhige Einatmung. Sie heben die erste und zweite Rippe an. Kapreli *et al.* (2008) kamen bei ihrer Studie zu dem Ergebnis, dass es bei chronischen Nackenbeschwerden zu Veränderungen des physiologischen Atemmusters kommt und deshalb eine Prädisposition für Lungendysfunktionen gegeben sein kann. Sie zeigten damit den funktionellen Zusammenhang zwischen Nackenmuskulatur und Brustkorbbewegungen auf. Einseitig aktiviert können die Mm. scaleni die HWS seitwärts neigen (Platzer, 1979). Da in der HWS, wie erwähnt, die Rotation mit einer ipsilateralen Seitneigung gekoppelt ist (Kapandji, 1992), könnte ein einseitig erhöhter Tonus der Scaleni die Rotation zur Gegenseite negativ beeinflussen.

Zusammenfassung:

Die mittels EMG erhobenen Untersuchungen zu jener Muskelkette, die Willame (2008) palpatorisch ermittelt hat, zeigen vielfältige funktionelle Zusammenhänge zwischen diesen Muskelgruppen. Anhand der oben zitierten Studien kann das funktionelle Zusammenspiel dieser myofaszialen Kette vom Beckenboden bis zum Kopf nachgewiesen werden.

Der durch elektromyographische Messung bestimmte Tonus eines aktivierten Muskels ist nicht exakt mit dem Ruhetonus vergleichbar, so wie er in der osteopathischen Palpation durch Willame beurteilt wird. Die Koaktivitäten der einzelnen Muskeln liegen teils in ihrer gekoppelten Innervation begründet, teils entstehen sie durch die vom Untersucher geforderte körperliche Aktivitäten des Probanden. Denkbar ist aber, dass eine Senkung des Tonus, die zum Beispiel durch eine manuelle Technik in einer Muskelgruppe initiiert wird, in ähnlicher Weise in einer myofaszialen Kette „weitergereicht“ wird wie die

Aktivierung von Muskeln, wenn diese in einer kinematischen Kette funktionell zusammenarbeiten.

3.1.2 Dorsalseite

In diesem Kapitel wird eine myofasziale Kette auf der Dorsalseite des Körpers zwischen Sacrum und Okziput dargestellt. Diese myofasziale Kette wurde von Willame (2008) nicht dezidiert erwähnt, sie wird aber von Spannungsänderungen der anterioren myofaszialen Kette (vgl. Kapitel 3.1.1) beeinflusst werden – insbesondere durch Tonusänderungen des M. transversus abdominis mit seinem Ursprung am tiefen Blatt der Fascia thoracolumbalis. Aufgrund der Komplexität des anatomischen Aufbaues der Fascia thoracolumbalis wird diese separat beschrieben.

Die Muskulatur

Als erstes wird in diesem Kapitel die Muskulatur als Verbindungselement zwischen Kreuzbein und Kopf betrachtet. Sie wird in der anatomischen Literatur als autochthone Rückenmuskulatur bezeichnet. Obwohl sie sich aus mehreren unterschiedlich benannten Muskeln zusammensetzt, wird sie funktionell nur in ein Geradsystem und ein Schrägsystem eingeteilt, dass die Wirbelsäule aufrichten und bei einseitiger Aktivierung drehen kann.

An der Dorsalseite zieht der M. erector spinae, wie die autochthone Rückenmuskulatur in ihrer Gesamtheit genannt wird, mit seinen verschiedenen Anteilen in einem osteofibrösen Kanal vom Sacrum bis zum Okziput. Die knöcherne Begrenzung dieses Kanals wird von den Wirbelbögen, den Processi costarii und den Processi spinosi gebildet, die fibröse Begrenzung erfolgt durch die Fascia thoracolumbalis. Innerviert werden diese Muskeln von den Rami dorsales der Spinalnerven. An der Kopffrotation sind bei einseitiger Kontraktion besonders der M. splenius capitis und der M. splenius cervicis, die beide zur autochthonen Muskulatur zählen, beteiligt. Aufgrund ihrer Innervation durch die Rami dorsales werden auch die kurzen Nackenmuskeln, nämlich der M. rectus capitis posterior minor, der M. rectus capitis posterior major, der M. obliquus capitis superior und der M. obliquus capitis inferior der autochthonen Rückenmuskulatur und somit dem M. erector spinae zugerechnet (Platzer, 1979).

Die Fascia thoracolumbalis

Als zweiten Punkt wird in diesem Kapitel die Fascia thoracolumbalis betrachtet, die ebenfalls eine direkte Verbindung vom Sacrum zum Okziput bildet.

Die Fascia thoracolumbalis besteht grob betrachtet aus einem oberflächlichen und einem tiefen Blatt, das im Lumbalbereich, entspringend von den Processus costales der Lendenwirbel, die autochthone Rückenmuskulatur von der Leibeswandmuskulatur trennt. Gleichzeitig haben an diesem Punkt der M. obliquus internus abdominis und der M. transversus abdominis ihren Ursprung. Somit ist hier die myofasziale Verbindung zur Ventralseite des Körpers gegeben (Platzer, 1979). Die Fascia thoracolumbalis ist ein Abschnitt der oberflächlichen Körperfaszie (bei Verwendung der deutschsprachige Nomenklatur). Das ist jene silbrig glänzende Gewebsschicht, die bei Dissektion der Haut und des Unterhautfettgewebes zum Vorschein kommt. In der englischsprachigen Literatur ist die Bezeichnung dieser Gewebsschicht „axial fascia“ oder „investing fascia“ oder auch „deep fascia“. Willard (2007) sieht die Einheit der axialen Faszie in ihrer einheitlichen Genese aus Somiten. Diese axiale Faszie zieht sich von der Muskulatur des M. levator ani bis zum Okziput. Die Faszien des Schädels haben ihren embryonalen Ursprung aus multipotenten Neuralleistenzellen, deshalb endet für Willard die axiale Faszie am Okziput und reicht ventral nicht über die Mundlinie.

Das oberflächliche Blatt der Fascia thoracolumbalis ist im Sakralbereich fest mit dem tiefen Blatt und mit der Sehne des M. erector spinae verbunden, von caudal strahlt die Faszie des M. gluteus maximus in das oberflächliche Blatt ein. Weiter nach cranial wird dieses Blatt dünner und dient dem M. latissimus dorsi und dem M. serratus posterior inferior als Ursprung. Ungefähr auf der Höhe vom 12. Brustwirbel (TH XII) findet die Faszie des M. trapezius ihren Ursprung und verläuft bis zum Okziput. Noch weiter cranial trennt das oberflächliche Blatt der Fascia thoracolumbalis den M. splenius capitis und dem M. splenius cervicis vom M. trapezius und geht in die Fascia nuchae über. Die Mm. splenii sind bei einseitiger Kontraktion aktiv bei der Kopffrotation zur gleichen Seite beteiligt (Platzer, 1979). Nimmt der Tonus der Mm. splenii ab, würde eine Rotation der HWS zur kontralateralen Seite demnach leichter fallen.

Sowohl das oberflächliche, wie auch das tiefe Blatt der Fascia thoracolumbalis hat direkten Kontakt mit dem ISG und ist für dieses ein wichtiger Stabilisator (vgl. Kapitel 2.3). Auch strahlen vom Ligamentum (Lig.) sacrotuberale, das die Nutationsbewegung des Sacrums bremst und somit die Bewegung im ISG limitiert, Fasern in das tiefe Blatt der Fascia thoracolumbalis ein. Vleeming (2012) weist darauf hin, dass Fasern des M. gluteus maximus und des M. gluteus medius in das oberflächliche Blatt der Fascia thoracolumbalis einstrahlen und so diese Faszie dynamisieren. Bei Instabilität des ISG, das ja hauptsächlich ligamentär stabilisiert wird (vgl. Kapitel 2.3), fand er eine abnorme

Hyperaktivität des M. gluteus der betroffenen Seite und des M. latissimus der kontralateralen Seite (Vleeming, Pool-goudzwaard, Stoeckart, van Wingerden & Snijders, 1995). Hier zeigt sich ein funktionelles Zusammenspiel zwischen Ligamenten, Faszie und Muskeltonus. Umgekehrt könnte also eine Entspannung der Anteile der Fascia thoracolumbalis oder der Ligamente zu einer Tonussenkung der Muskulatur führen und zwar nicht ausschließlich an der ventralen Seite (vgl. Kapitel 3.1.1), sondern auch an der dorsalen Seite des Probanden.

Für Myers (2004) stellt die Verbindung vom Kreuzbein zum Kopf einen Abschnitt der „Oberflächlichen Rückenlinie“ dar. Als „Oberflächliche Rückenlinie“ bezeichnet er eine myofasziale Kette, die von der Plantaraponeurose bis zur Galea aponeurotica verläuft. Nach Myers pflanzen sich Verkürzungen in einem Abschnitt dieser Kette fort und beeinflussen alle anderen Abschnitte. Ebenso kann, laut Myers, die gesamte Rückenlinie beeinflusst werden, wenn ein Abschnitt dieser myofaszialen Kette, also z. B. die Bänder des ISG, entspannt wird (Myers, 2004).

Bei der Ausführung der unilateralen Sacrum-counter-shear Technik werden vermutlich jene Anteile der Fascia thoracolumbalis entspannt, die das ISG stabilisieren. Möglicherweise wirkt diese Senkung der ligamentären Spannung tonussenkend auf die anderen Abschnitte der Faszie und der Muskulatur.

Das Unterhautfettgewebe – the pannicular fascia

Hier ist voranzuschicken, dass in der amerikanischen Literatur mit oberflächlicher Faszie (pannicular fascia) jenes Gewebe bezeichnet wird, das in der deutschsprachigen Literatur als Unterhautfettgewebe definiert ist. Die direkten Anheftungsstellen dieser Faszien-schicht am Skelett sind die SIPS, das Sternum und das Okziput (Schleip, 2011). Diese Gewebsschicht liegt direkt unter der Haut und umhüllt den Körper genau wie diese. Durch die beiden Anheftungspunkte Okziput und SIPS wäre tatsächlich anatomisch eine direkte Verbindung zwischen Kreuzbein und Okziput gegeben.

Diese sehr oberflächlich gelegene Gewebsschicht überträgt biomechanisch gesehen relativ wenig Spannungen, ist aber reich mit Propriozeptoren versorgt (Rohen, 2001; Schleip, 2003; van der Wal, 2012). Bislang wurde vor allem untersucht, wie Spannungen im Körper weitergeleitet werden, bzw. wie die Weiterleitung der Kraft innerhalb eines Muskel (Huijing, 1999) und zwischen den einzelnen Muskeln (Meijer, Rijkelijkhuisen & Huijing, 2008) erfolgt. Ob die Propriozeptoren des Unterhautfettgewebes durch die Anwendung der unilateralen Sacrum-counter-shear Technik angesprochen werden und so

den Tonus der Muskeln beeinflussen, ist ein spannendes Thema, das noch genauer zu untersuchen ist.

3.1.3 Myofasziale Kraftübertragung

Wie der Name schon sagt, setzt sich eine myofasziale Kette aus Muskeln und Faszien zusammen. Die Begriffe „Faszien“, „fasziales Gewebe“ und „Bindegewebe“ orientieren sich in dieser Studie an der Definition des Begriffes „Faszie“, wie er am II Fascia Research Congress von Huijing und Langevin vorgeschlagen wurde (Findley & Schleip, 2007; Huijing & Langevin, 2009). Zum faszialem Gewebe werden nach dieser Definition nicht nur die „eigentlichen“ Faszien, Bänder und Aponeurosen, sondern auch das intramuskuläre Bindegewebe, – Septen, Perimysium und Endomysium - und das viszerale Bindegewebe gezählt. Dieses Unterkapitel ist der Beziehung zwischen den Muskeln und den Faszien gewidmet ist. Es wird besprochen, wie Faszien als Teil der myofaszialen Kette Kräfte und Spannungen weiterleiten können und wie sie als Elemente, die selbst kontraktile sind, zum Charakter des Ruhetonus beitragen können.

Die Kraftentwicklung und somit die Erhöhung des Tonus eines Muskels ist primär abhängig von seiner Aktivierung durch das somatische Nervensystem. Sofern die durch den Nerv abgegebenen Reize stark genug sind, werden sich die angesteuerten Muskelfaserbündel kontrahieren (Silbernagl & Despopoulos, 2007). Die durch die Kontraktion der Muskelfaserbündel (Faszikel) entstandenen Kräfte werden letzten Endes immer über fasziales Gewebe weitergeleitet: Innerhalb der Faszikel erfolgt die Kraftübertragung von Muskelfaser zu Muskelfaser über Scherkräfte, die durch das Endomysium übertragen werden, zwischen den Faszikeln übernimmt diese Aufgabe das Perimysium (Purslow, 2010). Außerdem ist die einzelne Muskelfaser oft kürzer als die Gesamtlänge des Muskels, die einzelnen Muskelfasern sind also in Serie angeordnet und die Kraftübertragung erfolgt ebenfalls über Endomysium (Trotter & Purslow, 1992). Auch an den Ansatzstellen der Muskeln an den Knochen ist immer Bindegewebe zwischengeschaltet. Keine Myofibrille setzt direkt an einem Knochen an (Schleip, Findley, Chaitow & Huijing, 2012; van den Berg, 2003), sondern es handelt sich immer um eine serielle Verbindung: Muskelfaser-Faszie-Knochen. Zudem können auch in vielen Fällen die intermuskulären und epimysialen Faszien als Insertionsbereiche für benachbarte Muskeln (van der Wal, 2009) dienen, sodass Spannungen über diese Insertionsbereiche weitergeleitet werden könnten (s. Abbildung 1). Daraus folgt, dass bei jeder Kraftübertragung durch Muskelspannung das Bindegewebe beteiligt ist. Wie stark das Bindegewebe gespannt ist, hat deshalb direkten Einfluss darauf, wie die Kraft der kontrahierenden Muskelfasern übertragen wird. Ist die Komponente Bindegewebe

mechanisch steifer, wird die Bewegung, die durch die Muskeln initiiert wird, „unmittelbarer“ am Knochen ankommen. Ist das Bindegewebe weicher, muss für die Gesamtkontraktion des Systems Muskelfaser–Bindegewebe der Kontraktionsanteil von Seiten des Muskels größer sein.

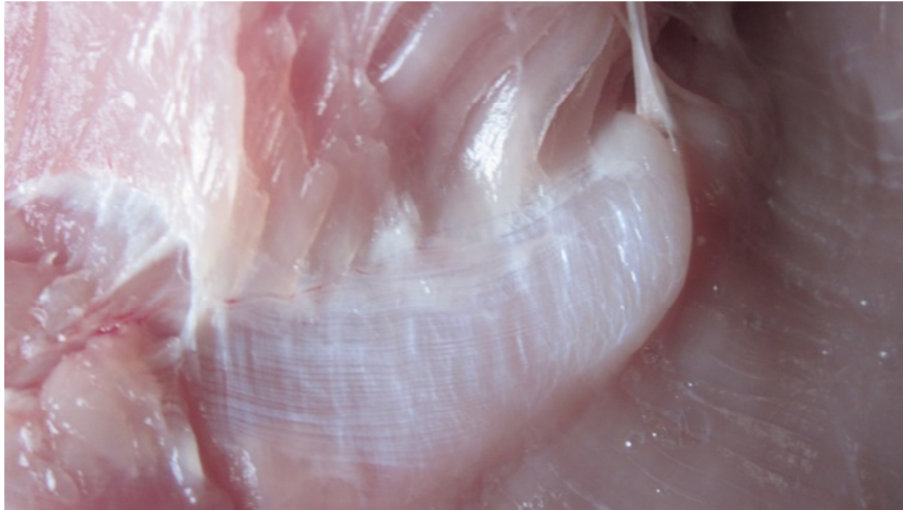


Abbildung 1: Ansatz des Epimysiums eines Muskels an der Faszie des benachbarten Muskels (Beispiel an einer Putenbrust)

Spannungsänderungen im faszialen Gewebe selbst sind über die Aktivität der Myofibroblasten möglich. Jede Zelle des faszialen Gewebes detektiert Spannungen und Kräfte über ihr Zytoskelett und reagiert darauf (Langevin, 2006; Langevin et al., 2011). So können Fibroblasten durch Formveränderung die visco-elastischen Eigenschaften des Bindegewebes modulieren (Langevin, Nedergaard & Howe, 2013). Ein proinflammatorisches biochemisches Milieu des Gewebes, Mikroverletzungen durch repetitive Zugbelastungen oder ein erhöhter Sympathikotonus, wie z. B. bei Stress, kann zu vermehrter Aktivität der Myofibroblasten und damit zu mehr Steifigkeit des Gewebes führen (Schleip et al., 2012).

Tonus- oder Spannungsänderungen des faszialen Gewebes laufen langsamer ab als die Tonusänderungen der Muskeln. Die Zellen des Bindegewebes teilen mit Hilfe ihrer Intekrine mechanische Informationen wie Zug oder Druck mit der extrazellulären Matrix und somit mit ihren Nachbarzellen aus. Im Laborversuch wurde festgestellt, dass Bindegewebszellen, die miteinander in Verbindung stehen, sich rhythmisch kontrahieren und entspannen. Sie haben einen Rhythmus von ca. 99 ± 32 Sekunden. Das ist eine

interessante Parallele zur „Autonomen Osteopathischen Repositionstechnik“ nach Jones. Jones (2005) empfiehlt bei seiner Behandlungsmethode, die Position zum Release der Tenderpoints für etwa 90 Sekunden zu halten. Diese Zeitangabe von Jones von 90 Sekunden wurde von der Autorin dieser Studie auch als Basis für die Dauer der Anwendung der jeweiligen Intervention in dieser Studie gewählt.

Die Beurteilung des Ruhetonus des Gewebes, so wie es bei der osteopathischen Palpation der Fall ist, ist also in großem Ausmaß auch von der Spannung des faszialen Gewebes abhängig (Masi & Hannon, 2008). Faszien haben die Fähigkeit, über ihre Kontraktionsfähigkeit die muskuloskelettale Mechanik zu beeinflussen (Schleip, Klingler & Lehmann-Horn, 2008) und spielen außerdem eine große Rolle bei der Übertragung und Weiterleitung von Kräften (Langevin, 2006; Schleip et al., 2012, Trotter & Purslow, 1992;).

3.1.4 Das cranio-sacrale Konzept

Der Zusammenhang zwischen Okziput und Sacrum kann aber nicht nur über myofasziale Ketten betrachtet werden. Eine direkte Verbindung zwischen Okziput und Sacrum wird auch nach dem cranio-sacralen Konzept nach Sutherland über die Dura spinalis hergestellt, die am Foramen magnum, am 2. und 3. Wirbelsegment einerseits und mit dem Filum terminale andererseits am Steißbein befestigt ist. (Liem, 2001; Sutherland, 2008). Nach dem Konzept der cranio-sacralen Osteopathie nach Sutherland werden Flexions-Extensionsbewegungen des Okziputs, die durch den Rhythmus des Liquors bewirkt werden, direkt über die Dura auf das Sacrum übertragen.

Sowohl bei der „erwachsenen“ Wirbelsäule, als auch in deren embryonaler Entwicklung finden sich aber auch an den anderen Wirbelsegmenten, die zwischen Okziput und Sacrum liegen, zahlreiche Verbindungen der Dura spinalis mit dem jeweiligen Periost des Wirbels. Es ist also anatomisch gesehen die Verbindung zwischen Okziput und Sacrum nur bedingt eine direkte Verbindung. Während der embryonalen Entwicklung ist der Raum zwischen der vertebralen Dura mit dem Wirbelkörper und den Laminae mit Bindegewebe eng verbunden (van Dun & Girardin, 2006). Auch in der adulten Wirbelsäule ist die spinale Dura über die meningovertrebralen Ligamente am Periost des jeweiligen Wirbelkörpers befestigt (Bashlin, Bilott & Ellis, 1996). Deshalb schlägt van Dun (2006) vor, an Stelle von einem cranio-sacralen Konzept eher von einem cranio-vertebro-sacralen Konzept zu sprechen.

Es ist schwer überprüfbar, ob die unilaterale Sacrum-counter-shear Technik zu einer Entlastung von eventuell vorhandenen duralen Spannungen führt und es so zu einer Vergrößerung des Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation kommen kann. Bei chirurgischer Mobilisation des Filum terminale wurden jedenfalls Verbesserungen der Aufrichtung der Wirbelsäule bei bestehender idiopathischer Skoliose festgestellt (Royo-Salvador, Solé-Llenas, Doménech & González-Adrio, 2005). Das heißt, das Spannungsgeschehen in der spinalen Dura zu Bewegungseinschränkungen der Wirbelsäule führen können. (Das Filum terminale ist ein teilweise aus Bindegewebe bestehender Strang, der von der Medulla spinalis bis zum Os coccyx verläuft und dort ansetzt (Hirsch, 2000).)

In dieser Arbeit wird auf das cranio-sacrale Konzept nicht näher eingegangen, weil vor allem der manuelle Aspekt der Technik untersucht werden soll: verändert sich tatsächlich das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS, wenn eine Scherkraft für die Dauer von 90 Sekunden auf das Sacrum ausgeübt wird?

4 Was ist Tonus?

Da der Begriff „Tonus“ in dieser Arbeit wiederholt verwendet wird, wird im Folgenden eine kurze Definition des Tonusbegriffes gegeben und seine verschiedenen Bedeutungen erörtert.

Der Tonus des entspannten Muskels wird grundsätzlich definiert als Widerstand gegen die passive Bewegung eines Gelenkes. Dabei wird allerdings nicht nur die Elastizität des Muskels selbst getestet, sondern auch die des umliegenden Gewebes. Grundsätzlich müssen zwei Formen von Muskeltonus unterschieden werden, nämlich der viskoelastische Tonus, wie er im entspannten Muskel vorliegt, und ein durch Aktivierung der neuromuskulären Endplatten bedingter kontraktiler Tonus, der sich dem viskoelastischen Tonus überlagert (Mense & Gerwin, 2010; Mense & Pongratz, 2003).

Der kontraktile Tonus ist die durch seine Innervation hervorgerufene Anspannung des Muskels im Rahmen der Willkürmotorik (Laube & Müller, 2004) und kann mittels EMG, auch mit Oberflächenelektroden, sehr gut erfasst werden. Das EMG-Signal ist also der Indikator für die Aktivierung motorischer Einheiten im Muskel. Das ist der Tonus des Muskels als Ausdruck seiner Aktivität. Nebenbei bemerkt, sagt das aber nichts über die Kraftentwicklung des Muskels aus (Brinckmann, Frobin, Leivseth & Wolstenholme, 2000), sondern nur, ob, wann und in welchem Ausmaß motorische Einheiten in diesem Muskel aktiviert wurden.

Neben der Resistenz gegen passive Dehnung wird in der osteopathischen klinischen Untersuchung auch die palpatorische Qualität des Gewebes bestimmt und als Tonus bezeichnet, also die Art und Weise, wie der Muskel oder genauer – das Gewebe - auf den Druck, den der Untersucher ausübt, reagiert (Simons & Mense, 1998). Beurteilt wird die Geschmeidigkeit, Festigkeit oder Härte (Masi & Hannon, 2008), also die Materialeigenschaft oder Gewebequalität des Muskels (Laube & Müller, 2004). Dieser Ruhetonus ist relativ unabhängig von der Innervation und wird unter anderem bestimmt durch Spannung der elastischen Fasern, der Muskelzusammensetzung und des Füllungszustandes der intra- und extrazellulären Räume. Bei einem völlig entspannten Muskel kann mittels Oberflächenelektroden kein EMG-Signal abgeleitet werden (nur mittels Nadelelektroden kann unter Umständen in der einen oder anderen motorischen Endplatte Aktivität nachgewiesen werden) (Mense & Gerwin, 2010). Für die Beurteilung des Ruhetonus der Muskulatur der Ventralseite wendet Williame (2008) den Drucktest der

Kavitäten an. Bei diesem klinischen Test wird das Abdomen in vier Quadranten unterteilt und jeder Quadrant separat getestet, indem mit der flachen Hand in die Tiefe gedrückt wird. Dabei wird beurteilt, wie leicht sich das Gewebe verformen lässt und wie gut es wieder in seine Ausgangsform zurückkommt, wie elastisch es ist. Bei der Ausführung dieses Drucktests wird jedoch nicht nur der Muskeltonus beurteilt, sondern auch die Elastizität oder Compliance der Gewebe in und unterhalb der Muskulatur, also in diesem Fall auch der Bauchorgane (Simons & Mense, 1998).

Die Beurteilung der Gewebequalität eines entspannten Muskels obliegt weitgehend der Erfahrung des Untersuchers (Chaitow, 2012), valide messbar ist sie bislang nicht. Ist das palpierbare Gewebe härter, gilt der Tonus als erhöht, bzw. der Muskel als verspannt. Muskelverspannungen oder Spasmen können als länger anhaltende, unwillkürliche Kontraktionen eines Muskelanteiles, eines ganzen Muskels oder einer Muskelgruppe verstanden werden. Diese Muskelverspannungen können schmerzhaft oder schmerzlos sein. Durch bewusste Entspannung lassen sie sich meist nicht beseitigen (Mense & Pongratz, 2003). Sie können mit EMG-Aktivität nachweisbar sein, wie z. B. die erhöhte Spannung des M. gluteus bei Instabilität des ISG, wenn die Muskulatur aktiv versucht, einen Zustand der Stabilität aufrecht zu erhalten (vgl. Kapitel 3.1.2). Es kann aber auch sein, dass diese erhöhten Spannungen nicht mit EMG-Aktivität nachweisbar sind, wie es bei Muskelhartspann, Triggerpunkten, verhärteten Muskelsträngen und Myogelosen der Fall ist. Als Ursache wird eine inhomogene im Muskel verteilte O₂-Minderversorgung als Folge einer verminderten Kapillarisation aufgrund von angestiegenen Diffusionsstrecken durch einen erhöhten Anteil von intramuskulärem Bindegewebe (was auf vermehrte Aktivität der Myofibroblasten hindeuten könnte) vermutet (Laube & Müller, 2004). Eine erhöhte Spannung bei der palpatorischen Untersuchung hängt also auch mit dem Tonus der Faszien zusammenhängen (Schleip, Klingler & Lehmann-Horn, 2008) (vgl. Kapitel 3.1.3).

Masi & Hannon (2008) sind der Meinung, dass der palpierbare Ruhetonus von der Spannung des faszialen Gewebes bedeutend beeinflusst wird. So kann also ein erhöhter Tonus bei der Palpation tastbar sein, obwohl keine EMG-Aktivität ableitbar ist (Mense & Gerwin, 2010). Die Myofibroblasten des Bindegewebes besitzen kontraktile Eigenschaften, ähnlich der glatten Muskulatur (Schleip, Klingler & Lehmann-Horn, 2008). Diese Kontraktionen sind mit dem EMG nicht messbar, wohl aber sind sie palpabel.

Wie bereits erwähnt, kann ein erhöhter Sympathikotonus zu vermehrter Aktivität der Myofibroblasten führen und damit zu einem höheren Tonus des faszialen Gewebes

(Schleip, Findley, Chaitow & Huijing, 2012). Das Fasziale Gewebe ist reich mit Mechanorezeptoren versorgt. Eine Art dieser Propriozeptoren, die Ruffini-Körperchen, die gehäuft in den äußeren Schichten der Gelenkkapseln vorkommen, reagiert besonders auf tangentialen Scherkräfte. Eine Stimulation der Ruffini-Körperchen führt zu einer Senkung der Sympathischen Reflexantwort (van den Berg, 2003) und so im Gegenzug zu einer erhöhten Aktivität des parasympathischen Nervensystems. Cottingham, Proges & Lyon (1988) haben eine manuelle Technik am Sacrum untersucht und kamen zu dem Ergebnis, dass durch die Anwendung „ihrer“ Technik die Aktivität des Parasympathikus gesteigert werden kann. Diese Wirkung wird möglicherweise über die Stimulation der Ruffini-Körperchen erzielt, die in der Gelenkkapsel und den Ligamenten des ISG vorhanden sind. Über diesen Weg kann es zu einer Tonussenkung des gesamten faszialen Gewebes kommen (Schleip, 2003) und damit zu einer generellen Senkung des Gewebetonus. Auf diesen Aspekt wird später in der Diskussion (vgl. Kapitel 7.1) noch einmal eingegangen werden.

Eine wissenschaftlich eindeutig messbare Beurteilung des Ruhetonus mit seinen muskulären und faszialen Komponenten, d. h. welchen Anteil die Muskulatur und welchen Anteil das Bindegewebe beisteuert, ist zur Zeit der Entstehung dieser Studie mangels valider Messgeräte, wie sie z. B. in den Materialwissenschaften eingesetzt werden, leider nicht möglich. So kann im Endeffekt auch keine endgültige Aussage gemacht werden, wie sich die Tonussenkung, die durch die manuelle Technik am Sacrum initiiert wird, im Körper ausbreitet.

5 Methodische Vorgangsweise

Um den Einfluss der unilateralen Sacrum-counter-shear Technik auf das Ausmaß der aktiven Rotation der HWS zu untersuchen, wurde eine experimentelle Studie durchgeführt. Vorliegendes Kapitel widmet sich der methodischen Vorgangsweise und beschreibt das Studiendesign, die Hypothesen, die dafür notwendigen Materialien und Erhebungsinstrumente, die Auswahl der Probanden sowie abhängige und unabhängige Variablen.

5.1 Studiendesign

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine Grundlagenstudie. Als Design wurde ein Versuchs- Kontrollgruppendesign mit Messwiederholung gewählt. Die Abbildung 2 zeigt das Schema des experimentellen Designs.

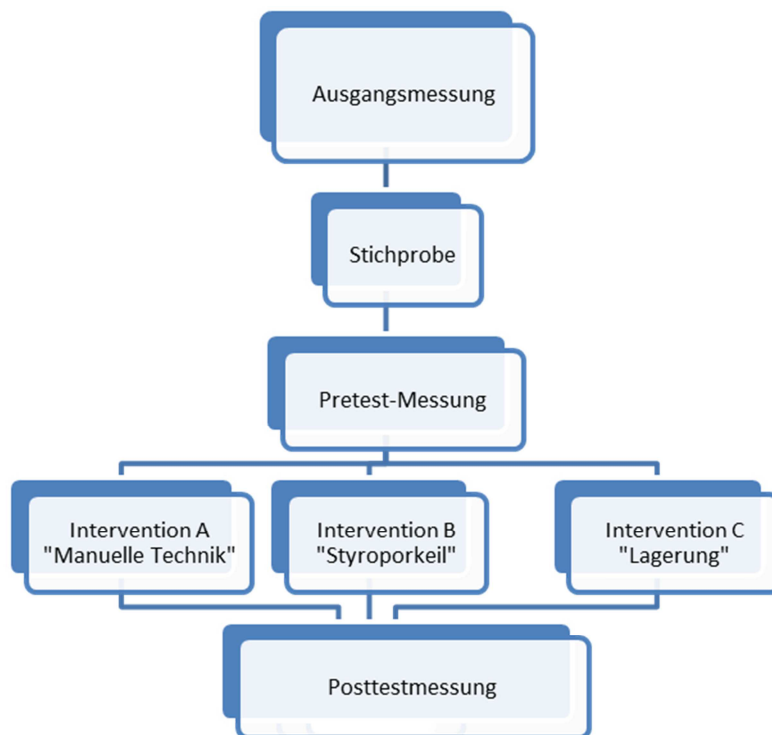


Abbildung 2: Schematische Darstellung des Experimentes

Bei der Ausgangsmessung wurde bestimmt, ob der Proband das Einschlusskriterium der Seitendifferenz im Bewegungsausmaß der HWS-Rotation erfüllt. Jene Probanden, die eine Seitendifferenz im Bewegungsausmaß der HWS-Rotation von $\geq 5^\circ$ aufwiesen,

wurden randomisiert auf drei Gruppen à 15 Personen aufgeteilt. Die Zuteilung der Probanden zu der jeweiligen Interventionsgruppe erfolgte direkt vor der Pretestmessung (Messung II), also am zweiten Tag. Der Proband zog ein Los auf dem vermerkt war, welcher der folgenden drei Gruppen er zugeteilt wurde:

- Versuchsgruppe „Technik“: An den Probanden dieser Gruppe wurde die manuelle Technik – die unilaterale Sacrum-counter-shear Technik - durchgeführt.
- Kontrollgruppe „Keil“: Die Probanden dieser Gruppe wurden 90 Sekunden auf einen Styroporkeil gelagert, der die Therapeutenhand simulieren sollte.
- Kontrollgruppe „Lagerung“: Die Probanden dieser Gruppe lagen für 90 Sekunden in bequemer Rückenlage.

Anschließend an die jeweilige Intervention erfolgte die Posttestmessung.

Durch die Randomisierung wurde sichergestellt, dass es keine systematischen Unterschiede zwischen den Gruppen gab, sodass die gegebenenfalls vorgefundenen Veränderungen im Bewegungsausmaß mit großer Sicherheit auf die Interventionen zurückgeführt werden können. Durch Konstanzhaltung des Messvorganges und Verwendung eines validen Messgerätes wurden Effekte, die durch Instrumentation entstehen können, zu verhindern versucht. Um auszuschließen, dass andere zusätzliche Behandlungen die abhängige Variable beeinflussen, wurde nachgefragt, ob zwischen MZP I (Ausgangsmessung) und MZP II (Pretestmessung) andere Behandlungen wie Physiotherapie oder Massagen, konsumiert wurden.

5.2 Hypothesen

Um den Effekt der Sacrum-counter-shear Technik auf das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS zu analysieren, wurden insgesamt 22 Hypothesen spezifiziert, welche in nachfolgende vier Hypothesenkomplexe zusammengefasst wurden.

Der erste Komplex überprüft, ob die Randomisierung der drei Gruppen hinsichtlich Alter (a), Geschlecht (b), durchschnittlichem Bewegungsausmaß der Rotation der HWS (c), Anteil der Osteopathen/Nichtosteopathen pro Gruppe (d) und Anteil an Rechts- und Linkshändern pro Gruppe (e) erfolgreich war. Der zweite Hypothesenkomplex untersucht die eigentliche Forschungsfrage, nämlich ob sich statistisch signifikante Verbesserungen im Ausmaß der Beweglichkeit der Rotation der HWS innerhalb der einzelnen Gruppen nachweisen lassen. Der dritte Hypothesenkomplex geht der Frage nach, ob die

Unterschiede in den gefundenen Ergebnissen zwischen den einzelnen Gruppen statistisch signifikant sind. Und schließlich beschäftigt sich der vierte Hypothesenkomplex mit den zusätzlichen, sich im Verlauf der Erstellung dieser Studie ergebenden Fragestellungen und zwar:

- a) Gibt es einen Zusammenhang zwischen dem Ausmaß der Rotation der HWS und der Händigkeit?
- b) Zeigt die Gruppe der Osteopathen im Bewegungsausmaß der Gesamtrotation der HWS zwischen Messung I (Ausgangsmessung) und Messung II (Pretest-Messung) eine größere Veränderung als die Gruppe der Probanden mit anderen Berufen?
- c) Hat die jeweilige Intervention einen positiven oder negativen Einfluss auf Schmerzen im Bereich der HWS, BWS, LWS oder des ISG? Werden durch die jeweilige Intervention Schmerzen in diesen Bereichen gelindert oder generiert?

Ausgehend von diesen Themenkomplexen wurden die Hypothesen detailliert formuliert und aufgelistet:

5.2.1 Themenkomplex Randomisierung

Der erste Komplex überprüfte, ob die Randomisierung der drei Gruppen hinsichtlich Alter (a), Geschlecht (b), Bewegungsausmaß der Rotation der HWS (c), Anteil der Osteopathen/Nichtosteopathen pro Gruppe (d) und Anteil an Rechts- und Linkshändern pro Gruppe (e) erfolgreich war.

H0_(1a-e): Es gibt **keinen** signifikanten Unterschied in der Zusammensetzung der Gruppen in Bezug auf das Alter (**1a**), das Geschlecht (**1b**), das durchschnittliche Bewegungsausmaß der HWS-Rotation (**1c**), den Anteil an Osteopathen, bzw. Nichtosteopathen (**1d**) und den Anteil an Rechts- und Linkshändern (**1e**) innerhalb der Gruppen.

H1_(1a-e): Es besteht ein signifikanter Unterschied in der Zusammensetzung der Gruppen in Bezug auf das Alter (1a), das Geschlecht (1b), das durchschnittliche Bewegungsausmaß der HWS-Rotation (1c), den Anteil an Osteopathen, bzw. Nichtosteopathen innerhalb der Gruppen (1d) und den Anteil an Rechts- und Linkshändern (**1e**) innerhalb der Gruppen.

5.2.2 Effekte der Intervention bezogen auf die jeweilige Studiengruppe

Der zweite Themenkomplex der Hypothesen befasste sich mit der Frage, ob es durch die jeweilige Intervention zu einer Verbesserung des Bewegungsausmaßes kam. Es wurde jede Gruppe (Technik, Lagerung, Keil) untersucht, ob die jeweilige Intervention eine Verbesserung des Ausmaßes der Rotation der HWS bewirkt. Untersucht wurden jeweils die Parameter

- gesamtes Bewegungsausmaß der Rotation
- Bewegungsausmaß zur weniger beweglichen Seite und
- Symmetrie der Li- und Re-Rotation

In Hinblick auf das **gesamte Bewegungsausmaß der Rotation der HWS** wurden dabei folgende Hypothesen formuliert:

Die Formulierung der Hypothesen für die Gruppe „Keil“ lautet:

H0₍₂₎: Innerhalb der Gruppe „**Keil**“ gibt es **keine** Veränderung des Bewegungsausmaßes der **Gesamtrotation** der HWS zwischen Pretest- und Posttestmessung.

H1₍₂₎: Innerhalb der Gruppe „**Keil**“ ist das Bewegungsausmaß der **Gesamtrotation** der HWS bei Posttestmessung im Vergleich zur Pretestmessung **größer**.

Die Formulierung der Hypothesen für die Gruppe „Lagerung“ lautet:

H0₍₃₎: Innerhalb der Gruppe „**Lagerung**“ gibt es **keine** Veränderung des Bewegungsausmaßes der **Gesamtrotation** der HWS zwischen Pretest- und Posttestmessung (Parameter b).

H1₍₃₎: Innerhalb der Gruppe „**Lagerung**“ ist das Bewegungsausmaß der **Gesamtrotation** der HWS bei Posttestmessung im Vergleich zur Pretestmessung **größer**.

Die Formulierung der Hypothesen für die Gruppe „Technik“ lautet demnach:

H0₍₄₎: Innerhalb der Gruppe „**Technik**“ gibt es **keine** Veränderung des Bewegungsausmaßes der **Gesamtrotation** der HWS zwischen Pretest- und Posttestmessung.

H1₍₄₎: Innerhalb der Gruppe „**Technik**“ ist das Bewegungsausmaß der **Gesamtrotation** der HWS bei Posttestmessung im Vergleich zur Pretestmessung **größer**.

Williame (2011) postuliert, dass sich bei der Anwendung der unilateralen Sacrum-counter-shear-Technik das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS zur kontralateralen Seite vergrößert und wendet daher die manuelle Technik an der Seite an, zu der das

Bewegungsausmaß der HWS-Rotation größer ist. Um diese Effekte auf die **Beweglichkeit zur „schlechteren“ Seite** der drei Interventionen zu überprüfen, wurden folgende Hypothesen aufgestellt:

Die Formulierung der Hypothesen für die Gruppe „Keil“ lautet:

H0₍₅₎: Innerhalb der Gruppe „**Keil**“ gibt es **keine** Veränderung des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS zwischen Pretest- und Posttestmessung, bezogen auf die Seite mit dem geringeren Bewegungsausmaß.

H1₍₅₎: Innerhalb der Gruppe „**Keil**“ ist das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS bei Posttestmessung im Vergleich zur Pretestmessung **größer**, bezogen auf die **kleinere Rotationsseite**.

Für die Gruppe „Lagerung“ lautet die Formulierung der Hypothesen:

H0₍₆₎: Innerhalb der Gruppe „**Lagerung**“ gibt es **keine** Veränderung des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS zwischen Pretest- und Posttestmessung, bezogen auf die Seite mit dem geringeren Bewegungsausmaß (Parameter a).

H1₍₆₎: Innerhalb der Gruppe „**Lagerung**“ ist das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS bei Posttestmessung im Vergleich zur Pretestmessung **größer**, bezogen auf die Rotationsseite mit dem geringeren Bewegungsausmaß.

Die Hypothesen für die Gruppe „Technik“ lauten:

H0₍₇₎: Innerhalb der Gruppe „**Technik**“ gibt es **keine** Veränderung des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS zwischen Pretest- und Posttestmessung, bezogen auf die Seite mit dem geringeren Bewegungsausmaß.

H1₍₇₎: Innerhalb der Gruppe „**Technik**“ ist das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS bei Posttestmessung im Vergleich zur Pretestmessung **größer**, bezogen auf die **kleinere Rotationsseite**.

Wenn die Unilaterale Sacrum-counter-shear Technik, wie von Williame (2011) postuliert wird, ihre Hauptwirkung auf der gegenüberliegenden Seite zeigt, wenn also auf der vorher weniger beweglichen Seite das Bewegungsausmaß größer wird, dann sollte sich dieser Gewinn in einem nach beiden Seiten gleichmäßigeren Bewegungsausschlag zeigen. Um die Effekte auf die **Symmetrie des Bewegungsausmaßes** für jede Interventionsgruppe abzutesten, wurden folgende Hypothesen spezifiziert:

Die Formulierung der Hypothesen für die Gruppe „Keil“ lautet:

H0₍₈₎: Innerhalb der Gruppe „**Keil**“ zeigt sich keine Änderung der Differenz zwischen dem Bewegungsausmaß bei Rechts- und Linksrotation beim Vergleich der Pretest- und der Posttestmessung, die **Asymmetrie** bleibt gleich.

H1₍₈₎: Innerhalb der Gruppe „**Keil**“ nimmt die Differenz zwischen dem Bewegungsausmaß bei Rechts- und Linksrotation beim Vergleich der Pretest- und der Posttestmessung ab; das Ausmaß der Rotation nach links und rechts wird **symmetrischer**.

Die Hypothesen für die Gruppe „Lagerung“ werden folgendermaßen formuliert:

H0₍₉₎: Innerhalb der Gruppe „**Lagerung**“ zeigt sich keine Änderung der Differenz zwischen dem Bewegungsausmaß bei Rechts- und Linksrotation beim Vergleich der Pretest- und der Posttestmessung, die **Asymmetrie** bleibt gleich.

H1₍₉₎: Innerhalb der Gruppe „**Lagerung**“ nimmt die Differenz zwischen dem Bewegungsausmaß bei Rechts- und Linksrotation beim Vergleich der Pretest- und der Posttestmessung ab; das Ausmaß der Rotation nach links und rechts wird **symmetrischer**.

Die Formulierung der Hypothesen für die Gruppe „Technik“ lautet:

H0₍₁₀₎: Innerhalb der Gruppe „**Technik**“ zeigt sich keine Änderung der Differenz zwischen dem Bewegungsausmaß bei Rechts- und Linksrotation beim Vergleich der Pretest- und der Posttestmessung, die **Asymmetrie** bleibt gleich.

H1₍₁₀₎: Innerhalb der Gruppe „**Technik**“ nimmt die Differenz zwischen dem Bewegungsausmaß bei Rechts- und Linksrotation beim Vergleich der Pretest- und der Posttestmessung ab; das Ausmaß der Rotation nach links und rechts wird **symmetrischer**.

5.2.3 Vergleiche der Gruppeneffekte untereinander – Post-hoc-Tests

Der dritte Hypothesenkomplex befasste sich mit der Frage, ob sich die einzelnen Gruppen bezüglich der gemessenen Effekte signifikant voneinander unterscheiden. Im Hinblick auf die Veränderung der einzelnen untersuchten Parameter wurden folgende Hypothesen formuliert:

Die Hypothesen für die Veränderung des **gesamten Bewegungsausmaßes** lauten:

H0₍₁₁₎: Das Gesamtausmaß der Rotation bleibt in allen drei Gruppen gleich.

H1₍₁₁₎: Die Gruppen unterscheiden sich in der Veränderung des Gesamtausmaßes der Rotation beim Vergleich der Pretest- und Posttestmessung

Die Hypothesen für die Veränderung des Bewegungsausmaßes der Rotation zur **weniger beweglichen** Seite lauten folgendermaßen:

H0₍₁₂₎: Zwischen den einzelnen Gruppen besteht kein Unterschied im Ausmaß der Zunahme der Beweglichkeit zwischen Pretest und Posttestmessung bezogen auf die Rotationsseite mit dem geringeren Bewegungsausmaß.

H1₍₁₂₎: Bei den Gruppen zeigt sich, bezogen auf die Rotationsseite mit dem geringeren Bewegungsausmaß ein statistisch signifikanter Unterschied bei der Zunahme der Beweglichkeit bei der Posttestmessung verglichen mit der Pretestmessung.

Als letztes folgt die Formulierung der Hypothesen hinsichtlich der Erlangung von mehr **Symmetrie** der Rotation nach rechts und links:

H0₍₁₃₎: Es besteht zwischen den Gruppen kein Unterschied bei der Differenz zwischen dem Bewegungsausmaß bei Rechts- und Linksrotation bei der Posttestmessung, verglichen mit der Pretestmessung.

H1₍₁₃₎: Der Betrag der Differenz zwischen dem Bewegungsausmaß bei Rechts- und Linksrotation ist bei der Posttestmessung verglichen mit der Pretestmessung in den Gruppen unterschiedlich.

5.2.4 Händigkeit, Profession, Schmerzen

Der vierte Hypothesenkomplex beschäftigte sich mit Aspekten, die sich beim Erstellen dieser Studie ergaben, wie dem Einfluss der Händigkeit, der Profession und ob die jeweilige Intervention einen Einfluss auf Schmerzen im Bereich der Wirbelsäule oder des Beckens hat.

a) Ausgehend von der Frage, ob ein Zusammenhang zwischen der Händigkeit des Probanden und dem Ausmaß der Bewegung der Rotation der HWS besteht, wurden folgende Hypothesen aufgestellt:

H0₍₁₄₎: Zwischen der **Händigkeit** des Probanden und der Richtung des größeren Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS besteht **kein** Zusammenhang

H1₍₁₄₎: Zwischen der **Händigkeit** des Probanden und der Richtung des größeren Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS besteht **ein** Zusammenhang.

b) Um zu überprüfen, ob eine eventuell erhaltene osteopathische Behandlung zwischen den Messungen zum MZP I und MZP II eine statistisch signifikante Veränderung des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS bewirkt hat, wurden folgende, auf die **Profession** bezogene Hypothesen formuliert:

H0₍₁₅₎: Nichtosteopathen weisen **keine** signifikante Veränderung im Bewegungsausmaß der Rotation der HWS zwischen Ausgangswert- und Pretestmessung auf.

H1₍₁₅₎: Nichtosteopathen weisen **eine** signifikante Veränderung in Bezug auf das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS zwischen Ausgangswert- und Pretestmessung auf.

H0₍₁₆₎: Osteopathen weisen **keine** signifikante Veränderung in Bezug auf das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS zwischen Ausgangswert- und Pretestmessung auf.

H1₍₁₆₎: Osteopathen weisen **eine** signifikante Veränderung im Bewegungsausmaß der Rotation der HWS zwischen Ausgangswert- und Pretestmessung auf.

c) Um festzustellen, welchen Einfluss die Interventionen auf Schmerzen haben, wurde überprüft, ob bestehende Schmerzen sich verbesserten oder verschlimmerten, bzw. ob Schmerzen nach einer der Interventionen entstanden. Dazu wurden folgende Hypothesen formuliert:

H0₍₁₇₎: Die Schmerzangaben der Gruppen bleiben vor und nach der jeweiligen Intervention gleich.

H1₍₁₇₎: Die Schmerzangaben der Gruppen unterscheiden sich vor und nach der jeweiligen Intervention.

5.3 Studienablauf

In diesem Kapitel wird der genaue Ablauf des klinischen Teils der Studie beschrieben. Es wird dargestellt, zu welchen Zeitpunkten die Messungen vorgenommen wurden, wie die Messungen durchgeführt und welche Interventionen gesetzt wurden.

5.3.1 Zeitlicher Ablauf

Die Messungen erfolgten an zwei aufeinanderfolgenden Tagen, ungefähr zur gleichen Tageszeit. Die Probanden mussten also bereit sein, sich an zwei aufeinanderfolgenden Tagen zur Messung bereitzuhalten. Vor Beginn der Messungen wurde mittels Fragebogens erhoben, ob etwaige Ausschlussgründe gegeben sind. Die Datenerhebung bei den Osteopathen wurde dabei an der WSO durchgeführt, an jeweils zwei aufeinanderfolgenden Tagen, immer während der Mittagspause des laufenden Ausbildungskurses. Die Messungen an den Probanden mit anderen Professionen fanden in der Praxis der Studienleiterin statt.

An dem Tag vor Durchführung der Intervention wurde die aktive Rotation der Halswirbelsäule des Probanden gemessen, um zu überprüfen, ob das Einschlusskriterium von 5° Rotationsdifferenz zwischen rechts und links gegeben ist. Dadurch ergab sich außerdem ein Ausgangswert, welcher mit dem Wert der Pretestmessung (Messung II) verglichen werden konnte.

Diese Pretestmessung (Messung II) fand am drauffolgenden Tag unmittelbar vor der Intervention statt. Im Anschluss an die Intervention erfolgte die Posttestmessung (Messung III). Alle Messungen wurden am frühen Nachmittag (zwischen 13:00 und 14:30) durchgeführt, um eventuelle Auswirkungen des zirkadianen Rhythmus auf das Ausmaß der Beweglichkeit (Weineck, 2004) zu minimieren. Außerdem wurde der Proband vor der Pretestmessung (Messung II) und nach der Posttestmessung (Messung III) nach eventuell bestehenden oder aktuell entstandenen Schmerzen im Bereich der HWS, LWS, BWS und/oder des ISG befragt.

Die Schmerzintensität wurde nach der 10-stufigen numerischen Rating-Skala (NRS) bewertet und in den Datenbogen eingetragen (Weiß & Schaible, 2003). Auf dieser Skala bedeutet die Zahl 0 Schmerzfreiheit, die Zahl 10 „stärkste vorstellbare Schmerzen“ (vgl. Abbildung 3).

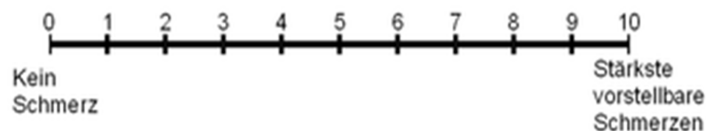


Abbildung 3: Numerische Rating-Skala (Kaiser, 2013)

Jene Probanden, die bei der ersten Messung eine sich wiederholt zeigende Seitendifferenz des Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation nach einer Seite von durchschnittlich $\geq 5^\circ$, oder eine Summe der Differenzen bei Messung I (Messung am Vortag) und bei Messung II (Pretestmessung) von durchschnittlich $\geq 10^\circ$ aufwiesen, bildeten die Stichprobe (vgl. Kap. 5.5.2).

5.3.2 Der Messvorgang

Der Messvorgang der Rotation der HWS erfolgte nach den Empfehlungen des Handbuches des CROM-Instruments (Spineproducts, 1988).

Der allgemeine Messprozess läuft wie folgt ab:

Die Behandlungsliege wird mittels des Kompasses des CROM-Gerätes so im Raum positioniert, dass der Kopfteil der Liege nach Norden zeigt. An der Längsseite der Liege wird ein Stuhl platziert, auf den sich der Assistent während der Messung zum exakten Ablesen des CROM-Gerätes stellt. Der Proband sitzt quer auf der Behandlungsliege, die Beine hängen frei. Das CROM-Instrument wird auf dem Kopf des Probanden positioniert und der Magnetkragen umgelegt. In Abbildung 4 ist die Standardsituation eines Messvorganges nachgestellt.

Die Messung des Bewegungsausmaßes erfolgt durch einen Assistenten, der von der Versuchsleiterin in der Verwendung des Messgerätes angeleitet wird. Der Assistent steht auf dem Stuhl an der Längsseite der Behandlungsliege, hinter dem sitzenden Probanden. Die Versuchsleiterin steht vor dem Probanden und fixiert dessen Schultern, um das Mitdrehen des Schultergürtels des Probanden zu verhindern. Ihre Aufgabe ist es außerdem, den Probanden verbal darauf hinzuweisen, sobald er bei der Rotationsbewegung zusätzlich eine Seitneigung der Kopfes oder eine Flexions-, bzw. Extensionsbewegung durchführt. Diese Zusatzkomponenten der Rotation, die mithilfe der beiden Plurimeter des CROM-Gerätes gut überprüfbar sind, sind in der Studie nicht erwünscht und werden korrigiert.



Abbildung 4: Ausgangsstellung beim Messvorgang

Der Assistent fordert den Probanden auf, den Kopf ganz nach links zu rotieren, ohne ihn zu kippen oder zu neigen und wieder zur Ausgangsstellung zurückzudrehen. Das wird

drei Mal wiederholt. Anschließend wird das Ausmaß der Rotation nach rechts, ebenfalls vier Mal, gemessen. Bruzek (2006) empfiehlt, für die Anamnese das Bewegungsausmaß bei einer Gelenkmessung dreimal zu messen und den Mittelwert zu notieren. Da durch den Bewegungsauftrag, den Kopf nicht zu kippen oder zu neigen korrigierend in das natürliche Bewegungsverhalten des Probanden eingegriffen wird, hat sich die Autorin der vorliegenden Studie entschlossen, die Messung vier Mal zu jeder Seite durchzuführen. So hat der Proband die Möglichkeit, die Bewegung während der ersten Messung zu üben. Die dabei erhaltenen Daten werden aber dennoch bei den Messergebnissen berücksichtigt. Als Rechenwert wird der Mittelwert der Messungen genommen. Die Messwerte werden vom Assistenten in der Rohdatenliste notiert, aber nicht verbalisiert. Der Proband soll sowohl während der Messung, als auch zwischen den Messungen keine Information über das Messergebnis haben, um möglichst nicht beeinflusst zu werden.

Alle Messungen, Ausgangsmessung, Pretest- und Posttestmessung wurden auf diese Weise durchgeführt. Aus organisatorischen Gründen wechselte die Person des Assistenten. Das hat den Vorteil, dass sich eventuelle Ablesefehler des CROM-Gerätes relativieren.

Der Proband bleibt für die Dauer der Messungen in der sitzenden Position. Nach der Pretestmessung (Messung II) werden ihm das CROM-Gerät und der Magnetkragen abgenommen und er legt sich für die jeweilige Intervention sofort in Rückenlage auf die Behandlungsliege.

Direkt nach der Intervention und ohne dass der Proband von der Liege aufsteht, erfolgt die Kontrollmessung. Der Proband setzt sich also quer auf der Behandlungsliege auf, die Beine hängen seitlich von der Behandlungsliege. Das CROM-Gerät und der Magnetkragen werden wieder am Probanden adjustiert und die Posttestmessung wird durchgeführt. Der Proband steht also zwischen Pretestmessung, Intervention und Posttestmessung nicht auf, das heißt, es kommt dazwischen zu keinem Einwirken der Schwerkraft auf die Iliosacralgelenke im Sinne des aufrechten Standes.

5.3.3 Durchführung der Intervention

Die Probanden wurden randomisiert drei Gruppen zugeteilt – Technik (a), Lagerung (b) oder Keil (c,) deren zugrundeliegende Interventionen im Folgenden beschrieben werden. Eine Verblindung der Versuchspersonen gegenüber der Art der Intervention konnte nicht erfolgen.

a) Versuchsgruppe 1 „Technik“

An den Probanden der Versuchsgruppe „Technik“ wurde als Intervention die unilaterale Sacrum-counter-shear-Technik ausgeführt. Bei dieser Technik, die in der vorliegenden Studie untersucht wurde, handelt es sich um eine manuelle Technik, die in diesem Fall von der Versuchsleiterin durchgeführt wurde.

Bei dieser Technik liegt der Proband in Rückenlage auf der Behandlungsliege, der Kopf ist mit einem kleinen Kissen unterlagert, die Beine sind locker gestreckt. Die Versuchsleiterin stellt sich seitlich an die Behandlungsliege, an die kontralaterale Seite, an der die Technik ausgeführt wird. Die zu behandelnde Seite ist jene, zu der das zuvor gemessene Bewegungsausmaß der Rotation größer ist (Zum leichteren Verständnis ein Beispiel: das Ausmaß der HWS-Rotation des Probanden ist nach links geringer, also wird die Technik an der rechten Seite ausgeführt, die Versuchsleiterin steht an der linken Seite der Behandlungsbank).

Die Versuchsleiterin bittet den Probanden, das gegenüberliegende Bein aufzustellen und das Becken zu heben, sodass sie ihre Hand unter dem Sacrum des Probanden platzieren kann. Die Finger dieser Hand zeigen nach cranial, der Handrücken liegt auf der Behandlungsliege. Der Proband wird ersucht, das Becken wieder zu senken, es auf die Hand der Versuchsleiterin zu legen und das Bein wieder zu strecken. In Abbildung 5 ist die Ausgangsstellung bei Durchführung der Technik nachgestellt.

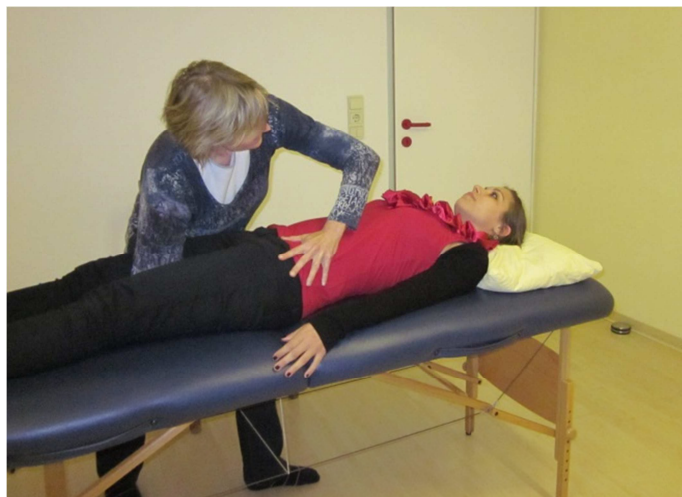


Abbildung 5: Ausgangsstellung bei Durchführung der unilateralen Sacrum-counter-shear Technik

Die Versuchsleiterin legt die zweite Hand auf die Crista des gegenüberliegenden Iliums des Probanden, die Finger dieser Hand zeigen nach caudal, die Handfläche hat Kontakt mit dem Probanden. Abbildung 6 zeigt die Positionierung der Hände am Skelettmodell.



Abbildung 6: Demonstration am Skelettmodell

Das Kreuzbein wird nun mit der untenliegenden Hand nach cranial, das Ilium mit der obenliegenden Hand nach caudal geschoben und für 90 Sekunden so gehalten (Garten, 2004). Die dabei unilateral ausgeübte Schubkraft wird entlang des Verlaufes des Gelenkspaltes des Iliosacralgelenkes appliziert. Die Kraftvektoren wirken somit in entgegengesetzter Richtung als die schwerkraftinduzierten Kraftvektoren, die üblicherweise im aufrechten Stand auf das ISG einwirken würden. Die ausgeübte Kraft beträgt in etwa 50 Newton (N). Das entspricht einer Gewichtskraft von 5 Kilogramm (kg). Möglicherweise führt das zu einer Entspannung der das ISG sichernden Ligamente. Die detaillierte Position der Hände ist in Abbildung 7 zu sehen.

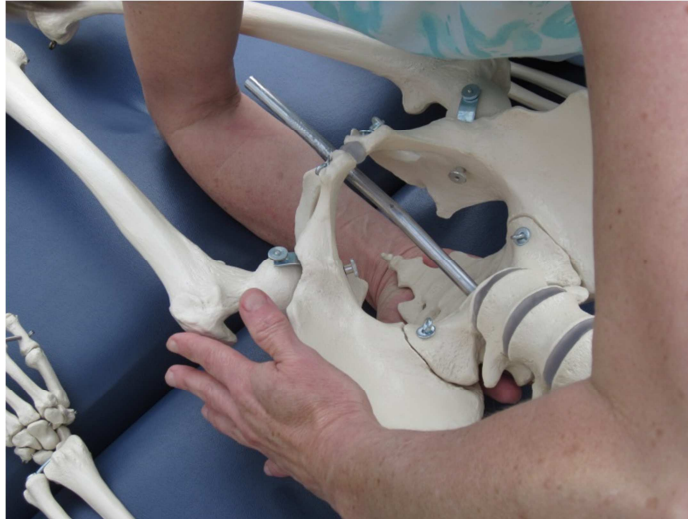


Abbildung 7: Detailansicht Handposition

b) Kontrollgruppe 2 „**Lagerung**“

Die Probanden der Gruppe „Lagerung“ ruhen für 90 Sekunden in bequemer Rückenlage auf der Behandlungsliege, den Kopf mit einem kleinen Kissen unterlagert, die Beine locker gestreckt. Direkt nach den 90 Sekunden und ohne dass die Probanden von der Liege aufstehen, setzen sich die Probanden auf und es erfolgt die Kontrollmessung (Messung III), gleich wie bei den anderen beiden Gruppen.

Bei dieser Kontrollgruppe soll überprüft werden, ob und inwieweit es allein durch die Lagerung und die Entlastung der ISG während dieser kurze Zeitspanne zu einer Veränderung des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS kommt.

c) Kontrollgruppe 3 „**Keil**“

Die Probanden der Gruppe „Keil“ werden für 90 Sekunden auf einen Styropor®keil gelagert, der die Therapeutenhand simulieren soll (siehe Abbildung 9 und Abbildung 10).

Der Proband liegt in Rückenlage auf der Behandlungsliege, der Kopf ist mit einem kleinen Kissen unterlagert, die Beine sind locker gestreckt. Der Proband wird ersucht, den Keil mit dem flachen Ende in Richtung seines Kopfes selbst in der Mitte unter seinem Kreuzbein zu positionieren, sodass er das Gefühl hat, dass er mittig auf dem Keil aufliegt. Erst dann wird mit der Zeitnehmung begonnen. Direkt nach den 90 Sekunden der Lagerung auf dem Keil und ohne dass der Proband von der Liege aufsteht, erfolgt die Posttestmessung.

5.4 Materialien und Erhebungsinstrumente

Im Folgenden werden die Messgeräte und Hilfsmittel vorgestellt, die für die Durchführung dieser Studie notwendig waren.

Zur Abklärung, ob bei den Probanden etwaige Ausschlusskriterien zum Tragen kommen und zur Erhebung der demographischen Daten sowie der Händigkeit der Probanden wurde von den Probanden vor der Ausgangsmessung (Messung I) ein Fragebogen ausgefüllt. Der Fragebogen ist im Anhang beigelegt. Darüberhinaus wurde von jedem Probanden eine Einverständniserklärung für die Teilnahme an dieser Studie ausgefüllt. Das Formular der Einverständniserklärung ist ebenfalls dem Anhang beigelegt. Zusätzlich wurden noch vorgefertigte Formulare zur Datenerhebung, eine Stoppuhr, eine Behandlungsliege und Schreibutensilien bereitgestellt.

5.4.1 CROM-Messgerät

Um das Ausmaß der Rotation der HWS möglichst exakt bestimmen zu können, wurde das CROM-Instrument verwendet. Love et al (1998) weisen für das CROM eine hohe Inter- und Intratesterreliabilität nach. Bei einem Konfidenzintervall (CI) von 95% ist der Wert der Intraklassenkorrelation (ICC) 0,96 – 0,99.

Das CROM Gerät besteht aus einer Halterung, die, wie in Abbildung 8 zu sehen ist, wie eine Brille aufgesetzt wird. An der Stirn- und Schläfenseite ist jeweils ein Plurimeter befestigt, das die Bewegungen des Kopfes in der Sagittal- und der Frontalebene misst. Die Plurimeter bestehen aus einem mit Kompassöl gefüllten Gehäuse. Eine mit einem Gegengewicht beschwerte Nadel zeigt jeden Gelenksausschlag wie ein Lot präzise an. Das Rotationsmessgerät des CROM-Instrumentes funktioniert nach dem Prinzip eines Kompasses und wird zusammen mit einem um den Hals zu tragenden Stabmagneten verwendet. Es besteht aus einer Magnetrnadel und einem drehbaren Zifferblatt und ist mit einer eigenen Halterung an dem CROM-Gerät befestigt. Durch den um den Hals getragenen Magnetkragen funktioniert es sehr präzise (siehe Abbildung 8).



Abbildung 8: Probandin mit dem CROM-Instrument

5.4.2 Styrodur®keil

Der Styrodur®keil sollte für die Probanden der Gruppe „Keil“ die Therapeutenhand simulieren. Er sollte die Behandlung nachstellen und jenen mechanischen Einfluss der Technik beleuchten, der allein durch die Unterlagerung des Beckens zustande kommt. Jene psychoemotionalen Komponenten, die immer automatisch ins Spiel kommen, wenn eine menschliche Berührung stattfindet, sollten ausgeschlossen werden.

Der Grundfläche des Keils misst ca. 8 x 16 cm, die Höhe beträgt am cranialen Ende 2 cm, am caudalen Ende ca. 4,5 cm (siehe Abbildung 9 und Abbildung 10).



Abbildung 9: Ansicht des Keils

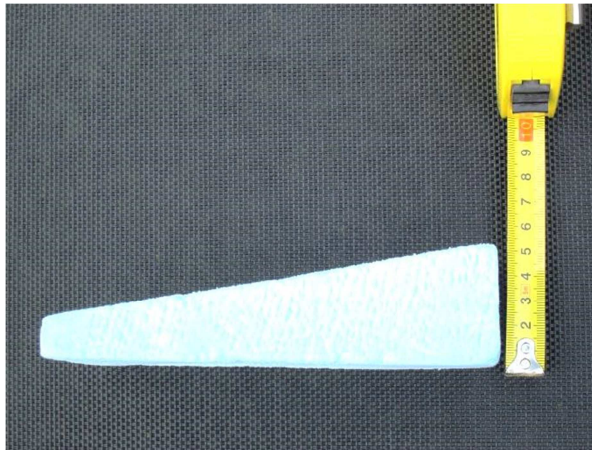


Abbildung 10: Seitansicht des Keils

5.5 Auswahl der Probanden

Für die vorliegende Grundlagenstudie stellten sich insgesamt 68 Personen als Probanden zur Verfügung. Dabei handelte es sich einerseits um angehende Osteopathen, andererseits um Angehörige anderer Professionen. Rekrutiert wurden die Probanden einerseits an der Wiener Schule für Osteopathie, andererseits handelte es sich um Personen aus dem Bekanntenkreis der Studienleiterin.

5.5.1 Art der Stichprobenziehung

Die endgültige Stichprobe setzte sich aus Studenten der WSO (31 Probanden) und Personen mit unterschiedlichen Professionen (13 Probanden) aus dem Bekanntenkreis der Studienleiterin zusammen. Die Messungen an den Studenten der WSO wurden in den Räumlichkeiten der WSO vorgenommen. Die Messungen an den Probanden mit anderen Professionen fanden in der Praxis der Studienleiterin statt. Im Folgenden werden Ein- und Ausschlusskriterien, sowie Gruppeneinteilung und -größe beschrieben.

Direkt vor der Pretestmessung (Messung II), nach Überprüfung, ob die Einschlusskriterien erfüllt wurden, bzw. ob keine Ausschlusskriterien vorlagen, wurden die Probanden per Los einer der folgenden Studiengruppen zugeteilt:

- Versuchsgruppe 1 „Technik“
- Kontrollgruppe 2 „Lagerung“
- Kontrollgruppe 3 „Keil“

5.5.2 Einschluss- und Ausschlusskriterien

In diese Studie wurden alle Probanden aufgenommen, die nachfolgende Einschluss- und Ausschlusskriterien erfüllten:

a) **Einschlusskriterien**

Eingeschlossen wurden alle Probanden, die eine unilaterale Rotationseinschränkung der HWS aufweisen. Die Differenz der Rechts-/Linksrotation sollte bei viermaliger Messung einen Mittelwert von $\geq 5^\circ$ für die Ausgangsmessung (Messung I) betragen, bzw. soll die Differenz bei Messung I und Messung II (Pretestmessung) $\geq 10^\circ$ sein. Die Probanden sollten das 18. Lebensjahr vollendet haben.

b) **Ausschlusskriterien**

Schwangere Probandinnen wurden nicht in die Studie aufgenommen. Vermutlich führt die Lagerung des Sacrums auf dem Keil, oder die Anwendung der unilateralen Sacrum-counter-shear Technik zu einer Entspannung der Bänder des ISG. Da es während der Schwangerschaft ohnehin zu einer Lockerung der Ligamente im Beckenbereich kommt, soll nach Meinung der Autorin, keine zusätzliche Provokation dieses Bereiches erfolgen, sofern nicht eine Indikation im Sinne einer therapeutischen Intervention notwendig ist.

Eine ständige Medikamenteneinnahme von Myorelaxantien, Entzündungshemmern, Schmerzmitteln und/oder Antidepressiva galt ebenfalls als Ausschlusskriterium. Diese Medikamente können die Physiologie des Bindegewebes beeinflussen und so den Tonus verändern (Neuhuber, 2009).

Die Probanden sollten eine durchschnittlich „gesunde“ knöcherne Wirbelsäule besitzen. Chirurgische oder anatomische Blockwirbelbildungen galten daher als Ausschlussgrund. Ebenso könnten Probanden mit chronischen Erkrankungen des Skelettsystems; wie z. B. Morbus Bechterew oder Rheumatoide Arthritis nicht an dieser Studie teilnehmen. Diese Erkrankungen können aufgrund von Veränderungen der skelettalen Gegebenheiten zu Ankylosierungen führen. (Rudwaleit & Sieper, 2004). Auch galten so seltene Fehlbildungen wie Atlasdysplasie, Klippel-Feil-Syndrom, Arnold-Chiari-Syndrom oder Syringomyelie als Ausschließungsgründe. Ebenso sind auch Probanden mit Frakturen im Beckenbereich und/oder der Wirbelsäule von der Teilnahme an dieser Studie ausgenommen.

Es sollten in der Krankengeschichte der Probanden möglichst keine Ursachen für eventuelle propriozeptive Probleme zu finden sein. Nach einem Schleudertrauma kann es zu einer Störung der Propriozeption des kraniozervikalen Übergangs kommen (Neuhuber, 2009) und somit möglicherweise zu einer veränderten Reaktion dieser Muskeln in diesem Bereich. Deshalb sollten die Probanden in den letzten zwölf Monaten kein Schleudertrauma oder Verletzungen mit Indikation zum Tragen einer Schanzkravatte erlitten haben. Sowohl Schwindelattacken als auch Tinnitus können Symptome einer Funktionsstörung der oberen HWS sein (Neuhuber, 1998). Aus diesem Grund galten Tinnitus und/oder Schwindelattacken als Ausschlusskriterium.

Schlussendlich galten auch ein ärztlich diagnostizierter Bandscheibenvorfall in der HWS und/oder Sensibilitätsstörungen oder Muskelschwächen im Bereich der Extremitäten als Ausschlusskriterium. Schmerzen im Allgemeinen galten nicht als Ausschlusskriterium.

Somit ergab sich folgende Liste für die geltenden Ausschlusskriterien:

- Medikamenteneinnahme von Myorelaxantien, Entzündungshemmern, Schmerzmitteln und/oder Antidepressiva
- eine bestehende Schwangerschaft
- ein ärztlich diagnostizierter Bandscheibenvorfall in der HWS
- Sensibilitätsstörungen oder Muskelschwächen im Bereich der Extremitäten
- chirurgische oder anatomische Blockwirbelbildung
- Fehlbildungen wie Atlasdysplasie, Klippel-Feil-Syndrom, Arnold-Chiari-Syndrom oder Syringomyelie
- Schleudertrauma oder Verletzungen mit Indikation zum Tragen einer Schanzkravatte in den letzten zwölf Monaten
- Frakturen im Beckenbereich und/oder der Wirbelsäule
- Regelmäßige Schwindelattacken und/oder Tinnitus
- Chronische Erkrankungen des Skelettsystems; wie z. B. Morbus Bechterew oder Rheumatoide Arthritis

5.5.3 Gruppenaufteilung und –größe

Von den 68 Probanden erfüllten nach der ersten Ausgangsmessung 10 Personen das Einschlusskriterium einer Differenz des Bewegungsmaßes zwischen Rechts- und Linksrotation der HWS von mindestens 5° nicht und wurden daher nicht in die Studie eingeschlossen. Die verbleibenden 58 Probanden wurden randomisiert in die drei

Gruppen - „Keil“, „Lagerung“ und „Technik“ - aufgeteilt. Nach der Pretestmessung (Messung II) erfüllten weitere 14 Probanden diese Einschlusskriterien nicht, das heißt, sie wiesen eine Differenz in der Rotation der HWS von weniger als 5° auf, bzw. bestand ein gravierender Unterschied im Mittelwert des Gesamtrationsausmaßes der HWS. Sie wurden von der Studie ausgeschlossen. Somit betrug der endgültige Stichprobenumfang 44 Probanden, wovon 15 Personen auf die Keilgruppe, 15 auf die Lagerungsgruppe und 14 Probanden auf die Technikgruppe entfielen. In Abbildung 11 ist die endgültige Aufteilung der Probanden auf die drei Gruppen, sowie die Anzahl der ausgeschlossenen Probanden schematisch dargestellt.

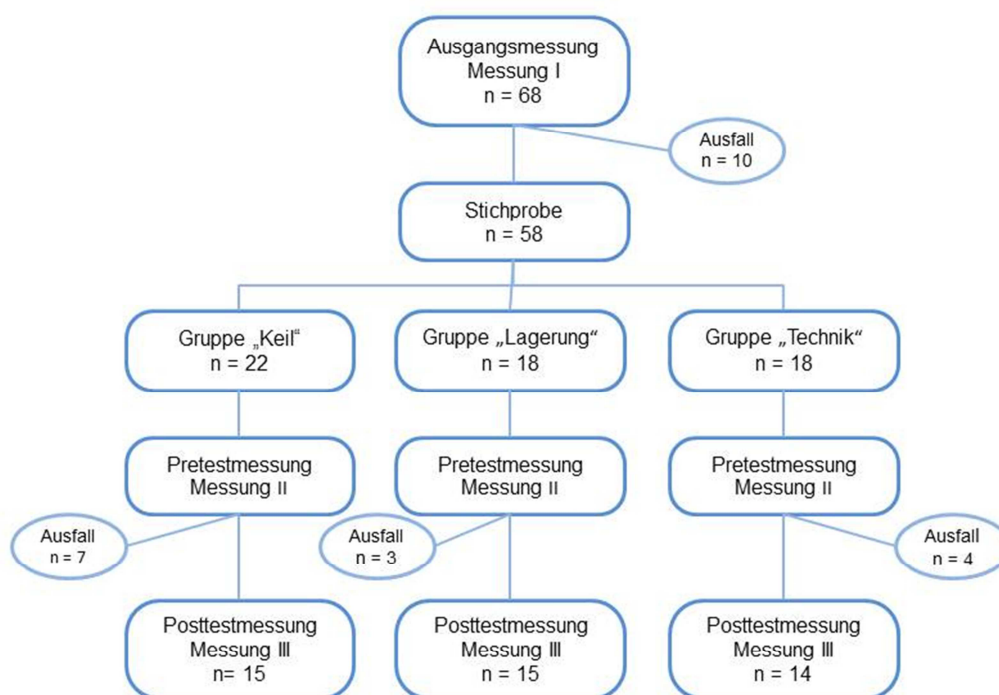


Abbildung 11: Schematische Aufteilung der Probanden

5.6 Beschreibung der untersuchten Parameter

Zur Überprüfung der Hypothesen (siehe Kapitel 5.2) wurden folgende Parameter erhoben:

Als **unabhängige Variable** fungierten in dieser Studie das Alter, das Geschlecht, die Profession und die Händigkeit der Probanden. Diese Daten wurden erhoben, um die Homogenität der Gruppen zu überprüfen. Als dominante Hand wurde in dieser Studie jene Hand bezeichnet, mit der der Proband schreibt, außer der Proband gab etwas anderes an, z.B. Beidhändigkeit.

Das aktive Bewegungsausmaß der HWS-Rotation der Probanden, gemessen im aufrechten Sitz mit dem CROM-Gerät wurde als **abhängiger** Parameter gewählt. Die Angabe der Maße erfolgte in Winkelgraden. Die Daten wurden zu drei unterschiedlichen Messzeitpunkten erhoben: eine Ausgangsmessung am Vortag der Durchführung der Intervention, eine Messung vor der Durchführung der Intervention und eine Messung nach Durchführung der Intervention.

Die Messung der aktiven Rotation der HWS wurde dabei zu jeder Seite viermal wiederholt und aus diesen Messungen der Mittelwert ermittelt. Folgende Variationen des Parameters wurden untersucht:

- a) Die Veränderung des **gesamten Bewegungsausmaßes** der aktiven Rotation der HWS der Probanden. Dieser Parameter mit der Bezeichnung „grot“ ergibt sich aus der Summe des Mittelwertes des Bewegungsausmaßes der Rotation nach links und des Mittelwertes des Bewegungsausmaßes der Rotation nach rechts.
- b) Die Verbesserung des aktiven Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS zur **weniger beweglichen Seite** des Probanden. In dieser Studie ist die Bezeichnung dieses Parameters „mies“. Die Mittelwerte der Rotation der Probanden zur weniger beweglichen Seite werden miteinander verglichen. Als Bezugswert wird die Messung II (Pretestmessung) gewählt.
- c) Die Veränderung des aktiven Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS hinsichtlich Erlangung von mehr **Symmetrie**. Größere Symmetrie kann erreicht werden durch entweder Verminderung des Bewegungsausmaßes der anfänglich beweglicheren Seite oder durch Zunahme des Bewegungsausmaßes der anfänglich weniger beweglichen Seite bzw. durch beide Möglichkeiten. Ermittelt wird also die Differenz der Rotation nach rechts und nach links. Wird das Bewegungsausmaß symmetrischer, sollte diese Differenz bei der Posttestmessung kleiner sein als bei der Pretestmessung. Die Bezeichnung dieses Parameters ist „sym“. In der folgenden Ungleichung (1) ist der Symmetriegewinn formal dargestellt:

$$\Delta r_{prä} = \sqrt{(\bar{r}_{L,prä} - \bar{r}_{R,prä})^2} > \sqrt{(\bar{r}_{L,pos} - \bar{r}_{R,pos})^2} = \Delta r_{pos} \quad (1)$$

mit	$\Delta r_{prä}$	Differenz vor der Intervention
	Δr_{pos}	Differenz nach der Intervention
	$\bar{r}_{L,prä}$	Mittelwert Pretest (Messung II) Rot. li. = rlprä2mw
	$\bar{r}_{R,prä}$	Mittelwert Pretest (Messung II) Rot. re. = rrprä2mw
	$\bar{r}_{L,pos}$	Mittelwert Posttest (Messung III) Rot. li = rlpos3mw
	$\bar{r}_{R,pos}$	Mittelwert Posttest (Messung III) Rot. re.= rrpos3mw

Darüber hinaus gingen die Schmerzangaben in der Region der HWS, BWS, LWS und/oder dem ISG als abhängige Variablen in die Studie mit ein.

6 Darstellung der Untersuchungsergebnisse

Folgenden Fragestellungen wurde im Rahmen dieser Studie nachgegangen, welche gleichsam die Darstellung der Ergebnisse strukturieren:

- 1) Ist die Randomisierung der drei Gruppen hinsichtlich Alter (a), Geschlecht (b), Bewegungsausmaß der Rotation der HWS (c), Anteil der Osteopathen/Nichtosteopathen (d) und Anteil an Rechts- und Linkshändern pro Gruppe (e) erfolgreich?
- 2) Vergrößert sich das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS durch Anwendung der Sacrum-counter-shear Technik?
 - A) Gibt es signifikante Effekte der Intervention innerhalb der Gruppen?
 - B) Gibt es statistisch signifikant unterschiedliche Ergebnisse der Effekte beim Vergleich der Gruppen?
- 3) Erfolgt durch die Interventionen eine Änderung des Schmerzempfindens?
- 4) Welchen Einfluss haben a) Händigkeit und b) Profession auf das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS?

Die Überprüfung der Hypothesen erfolgte dabei mittels folgender statistischen Testverfahren: Varianzanalyse, Chi-Quadrat-Test, Kolmogorov-Smirnov Test, Levene-Test, Tukey-HSD-Test und dem T-Test für abhängige Stichproben. Das Signifikanzniveau wurde für alle statistischen Tests auf 5 % ($p < 0,05$) festgelegt. Die statistische Auswertung der erhobenen Daten wurde von Dr. Barbara Schörner durchgeführt.

6.1 Probandencharakteristika

In diesem Kapitel werden die Probanden einerseits hinsichtlich zentraler soziodemographischer Merkmale beschrieben und in Bezug auf das Bewegungsausmaß der HWS-Rotation vor der Intervention analysiert, andererseits wird überprüft, ob die Randomisierung hinsichtlich der Baseline-Charakteristika erfolgreich war.

6.1.1 Soziodemographische Merkmale

Zur Überprüfung, ob die zufällige Zuteilung der Probanden zu den drei Gruppen gelungen ist oder ob signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen bestehen, wurden die unabhängigen Parameter der Stichprobe mittels statistischer Testverfahren überprüft. In

den folgenden Unterkapiteln werden die gewonnenen Ergebnisse dargestellt und besprochen.

a) Alter:

Das durchschnittliche **Alter** der gesamten Stichprobe betrug 38,05 Jahre mit einer Standardabweichung von 11,04 Jahren. Das durchschnittliche Alter in der „Keilgruppe“ lag bei 37,86 Jahren, mit einer Standardabweichung von 12,24 Jahren und einem Median von 37 Jahren. Bei einem Probanden fehlte die Altersangabe.

In der Gruppe „Lagerung“ betrug das durchschnittliche Alter 37,53 Jahre, mit einer Standardabweichung von 12,11 Jahren, der Median lag bei 32 Jahren. In der „Technikgruppe“ betrug das durchschnittliche Alter 38,79 Jahre, mit einer Standardabweichung von 9,24 Jahren und einem Median von 39 Jahren. In Abbildung 12 sind die Daten grafisch dargestellt.

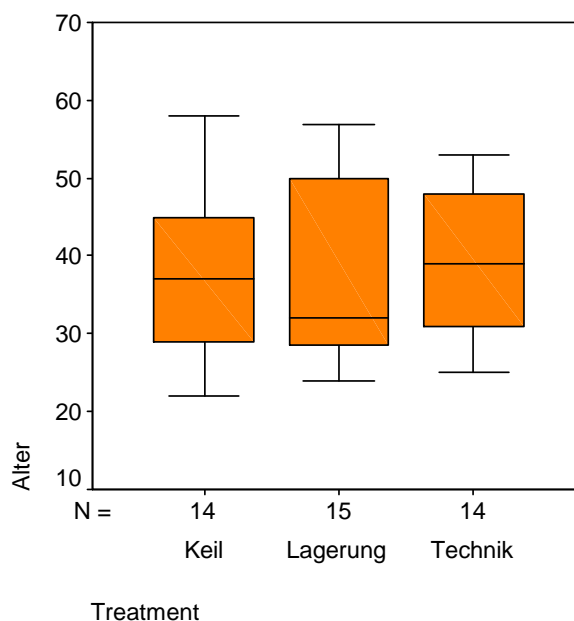


Abbildung 12: Variationsbreite, Interquartilsbereich und Median der Variablen „Lebensalter“ nach Interventionsart (n = 43)

Die durchgeführte Varianzanalyse ergab, dass sich die Gruppen „Keil“, „Lagerung“ und „Technik“ in Bezug auf das mittlere Alter ($F = 0,047$, $p = 0,954$) nicht signifikant unterscheiden. Die Altersstreuung in der Gruppe „Technik“ war im Vergleich zu den

beiden anderen Gruppen „Lagerung“ und „Keil“ zwar etwas geringer, der Unterschied ist aber, wie eine Überprüfung mittels Levene-Test zeigte, nicht signifikant ($F = 1,067$; $p = 0,354$). Die Hypothese $H0_{(1a)}$ wurde demnach angenommen, sodass die Randomisierung in Bezug auf das Alter somit erfolgreich war. Die Hypothese $H1_{(1a)}$ wurde verworfen.

b) Geschlechterverteilung:

Der Anteil der Frauen an der Gesamtstichprobe betrug 68,2% ($n = 30$), jener der männlichen Probanden 31,8 % ($n = 14$). Sowohl in der Gruppe „Keil“, als auch in der Gruppe „Lagerung“ lag der Anteil der Frauen bei 66,7%, in der Gruppe „Technik“ hingegen war er mit 71,4% etwas höher. In Abbildung 13 ist der prozentuelle Anteil an Frauen und Männern pro Gruppe grafisch dargestellt.

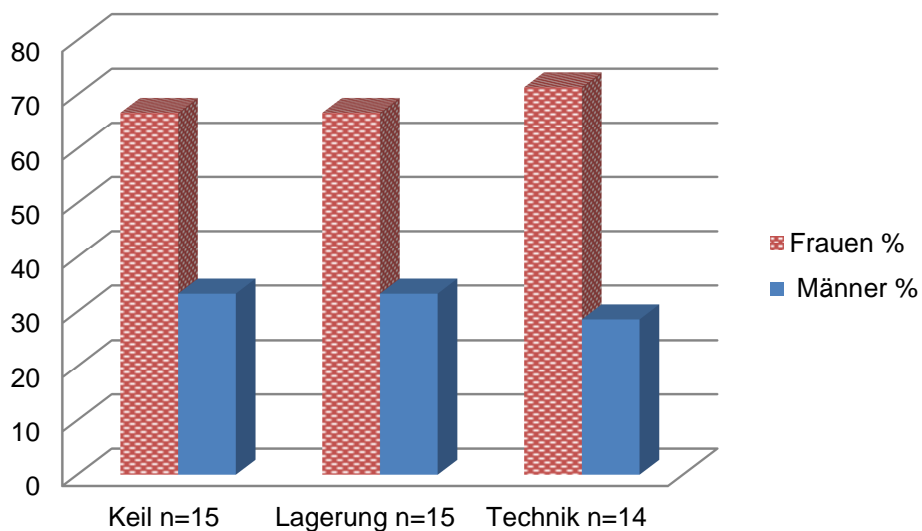


Abbildung 13: Verteilung der Geschlechter in den einzelnen Gruppen in %

In der Geschlechterverteilung, überprüft mit dem Chi-Quadrat-Test, zeigte sich zwischen den Gruppen jedoch kein signifikanter Unterschied ($\chi^2 = 0,100$, $p = 0,951$) Entsprechend $H0_{(1b)}$ waren Männer und Frauen in den drei Gruppen gleich verteilt. Die Randomisierung in Bezug auf die Geschlechterverteilung innerhalb der einzelnen Gruppen war somit erfolgreich. Die Hypothese $H1_{(1b)}$ wurde verworfen.

c) Profession

In Hinblick auf die **Profession**, setzte sich die Gesamtstichprobe aus 31 Osteopathen und 13 Probanden mit anderen Berufen zusammen. Somit betrug der prozentuelle Anteil der Osteopathen an der Gesamtstichprobe 70,5 Prozent.

In den einzelnen Gruppen verhielt sich der Anteil der Osteopathen wie folgt: Gruppe „Keil“ 60 %, Gruppe „Lagerung“ 66,7% und Gruppe „Technik“ 85,7% (vgl. Abbildung 14). Obgleich in der Gruppe „Technik“ ein vergleichsweise größerer Anteil an Osteopathen vorzufinden war, gab es zwischen den Gruppen bzgl. Beruf keinen signifikanten Unterschied ($\chi^2 = 2,457$, $p = 0,293$).

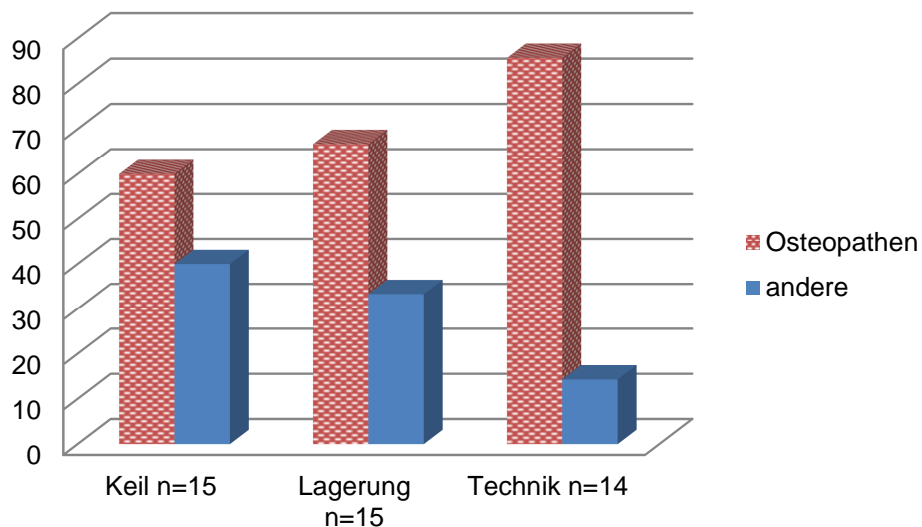


Abbildung 14: Anteil der Osteopathen in % in den Behandlungsgruppen

Die Randomisierung in Bezug auf den Anteil der Osteopathen und Probanden mit anderen Berufen innerhalb einer Gruppe war somit erfolgreich, die Hypothese **H0_(1d)** wurde angenommen. Die Hypothese **H1_(1d)** wurde verworfen.

d) Händigkeit

Bei der Auswertung der Rechts- oder Linkshändigkeit der Gesamtstichprobe zeigte sich ein deutliches Überwiegen der Rechtshänder (86,4 %). Von 44 Probanden waren 38 Rechtshänder, 5 Linkshänder und ein Proband gab Beidhändigkeit an. Diese Verteilung spiegelte sich in den Gruppen wider, sodass analog **H0_(1e)** keine systematischen

Unterschiede bezüglich der **Händigkeit** vorlagen ($\chi^2 = 2,536$, $p = 0,638$). Die Hypothese **H1**₍₁₄₎ wurde verworfen.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die Randomisierung hinsichtlich Alter, Geschlecht, Anteil der Osteopathen/Nichtosteopathen und Anteil an Rechts- und Linkshändern erfolgreich war.

6.1.2 Durchschnittliches Bewegungsausmaß der Gesamtrotation

Es wurde überprüft, ob sich die einzelnen Gruppen hinsichtlich des durchschnittlichen Bewegungsausmaßes der aktiven Rotation der HWS, als zentralen Parameter dieser Studie, vor der Intervention signifikant voneinander unterscheiden.

Zu diesem Zweck wurde zunächst das Bewegungsausmaß der aktiven Rotation der HWS am Tag vor der Intervention (Ausgangsmessung; Messung I) jenem, unmittelbar vor der Intervention am darauffolgenden Tag (Pretestmessung; Messung II) gegenübergestellt, um allfällige systematische Schwankungen der Beweglichkeit in der Gesamtstichprobe festzustellen.

a) Vergleich der Daten zum MZP 1 und MZP 2

Als erstes wurde am Tag vor den geplanten Interventionen bei allen Probanden die Rotation der HWS nach links sowie nach rechts vermessen und der Mittelwert und die Standardabweichung ermittelt, um für die Studie einen Vergleichswert zu haben (vgl. Kap. 5.15.3). Am nächsten Tag erfolgte vor der Intervention die Pretestmessung (Messung II).

Eine Überprüfung der Ergebnisse dieser beiden Messungen mittels Kolmogorov-Smirnov Test zeigte, dass die Daten zu beiden Messzeitpunkten einer Normalverteilung folgen (Messung I: $Z = 0,682$ / $p = 0,741$; Messung II: $Z = 0,429$ / $p = 0,993$). Zur Überprüfung des Mittelwertunterschiedes war daher ein parametrisches Verfahren induziert. Die beiden Mittelwerte wurden gegenübergestellt (T-Test für abhängige Stichproben) und es ergab sich zwischen den beiden Messzeitpunkten kein signifikanter Unterschied ($t = -0,744$, $p = 0,461$): Das Bewegungsausmaß der Gesamtrotation der HWS betrug über die gesamte Stichprobe hinweg zum Messzeitpunkt I $126,45^\circ \pm 15,24^\circ$ und zum Messzeitpunkt II $127,17^\circ \pm 2,15,73^\circ$. Für die weitere statistische Auswertung konnten demnach die Messwerte der Pretestung (Messung II) als Ausgangsbasis verwendet werden, um eine Veränderung des Bewegungsausmaßes durch die jeweilige Intervention zu berechnen (siehe Kapitel 6.2 und Kapitel 6.3).

b) Durchschnittliches Bewegungsausmaß der Gesamtrotation zum Messzeitpunkt II pro Gruppe

Zuvor galt es jedoch in einem zweiten Schritt festzustellen, ob die Randomisierung hinsichtlich der zentralen Messgröße erfolgreich war. Da sich also über die gesamte Stichprobe hinweg kein signifikanter Unterschied zwischen den Durchschnittswerten des Bewegungsausmaßes der Gesamtrotation der HWS zum Messzeitpunkt (MZP)^{°I} und zum MZP^{°II} zeigte, wurden nun zu diesem Zweck die Messwerte der Pretestung herangezogen und varianzanalytischen Verfahren unterzogen.

Bezogen auf das gesamte Bewegungsausmaß der aktiven Rotation der HWS unmittelbar vor der Intervention (Messung II) zeigten sich dabei keine Unterschiede zwischen der Technik-, Lagerung- und Keilgruppe. Weder in Bezug auf die Mittelwerte ($F = 0,612$, $p = 0,547$) noch auf die Varianzen ($F = 0,062$, $p = 0,940$) unterschieden sich die Gruppen signifikant voneinander.

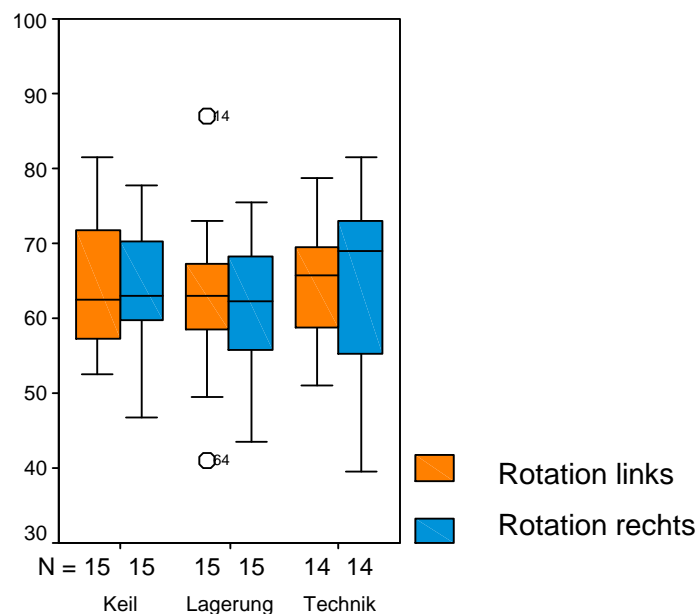


Abbildung 15: Durchschnittliches Bewegungsausmaß der Rotation der HWS nach links, bzw. nach rechts

Eine tiefergehende Analyse des Bewegungsmaßes der Rotation nach links und rechts ergab dabei, wie in Abbildung 15 grafisch dargestellt ist, dass in der Gruppe „Technik“ die Rotation nach rechts mit einem Mittelwert von $65,61^\circ \pm 11,73^\circ$ etwas stärker ausgeprägt ist als nach links mit durchschnittlich $64,55^\circ \pm 10,59^\circ$. In der Gruppe „Lagerung“ hingegen

ist das durchschnittliche Bewegungsausmaß der Rotation nach links mit einem Mittelwert von $62,8^\circ \pm 7,61^\circ$ etwas stärker ausgeprägt als nach rechts (Mittelwert = $60,9^\circ \pm 9,2^\circ$). Während in der Gruppe „Keil“ das Bewegungsausmaß für die Rotation nach links mit einem Mittelwert von $64,07^\circ \pm 8,85^\circ$ nahezu ident ist mit der Rotation nach rechts (Mittelwert = $63,75^\circ \pm 9,89^\circ$).

Obwohl in der Gruppe „Technik“ das durchschnittliche Rotationsausmaß der HWS nach rechts größer ist und die Daten breiter gestreut sind als in den Gruppen „Lagerung“ und „Keil“, unterscheiden sich die Gruppen weder in Bezug auf ihre mittlere Rechtsrotation ($F = 0,761$, $p = 0,474$) noch auf ihre Rotationsstreuung nach rechts ($F = 0,439$, $p = 0,647$). Ebenso ist hinsichtlich der Linksrotation Varianzhomogenität ($F=0,270$, $p=0,765$) und Mittelwertgleichheit ($F = 0,144$, $p = 0,866$) zwischen den Gruppen gegeben.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die Randomisierung der drei Gruppen in Bezug auf das durchschnittliche Bewegungsausmaß der Rotation der HWS sowohl gesamt betrachtet als auch zur linken sowie zu rechten Seite, erfolgreich war. Die Hypothese $H0_{(1c)}$ wurde demnach beibehalten. Die Hypothese $H1_{(1c)}$ wurde verworfen.

6.1.3 Händigkeit

Bei der Auswertung der Rechts- oder Linkshändigkeit der Gesamtstichprobe zeigte sich ein deutliches Überwiegen der Rechtshänder (86,4 %).

Von 44 Probanden waren 38 Rechtshänder, 5 Linkshänder und ein Proband gab Beidhändigkeit an. Aufgrund der klaren Rechtshänder-Dominanz der Gesamtstichprobe erübrigte sich die gruppenspezifische Auswertung, es wurde keine statistische Auswertung dieses Punktes vorgenommen.

6.2 Effekte der Intervention innerhalb der einzelnen Gruppen

Nachdem die Randomisierung hinsichtlich Alter, Geschlecht, Profession, durchschnittlichem Bewegungsausmaß der Rotation der HWS und Händigkeit erfolgreich war, wurde im nun folgenden Kapitel der Frage nach den **Einflüssen der jeweiligen Intervention auf das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS innerhalb der einzelnen Interventionsgruppen** nachgegangen.

Untersucht wurden Auswirkungen auf das gesamte aktive Bewegungsausmaß der Rotation der HWS, auf das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS zur weniger

beweglichen Seite und auf das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS hinsichtlich Erlangung von Symmetrie.

6.2.1 Gesamtes Bewegungsausmaß der HWS-Rotation

Die Forschungsfrage untersuchte, ob sich eine signifikante Verbesserung des **gesamten** Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS innerhalb der einzelnen Gruppen nach der jeweiligen Intervention nachweisen ließ. Ausgegangen wurde von der Annahme, dass die jeweilige Intervention – Lagerung in Rückenlage, Lagerung auf einem Styroporkeil oder unilaterale Sacrum-counter-shear-Technik zu einer signifikanten Verbesserung des gesamten Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS führt.

Zu diesem Zweck wurde das Bewegungsausmaß der Gesamtrotation vor der jeweiligen Intervention (Pretestung) mit jenem nach der Intervention (Posttestung) verglichen. Da die Daten, wie eine Überprüfung mittels One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test ergab, normalverteilt sind (Messung II: $Z = 0,429 / p = 0,993$; Messung III: $Z = 0,481 / p = 0,975$), erfolgten die Mittelwertvergleiche auf Basis des T-Test für abhängige Stichproben.

Ein Blick auf Abbildung 16 zeigt, dass sich innerhalb der Gruppe „**Lagerung**“ das gesamte Bewegungsausmaß der Rotation der HWS nach der Lagerung der Probanden für 90 Sekunden in bequemer Rückenlage um $1,76^\circ$ reduzierte, das entspricht einer Verschlechterung um 1,42%. Diese Veränderung ist aber **nicht signifikant** ($t = -1,554$; $p = 0,072$), weshalb Hypothese $H0_{(3)}$ beibehalten wurde.

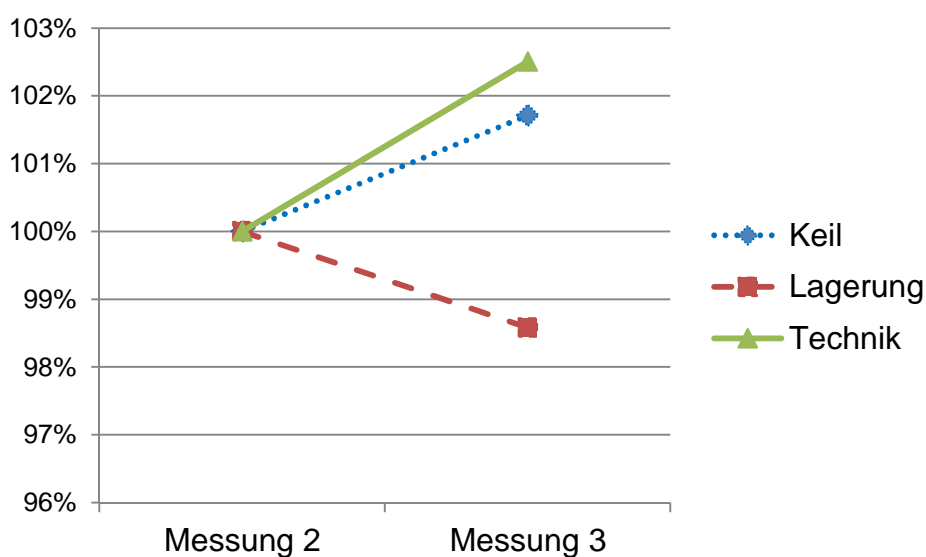


Abbildung 16: Veränderung des gesamten Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS bei Pre- und Posttestmessung (Angaben in Prozent)

Demgegenüber verbesserte sich innerhalb der Gruppe „**Keil**“ durch die Lagerung der Probanden auf einem Styroporkeil für 90 Sekunden das durchschnittliche Bewegungsausmaß der Gesamtrotation der HWS um $2,38^\circ$ oder $1,71\%$. Das Ergebnis ist allerdings knapp **nicht signifikant** ($t = -1,664$; $p = 0,059$), sodass auch hier Hypothese $H_{0(2)}$ angenommen wurde.

Innerhalb der Gruppe „**Technik**“ war das mittlere Bewegungsausmaß der Gesamtrotation der HWS nach Anwendung der unilateralen Sacrum-counter-shear-Technik bei der Posttestmessung deutlich größer (Mittelwert = $133,42^\circ \pm 15,15^\circ$) als bei der Pretestmessung (Mittelwert = $130,16^\circ \pm 16,22^\circ$), das ist eine **signifikante Verbesserung** des gesamten Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS um $3,26^\circ$, das sind $2,5\%$ ($t = -3,362$, $p = 0,003$). Die Hypothese $H_{0(4)}$ wurde verworfen.

6.2.2 Bewegungsausmaß der HWS-Rotation zur weniger beweglichen Seite

Sodann wurde untersucht, ob sich innerhalb der einzelnen Gruppen eine signifikante Verbesserung des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS zur **weniger** beweglichen Seite nach der Intervention nachweisen lässt. Ausgegangen wurde von der Forschungsannahme, dass die jeweilige Intervention – Lagerung in Rückenlage, Lagerung auf einem Styroporkeil, unilaterale Sacrum-counter-shear-Technik – eine signifikante Vergrößerung des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS zur weniger beweglichen Seite bewirkt; dass aber das Ausmaß der Vergrößerung unterschiedlich ist, je nachdem, welche Intervention zur Anwendung kommt.

Es wurde pro Proband die Seite mit dem geringeren Bewegungsausmaß der Rotation der HWS (Parameter „mies“) ermittelt. Die Überprüfung der Daten mittels One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test ergab, dass die Daten normalverteilt waren (Messung II: $Z = 0,563$ / $p = 0,909$ und für die Messung III: $Z = 0,456$ / $p = 0,985$), weshalb für die nachfolgenden Pre- Posttestvergleiche der T-Test für abhängige Stichproben herangezogen wurde.

Dabei zeigte sich, dass sich innerhalb der Gruppe „**Lagerung**“ das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS zur weniger beweglichen Seite nach der Lagerung der Probanden für 90 Sekunden in bequemer Rückenlage um $0,25^\circ$ reduziert, das sind $0,44\%$. Diese

Veränderung ist **nicht signifikant** ($t = 0,225$; $p = 0,413$), sodass Hypothese **H0₍₆₎** angenommen werden musste.

Innerhalb der Gruppe „**Keil**“ vergrößerte sich durch die Lagerung der Probanden für 90 Sekunden auf einem Styroporkeil das durchschnittliche Bewegungsausmaß der Rotation der HWS zur weniger beweglichen Seite um $3,6^\circ$ oder $6,12\%$. Das ergibt eine **signifikante Verbesserung** ($t = -3,690$; $p = 0,001$), weshalb die Hypothese **H0₍₅₎** zugunsten der Alternativhypothese **H1₍₅₎** verworfen wurde.

Ebenso zeigte sich innerhalb der Gruppe „**Technik**“ nach Anwendung der unilateralen Sacrum-counter-shear-Technik eine **signifikante Verbesserung** des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS zur weniger beweglichen Seite um durchschnittlich 4° oder $6,66\%$ ($t = -5,731$; $p = 0,000$). Die Hypothese **H0₍₇₎** wurde somit verworfen. In Abbildung 17 ist die prozentuelle Veränderung des Bewegungsausmaßes der Rotation zur weniger beweglichen Seite zwischen Pre- und Posttestmessung für die drei Gruppen grafisch dargestellt.

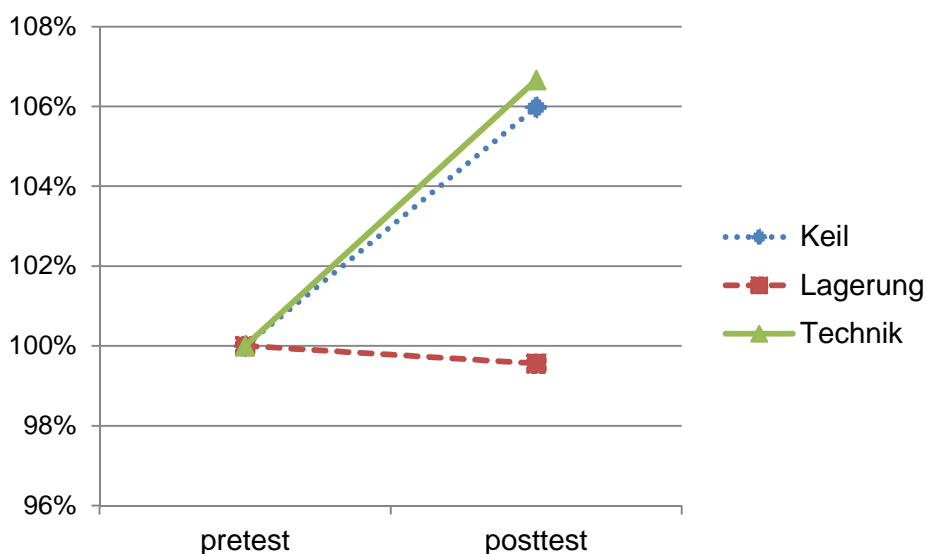


Abbildung 17: Prozentuelle Veränderung des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS zur weniger beweglichen Seite zwischen Pre- und Posttestmessung

6.2.3 Symmetrie der Bewegung

In diesem Kapitel wird der Frage nachgegangen, ob sich die Veränderungen des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS innerhalb der einzelnen Gruppen in einer Verbesserung der Symmetrie darstellen lassen.

Es wurde von der Annahme ausgegangen, dass die jeweilige Intervention – Lagerung in Rückenlage, Lagerung auf einem Styroporkeil oder unilaterale Sacrum-counter-shear-Technik - eine signifikante Verbesserung des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS insbesondere zur weniger beweglichen Seite bringt, sodass das Ausmaß der Rotationsbewegung nach beiden Seiten symmetrischer wird. Demnach soll der Absolutbetrag der Differenz zwischen Rotation nach links und Rotation nach rechts zum MZP III, also nach der jeweiligen Intervention, geringer sein als zum MZP II. Um die Effekte auf die Symmetrie des Bewegungsausmaßes für jede Interventionsgruppe abzutesten, wurde der T-Test für abhängige Stichproben herangezogen. In der folgenden Abbildung 18 ist die prozentuelle Veränderung des Absolutbetrages der Differenz zwischen Links- und Rechtsrotation bei der Pretest- und Posttestmessung für die drei Gruppen grafisch dargestellt.

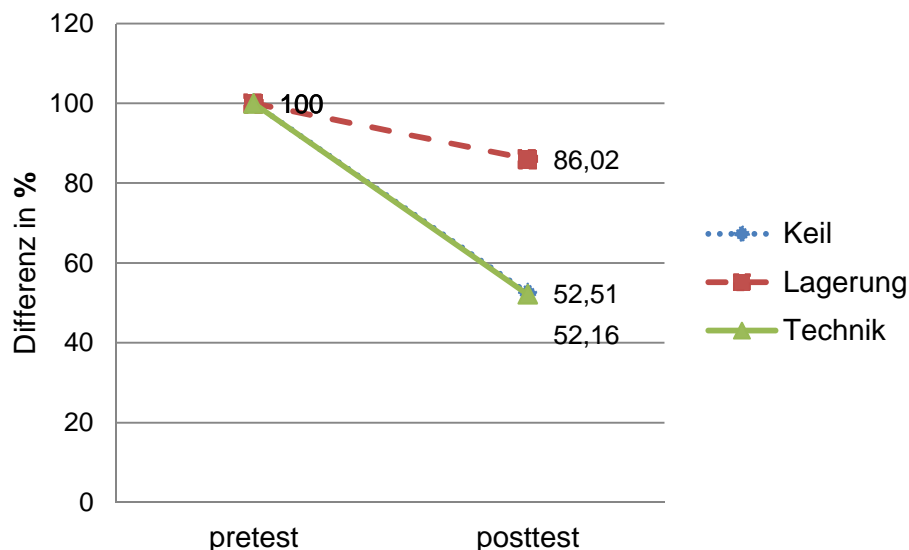


Abbildung 18: Veränderung der Differenz zwischen Rechts- und Linksrotation bei Pre- und Posttestmessung (Angabe in Prozent)

Es zeigte sich dabei, dass sich innerhalb der Gruppe „**Lagerung**“ die Differenz zwischen Links- und Rechtsrotation der HWS bei der Posttestmessung im Vergleich zur

Pretestmessung marginal verkleinerte (durchschnittlich um $1,3^\circ$, das sind ca. 14%). Diese Veränderung ist aber **nicht signifikant** ($t = 0,888$; $p = 0,195$), sodass Hypothese $H0_{(9)}$ angenommen wurde.

Innerhalb der Gruppe „**Keil**“ hingegen verringerte sich die Differenz zwischen Links- und Rechtsrotation der HWS um durchschnittlich $4,82^\circ$ oder 47,49%. Entgegen der Hypothese $H0_{(8)}$ ergibt sich eine **signifikante Abnahme der Differenz** ($t = 3,450$, $p = 0,002$). Die Hypothese $H0_{(8)}$ wurde verworfen.

Ähnlich stark reduzierte sich auch innerhalb der Gruppe „**Technik**“ nach Anwendung der unilateralen Sacrum-counter-shear-Technik die Differenz zwischen Links- und Rechtsrotation der HWS um durchschnittlich $4,75^\circ$ oder 47,84%. Das Ausmaß der Rotation nach links und rechts wurde **signifikant symmetrischer** ($t = 3,730$, $p = 0,002$), sodass Hypothese $H0_{(10)}$ somit verworfen wurde.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass sich innerhalb der Gruppe „Lagerung“ keinerlei Veränderungen des Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation ergaben, während in der Gruppe „Keil“ sich die Beweglichkeit zur kontralateralen Seite zwar signifikant vergrößerte und damit ein bedeutender Zuwachs an Symmetrie zu verzeichnen ist, eine unmittelbare Verbesserung der Gesamtrotation der HWS jedoch damit nicht einherging. Innerhalb der Gruppe „Technik“ hingegen konnte ein deutlicher Zuwachs des Bewegungsausmaßes der HWS-Gesamtrotation verzeichnet werden, der seinen Niederschlag auch in einer verbesserten Beweglichkeit zur schlechteren Seite fand, sodass die HWS-Rotation nach links und rechts wesentlich symmetrischer wurde.

6.3 Effekte der Interventionen im Gruppenvergleich

Lag bislang der Fokus auf Veränderungen des Bewegungsausmaßes der Rotation innerhalb der einzelnen Gruppen, so soll nun der Frage nach Unterschieden zwischen den Interventionsgruppen nachgegangen werden. Um die Effektivität der Sacrum-counter-shear- Technik gegenüber der Lagerung in Rücklage bzw. auf einem Keil zu überprüfen, wurde als statisches Verfahren die einfaktorielle Varianzanalyse herangezogen, wobei die Voraussetzung der Varianzhomogenität (basierend auf dem Levene-Test) für die drei abhängigen Variablen – gesamtes Bewegungsausmaß der Rotation der HWS ($F = 2,422$, $p = 0,101$), Rotation der HWS zur weniger beweglichen Seite ($F = 1,462$, $p = 0,244$) und die Differenz zwischen Links- und Rechtsrotation als Ausdruck von Symmetrie ($F = 0,439$, $p = 0,648$) – gegeben war.

6.3.1 Gesamtes Bewegungsausmaß der Rotation der HWS

Im Folgenden wird untersucht, wie groß die Auswirkung der jeweiligen Intervention auf das **gesamte Bewegungsausmaß der Rotation** der HWS ist. Konkret wird der Frage nachgegangen, ob sich die Interventionsgruppen in Bezug auf die Verbesserung der HWS-Gesamtrotation zwischen Pre- und Posttestmessung unterscheiden bzw. inwieweit sich die beobachtete Veränderung innerhalb der Gruppe „Technik“ (siehe Kap. 6.2.1) gegenüber den beiden anderen Gruppen „Lagerung“ und „Keil“ statistisch absichern lässt.

Hierbei wies die Varianzanalyse einen **signifikanten Unterschied** in Bezug auf den mittleren Gesamtrationszuwachs **zwischen den Gruppen** ($F = 4,982$; $p = 0,012$) nach, weshalb Hypothese $H_{0(11)}$ verworfen wurde.

So erzielte die Gruppe „Technik“ eine Verbesserung des gesamten Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation um durchschnittlich $3,26^\circ \pm 3,62^\circ$. Die Gruppe „Keil“ zeigte einen mittleren Zuwachs von $2,38^\circ \pm 5,55^\circ$, während sich bei der Gruppe „Lagerung“ das gesamte Rotationsausmaß um durchschnittlich $1,77^\circ \pm 4,40^\circ$ verringerte. A-posteriori-Vergleiche mittels Tukey-HSD-Test zeigten dabei, dass sich die Gruppe „Lagerung“ sowohl von der Gruppe „Technik“ (mittlere Differenz = $-5,02^\circ$, $p = 0,015$) als auch von der Gruppe „Keil“ (mittlere Differenz = $-4,15^\circ$, $p = 0,047$) signifikant unterscheidet, während zwischen den Gruppen „Keil“ und „Technik“ kein statistisch signifikanter Unterschied im Zuwachs des Bewegungsausmaßes der Gesamtrotation der HWS auftrat (mittlere Differenz = $-0,87^\circ$, $p = 0,867$). Damit lässt sich zwar der Effekt der Sacrum-counter-shear-Technik auf das gesamte Rotationsausmaß der HWS gegenüber einer Lagerung in bequemer Rückenlage absichern, nicht jedoch gegenüber der Lagerung auf einem Styroporkeil.

Eine differenziertere Analyse, grafisch dargestellt in Abbildung 19, zeigt jedoch, dass in der Gruppe „Technik“ der Anteil an erzielten Verbesserungen größer war (71,4%), als in der Gruppe „Keil“ (60%). Ebenso war der Prozentsatz an Personen mit einer Verschlechterung des Bewegungsausmaßes der Gesamtrotation in der Gruppe „Technik“ deutlich geringer ausgeprägt (7,1%) als in der Gruppe „Keil“ (26,7%). In der Gruppe „Lagerung“ hingegen war bei rund der Hälfte der Probanden (46,7%) eine Verminderung des gesamten Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS zu beobachten.

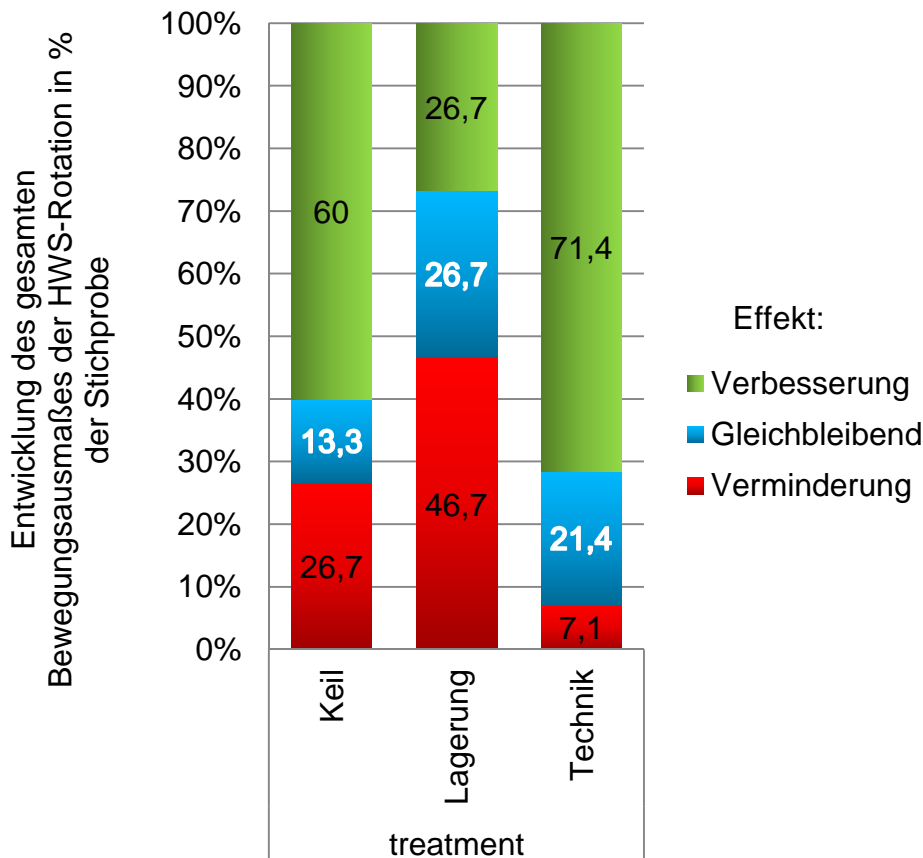


Abbildung 19: Entwicklung des gesamten Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation nach der jeweiligen Intervention, ausgedrückt im prozentuellen Anteilen der Stichprobe

6.3.2 Das Bewegungsausmaß zur weniger beweglichen Seite

Nachdem der Einfluss der einzelnen Interventionen auf das gesamte Bewegungsausmaß analysiert wurde, wird in einem zweiten Schritt untersucht, wie groß die Auswirkung der jeweiligen Intervention auf das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS zur weniger beweglichen Seite ist (hier: Parameter „mies“).

Die einfaktorielle Varianzanalyse ergab dabei einen statistisch **signifikanten Einfluss der Interventionsbedingung** auf das Mobilitätsausmaß zur weniger beweglichen Seite ($F = 6,100$, $p = 0,005$), sodass Hypothese $H_{0(12)}$ verworfen wurde. So zeigte sich bei der Gruppe „Keil“ eine Zunahme der Beweglichkeit zur schlechteren Seite um durchschnittlich $3,6^\circ \pm 3,78^\circ$, bei der Gruppe „Technik“ war ein mittlerer Mobilitätszuwachs von $4^\circ \pm 2,62^\circ$ zu beobachten, während in der Gruppe „Lagerung“ das Bewegungsausmaß der Rotation

zur weniger beweglichen Seite annähernd gleich blieb bzw. sich geringfügig um durchschnittlich $0,25^\circ \pm 4,30^\circ$ verschlechterte.

Anschließend durchgeführte Mehrfachvergleiche basierend auf Tukey-HSD-Test zeigen demnach signifikante Unterschiede in der Verbesserung des Bewegungsausmaßes zwischen den Gruppen „Lagerung“ und „Technik“ (durchschnittliche Differenz = $4,26^\circ$, $p = 0,009$), sowie zwischen den Gruppen „Keil“ und „Lagerung“ (durchschnittliche Differenz = $3,85^\circ$, $p = 0,017$), nicht jedoch zwischen den Gruppen „Keil“ und „Technik“ (durchschnittliche Differenz = $-0,41^\circ$, $p = 0,952$). Somit lässt sich der Effekt der Sacrum-counter-shear-Technik auf das Bewegungsausmaß der HWS-Rotation zur weniger beweglichen Seite gegenüber einer Lagerung in bequemer Rückenlage absichern, eine Überlegenheit dieser Technik gegenüber der Lagerung auf einem Styroporkeil besteht jedoch nicht.

Eine tiefergehende Analyse, wie in Abbildung 20 grafisch dargestellt, zeigt, dass es in der Gruppe „Lagerung“ bei einem Drittel der Probanden (33,3%) zu einer Verminderung des Bewegungsausmaßes der ohnehin weniger beweglichen Seite kam, ein weiteres Drittel (33,3%) wies keine Veränderungen auf und die verbleibenden 33,3% erzielten eine Verbesserung des Bewegungsausmaßes.

Auch in der Gruppe „Keil“ wies ein Drittel der Probanden (33,3%, $n = 5$) keine Veränderung des Bewegungsausmaßes der Rotation zur weniger beweglichen Seite auf, jedoch zeigte sich bei nur 6,7% der Probanden ($n = 1$) eine Verschlechterung des Bewegungsausmaßes nach der Intervention, während bei 60% ($n = 9$) eine Verbesserung zu verzeichnen war.

In der Gruppe „Technik“ hingegen kam es bei keinem der Probanden zu einer Verschlechterung. Während 21,4% (3 Probanden) keine Veränderung des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS aufwiesen, war bei 78,6% (11 Probanden) eine Verbesserung des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS zur weniger beweglichen Seite nach der Intervention zu beobachten.

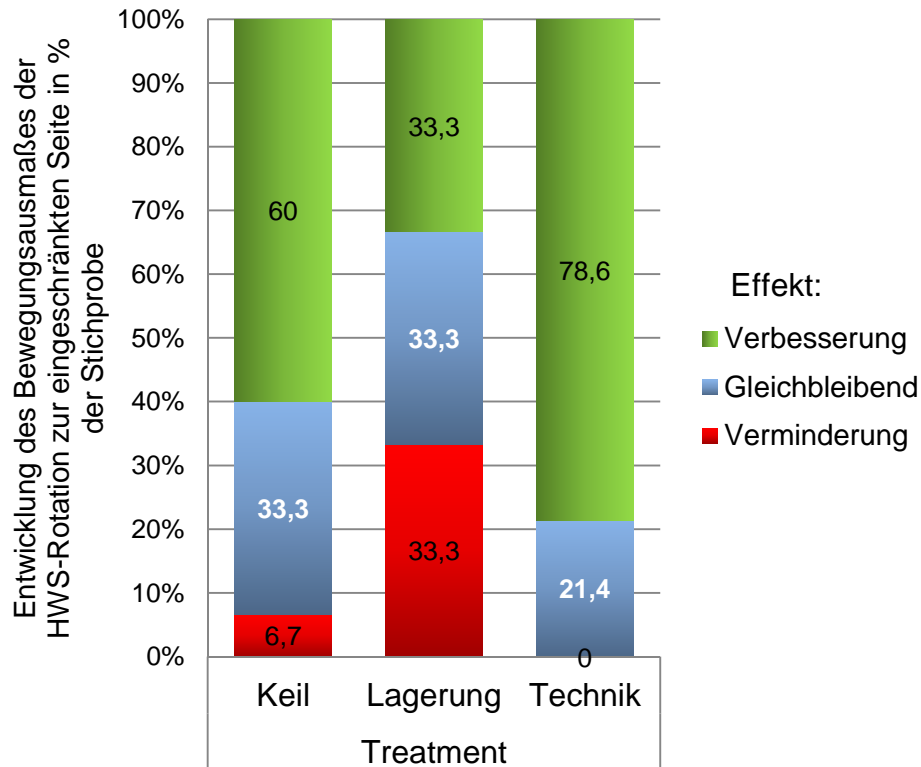


Abbildung 20: Veränderung des Bewegungsausmaßes zur weniger beweglichen Seite bei der Pre- und Posttestmessung in Prozent nach Interventionsart

6.3.3 Symmetrie des Bewegungsausmaßes der Links- und Rechtsrotation der HWS

Abschließend wird untersucht, inwieweit sich die beobachteten Veränderung innerhalb der Gruppen „Technik“ und „Keil“ in Bezug auf die Verbesserung der Symmetrie des Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation gegenüber der Gruppe „Lagerung“ statistisch absichern lässt (vgl. Kapitel 6.2.3.).

Beim Vergleich der Differenzen zwischen der Seite mit dem besseren Bewegungsausmaß und der Seite mit dem kleineren Bewegungsausmaß bei Messung II und III mittels Varianzanalyse und Tukey-HSD-Test zeigten sich **keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen** ($F = 2,219$, $p = 0,122$). Die Hypothese $H0_{(13)}$ wurde deshalb angenommen. Demnach konnte in dieser Studie kein statistisch signifikanter Vorteil einer der hier untersuchten Interventionen auf die Symmetrie der Beweglichkeit zwischen Links- und Rechtsrotation nachgewiesen werden. So verbesserte sich die Symmetrie in der Gruppe „Technik“ um durchschnittlich $4,76^\circ \pm 4,77^\circ$ nahezu ebenso hoch wie in der

Gruppe „Keil“ (Mittelwert = $4,82^\circ \pm 5,41^\circ$), der Unterschied zur Gruppe „Lagerung“ mit einem mittleren Symmetriezuwachs von $1,27^\circ \pm 5,52^\circ$ ist jedoch zu gering, um statistisch auffällig zu sein.

Bei differenzierter Analyse zeigte sich, dass, wenn die graduelle Veränderung betrachtet wird, mittels Keillagerung ein geringgradig stärkerer Symmetriezuwachs zu beobachten war, als in der Gruppe „Technik“. Dagegen fand sich in der Gruppe „Technik“ ein vergleichsweise höherer Anteil an Probanden mit verbesserter Symmetrie und damit verminderter Differenz zwischen Rechts- und Linksrotation (71,4%) als in der Gruppe „Keil“ (60%). Ebenso war der Anteil an Probanden mit unveränderter Symmetrie nach Anwendung der unilateralen Sacrum-counter-shear-Technik geringer (21,4%) als nach Lagerung auf einem Styroporkeil (33,3%). Demgegenüber verbesserte sich die Symmetrie in der Gruppe „Lagerung“ nur bei 40% der Probanden, jedoch war in dieser Gruppe der Anteil an Personen mit Verstärkung der Asymmetrie und somit mit einer Vergrößerung der Differenz zwischen Rechts- und Linksrotation am höchsten (20%), wie ein Blick auf Abbildung 21 zeigt. Graduell sind die Veränderungen des Bewegungsausmaßes in der Gruppe „Lagerung“ am geringsten.

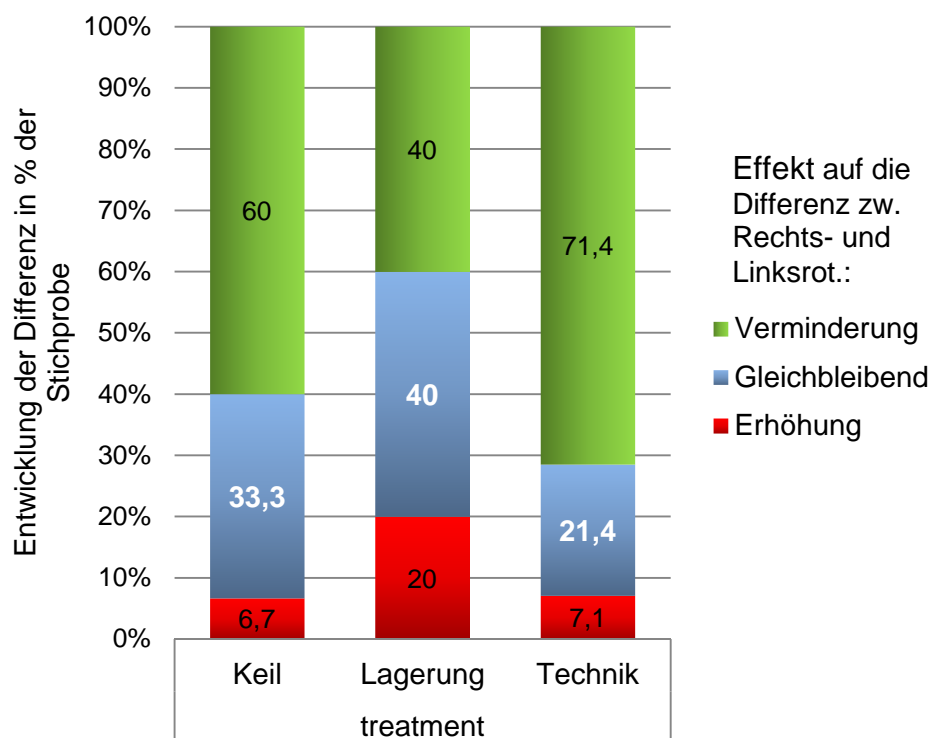


Abbildung 21: Prozentueller Stichprobenanteil der gezeigten Effekte auf die Differenz der HWS-Links- und Rechtsrotation, nach Interventionsart gruppiert.

Zusammenfassend kann folgendes festgehalten werden:

- Bei Anwendung der Sacrum-counter-shear-Technik wurde eine statistisch signifikante Verbesserung aller drei untersuchten Parameter erreicht. Statistisch absichern lassen sich diese Ergebnisse weitgehend gegenüber der Gruppe „Lagerung“, nicht aber gegenüber der Gruppe „Keil“, die ähnliche Ergebnisse zeigte. Wird das Rotationsausmaß der HWS zur eingeschränkten Seite isoliert betrachtet, kam es in der Gruppe „Technik“, zum Unterschied zu den anderen Gruppen, bei keinem der Probanden zu einer weiteren Reduktion des ohnehin eingeschränkten Bewegungsausmaßes und die Anzahl an Probanden, die einen Zuwachs im Rotationsausmaß zu dieser Seite erzielten, war in dieser Gruppe ebenfalls am höchsten. Bezüglich eines gleichmäßigeren Bewegungsausschlag nach rechts und links zeigten sich keine interventionsspezifischen Effekte, gleichwohl in den Gruppen „Technik“ und „Keil“ ein tendenziell höherer Zuwachs an Symmetrie zu verzeichnen war. Die graduelle Verminderung der Differenz war in diesen beiden Gruppen im Unterschied zur Gruppe „Lagerung“ statistisch signifikant.
- Die Gruppe „Keil“ zeigte einen statistisch signifikanten Zuwachs im Rotationsausmaß der HWS zur eingeschränkten Seite, ebenso nahm die Differenz zwischen Rechts- und Linksrotation der HWS, als Maß für die Symmetrie der Bewegungsausführung, statistisch signifikant ab. Statistisch absichern lassen sich diese Ergebnisse, bezogen auf das gesamte Bewegungsausmaß der HWS-Rotation und auf die Erweiterung des Bewegungsausmaßes zur eingeschränkten Seite, gegenüber der Gruppe „Lagerung“. Wird das Bewegungsausmaß zur eingeschränkten Seite betrachtet, so war in dieser Gruppe der Anteil an Probanden, die ihr Rotationsausmaß vergrößern, geringer, als in der Gruppe „Technik“, wobei sich dieses Ergebnis statistisch nicht absichern lässt.
- Die Gruppe „Lagerung“ wies graduell die geringsten Veränderungen auf. Keiner der drei untersuchten Parameter veränderte sich statistisch signifikant. Nichtsdestotrotz zeigte sich bei einigen Probanden eine Verbesserung der symmetrischen Bewegungsausführung nach der Intervention.

6.4 Veränderungen in der Schmerzsymptomatik

Stand bislang das aktive Bewegungsausmaß der Rotation der HWS im Zentrum der Analyse, so soll nun der Frage nachgegangen werden, welchen Einfluss die Interventionen auf Schmerzen in der Region der LWS, des ISG, der BWS oder der HWS

haben. In Tabelle 1 ist die Aufteilung der Probanden mit Schmerzen, die Lokalisation, sowie die Intensität der Schmerzangaben pro Gruppe vor der Intervention (MZP II) und nach der Intervention (MZP III) zu sehen.

Tabelle 1: Schmerzangaben

Gruppe	MZP II (n=44)	(MZP III (n=43)
Lagerung	3 (20%)	2 (14,3%)
	ISG 2	0
	HWS 3	HWS 3
	HWS 2	HWS 2
Keil	4 (26,7%)	2 (13,3%)
	LWS 3	?
	BWS 4	BWS 4
	HWS 2	0
	HWS 1	HWS 1
Technik	3 (21,4%)	1 (7,1%)
	LWS 5	LWS 5
	LWS 2	0
	LWS 2	0
Total	10 (22,7%)	5 (11,6%)

Insgesamt gaben vor den Interventionen (MZP II) 10 Probanden (22,7%) an, Schmerzen zu haben. Diese Probanden verteilten sich relativ gleichmäßig auf die drei Gruppen. Nach den Interventionen (MZP III) sank der Anteil an Probanden mit positiven Schmerzangaben auf 11,6% (5 Probanden), wodurch ein statistisch signifikanter Unterschied, berechnet mit dem Chi-Quadrat-Test, in der Schmerzhäufigkeit vorliegt ($\chi^2 = 21,374$, $p = 0,000$). Alle Probanden, die zum MZP°III Schmerzen hatten, hatten sie bereits vor der Intervention. Die Schmerzen haben sich also bei keinem der Probanden verschlechtert.

Ein Blick auf die Gruppen zeigt, dass in der Technikgruppe 2 von 3 Probanden zum MZP°III keine Schmerzen mehr hatten, in den Gruppen „Keil“ und „Lagerung“ blieb das Schmerzniveau relativ konstant (Lagerung 2 von 3, in der Gruppe „Keil“ fehlte eine Angabe). Die Gruppe „Technik“ wies ausschließlich Probanden mit Schmerzen in der LWS auf, von denen 2 von 3 nach der Intervention angaben, keine Schmerzen mehr zu haben. In der Gruppe „Keil“ gab ein Proband Schmerzen im Bereich der HWS an, die sich

im Anschluss an die Lagerung auf dem Keil verbesserten. In der Gruppe „Lagerung“ verspürte ein Proband nach der Intervention keine Schmerzen mehr im Bereich des ISG.

Aufgrund der geringen Probandenzahl mit Schmerzangaben sind interventionswirksame Unterschiede in der Schmerzhäufigkeit statistisch nicht analysierbar. Die Überprüfung der Hypothese $H_{0(17)}$ entfiel somit. Es kann keine Aussage getroffen werden, ob eine der Interventionen einen positiven Einfluss auf das Schmerzgeschehen im Bereich der Wirbelsäule oder des ISG hat. Hervorzuheben bleibt jedoch, dass bei keinem der Probanden eine Verstärkung der Schmerzen aufgetreten ist.

Von der Schmerzlokalisation her wurden zum MZP^{II} als häufigste Schmerzstellen die HWS und die LWS (jeweils 4 Probanden) genannt. Ein Proband gab vor Intervention Schmerzen im Bereich der BWS an, einer im Bereich des ISG. Zum MZP^{III}, also nach der Intervention, gaben noch 3 Probanden Schmerzen in der HWS an, 1 Proband im Bereich der BWS, einer im Bereich des ISG und einer im Bereich der LWS (siehe Abbildung 22). Die meisten Verbesserungen zeigten sich demnach im Bereich der LWS, wobei die Anzahl der Probanden mit Schmerzen zu gering war, um aussagekräftig zu sein.

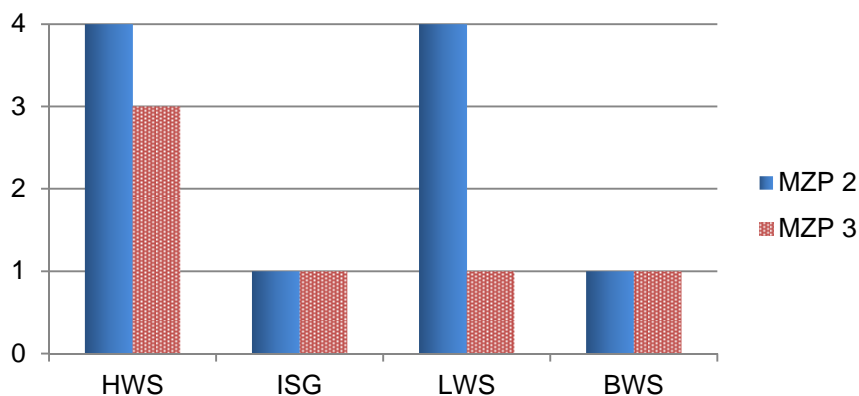


Abbildung 22: Schmerzlokalisation (absolute Häufigkeiten) vor und nach der Intervention

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die Schmerzhäufigkeit zwar deutlich reduziert wurde, der Einfluss der einzelnen Interventionen aufgrund der geringen Probandenanzahl mit Schmerzangaben aber ungeklärt bleibt, auch wenn auf deskriptiver Ebene durch die Sacrum-counter-shear-Technik ein vergleichsweise höherer Anteil an Probanden mit verbesserter Schmerzsymptomatik zu verzeichnen war als mittels

Lagerung in bequemer Rückenlage bzw. auf einem Keil. Bei keinem der Probanden kam es zu einer Verschlimmerung der Schmerzsymptomatik, es sind auch keine neuen Schmerzen im Bereich der Wirbelsäule oder der ISG ausgelöst worden. Bezogen auf mögliche Auswirkungen der Interventionen auf Schmerzen, bzw. Schmerzprovokation, ist das ein positives Ergebnis.

6.5 Einfluss von Händigkeit und Profession auf die HWS-Rotation

Abschließend wird nun untersucht, welchen Einfluss einerseits die Händigkeit und andererseits die Profession auf das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS haben.

Bezogen auf die **Händigkeit**, wird dabei – ausgehend von den Beobachtungen Coenens (2010) (vgl. Kap.1) – von der Annahme ausgegangen, dass zwischen der Händigkeit des Probanden und der Seite mit dem größeren Bewegungsausmaß der Rotation der HWS ein positiver Zusammenhang besteht.

Insgesamt betrachtet dominierte die Rechtshändigkeit in der Gesamtstichprobe mit 86,4%, weitere 11,4% gaben an, linkshändig zu sein und nur 1 Proband wies Beidhändigkeit auf. Von den rechtshändigen Probanden zeigt bei 57.9% (22 Probanden) die Rotation nach links einen größeren Bewegungsausschlag, bei den linkshändigen Probanden war es bei 80% (4 Probanden) die Rotation nach rechts (siehe Abbildung 23).

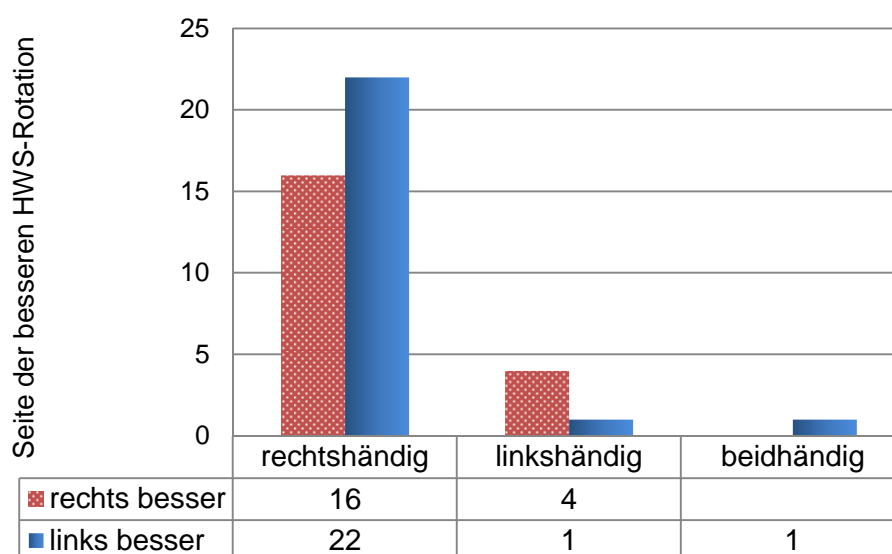


Abbildung 23: Händigkeit und bessere Rotationsseite (absolute Häufigkeiten)

Entgegen der Annahme, drehen Rechtshänder den Kopf tendenziell weiter nach links, und Linkshänder rotieren weiter nach rechts. Ein statistisch signifikanter Zusammenhang ist jedoch nicht gegeben, wobei auch der hohe Prozentsatz an Rechtshändern die Analyse, berechnet mit dem Chi-Quadrat-Test, beeinflusste ($\chi^2 = 3,412$, $p = 0,182$). Die Hypothese $H_{0(14)}$ wurde angenommen.

Da in der Gesamtstichprobe sowohl angehende Osteopathen als auch Personen anderer Berufe vertreten waren, wird zweitens analysiert, welchen Effekt der **berufliche Hintergrund** auf das Bewegungsausmaß der HWS-Rotation hat. Konkret wird der Frage nachgegangen, ob sich in der Gruppe der Osteopathen zwischen MZP I und MZP II ein Unterschied im Ausmaß der Gesamtrotation der HWS zeigt, bzw. ob dieser Unterschied größer ist, als in der Gruppe der Nichtosteopathen. Diese Fragestellung ist insofern relevant, als in der Gruppe der Osteopathen zwischen MZP I und MZP II mitunter osteopathische Techniken praktisch angewandt wurden, die das Ausmaß der HWS-Rotation beeinflussen könnten (vgl. Kap.1), während Nichtosteopathen auf Nachfrageangaben, keine osteopathischen Behandlungen zwischen MZP I und MZP II erhalten zu haben.

Wie ein Blick auf Abbildung 24 zeigt, wiesen **Nichtosteopathen** zum MZP I für die Gesamtrotation der HWS einen Mittelwert von $123,3^\circ \pm 14,47^\circ$ auf, zum MZP II erreichten sie durchschnittlich $123,1^\circ \pm 14,23^\circ$. Mit einer marginalen Differenz von $0,2^\circ$ war demnach bei Nichtosteopathen keine Veränderung des durchschnittlichen Bewegungsausmaßes der Gesamtrotation der HWS festzustellen, wie eine Überprüfung mittels Paired T-Test erbrachte ($t = 0,156$, $p = 0,879$), weshalb Hypothese $H_{0(15)}$ angenommen wurde.

Etwas mehr, aber dennoch geringfügig, verbesserte sich das durchschnittliche Bewegungsausmaß der HWS-Gesamtrotation in der Gruppe der **Osteopathen**, wie in Abbildung 24 zu sehen ist. So wiesen Osteopathen zum MZP I einen Mittelwert von $127,8^\circ \pm 15,58^\circ$ auf und erreichten damit von vornherein ein etwas größeres durchschnittliches Bewegungsausmaß der Rotation als die Gruppe der Nichtosteopathen. Zum MZP II wiesen Osteopathen für die Gesamtrotation der HWS einen Mittelwert von $128,9^\circ \pm 16,23^\circ$ auf. Diese Verbesserung um $1,1^\circ$ ist jedoch zu gering, um statistisch auffällig zu sein ($t = -0,862$, $p = 0,395$). Entsprechend Hypothese $H_{0(16)}$ zeigte sich in der Gruppe der Osteopathen daher keine signifikante Veränderung des durchschnittlichen Bewegungsausmaßes der Gesamtrotation der HWS.

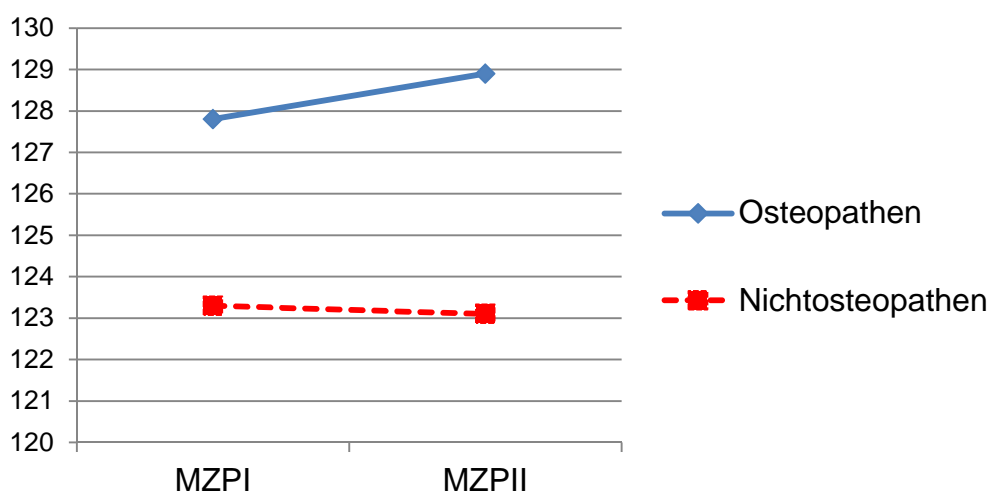


Abbildung 24: durchschnittliches Bewegungsausmaß der Gesamtrotation der HWS zum MZP I und MZP II, gruppiert nach Berufsgruppe

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass Rechtshänder den Kopf zwar tendenziell weiter nach links, und Linkshänder weiter nach rechts drehen, ein klarer Zusammenhang zwischen der Händigkeit und der Richtung des größeren Bewegungsausmaßes der HWS besteht jedoch nicht. Ebenso übt die Profession keinen Effekt auf das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS aus, sodass gegebenenfalls eine am Tag vor der Intervention erhaltene osteopathische Behandlung das durchschnittliche Messergebnis nicht zu beeinflussen scheint.

7 Diskussion

In diesem Kapitel werden die gewonnenen Ergebnisse der Studie interpretiert und ihre Relevanz für Praxis und Wissenschaft dargestellt. Es wird ein Ausblick auf weitere mögliche Untersuchungen gegeben.

7.1 Interpretation der Ergebnisse

Eingangs folgen nun einige allgemeine Überlegungen zu den Ergebnissen der Ausgangsmessung: Das beidseitige Rotationsausmaß der HWS von 80°, so wie es bei Kapandji (1992) und in den AMA Guides laut Tabelle des CROM-Instrumentes (Spineproducts, 1988) angegeben wird, wurde von keinem Probanden erreicht. Das liegt höchstwahrscheinlich daran, dass darauf geachtet wurde, Nebenbewegungen wie Seitneigung und Extension, bzw. Flexion des Kopfes zu unterbinden, sodass sich dadurch das gemessene Bewegungsausmaß der HWS-Rotation verringerte (Klein & Sommerfeld, 2007).

Überraschend ist, dass von den ursprünglich 68 gemessenen Probanden doch zwei Drittel eine Differenz im Ausmaß der HWS-Rotation aufwiesen, die im Durchschnitt größer als 5° ist, obwohl der Großteil der Probanden zum Zeitpunkt der Messungen keinerlei Beschwerden im Bereich der Wirbelsäule angab. Ein symmetrisches Bewegungsausmaß der HWS-Rotation ist also nicht als Norm zu sehen, sondern eher als anzustrebendes Ideal. Statistisch gesehen gibt es keinen Zusammenhang mit der Seite der Händigkeit. Es kann also bei den klinischen Untersuchungen nicht davon ausgegangen werden, dass Rechtshänder den Kopf weiter nach rechts drehen können und dass es sich bei Linkshändern umgekehrt verhält. Bei der genauen Ansicht der Rohdaten fallen einzelne Probanden auf, die in ihrem Ausmaß der HWS-Rotation von einem Tag zum anderen große Unterschiede zeigten, ohne jedoch Schmerzen anzugeben. Das Bewegungsausmaß der HWS-Rotation scheint also keine fixe Größe zu sein, sondern es ist möglich, dass es sich, je nach Tagesverfassung, relativ stark verändert, auch wenn der Proband keine Schmerzen angibt.

Für die tägliche Praxis bedeutet das, als Therapeut bei der klinischen Untersuchung nicht auf Normwerten zu beharren, um eine Bewegungseinschränkung der HWS zu definieren, sondern sich eher daran zu orientieren, ob sich der Patient in seiner Beweglichkeit

eingeschränkt fühlt. Von Bedeutung sind insbesondere jene Bewegungseinschränkungen, die aufgrund einer aktuellen Schmerzepisode entstanden sind (Diemer & Sutor, 2010).

Wird nun der Einfluss der Interventionen auf das gesamte Bewegungsausmaß der HWS-Rotation betrachtet, so fällt auf, dass die normale Lagerung tendenziell zu einer leichten Verschlechterung der Beweglichkeit führte. Möglicherweise ist das darauf zurückzuführen, dass die Bandscheiben Flüssigkeit aufnehmen, während das Kopfgewicht durch die Lagerung abgenommen wird (Diemer & Sutor, 2007). Aufgrund der hohen Wasserspeicherkapazität des Bandscheibenkerns (nucleus pulposus) saugt die Bandscheibe aus ihrer Umgebung, vor allem aus den angrenzenden Wirbelkörpern, Flüssigkeit an. Dadurch wird sie höher. Der Rand der Bandscheibe (anulus fibrosus) und die Bandstrukturen der Wirbelsäule werden stärker gespannt. Das Wirbelsäulensegment (Wirbelkörper – Bandscheibe – Wirbelkörper) wird stabiler aber auch weniger beweglich (van den Berg, 2003).

Eine statistisch signifikante Vergrößerung des gesamten Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation wurde nur mittels der Manuellen Technik erreicht, bei der Lagerung auf dem Keil war aber eine Tendenz zur Vergrößerung des Bewegungsausmaßes erkennbar. Klinisch gesehen ist der durchschnittliche Gewinn am Bewegungsausmaß mit etwas mehr als 3° nicht übermäßig eindrucksvoll, ist aber bei der Inspektion mit einem therapeutisch geschulten Auge durchaus sichtbar. Wenn also die Anwendung der Unilateralen-Sacrum-counter-shear-Technik durchschnittlich gesehen eher geringe Einflüsse auf das Bewegungsausmaß der HWS-Rotation zeigt, muss das nicht bedeuten, dass die Technik an sich einen geringen Effekt hat. Nach Williams (Williams, 2011) ändert sich der Tonus in der gesamten myofaszialen Kette – ausgehend vom Beckenboden, über die Bauch- und Intercostalmuskulatur bis zu den Mm. Scaleni – was dann als Konsequenz zu einer Vergrößerung des Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation führt. Das Bewegungsausmaß der HWS-Rotation ist also nur **ein** Indikator für die Wirkung der Manuellen Technik. Bereits wenn sich das Bewegungsausmaß der HWS-Rotation nur marginal ändert, würde das deshalb heißen, dass die gesamte myofasziale Kette beeinflusst wurde. Für den einzelnen Menschen in seiner Gesamtheit kann ein gesenkter Tonus im Gesamtsystem der Faszien oder in einer bestimmten myofaszialen Kette weitreichende Folgen haben, auch wenn sich dieser Tonus der exakten wissenschaftlichen Messbarkeit bislang entzieht. Hier zeigt sich das Spannungsverhältnis zwischen empirischer Osteopathie mit der Notwendigkeit zur Reduktion und der Philosophie der Osteopathie als Therapie, die versucht, das Individuum Mensch in seiner

Gesamtheit zu erfassen. Um quantifizierbare Ergebnisse zu liefern, muss sich eine empirische Studie auf messbare Einzelphänomene reduzieren, in diesem Fall auf das Rotationsausmaß der HWS als einen Teilaspekt einer bestimmten osteopathischen Behandlungstechnik. Trotzdem ist es notwendig, die einzelnen Techniken, oder auch nur Teilaspekte einer einzelnen Technik einer osteopathischen Behandlung auf ihre Wirksamkeit hin zu untersuchen, um Indikationen und Kontraindikationen exakt bestimmen zu können.

Bei einigen Probanden kam es im Zuge dieser Studie zu einer Vergrößerung des Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation von bis zu 8°, was für die kurze Anwendungszeit der Intervention von 90 Sekunden beträchtlich ist. Woran es liegt, dass manche Probanden mit einer so deutlichen Vergrößerung des Bewegungsausmaßes auf diese Interventionen reagierten und andere weniger, kann aus der vorliegenden Studie nicht herausgelesen werden, könnte jedoch in Nachfolgearbeiten untersucht werden. Denkbar wäre, dass der Grundtonus der Probanden dabei eine Rolle spielt. Möglicherweise reagierten jene Probanden nur schwach auf die Technik, die von Anfang an einen niedrigen Ruhetonus hatten und in der relevanten myofaszialen Kette keine oder nur geringfügige Läsionen aufwiesen. Dadurch zeigte sich nach der Intervention beim Vergleich der Pre- und Posttestmessung keine große Veränderung im Bewegungsausmaß der HWS-Rotation. Die funktionelle Kette war vorher wie nachher entspannt. Dagegen würden Probanden mit stärkeren „Verspannungen“ und/oder Läsionen in dieser myofaszialen Kette auf diese Technik mit einer deutlicheren Änderung des Bewegungsausmaßes reagieren. Demgemäß würde es bei statistisch gut verteilten Probanden automatisch zu von Proband zu Proband abweichenden Ergebnissen kommen. Ob diese Vermutung zutrifft, müsste noch untersucht werden.

Bezogen auf die Vergrößerung des Bewegungsausmaßes zur ursprünglich weniger beweglichen Seite hatten sowohl die unilaterale Sacrum-counter-shear-Technik, als auch die Lagerung auf einem Styroporkeil, einen statistisch signifikanten Einfluss. Die Manuelle Technik scheint um eine Spur bessere Ergebnisse zu bringen, als die Lagerung auf dem Keil, allerdings ist der Unterschied in der Effektivität statistisch nicht signifikant. Dieses Ergebnis lässt sich dahingehend interpretieren, dass es tatsächlich der mechanische Aspekt der Unterlagerung des Sacrums zu sein scheint, der zu der Vergrößerung des Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation führt. In der Gruppe „Technik“ gab es keinen Probanden, dessen Bewegungsausmaß der HWS-Rotation zur vorher eingeschränkten Seite nach der Intervention noch zusätzlich abnahm. Ob dieses eindeutige Ergebnis durch

die Möglichkeit der präzisen Ausrichtung des manuell applizierten Druckes erreicht wurde oder durch andere Gründe, wie z. B. eine Art Placebo-effekt, hervorgerufen durch die Berührung, therapeutische Zuwendung usw., könnte noch überprüft werden. Aufgrund der guten Ergebnisse, die in der Gruppe „Keil“ erzielt wurden, kann Patienten die Lagerung auf einem Keil empfohlen werden, wenn eine Entspannung der sacroiliacalen Bänder indiziert ist. Jerry Hesch (2013) bietet für diesen Zweck auf seiner Homepage eine Kunststoffrolle an.

Durch die Verbesserung des Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation in den Gruppen „Keil“ und „Technik“, besonders, was die Beweglichkeit zur eingeschränkten Seite betrifft, wurde die Ausführung der HWS-Rotation der Probanden symmetrischer. Allerdings haben sich auch in der Gruppe „Lagerung“ die Bewegungsamplituden einander angeglichen, wenn auch in geringerem Ausmaß (vgl. 6.2.3) und das, obwohl die graduelle Verbesserung des Bewegungsumfanges in der Gruppe „Lagerung“ statistisch nicht signifikant war. Jedenfalls ergab sich, statistisch gesehen, zwischen den Gruppen bezüglich der Erreichung von mehr Symmetrie des Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation kein statistisch signifikanter Unterschied in der Wirksamkeit der jeweiligen Intervention. Es könnte überprüft werden, ob sich ein Unterschied bei größeren Probandengruppen deutlicher zeigt.

Wird das Ergebnis der Studie in Bezug zu dem Begriff „Läsionskette“ interpretiert, ist primär festzuhalten, dass die Sacrum-counter-shear-Technik eine Verbesserung der HWS-Rotation bewirken kann. Die Studie unterstützt somit die Kernaussage, dass es Ursache-Wirkungsrelationen zwischen weit entfernten Punkten im Körper gibt. Mit großer Wahrscheinlichkeit breitet sich diese Wirkung entlang einer myofaszialen Kette im Körper aus, so wie es von Williame (2011) postuliert wird. Die aktuellen Studien zum Verhalten des Bindegewebes legen allerdings nahe, dass die Information zur Tonussenkung in diesem Fall eher vom faszialen Anteil der myofaszialen Kette als von der Muskulatur weitergeleitet wird. Es ist das fasziale Gewebe, das ein kontinuierliches Netzwerk durch den gesamten Körper bildet (Chila, 2010; Stecco & Stecco, 2014; Tasker, 1916). Über mechanische Interventionen am Gewebe, z. B. Dehnen, kann sogar auf mikroskopischer Ebene die Zellstruktur der Bindegewebszellen beeinflusst werden, wodurch letztendlich der Tonus des Gewebes gesenkt wird Zellen (Langevin et al., 2011; Langevin, Nedergaard & Howe, 2013). Das erklärt möglicherweise auch, weshalb Heymoz (2010) und Roulin (2010) in ihren Studien keine Veränderung des EMG-Signals beim Messen des Ruhetonus nachweisen konnten. Wäre die Tonusänderung hauptsächlich durch die

Entspannung der Muskulatur bedingt gewesen, hätte sich das im EMG-Signal niedergeschlagen.

Neben dem eher biomechanischen Modell der myofaszialen Ketten können die Ergebnisse auch im Sinne eines neurologisch-autonomen Modells interpretiert werden. Es könnte durchaus sein, dass durch die unilaterale Sacrum-counter-shear-Technik oder durch den Kontakt am Sacrum mit dem Keil das autonome Nervensystem beeinflusst und so eine generelle Tonussenkung des gesamten Faszien-systems initiiert (Cottingham, Proges & Lyon, 1988) wird. Es ist denkbar, dass über den Weg der Stimulation der Ruffinikörperchen im Bereich des ISG der Sympathikotonus gesenkt wird, es dadurch zu einer Verminderung der faszialen Spannung kommt (Benjamin, 2009; Schleip, 2003) und somit der allgemeine Bewegungswiderstand geringer wird. So könnte auch der niedrigere Tonus der aktivierten Intercostalmuskulatur und der Scaleni, wie Heymoz (2010) und Roulin (2010) ihn gemessen haben, erklärt werden (vgl. Kapitel 1). Heymoz und Roulin haben den Ausschlag des EMG bei forcierter Einatmung gemessen. Leider haben sie nicht gleichzeitig die Vitalkapazität, d. h. das Volumen der eingeatmeten Luft, gemessen. Das Ergebnis der EMG-Messung sagt aus, wie viele motorische Einheiten in einem Muskel aktiviert werden, eine Aussage über die entwickelte Muskelkraft bzw. über die damit erzielte Leistung kann dadurch aber nicht gemacht werden. Wäre die Vitalkapazität gleich geblieben, bei weniger aktivierten motorischen Einheiten, dann wäre die maximale Einatmung mit weniger Anstrengung verbunden. Das könnte bedeuten, dass der Einatmung weniger Widerstand entgegen gesetzt wird und würde somit auch auf einen niedrigeren intraabdominalen Druck schließen lassen.

Eine Möglichkeit, den Einfluss der Intervention auf das autonome Nervensystem zu messen, wäre eine Kontrolle der Herzfrequenzvariabilität – vor und nach der Intervention (Curic, Männer, Meißner & Morawetz, 2007/2008). Damit könnte eine Aussage gemacht werden, ob die Sacrum-counter-shear Technik jetzt eher „biomechanisch“ oder eher „systemisch“ wirkt, indem sie das Vegetativum des Körpers beeinflusst.

Interessant ist auch, dass die kurzfristige Anwendung der Intervention – nämlich nur 90 Sekunden – schon einen statistisch signifikanten Effekt erzielen konnte. Ob bei längerer Dauer der Intervention der Effekt der Vergrößerung des Bewegungsausmaßes noch deutlicher zutage tritt, bzw. ob ein Zusammenhang mit den gefundenen rhythmischen Oszillationen der Myofibroblasten besteht (Schleip, Findley, Chaitow & Huijing, 2012),

müsste noch überprüft werden. Es kann aber davon ausgegangen werden, dass sich lang andauernde Blockaden oder Einschränkungen eines Gelenkes im Sinne von sich entwickelnden Läsionsketten gravierend auf den gesamten Bewegungsapparat auswirken (Langevin, 2006; Stecco & Stecco, 2014). Wo sich diese Läsionsketten im Körper bilden und wie sie sich entwickeln, ist aber sicherlich individuell unterschiedlich und kann von so einer Studie, die auf allgemeine Zusammenhänge abzielt, nicht beantwortet werden. Das detektivische Nachverfolgen der Läsionsketten zurück zu ihrem Ursprung wird weiterhin dem Osteopathen überlassen sein. Die verschiedenen Modelle myofaszialer Ketten (Myers, 2004; Richter & Hebgen, 2007) und der Läsionsketten (Barral & Mercier, 2005 b; Klein & Sommerfeld, 2004) sind demnach auf jeden Fall sehr gute Denkmodelle, die beim Erkennen von Zusammenhängen und möglichen Ursachen hilfreich sind. Sie dürfen jedoch nicht eins zu eins wie ein Kochrezept bei der Behandlung eines Patienten übernommen werden.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die unilaterale Sacrum-counter-shear-Technik das Bewegungsausmaß der Rotation der HWS vergrößert. Die Ergebnisse dieser Studie unterstützen weitgehend die Theorien der myofaszialen Ketten als Begründung für die Entstehung von Läsionsketten, schließen aber einen möglichen Einfluss der Interventionen auf das vegetative Nervensystem und damit eine generelle Tonussenkung des faszialen Gewebes nicht aus.

7.2 Kritik an der Studie

Ein Schwachpunkt dieser Studie ist, dass die Probanden gegenüber der Intervention möglicherweise nicht ausreichend verblindet werden konnten. Die Probanden waren informiert, dass in der vorliegenden Studie die Auswirkung einer manuellen Technik, ausgeführt am Sacrum, auf die HWS-Rotation untersucht wurde. Sie wussten allerdings nicht, welche Art von Auswirkung überprüft wurde. Natürlich spürten die Probanden, ob sie auf einem Keil lagen, oder ob der Therapeut sie behandelte, oder ob sie nur auf der Liege lagen, so war eine ausreichende Verblindung gegenüber der durchgeführten Intervention nicht möglich.

Es wäre außerdem besser gewesen, die Probanden bei der Messung der Rotation der HWS die Augen schließen zu lassen, sodass sie sich ganz auf ihre Propriozeption verlassen hätten müssen. Sind die Augen geöffnet, erhält der Proband über diesen Input Information, wie weit er den Kopf dreht. Er kann sich einen räumlichen Fixpunkt suchen,

den er bei der nächsten Rotation wieder einnehmen möchte und sich so möglicherweise mehr an diesem räumlichen Fixpunkt orientieren als an seinem Körpergefühl.

Außerdem: „*Gelenkmessungen sind immer auch von der Muskelspannung und der Mitwirkung der Testperson abhängig*“ (Bruzek, 2006, S. 9). So wäre es von Vorteil gewesen, noch eine Probandengruppe mit einer zusätzlichen Intervention einzuführen, um abzuklären, wie groß der Beitrag des unbewussten Wunsches zur Verbesserung an den Messergebnissen ist. Eine Möglichkeit wäre, jener Placebo-gruppe glaubhaft zu versichern, mit einem Massageöl behandelt zu werden, dass „nachgewiesenermaßen die Beweglichkeit fördert“. Durch die Massage mit einem „speziellen“ Öl wäre außerdem ein Nocebo-Effekt, der die Ergebnisse der Gruppe „Lagerung“ möglicherweise negativ beeinflusst hat, sichtbar worden.

Die unilaterale Sacrum-counter-shear Technik wurde von der Versuchsleiterin ausgeführt. Dadurch wurde die Planung, Durchführung und Auswertung der Studie von einer Person durchgeführt, was die Objektivität wohl teilweise beeinträchtigt. Für Nachfolgestudien empfiehlt es sich deshalb, die Behandlung von einer unabhängigen Person ausführen zu lassen, die über die empirische Fragestellung nicht Bescheid weiß. Meistens wird beim Lehren einer manuellen Technik keine exakte Angabe über den auszuübenden Druck unterrichtet. Die Ausführung osteopathischer Techniken ist somit unter Umständen von Osteopath zu Osteopath unterschiedlich und nicht immer reproduzierbar. Für diese klinische Studie hätten potentielle Behandler also erst dahingehend trainiert werden müssen, bei der Technik ungefähr den gleichen Druck anzuwenden. Mehrere Osteopathen hätten die Technik so oft an einer Waage üben müssen, bis sie dabei jedes Mal verlässlich die gleiche Kraft ausüben. Verständlicherweise wäre damit ein erheblicher zeitlicher und organisatorischer Aufwand einhergegangen, was die Durchführung dieser Studie verkompliziert und den Rahmen einer Masterthesis bei weitem gesprengt hätte. Aus diesem Grund hat sich die Versuchsleiterin entschlossen, die Technik selbst durchzuführen.

8 Zusammenfassung

Aufbauend auf dem Modell der Läsionsketten untersuchte diese Studie die Auswirkung der unilateralen Sacrum-counter-shear-Technik auf das Bewegungsausmaß der aktiven HWS-Rotation. Diese manuelle Technik wurde im Zuge eines Seminars der Wiener Schule für Osteopathie von Williame DO und Finet DO (Williame, 2011) vorgestellt. Williame postulierte, dass es durch Anwendung der Technik zu einer Vergrößerung des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS kommt, wenn die Rotation vor der Anwendung der unilateralen Sacrum-counter-shear-Technik einseitig vermindert ist.

Nach Ansicht von Williame wird die Zunahme der Beweglichkeit dadurch erzielt, dass die Sacrum-counter-shear Technik zu einer Tonussenkung der Muskulatur des Beckenbodens führt, die sich in einer in Serie geschalteten Muskelkette bis zu den Mm. scaleni fortsetzt, sodass im Endeffekt der Widerstand für die HWS-Rotation zur kontralateralen Seite vermindert wird. Nach dieser Ansicht würde sich die Tonussenkung im Körper entlang einer myofaszialen Kette im Körper fortpflanzen, ähnlich wie die Entwicklung einer Läsionskette.

Als Studienaufbau wurde ein Versuchsgruppen-Kontrollgruppendesign mit Messwiederholung gewählt. Die Probanden der Kontrollgruppe „Keil“ wurden auf einem Styrodur®keil gelagert, jene der Kontrollgruppe „Lagerung“ wurden in entspannter Rückenlage gelagert. An den Probanden der Gruppe „Technik“ wurde die unilaterale Sacrum-counter-shear Technik angewandt. Die vorliegende Arbeit konnte die Theorie von Williame (2011) bestätigen. Es zeigte sich nach Anwendung der unilateralen Sacrum-counter-shear Technik nicht nur eine Vergrößerung des Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation zur vorher eingeschränkten Seite, sondern auch im gesamten Bewegungsausmaß der Rechts- und Linksrotation der HWS. Außerdem wurde die Amplitude der HWS-Rotation nach beiden Seiten symmetrischer.

Auch in der Gruppe „Keil“ kam es, vergleichbar zur Gruppe „Technik“, zu einer signifikanten Erweiterung des Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation zur vorher eingeschränkten Seite. Aus diesem Grund könnte Patienten die Lagerung auf einem Keil empfohlen werden, wenn eine Entspannung der sacroiliacalen Bänder indiziert ist.

Ob die durch die Sacrum-counter-shear-Technik gewonnene Zunahme der Bewegungsamplitude tatsächlich durch die Tonussenkung einer in Serie geschalteten

Muskelkette kommt, kann diese Studie nicht sicher beweisen. Die Möglichkeit einer Beeinflussung des autonomen Nervensystems durch Interventionen am Sacrum und damit die Beeinflussung der Spannung des faszialen Gewebes, muss in Betracht gezogen (vgl. Kapitel 4). Die Studie kann aber dennoch die Theorie der Entstehung von Läsionsketten bekräftigen und legt somit die Grundannahme der Existenz von myofaszialen Ketten nahe. Sie unterstützt damit den Grundsatz der Osteopathie, den Körper mit allen seinen Strukturen als eine Einheit zu betrachten und beim Behandeln von Läsionen den Menschen in seiner Gesamtheit zu betrachten.

Literaturverzeichnis

- Aliverti, A., Cala, S., Duranti, R., Ferrigno, G., Kenyon, C., Pedotti, A., Scano, G., Sliwinski, P., Macklem, P. & Yan, S. (Oktober 1997). Human respiratory muscle actions and control during exercise. *Journal of Applied Physiology*, 83(4), S. 1256-69.
- American Association of Colleges of Osteopathic Medicine (2009). *Glossary of Osteopathic Terminology*. Chevy Chase, Maryland.
- Amiri, M., Jull, G. & Bullock-Saxton, J. (2003). Measuring range of active cervical rotation in a position of full head flexion using the 3D Fastrak system: an intra-tester reliability study measurement system: an intra-tester reliability study. *Manual Therapy*, 8(3), S. 176-179, doi: 10.1016/S1356-689X(03)00009-2.
- Barral, J. & Mercier, P. (2005 b). *Lehrbuch der Viszeralen Osteopathie* (Bd. 2). München, Elsevier GmbH.
- Barral, J. & Mercier, P. (2005 a). *Lehrbuch der Viszeralen Osteopathie* (Bd. 1). München, Elsevier GmbH.
- Bartelink, D. (Nov. 1957). The role of intra-abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar vertebral discs. *Journal of Bone and Joint Surgery, British Volume* 39(4), S. 718-725, PMID: 13491636.
- Bashlin, S., Bilott, J. & Ellis, J. (Nov-Dec 1996). Menigovertebral ligaments and their putative significance in low back pain. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 19(9), S. 592-596, PMID: 8976478.
- Benjamin, M. (Jänner 2009). The fascia of the limbs and back - a review. *Journal of Anatomy*, 214(1), S. 1-18, doi: 10.1111/j.1469-7580.2008.01011.x.
- Bovens, A., van Baak, M., Vrencken, J., Wijnen, J. & Verstappen, F. (Jan-Feb 1990). Variability and reliability of joint measurements. 18(1), S. 58-63, PMID: 2405721.
- Brinckmann, P., Frobin, W., Leivseth, G. & Wolstenholme, R. (2000). *Orthopädische Biomechanik*. Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
- Bruzek, R. (2006). *Leitfaden Gelenkmessung*. München, Urban & Fischer.
- Caldwell, C. & Ricotta, J. (Juli 1987). Changes in visceral blood flow with elevated intraabdominal pressure. *Journal of surgical research*, 43(1), S. 14-20, PMID: 3599981.
- Camirand, N. (2013). Vidoamitschnitt Vorlesung Endokrinologie. Wien.

- Castro, W., Sautmann, A. & Schilgen, M. (2000). Noninvasive Three-Dimensional Analysis of Cervical Spine Motion in Normal Subjects in Relation to Age and Sex: An Experimental Examination. *Spine*, 25(4), S. 443-449, PMID: 10707389.
- Chaitow, L. (2012). The ARTT of palpation?. (Elsevier, Hrsg.) *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, (16), S. 129-131, doi: 10.1016/j.jbmt.2012.01.018.
- Chila, A. G. (2010). *Foundations of Osteopathic Medicine by American Osteopathic Association*. Philadelphia, Wolters Kluwer Health: Lippincott Williams and Wilkins.
- Chila, A. (2011). Foundations for Osteopathic Medicine, Third Edition. In *Foundations for Osteopathic Medicine, Third Edition* (S. 10). Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Coenen, W. (2010). *Manuelle Medizin bei Säuglingen und Kindern*. Heidelberg, Springer Medizin Verlag.
- Cottingham, J., Proges, S. & Lyon, T. (March 1988). Effects of Soft Tissue Mobilization (Rolfing Pelvic Lift) on Parasympathetic Tone in Two Age Groups. *Physical therapy*, 68(3), S. 352-356.
- Curic, A., Männer, H., Meißner, S. & Morawetz, F. (2007/2008). *Untersuchung zur Herzratenvariabilität unter Stress- und Entspannungs-Bedingung*. Universität Regensburg, Institut für experimentelle Psychologie. Regensburg: Lukesch, H.
- Demaria, F., Porcher, S., Ismael, S., Amarenco, G., Tritel, X., Madelenat, F. & Benifla, J. (2004). Using intercostal muscle EMG to quantify maternal expulsive efforts during vaginal delivery. *Neurology Urodynamics*, 23(7), S. 675-678, doi: 10.1002/nau.20050.
- DeTroyer, A. (2011). Action of the Respiratory Muscles. In S. Loring, *Comprehensive Physiology* (S. 443-461). The American Physiological Society, doi: 10.1002/cphy.cp030326.
- Diemer, F. & Sutor, V. (2010). *Praxis der medizinischen Trainingstherapie* (Bd. II). Stuttgart, Thieme Verlag.
- Diemer, F. & Sutor, V. (2007). *Praxis der medizinischen Trainingstherapie* (Bd. I). Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
- Findley, T. & Schleip, R. (2007). Introduction. In P. Huijing, P. Hollander, T. Findley & R. Schleip, *Fascia Research* (Bd. II, S. 2). München, Elsevier GmbH.
- Finet, G. & Williame, C. (2000). *Treating Visceral Dysfunction: An Osteopathic Approach to Understanding and Treating the Abdominal Organs*. Portland, Stillness Press.

- Frisch, H. (2009). *Programmierte Untersuchung des Bewegungsapparates*. Heidelberg, Springer Medizin Verlag.
- Garten, H. (2004). Lehrbuch Applied Kinesiology, Muskelfunktion - Dysfunktion - Therapie. In München, Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH.
- Grangier, N (2008). *Effets d'une manipulation dite „ostéopathique du sacrum“ sur l'amplitude des rotations cervicales en flexion maximale*, Abgerufen am 2010 von Schweizer Schule für Osteopathie: [http://www.osteopathie-ecole.ch/pages/recherche/travaux de recherche/2008/5.htm](http://www.osteopathie-ecole.ch/pages/recherche/travaux_de_recherche/2008/5.htm)
- Greenman, P. (2005). *Lehrbuch der osteopathischen Medizin*. Stuttgart, Haug Verlag.
- Hesch, J. (2013). *heschinstitute.org.*, Abgerufen am 20. 08 2013 von <http://www.heschinstitute.com/products.html>
- Heymoz, A. (2010). *Effets d'une manipulation osteopathique de "decisaillement du sacrum" sur le tonus musculaire des muscles intercostales*. Belmont-sur-Lausanne, Ecole Suisse de Medecine Osteopathique.
- Hinkelthein, E. & Zalpour, C. (2006). *Diagnose- und Therapiekonzepte in der Osteopathie*. Heidelberg, Springer Medizin Verlag.
- Hirsch, M. (2000). *Glossar der Neuroanatomie*. Heidelberg, Springer Verlag.
- Hodges, P., Butler, J., McKenzie, D. & Gandevia, S. (1997). Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *Journal of Physiology*, 502(Pt 2), S. 539-548, PMID: 9423192.
- Horst, R. (2011). *N.A.P. - Therapieren in der Neuroorthopädie*. Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
- Huijing, P. (1999). Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. *Journal of Biomechanics*, 32(4), S. 329-345, PMID: 10213024.
- Huijing, P. & Langevin, H. (2009). Communicating about fascia: history, pitfalls and recommendations. *International Journal of Therapeutic Massage and Bodywork*, 2(4), PMID: 21589739.
- Jones, L. (2005). *Strain-Counterstrain, Osteopathische Behandlung der Tenderpoints*. München, Elsevier Verlag.
- Kaiser, H (15. 11 2013). *Wikipedia*, Abgerufen am 21. 4 2014 von http://de.wikipedia.org/wiki/Numerische_Rating-Skala

- Kapandji, I. (1992). *Funktionelle Anatomie der Gelenke*, (Bd. III, Rumpf und Wirbelsäule). Stuttgart, Ferdinand Enke Verlag.
- Kapreli, E., Vourazanis, E. & Strimpakos, N. (October 2008). Neck pain causes respiratory dysfunction. *Medical Hypotheses*, 70(5), S. 1009-1013, PMID: 17959320.
- Klein, P. & Sommerfeld, P. (2004). *Biomechanik der menschlichen Gelenke* (Bd. untere Extremität). München, Urban & Fischer.
- Klein, P. & Sommerfeld, P. (2007). *Biomechanik der Wirbelsäule*. München, Elsevier GmbH.
- Langevin, H. (2006). Connective tissue: A body-wide signaling network?. *Medical Hypotheses*, 66(6), S. 1074-1077, doi: 10.1016/j.mehy.2005.12.032.
- Langevin, H., Bouffard, N., Fox, J., Palmer, B., Wu, J., Iatridis, J., Barnes, W., Badger, G. & Howe, A. (May 2011). Fibroblast cytoskeletal remodeling contributes to connective tissue tension. *Journal of Cell Physiology*, 226(5), S. 1166-75, doi: 10.1002/jcp.22442.
- Langevin, H., Nedergaard, M. & Howe, A. (August 2013). Cellular control of connective tissue matrix tension. *Journal of cellular biochemistry*, 114(8), S. 1714-9, doi: 10.1002/jcb.24521.
- Laube, W. & Müller, K. (2004). Der passive Muskeltonus als biophysikalische und der aktive Muskeltonus als neurophysiologische Zustandsgröße aus physiologischer und pathophysiologischer Sicht. *Österreichische Zeitschrift für Physikalische Medizin und Rehabilitation*, 14(1), S. 10-28.
- Levin, S. (09 2002). The Tensegrity-Truss as a Model for Spine Mechanics: Biotensegrity. *Journal of mechanics in medicine and biology*, 02(03n04), doi: 10.1142/S0219519402000472.
- Liem, T. (2001). *Kraniosacrale Osteopathie*. Stuttgart, Hippokrates Verlag.
- Love, S., Gringmuth, R., Kazemi, M., Cornacchia, P. & Schmolke, M. (Dec 1998). Interexaminer and intraexaminer reliability of cervical passive range of motion using the CROM and Cybex 320 EDI. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association* 42(4), S. 222-228, PMID: PMC2485402.
- Maarsingh, E., van Eykern, L., de Haan, R., Griffioen, R., Hoekstra, M. & van Aalderen, W. (Oktober 2002). Respiratory Physiology & Neurobiology. 133(1-2), S. 89-97, PMID: 12385734.

- Macklem, P., Gross, D., Grassino, G. & Roussos, C. (Feb 1978). Partitioning of inspiratory pressure swings between diaphragm and intercostal/accessory muscles. *Journal of Applied Physiology*, 44(2), S. 200-208, PMID: 632159.
- Masi & Hannon (2008). Human resting muscle tone (HRMT): narrative introduction and modern concepts.. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 12(4), S. 320-332.
- Meijer, H., Rijkelijhuizen, J. & Huijing, P. (Oktober 2008). Effects of firing frequency on length-dependent myofascial force transmission between antagonistic and synergistic muscle groups. *European Journal of Applied Physiology*, 104(3), S. 501-513, DOI:10.1007/s00421-008-0788-5.
- Mense, S. & Gerwin, R. (2010). *Muscle Pain: Understanding the Mechanisms*. Berlin Heidelberg, Springer Verlag.
- Mense, S. & Pongratz, D. (2003). *Chronischer Muskelschmerz*. Darmstadt, Steinkopff Verlag.
- Mulder, T. (2007). *Das adaptive Gehirn*. Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
- Myers, T. (2004). *Anatomy trains*. München, Elsevier, Urban & Fischer.
- Neuhuber, W. (12 1998). Besonderheiten der Innervation des Kopf-Hals-Bereichs. *Der Orthopäde Vol. 27*, S. 794 - 801.
- Neuhuber, W. (2009). Propriozeption im kraniozervikalen Übergang und Schleudertrauma. In M. Graf, C. Grilll & H. Wedig, *Beschleunigungsverletzung der Halswirbelsäule* (S. 5-8). Würzburg, Steinkopff Verlag, doi: 10.1007/978-3-7985-1838-4_1.
- Paoletti, S. (2001). *Faszien*. München, Urban & Fischer.
- Peeters, L. & Lason, G. (2011). Abgerufen am 24. 06 2013 von The International Academy of Osteopathy:
http://www.osteopathie.eu/moodle/pluginfile.php/30675/mod_resource/content/5/modern_principles_of_osteopathy_version_1_05062011.pdf
- Pel, J., Spoor, C., Pool-Goudzwaard, A., Hoek van Dijke, G. & Snijders, C. (Mar 2008). Biomechanical Analysis of Reducing Sacroiliac Joint Shear Load by Optimization of Pelvic Muscle and Ligament Forces. *Annals of Biomedical Engineering*, 36(3), S. 415-424, doi: 10.1007/s10439-007-9385-8.
- Penning, L. & Wilmink, J. (Oct 1987). Rotation of the cervical spine: a CT study in normal subjects. *Spine* , 12(8), S. 732-738, PMID: 3686228 .
- Platzer, W. (1979). *Taschenatlas der Anatomie* (Bd. 1). Stuttgart, Georg Thieme Verlag.

- Purslow, P. (Oktober 2010). Muscle fascia and force transmission. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14(4), doi: 10.1016/j.jbmt.2010.01.005.
- Richardson, C., Snijders, C., Hides, J., Damen, L., Pas, M. & Strom, J. (Feb 2002). The Relation Between the Transversus Abdominis Muscles, Sacroiliac Joint Mechanics and Low Back Pain. *Spine*, 27(4), S. 399-405, PMID: 11840107.
- Richter, P. & Hebgen, E. (2007). *Triggerpunkte und Muskelfunktionsketten*. Stuttgart, Hippokrates Verlag.
- Rimmer, K., Ford, G. & Whitlaw, W. (Nov 1995). Interaction between postural and respiratory control of human intercostal muscles. *Journal of Applied Physiology*, 79(5), S. 1556-1561, PMID: 8594013.
- Rohen, J. (2001). *Funktionelle Neuroanatomie*. Stuttgart, Schattauer GmbH.
- Roulin, L. (2010). *Effets d'une manipulation osteopathique dite de "decisaillement du sacrum" sur le tonus musculaire des muscles scalènes*. Belmont-sur-Lausanne, Ecole Suisse de Medecine Osteopathique.
- Royo-Salvador, M., Solé-Llenas, J., Doménech, J. & González-Adrio, R. (May 2005). Results of the section of the filum terminale in 20 patients with syringomyelia, scoliosis and Chiari-malformation. *Acta Neurochirurgie*, 147(5), S. 515-523, PMID: 15723156.
- Rudwaleit, M. & Sieper, J. (Juni 2004). Diagnose und Frühdiagnose der ankylosierenden Spondylitis (Morbus Bechterew). *Zeitschrift für Rheumatologie*, 63(3), S. 193-202, DOI 10.1007/s00393-004-0629-9.
- Sammut, E. & Searle-Barnes, P. (2000). *Osteopathische Diagnose*. München, Richard Pflaum Verlag GmbH & Co.KG.
- Schleip, R. (January 2003). Fascial plasticity - a new neurobiological explanation: Part 1. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 7(1), S. 11-19, doi: 10.1016/S1360-8592(02)00067-0.
- Schleip (04. 03 2011). *Vortrag: Faszination Faszien (Audiomitschnitt)*. Rolting Verein Österreich. Wien.
- Schleip, R., Findley, T., Chaitow, L. & Huijing, P. (2012). *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh, Elsevier.
- Schleip, R., Klingler, W. & Lehmann-Horn, F. (November 2008). Faszien besitzen eine der glatten Muskulatur vergleichbare Kontraktionsfähigkeit und können so die muskuloskelettale Mechanik beeinflussen. *Osteopathische Medizin, Zeitschrift für ganzheitliche Heilverfahren*, 9(4), S. 19-21, doi: 10.1016/j.ostmed.2008.09.011.

- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M. & Wesker, K. (2005). *Prometheus, Lehrbuch der Anatomie* (Bd. I). Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
- Seffimcer, M., King, H., Ward, R., Jones III, J., Rogers, F. & Patterson, M. (2003). Osteopathic philosophy. In & A. G. Chila & J. Carreira (Hrsg.), *Foundations for Osteopathic Medicine* (3 Ausg.). Baltimore, Philadelphia, Lippincott Williams and Wilkins Association American Osteopathic.
- Silbernagl, S. & Despopoulos, A. (2007). *Taschenatlas der Physiologie*. Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
- Simons, D. & Mense, S. (Mar 1998). Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle pain. *Pain*, 75(1), S. 1-17, PMID: 9539669.
- Snijders, C., Vleeming, A. & Stoeckart, R. (1993). Transfer of lumbosacral load to iliac bones and legs Part 1: Biomechanics of self-bracing of the sacroiliac joints and its significance for treatment and exercise. *Clinical Biomechanics*, 8S. 285-294.
- Speece, C., Crow, W. & Simmons, S. (2003). *Osteopathische Körpertechniken nach W. G. Sutherland, Ligamentous Articular Strain (LAS)*. Stuttgart, Hippokrates Verlag, ISBN 3-8304-5266-7.
- Spineproducts (Dezember 1988). *CROM Prodedure Manual*, Abgerufen am 27. 04 2014 von [www.spineproducts.com: http://www.spineproducts.com/pdf/CROMManual.pdf](http://www.spineproducts.com/pdf/CROMManual.pdf)
- Stecco, L. & Stecco, C. (2014). *Fascial Manipulation for Internal Dysfunctions*. Padova, Piccin Nuova Libreria S.p.A..
- Sutherland (2008). Das große Sutherland-Kompendium. In (S. I-33). Christian Hartmann.
- Tasker (1916). *Priciples of Osteopathy*. Los Angeles, epuli.
- Trotter, J. & Purslow, P. (Mai 1992). Functional morphology of the endomysium in series-fibered muscles. *Journal of morphology*, 212(2), S. 109-22, PMID: 1608046.
- van den Berg, F. (2003). *Angewandte Physiologie* (Bd. 1). Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
- van der Wal, J. (2009). The Architecture of the Connective Tissue in the Musculoskeletal System. *International journal of therapeutic massage and bodywork*, 2(4), S. 9-23, PMID: 21589740.
- van der Wal, J. (2012). Proprioception, mechanoreception and the anatomy of fascia. In R. Schleip, T. Findley, L. Chaitow & P. Huijing, *The tensional network of the human body* (S. 81-87). Edinburgh, Elsevier.

- van Dun, P. & Girardin, M. (2006). Embryological study of the spinal dura and its attachment into the vertebral canal. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 9(3), S. 85 - 93, doi: 10.1016/j.ijosm.2006.07.002.
- Vivier, E., Metton, O., Piriou, V., Lhuillier, F., Cottet-Emard, J., Branche, P., Duperret, S. & Viale, J. (Jun 2006). Effects of increased intra-abdominal pressure on central circulation. *British Journal of Anaesthesia*, 96(6), S. 701-707, PMID: 16595615.
- Vleeming (2012). The thoracolumbar fascia. In R. Schleip, T. Findley, L. Chaitow & P. Huijing, *Fascia: The tensional network of the human body* (S. 37-43). London, Elsevier.
- Vleeming, A., Pool-goudzwaard, A., Stoeckart, R., van Wingerden, J. & Snijders, C. (1995). The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*, 20(7), S. 753-8, PMID: 7701385.
- von Piekartz, H. (2005). *Kiefer, Gesichts- und Zervikalregion*. Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
- Weineck, J. (2004). *Sportbiologie*. Balingen, Spitta Verlag & Co KG.
- Weiß, T. & Schaible, H. (2003). Schmerzmessung. In F. Van den Berg, *Angewandte Physiologie 4, Schmerzen verstehen und beeinflussen* Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
- Williame, C. (4. 12 2008). Audiomitschnitt der Vorlesung. *Viszerale Osteopathie* , Gars am Kamp.
- Williame, C. (20. 10 2011). E-Mail.
- Williams, N. (Okt 1997). Managing back pain in general practice--is osteopathy the new paradigm?. *The British journal of gernerel practice*, 47(423), S. 653-655, PMID: 9474832.
- Youdas, J.W., Carey, J.R. & Garrett, T.R. (1991). Reliability of Measurements of Cervical Spine Range of Motion - Comparison of Three Methods. *Physical Therapy*, 71 (2), 98-104, PMID: 1989013 .
- Zettler, A. (Dez 2009). Tensegrity. *Mathematik zum Anfassen* , Graz, Universität Graz.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Ansatz des Epimysiums eines Muskels an der Faszie des benachbarten Muskels (Beispiel an einer Putenbrust)	23
Abbildung 2:	Schematische Darstellung des Experimentes	29
Abbildung 3:	Numerische Rating-Skala (Kaiser, 2013)	37
Abbildung 4:	Ausgangsstellung beim Messvorgang.....	38
Abbildung 5:	Ausgangsstellung bei Durchführung der unilateralen Sacrum-counter-shear Technik	40
Abbildung 6:	Demonstration am Skelettmodell	41
Abbildung 7:	Detailansicht Handposition.....	42
Abbildung 8:	Probandin mit dem CROM-Instrument	44
Abbildung 9:	Ansicht des Keils	44
Abbildung 10:	Seitansicht des Keils.....	45
Abbildung 11:	Schematische Aufteilung der Probanden	48
Abbildung 12:	Variationsbreite, Interquartilsbereich und Median der Variablen „Lebensalter“ nach Interventionsart (n = 43)	52
Abbildung 13:	Verteilung der Geschlechter in den einzelnen Gruppen in %	53
Abbildung 14:	Anteil der Osteopathen in % in den Behandlungsgruppen	54
Abbildung 15:	Durchschnittliches Bewegungsausmaß der Rotation der HWS nach links, bzw. nach rechts.....	56
Abbildung 16:	Veränderung des gesamten Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS bei Pre- und Posttestmessung (Angaben in Prozent).....	58
Abbildung 17:	Prozentuelle Veränderung des Bewegungsausmaßes der Rotation der HWS zur weniger beweglichen Seite zwischen Pre- und Posttestmessung	60
Abbildung 18:	Veränderung der Differenz zwischen Rechts- und Linksrotation bei Pre- und Posttestmessung (Angabe in Prozent)	61
Abbildung 19:	Entwicklung des gesamten Bewegungsausmaßes der HWS-Rotation nach der jeweiligen Intervention, ausgedrückt im prozentuellen Anteilen der Stichprobe	64
Abbildung 20:	Veränderung des Bewegungsausmaßes zur weniger beweglichen Seite bei der Pre- und Posttestmessung in Prozent nach Interventionsart	66
Abbildung 21:	Prozentueller Stichprobenanteil der gezeigten Effekte auf die Differenz der HWS-Links- und Rechtsrotation, nach Interventionsart gruppiert.	67

Abbildung 22: Schmerzlokalisierung (absolute Häufigkeiten) vor und nach der Intervention.....	70
Abbildung 23: Händigkeit und bessere Rotationsseite (absolute Häufigkeiten).....	71
Abbildung 24: durchschnittliches Bewegungsausmaß der Gesamtrotation der HWS zum MZP I und MZP II, gruppiert nach Berufsgruppe	73

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Schmerzangaben.....	69
------------	---------------------	----

Anhang

Einverständniserklärung

Liebe Probandin, lieber Proband,

Sie nehmen an einer Studie zur Erlangung des Titels „Master of Science“ als Abschluss meiner osteopathischen Ausbildung teil. Im Verlauf dieser Studie wird das natürliche Bewegungsausmaß Ihrer Halswirbelsäule mehrmals gemessen.

Die im Fragebogen erhobenen Daten dienen dem Ausschluss etwaiger Gesundheitsrisiken. Die erhobenen Daten werden anonymisiert und für statistische Zwecke verwendet.

Wenn Sie es wünschen, werden Sie über das Ergebnis der Studie informiert.

In diesem Fall notieren Sie bitte im folgenden Feld Ihre Kontaktdaten (Telefonnummer oder Email-Adresse):

Bitte unterschreiben Sie die angefügte Einverständniserklärung.

Einverständniserklärung

Ich bin damit einverstanden, an der Studie zur Erlangung des Titels „Master of Science“ in Osteopathie, durchgeführt von Frau Karin Pühringer, teilzunehmen.

Datum:..... Unterschrift:.....

Fragebogen

Fragebogen

Proband Nr:.....

Datum:.....

Name:.....

Alter:.....

w: m:

Händigkeit: links: rechts:

Bitte beantworten Sie folgende Fragen indem Sie die passende Spalte ankreuzen.

		ja	nein
1.	Sind Sie schwanger?		
2.	Nehmen Sie zurzeit Medikamente (andere als die Pille, Vitamine oder Nahrungsergänzungen)? Wenn ja, welche?.....		
3.	Befinden Sie sich zurzeit in medizinischer, psychotherapeutischer oder physiotherapeutischer Behandlung? Wenn ja, in welcher?.....		
4.	Leiden Sie an einer Erkrankung des Beckens oder der Wirbelsäule (Bandscheibenvorfall, Osteoporose, Morbus Scheuermann, Blockwirbelbildung, Wirbelkörperkompressionsbruch....)?		
5.	Wurden bei Ihnen Operationen an der Wirbelsäule (Hals-, Brust- oder Lendenwirbelsäule) oder am Becken vorgenommen?		
6.	Haben Sie Frakturen im Wirbelsäulen- oder Beckenbereich erlitten?		
7.	Hatten Sie jemals ein Trauma im Schädel- oder Nackenbereich (z. B. ein Schleudertrauma/Peitschenschlagsyndrom), welches das Tragen einer Schanzkrawatte notwendig machte?		
8.	Haben Sie Sensibilitätsstörungen oder Muskelschwäche an einem Arm oder Bein infolge einer Erkrankung?		
9.	Treten bei Ihnen regelmäßige Schwindelattacken oder Ohrgeräusche (Tinnitus) auf?		
10.	Leiden Sie an einer chronischen Erkrankung des Herz-Kreislaufsystems, der Lunge oder des Skelettsystems? Wenn ja, an welcher?		
11.	Haben Sie heute Schmerzen im Rücken- oder Beckenbereich?		

Rohdatenliste

Prob. Nr.	Gruppe	Alter	Geschlecht	Händigkeit	Beruf	Datum	Messung I , Ausgangswert								Datum	Wo Schmerz ja/nein	Messung II, Prä-Test								Messung III, Post-Test								Wo Schmerz ja/nein				
							Rotation links				Rotation rechts						Rotation links				Rotation rechts				Rotation links				Rotation rechts								
1	1	22	w	5	9	7.6.	65	65	68	72	78	82	82	84	8.6.	0	70	68	74	75	72	82	82	75	72	74	76	78	82	85	82	79	0				
2	2	32	w	5	8	27.2.	60	68	68	65	59	59	60	62	28.2.	0	60	60	62	69	50	52	59	60	62	62	65	62	59	60	61	65	0				
3	4	35	w	5	8	27.2.	59	52	54	54	64	72	70	68	28.2.	ISG2	60	65	65	70	60	62	65	62	60	62	65	65	58	55	55	60	0				
4	2	31	w	5	8	27.2.	60	59	60	61	59	50	55	57	28.2.	0	69	70	70	65	52	50	50	48	70	68	68	69	50	52	55	55	0				
5	1	28	w	5	8	27.2.	53	50	51	53	51	47	47	48	28.2.	0	58	60	60	62	60	64	64	64	64	60	50	52	62	62	58	60	0				
6	4	29	w	5	8	27.2.	69	70	75	72	52	55	57	57	28.2.	0	52	58	60	62	55	58	60	58	58	58	55	60	49	48	48	50	0				
7	4	48	w	5	8	29.2.	65	60	65	68	70	72	72	74	1.3.	0	65	68	65	67	70	72	68	70	58	62	62	60	72	70	72	70	0				
8	4	51	w	6	9	24.3.	50	55	60	58	50	58	55	52	abwesend																						
9	1	42	w	5	8	24.3.	50	58	60	62	65	66	67	68	25.3.	LWS3	68	70	70	62	58	60	60	66	70	64	66	62	68	70	70	70	?				
10	1	30	w	5	8	24.3.	52	54	52	53	71	72	72	75	25.3.	0	50	55	55	60	70	70	70	65	60	60	55	60	60	62	62	68	0				
11	3	40	w	6	8	24.3.	58	60	70	70	72	70	72	76	25.3.	0	52	56	60	60	68	72	76	76	58	60	66	68	66	68	70	72	0				
12	3	47	w	5	8	26.4.	62	62	64	66	70	70	72	70	27.4.	0	64	64	62	64	74	76	76	76	68	70	70	70	76	72	72	74	0				
13	2	29	w	5	8	26.4.	62	60	60	62	58	56	58	62	27.4.	0	70	70	70	68	62	62	66	64	64	62	66	62	68	70	70	70	0				
14	4	29	w	5	8	26.4.	86	88	82	84	76	76	74	80	27.4.	0	88	86	86	88	76	74	76	76	86	84	84	84	80	82	80	80	0				
15	4	29	w	5	8	26.4.	68	68	68	68	68	66	66	68	Ausschlusskrit.: Symmetrie																						
16	4	29	w	5	8	26.4.	70	74	72	74	68	64	62	64	27.4.	0	70	70	72	72	64	64	62	60	72	70	70	70	64	64	68	68	0				
17	4	28	w	5	8	26.4.	70	72	70	70	64	62	64	66	27.4.	0	78	76	68	70	68	68	68	68	74	74	70	68	70	70	70	70	0				
18	2	49	m	5	8	26.4.	42	44	46	48	52	50	52	54	27.4.	0	50	50	52	52	52	54	56	58	50	54	54	58	56	58	58	58	0				
19	3	45	w	5	8	26.4.	59	60	62	66	64	66	66	68	27.4.	0	60	64	62	62	60	64	66	63	60	62	66	64	58	60	60	60	0				

Fortsetzung auf folgender Seite

Prob. Nr.	Gruppe	Alter	Geschlecht	Händigkeit	Beruf	Datum	Messung I , Ausgangswert								Datum	Wo Schmerz ja/nein	Messung II, Prä-Test								Messung III, Post-Test								Wo Schmerz ja/nein					
							Rotation links				Rotation rechts						Rotation links				Rotation rechts				Rotation links				Rotation rechts									
20	1	45	m	5	8	26.4.	70	74	76	80	64	66	64	66	27.4.	0	72	72	72	72	74	72	74	72	80	80	82	82	72	74	72	72	0					
21	4	54	w	7	8	2.5.	55	58	60	60	55	55	60	60	3.5.	0	51	52	56	56	54	60	64	64	55	58	58	58	60	62	64	64	0					
22	3	40	w	5	8	2.5.	60	70	70	70	70	75	70	70	3.5.	0	70	68	70	70	80	82	82	82	72	72	72	72	78	76	78	78	0					
23	1	39	w	5	8	2.5.	48	50	52	56	60	60	60	62	3.5.	0	57	63	65	65	59	60	62	62	65	70	70	70	65	65	65	65	0					
24	1	35	m	5	8	2.5.	70	75	75	80	60	60	60	60	3.5.	0	74	76	74	74	58	58	60	60	78	78	80	80	60	62	60	62	0					
25	2	31	m	5	8	2.5.	80	75	70	70	70	70	60	65	3.5.	0	80	80	75	80	70	70	72	70	80	85	80	85	75	70	70	75	0					
26	1	29	m	5	8	2.5.	58	59	57	60	59	58	57	58	Ausschlusskrit.: Symmetrie																							
27	3	34	w	5	8	2.5.	60	65	65	65	70	70	70	72	3.5.	LWS5	60	60	58	60	72	72	70	74	66	64	64	66	72	72	72	74	LWS5					
28	1	57	m	5	9	2.5.	55	60	65	60	55	60	55	60	3.5.	0	48	52	54	56	62	64	62	64	58	60	58	60	62	62	62	60	0					
29	3	38	w	5	8	1.6.	68	70	72	72	74	78	78	78	2.6.	0	68	68	68	68	76	78	78	78	78	72	72	70	72	70	74	72	0					
30	1	29	m	5	8	1.6.	52	52	54	50	58	64	62	60	2.6.	0	60	60	60	56	50	42	42	46	52	54	54	54	50	48	44	44	0					
31	1	40	m	5	8	1.6.	62	60	60	60	54	62	68	62	2.6.	0	68	70	68	62	60	58	60	58	62	60	58	60	52	54	54	56	0					
32	4	38	w	5	8	1.6.	58	58	60	60	64	68	64	66	2.6.	0	60	58	60	62	64	66	64	66	58	60	60	62	64	64	66	66	0					
33	1		m	5	8	1.6.	52	50	52	52	48	50	50	50	2.6.	0	58	58	60	60	44	48	48	50	52	54	60	60	42	42	44	44	0					
34	4	32	m	5	8	1.6.	54	52	52	52	48	48	50	48	2.6.	0	60	60	58	58	48	42	42	42	52	48	48	50	42	42	44	56	0					
35	1	29	w	5	8	1.6.	78	78	80	78	80	78	80	80	2.6.	0	80	84	80	82	68	70	72	70	78	78	72	74	68	70	72	72	0					
36	1	34	m	5	8	1.6.	52	52	52	52	50	54	54	56	2.6.	0	64	64	62	64	60	56	58	56	68	62	66	64	52	54	52	56	0					
37	1	42	w	5	8	1.6.	60	62	62	60	60	60	60	62	2.6.	0	58	58	60	59	56	50	52	52	52	52	52	52	54	48	50	52	52	0				
38	2	48	m	5	8	1.6.	58	54	52	52	42	44	50	50	2.6.	0	54	56	56	56	38	38	40	42	50	52	52	52	50	48	48	50	0					

Fortsetzung auf folgender Seite

Prob. Nr.	Gruppe	Alter	Geschlecht	Händigkeit	Beruf	Datum	Messung I , Ausgangswert								Datum	Wo Schmerz ja/nein	Messung II, Prä-Test								Messung III, Post-Test								Wo Schmerz ja/nein					
							Rotation links				Rotation rechts						Rotation links				Rotation rechts				Rotation links				Rotation rechts									
39	1	20	w	6	9	7.6.	68	78	78	82	70	75	76	78	8.6.	0	65	70	70	72	62	65	70	70	62	68	65	68	64	70	65	70	0					
40	4	56	w	5	9	7.6.	55	60	65	65	57	55	60	60	8.6.	0	52	58	60	60	50	55	60	60	55	58	58	60	54	52	55	58	0					
41	4	56	m	6	9	7.6.	58	68	60	60	52	52	52	54	8.6.	0	58	58	60	60	55	55	58	55	52	58	58	58	52	55	50	55	0					
42	4	24	m	5	9	11.7.	59	61	68	67	70	70	70	68	12.7.	0	60	62	62	68	68	70	70	72	64	62	64	64	72	72	72	70	0					
43	3	19	m	5	9	14.7.	54	59	60	63	58	61	60	62	15.7.	0	62	64	60	60	58	60	59	58	62	64	64	62	52	53	54	58	0					
44	3	53	w	5	9	14.7.	56	61	62	65	72	73	74	74	15.7.	0	55	58	60	62	64	69	68	68	64	65	63	64	69	70	70	69	0					
45	3	52	w	5	9	14.7.	78	76	78	78	70	70	71	73	15.7.	0	65	70	72	72	71	74	72	72	74	73	75	74	71	70	72	73	0					
46	4	57	m	5	9	14.7.	53	53	53	54	46	48	49	50	15.7.	HWS5	54	56	58	56	43	44	45	45	58	54	56	55	46	48	48	48	HWS4					
47	3	49	m	6	9	14.7.	58	60	60	62	69	70	70	71	15.7.	0	66	68	68	69	70	71	70	70	68	67	68	68	72	73	72	73	0					
48	4	53	w	5	9	14.7.	65	66	66	66	52	52	53	53	15.7.	0	67	68	68	69	55	54	58	57	65	68	67	67	55	56	56	58	0					
49	4	52	m	5	9	14.7.	52	66	64	64	58	59	60	58	15.7.	0	65	64	68	68	54	55	55	56	64	66	66	67	52	53	53	54	0					
50	abwesend																																					
51	4	31	w	5	8	16.11.	62	64	64	64	64	64	70	68	Ausschlusskrit.: Symmetrie																							
52	4	34	w	5	8	16.11.	66	66	66	64	66	70	72	74	17.11.	0	68	70	68	70	68	68	68	68	68	68	66	68	68	68	68	66	0					
53	1	44	w	6	8	16.11.	50	52	54	54	62	68	68	68	17.11.	0	60	62	58	58	78	76	76	78	58	58	60	60	76	74	74	76	0					
54	2	27	w	5	8	16.11.	70	70	72	72	70	70	72	72	Ausschlusskrit.: Symmetrie																							
55	1	33	w	6	8	16.11.	60	60	60	60	64	64	70	70	17.11.	HWS1	52	56	56	58	70	70	70	72	60	60	60	60	68	70	70	70	HWS1					
56	1	34	w	5	8	16.11.	56	62	60	62	62	64	69	68	17.11.	0	62	64	64	64	62	66	66	70	62	69	68	68	64	68	68	70	0					
57	1	30	w	6	8	16.11.	60	58	58	60	64	62	68	62	Ausschlusskrit.: Symmetrie																							

Fortsetzung auf folgender Seite

Prob. Nr.	Gruppe	Alter	Geschlecht	Händigkeit	Beruf	Datum	Messung I, Ausgangswert				Datum	Wo Schmerz ja/nein	Messung II, Prä-Test				Messung III, Post-Test				Wo Schmerz ja/nein													
							Rotation links		Rotation rechts				Rotation links		Rotation rechts		Rotation links		Rotation rechts															
58	3	24	w	5	8	16.11.	74	72	74	76	68	72	72	72	Ausschlusskrit.: Symmetrie																			
59	4	27	w	5	8	16.11.	54	52	50	54	66	64	62	64	17.11.	0	44	54	50	50	64	70	70	70	46	48	48	46	64	64	66	70	0	
60	2	25	w	5	8	16.11.	70	70	74	72	64	64	68	68	17.11.	LWS2	68	70	75	78	66	70	68	67	76	76	77	74	64	72	73	72	0	
61	4	32	w	5	8	16.11.	62	64	64	64	62	62	62	62	Ausschlusskrit.: Symmetrie																			
62	2	26	w	5	8	16.11.	68	68	70	68	66	68	62	62	17.11.	LWS2	70	70	68	74	60	66	68	60	68	64	64	64	68	66	60	60	0	
63	2	26	m	5	8	16.11.	70	70	72	74	78	76	76	78	17.11.	0	70	72	70	72	70	70	70	70										
64	4	26	w	5	8	16.11.	40	50	56	66	58	64	70	70	17.11.	HWS2	40	40	46	38	56	58	62	64	56	42	48	44	52	54	62	64	HWS2	
65	1	22	w	5	9	24.11.	74	72	70	72	62	70	70	68	25.11.	BWS4	74	74	70	74	60	60	62	62	70	68	62	68	64	62	62	60	BWS4	
66	1	23	m	5	9	24.11.	57	60	57	57	52	55	50	52	25.11.	0	62	65	65	63	50	50	51	52	62	62	62	60	55	62	57	60	0	
67	1	58	w	5	9	11.12.	62	62	66	64	72	65	70	68	12.12.	0	60	58	60	60	68	70	70	70	60	60	60	62	72	72	72	70	0	
68	1	51	w	5	9	16.12.	51	52	55	55	48	50	49	50	17.12.	HWS2	52	55	52	55	48	44	50	45	45	50	48	48	52	52	55	56	0	

Legende:

Gruppe:	1 Keil	2 / 3 Technik rechts/links	4 Lagerung
Händigkeit:	5 rechts	6 links	7 beidhändig
Beruf:	8 Osteopath	9 Andere	

Statistische Auswertungen

1. DEMOGRAPHISCHE BESCHREIBUNG DER POPULATION UND HYPOTHESE 1:

Alter:

Statistiken

Alter

N	Gültig	43
	Fehlend	1
Mittelwert		38,05
Standardabweichung		11,043
Minimum		22
Maximum		58

Deskriptive Statistik

Treatment		Statistik	Standardfehler		
			r		
Alter	Keil	Mittelwert	37,86	3,271	
		95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	30,79	
			Obergrenze	44,92	
		5% getrimmtes Mittel	37,62		
		Median	37,00		
		Varianz	149,824		
		Standardabweichung	12,240		
		Minimum	22		
		Maximum	58		
		Spannweite	36		
		Interquartilbereich	19		
		Schiefe	,272	,597	
		Kurtosis	-1,012	1,154	
Lagerung		Mittelwert	37,53	3,126	
		95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	30,83	
			Obergrenze	44,24	
		5% getrimmtes Mittel	37,20		
		Median	32,00		
		Varianz	146,552		
		Standardabweichung	12,106		
		Minimum	24		
		Maximum	57		
		Spannweite	33		
		Interquartilbereich	24		
		Schiefe	,625	,580	
		Kurtosis	-1,407	1,121	
Technik		Mittelwert	38,79	2,470	
		95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	33,45	
			Obergrenze	44,12	
		5% getrimmtes Mittel	38,76		
		Median	39,00		
		Varianz	85,412		
		Standardabweichung	9,242		
		Minimum	25		
		Maximum	53		
		Spannweite	28		
		Interquartilbereich	17		
		Schiefe	,030	,597	
		Kurtosis	-1,372	1,154	

Hypothese 1a:

ONEWAY deskriptive Statistiken

Alter

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler r	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
Keil	14	37,86	12,240	3,271	30,79	44,92	22	58
Lagerung	15	37,53	12,106	3,126	30,83	44,24	24	57
Technik	14	38,79	9,242	2,470	33,45	44,12	25	53
Gesamt	43	38,05	11,043	1,684	34,65	41,45	22	58

Test der Homogenität der Varianzen

Alter

Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
1,067	2	40	,354

Einfaktorielle ANOVA

Alter

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	12,102	2	6,051	,047	,954
Innerhalb der Gruppen	5109,805	40	127,745		
Gesamt	5121,907	42			

Geschlecht:

Geschlecht

	Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig weiblich	30	68,2	68,2	68,2
männlich	14	31,8	31,8	100,0
Gesamt	44	100,0	100,0	

Geschlecht * Treatment Kreuztabelle

		Treatment			Gesamt
		Keil	Lagerung	Technik	
Geschlecht weiblich	Anzahl	10	10	10	30
	% innerhalb von Treatment	66,7%	66,7%	71,4%	68,2%
männlich	Anzahl	5	5	4	14
	% innerhalb von Treatment	33,3%	33,3%	28,6%	31,8%
Gesamt	Anzahl	15	15	14	44
	% innerhalb von Treatment	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

Hypothese 1b:

Chi-Quadrat-Tests

	Wert	df	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)
Chi-Quadrat nach Pearson	,100 ^a	2	,951
Likelihood-Quotient	,101	2	,951
Zusammenhang linear mit-linear	,072	1	,788
Anzahl der gültigen Fälle	44		

a. 3 Zellen (50,0%) haben eine erwartete Häufigkeit kleiner 5.
Die minimale erwartete Häufigkeit ist 4,45.

Profession:

Beruf

	Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig Osteopath/PT	31	70,5	70,5	70,5
andere	13	29,5	29,5	100,0
Gesamt	44	100,0	100,0	

Beruf * Treatment Kreuztabelle

			Treatment			Gesamt
			Keil	Lagerung	Technik	
Beruf	Osteopath/PT	Anzahl	9	10	12	31
		% innerhalb von Treatment	60,0%	66,7%	85,7%	70,5%
	andere	Anzahl	6	5	2	13
		% innerhalb von Treatment	40,0%	33,3%	14,3%	29,5%
Gesamt		Anzahl	15	15	14	44
		% innerhalb von Treatment	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

Hypothese 1d:

Chi-Quadrat-Tests

	Wert	df	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)
Chi-Quadrat nach Pearson	2,457 ^a	2	,293
Likelihood-Quotient	2,644	2	,267
Zusammenhang linear mit-linear	2,223	1	,136
Anzahl der gültigen Fälle	44		

a. 3 Zellen (50,0%) haben eine erwartete Häufigkeit kleiner 5.
Die minimale erwartete Häufigkeit ist 4,14.

Händigkeit:

Händigkeit

	Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig rechts	38	86,4	86,4	86,4
links	5	11,4	11,4	97,7
beidhändig	1	2,3	2,3	100,0
Gesamt	44	100,0	100,0	

Hypothese 1e:

Chi-Quadrat-Tests

	Wert	df	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)
Chi-Quadrat nach Pearson	2,536 ^a	4	,638
Likelihood-Quotient	2,795	4	,593
Zusammenhang linear mit-linear	,638	1	,425
Anzahl der gültigen Fälle	44		

a. 6 Zellen (66,7%) haben eine erwartete Häufigkeit kleiner 5. Die minimale erwartete Häufigkeit ist ,32.

Bewegungsausmaß der Gesamtrotation:

Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest

		gesamtes Bewegungsausmaß Messung 1	gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2
N		44	44
Parameter der Normalverteilung ^{a,b}	Mittelwert	126,4489	127,1705
	Standardabweichung	15,23790	15,73073
Extremste Differenzen	Absolut	,103	,065
	Positiv	,096	,065
	Negativ	-,103	-,061
Kolmogorov-Smirnov-Z		,682	,429
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,741	,993

a. Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.
b. Aus den Daten berechnet.

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	gesamtes Bewegungsausmaß Messung 1	126,4489	44	15,23790	2,29720
	gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2	127,1705	44	15,73073	2,37150

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)	
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere				Obere
Paaren 1	gesamtes Bewegungsausmaß Messung 1 - gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2	-,72159	6,43600	,97026	-2,67831	1,23513	-,744	43	,461

Test der Homogenität der Varianzen

gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2

Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
,062	2	41	,940

Einfaktorielle ANOVA

gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	308,654	2	154,327	,612	,547
Innerhalb der Gruppen	10331,943	41	251,999		
Gesamt	10640,597	43			

Bericht

Treatment		Rotation links Messung 2 Mittelwert	Rotation links Messung 2 Standardabweichung	Rotation rechts Messung 2 Mittelwert	Rotation rechts Messung 2 Standardabweichung
Keil	Mittelwert	64,0667	2,20714	63,7500	1,87709
	N	15	15	15	15
	Standardabweichung	8,85320	1,227500	9,88912	1,177095
Lagerung	Mittelwert	62,8000	2,43187	60,9333	1,74732
	N	15	15	15	15
	Standardabweichung	10,59237	1,417325	9,19698	,946287
Technik	Mittelwert	64,5536	2,10510	65,6071	2,08089
	N	14	14	14	14
	Standardabweichung	7,60831	1,410854	11,73289	1,350549
Insgesamt	Mittelwert	63,7898	2,25129	63,3807	1,89770
	N	44	44	44	44
	Standardabweichung	8,95027	1,328683	10,23467	1,145886

Hypothese 1c:

Test der Homogenität der Varianzen

	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
Rotation links Messung 2 Mittelwert	,270	2	41	,765
Rotation rechts Messung 2 Mittelwert	,439	2	41	,647

Einfaktorielle ANOVA

		Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Rotation links Messung 2 Mittelwert	Zwischen den Gruppen	24,012	2	12,006	,144	,866
	Innerhalb der Gruppen	3420,606	41	83,429		
	Gesamt	3444,618	43			
Rotation rechts Messung 2 Mittelwert	Zwischen den Gruppen	161,288	2	80,644	,761	,474
	Innerhalb der Gruppen	4342,898	41	105,924		
	Gesamt	4504,186	43			

2. EFFEKTE INNERHALB DER GRUPPEN (H2-H10)

Gesamtes Bewegungsausmaß der HWS-Rotation:

Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest

		gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2	gesamtes Bewegungsausmaß Messung 3
N		44	44
Parameter der Normalverteilung ^{a,b}	Mittelwert	127,1705	128,4167
	Standardabweichung	15,73073	16,86490
Extremste Differenzen	Absolut	,065	,073
	Positiv	,065	,062
	Negativ	-,061	-,073
Kolmogorov-Smirnov-Z		,429	,481
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,993	,975

a. Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.

b. Aus den Daten berechnet.

Bericht

Treatment		gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2	gesamtes Bewegungsausmaß Messung 3
Keil	Mittelwert	127,8167	130,2000
	N	15	15
	Standardabweichung	14,77977	16,25198
Lagerung	Mittelwert	123,7333	121,9667
	N	15	15
	Standardabweichung	16,59509	17,98185
Technik	Mittelwert	130,1607	133,4167
	N	14	14
	Standardabweichung	16,21538	15,15024
Insgesamt	Mittelwert	127,1705	128,4167
	N	44	44
	Standardabweichung	15,73073	16,86490

Gruppe Keil: Hypothese 2:

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2	127,8167	15	14,77977	3,81612
	gesamtes Bewegungsausmaß Messung 3	130,2000	15	16,25198	4,19624

Test bei gepaarten Stichproben

	Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere	Obere			
Paaren 1 gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2 - gesamtes Bewegungsausmaß Messung 3	-2,38333	5,54597	1,43196	-5,45459	,68792	-1,664	14	,118

Gruppe Lagerung: Hypothese 3:

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2	123,7333	15	16,59509	4,28483
	gesamtes Bewegungsausmaß Messung 3	121,9667	15	17,98185	4,64289

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)	
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere				Obere
Paaren 1	gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2 - gesamtes Bewegungsausmaß Messung 3	1,76667	4,40319	1,13690	- ,67174	4,20507	1,554	14	,143

Gruppe Technik: Hypothese 4:

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2	130,1607	14	16,21538	4,33374
	gesamtes Bewegungsausmaß Messung 3	133,4167	14	15,15024	4,04907

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)	
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere				Obere
Paaren 1	gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2 - gesamtes Bewegungsausmaß Messung 3	-3,25595	3,62380	,96850	-5,34827	-1,16363	-3,362	13	,005

Rotation zur weniger beweglichen Seite:

Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest

		weniger beweglichere Seite Messung 2	weniger beweglichere Seite pretest bei Messung 3
N		44	44
Parameter der Normalverteilung ^{a,b}	Mittelwert	58,7330	61,1496
	Standardabweichung	8,75696	9,22288
Extremste Differenzen	Absolut	,085	,069
	Positiv	,043	,065
	Negativ	-,085	-,069
Kolmogorov-Smirnov-Z		,563	,456
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,909	,985

a. Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.

b. Aus den Daten berechnet.

Bericht

Treatment		weniger beweglichere Seite Messung 2	weniger beweglichere Seite pretest bei Messung 3
Keil	Mittelwert	58,8333	62,4333
	N	15	15
	Standardabweichung	7,94887	9,03093
Lagerung	Mittelwert	57,3500	57,1000
	N	15	15
	Standardabweichung	9,68790	9,88406
Technik	Mittelwert	60,1071	64,1131
	N	14	14
	Standardabweichung	8,95969	7,61806
Insgesamt	Mittelwert	58,7330	61,1496
	N	44	44
	Standardabweichung	8,75696	9,22288

Gruppe Keil: Hypothese 5:

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	weniger beweglichere Seite Messung 2	58,8333	15	7,94887	2,05239
	weniger beweglichere Seite pretest bei Messung 3	62,4333	15	9,03093	2,33178

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)	
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere				Obere
Paaren 1	weniger beweglichere Seite Messung 2 - weniger beweglichere Seite pretest bei Messung 3	-3,60000	3,77823	,97553	-5,69231	-1,50769	-3,690	14	,002

Gruppe Lagerung: Hypothese 6:

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	weniger beweglichere Seite Messung 2	57,3500	15	9,68790	2,50140
	weniger beweglichere Seite pretest bei Messung 3	57,1000	15	9,88406	2,55205

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)	
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere				Obere
Paaren 1	weniger beweglichere Seite Messung 2 - weniger beweglichere Seite pretest bei Messung 3	,25000	4,30220	1,11082	-2,13248	2,63248	,225	14	,825

Gruppe Technik: Hypothese 7:

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	weniger beweglichere Seite Messung 2	60,1071	14	8,95969	2,39458
	weniger beweglichere Seite pretest bei Messung 3	64,1131	14	7,61806	2,03601

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)	
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere				Obere
Paaren 1	weniger beweglichere Seite Messung 2 - weniger beweglichere Seite pretest bei Messung 3	-4,00595	2,61539	,69899	-5,51603	-2,49587	-5,731	13	,000

Symmetrie der Bewegung:

Gruppe Keil: Hypothese 8:

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Messung 2	10,1500	15	4,86129	1,25518
	Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Messung 3	5,3333	15	7,64133	1,97298

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)	
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere				Obere
Paaren 1	Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Messung 2 - Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Messung 3	4,81667	5,40706	1,39610	1,82234	7,81100	3,450	14	,004

Gruppe Lagerung: Hypothese 9:

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Messung 2	9,0333	15	5,87129	1,51596
	Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Messung 3	7,7667	15	4,52421	1,16815

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)	
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere				Obere
Paaren 1	Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Messung 2 - Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Messung 3	1,26667	5,52387	1,42626	-1,79235	4,32568	,888	14	,389

Gruppe Technik: Hypothese 10:

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Messung 2	9,9464	14	4,77592	1,27642
	Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Messung 3	5,1905	14	4,09325	1,09397

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)	
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere				Obere
Paaren 1	Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Messung 2 - Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Messung 3	4,75595	4,77076	1,27504	2,00140	7,51050	3,730	13	,003

3. EFFEKTE ZWISCHEN DEN GRUPPEN (H11-13)

Varianzhomogenität:

Test der Homogenität der Varianzen

Differenz gesamtes Bewegungsausmaß Mess 2 und Mess 3

Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
2,422	2	41	,101

Test der Homogenität der Varianzen

Differenz zwischen wenig beweglicher Seite Messung 2 und 3

Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
1,462	2	41	,244

Test der Homogenität der Varianzen

Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Differenz Messung 2 Messung 3

Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
,439	2	41	,648

Gesamtes Bewegungsausmaß der Rotation der HWS: Hypothese 11

Einfaktorielle ANOVA

Differenz gesamtes Bewegungsausmaß Mess 2 und Mess 3

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	212,104	2	106,052	4,982	,012
Innerhalb der Gruppen	872,756	41	21,287		
Gesamt	1084,860	43			

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: Differenz gesamtes Bewegungsausmaß Mess 2 und Mess 3

Tukey-HSD

(I) Treatment	(J) Treatment	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler t	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Keil	Lagerung	4,15000*	1,68471	,047	,0534	8,2466
	Technik	-,87262	1,71453	,867	-5,0417	3,2965
Lagerung	Keil	-4,15000*	1,68471	,047	-8,2466	-,0534
	Technik	-5,02262*	1,71453	,015	-9,1917	-,8535
Technik	Keil	,87262	1,71453	,867	-3,2965	5,0417
	Lagerung	5,02262*	1,71453	,015	,8535	9,1917

*. Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau .05 signifikant.

Bericht

Differenz gesamtes Bewegungsausmaß Mess 2 und Mess 3

Treatment	Mittelwert	N	Standardabweichung	Varianz
Keil	2,3833	15	5,54597	30,758
Lagerung	-1,7667	15	4,40319	19,388
Technik	3,2560	14	3,62380	13,132
Insgesamt	1,2462	44	5,02288	25,229

Differenz gesamtes Bewegungsausmaß Mess 2 und Mess 3, recodiert * Treatment Kreuztabelle

			Treatment			Gesamt
			Keil	Lagerung	Technik	
Differenz gesamtes Bewegungsausmaß Mess 2 und Mess 3, recodiert	Verschlechterung	Anzahl	4	7	1	12
		% innerhalb von Treatment	26,7%	46,7%	7,1%	27,3%
	Gleichbleibend	Anzahl	2	4	3	9
		% innerhalb von Treatment	13,3%	26,7%	21,4%	20,5%
	Verbesserung	Anzahl	9	4	10	23
		% innerhalb von Treatment	60,0%	26,7%	71,4%	52,3%
Gesamt	Anzahl	15	15	14	44	
	% innerhalb von Treatment	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%	

Bewegungsausmaß zu weniger beweglichen Seite: Hypothese 12

Einfaktorielle ANOVA

Differenz zwischen wenig beweglicher Seite Messung 2 und 3

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	163,032	2	81,516	6,100	,005
Innerhalb der Gruppen	547,898	41	13,363		
Gesamt	710,931	43			

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: Differenz wischen wenig beweglicher Seite Messung 2 und 3
Tukey-HSD

(I) Treatment	(J) Treatment	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Keil	Lagerung	3,85000*	1,33483	,017	,6041	7,0959
	Technik	-,40595	1,35846	,952	-3,7093	2,8974
Lagerung	Keil	-3,85000*	1,33483	,017	-7,0959	-,6041
	Technik	-4,25595*	1,35846	,009	-7,5593	-,9526
Technik	Keil	,40595	1,35846	,952	-2,8974	3,7093
	Lagerung	4,25595*	1,35846	,009	,9526	7,5593

*. Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau .05 signifikant.

Bericht

Differenz wischen wenig beweglicher Seite Messung 2 und 3

Treatment	Mittelwert	N	Standardabweichung	Varianz
Keil	3,6000	15	3,77823	14,275
Lagerung	-,2500	15	4,30220	18,509
Technik	4,0060	14	2,61539	6,840
Insgesamt	2,4167	44	4,06611	16,533

Differenz wischen wenig beweglicher Seite Messung 2 und 3, recodiert ^ Treatment Kreuztabelle

			Treatment			Gesamt
			Keil	Lagerung	Technik	
Differenz wischen wenig beweglicher Seite Messung 2 und 3, recodiert	Verschlechterung	Anzahl	1	5	0	6
		% innerhalb von Treatment	6,7%	33,3%	0,0%	13,6%
	Gleichbleibend	Anzahl	5	5	3	13
		% innerhalb von Treatment	33,3%	33,3%	21,4%	29,5%
	Verbesserung	Anzahl	9	5	11	25
		% innerhalb von Treatment	60,0%	33,3%	78,6%	56,8%
Gesamt		Anzahl	15	15	14	44
		% innerhalb von Treatment	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

Symmetrie der Beweglichkeit: Hypothese 13

Einfaktorielle ANOVA

Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Differenz Messung 2 Messung 3

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	122,571	2	61,285	2,219	,122
Innerhalb der Gruppen	1132,373	41	27,619		
Gesamt	1254,944	43			

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Differenz Messung 2 Messung ...

Tukey-HSD

(I) Treatment	(J) Treatment	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler r	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Keil	Lagerung	3,55000	1,91899	,166	-1,1163	8,2163
	Technik	,06071	1,95295	,999	-4,6882	4,8096
Lagerung	Keil	-3,55000	1,91899	,166	-8,2163	1,1163
	Technik	-3,48929	1,95295	,187	-8,2382	1,2596
Technik	Keil	-,06071	1,95295	,999	-4,8096	4,6882
	Lagerung	3,48929	1,95295	,187	-1,2596	8,2382

Bericht

Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite
Differenz Messung 2 Messung 3

Treatment	Mittelwert	N	Standardabweichung	Varianz
Keil	4,8167	15	5,40706	29,236
Lagerung	1,2667	15	5,52387	30,513
Technik	4,7560	14	4,77076	22,760
Insgesamt	3,5871	44	5,40229	29,185

Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Differenz Messung 2 Messung 3, recodiert ^ Treatment Kreuztabelle

			Treatment			Gesamt
			Keil	Lagerung	Technik	
Differenz zwischen besserer Seite und schlechterer Seite Differenz Messung 2 Messung 3, recodiert	Verschlechterung	Anzahl	1	3	1	5
		% innerhalb von Treatment	6,7%	20,0%	7,1%	11,4%
	Gleichbleibend	Anzahl	5	6	3	14
	% innerhalb von Treatment	33,3%	40,0%	21,4%	31,8%	
	Verbesserung	Anzahl	9	6	10	25
	% innerhalb von Treatment	60,0%	40,0%	71,4%	56,8%	
Gesamt		Anzahl	15	15	14	44
	% innerhalb von Treatment	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%	

4. SCHMERZEN / HYPOTHESE 17

Schmerzen Messung 2

	Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig ja	10	22,7	22,7	22,7
nein	34	77,3	77,3	100,0
Gesamt	44	100,0	100,0	

Schmerzen Messung 2 ^ Treatment Kreuztabelle

			Treatment			Gesamt
			Keil	Lagerung	Technik	
Schmerzen Messung 2	ja	Anzahl	4	3	3	10
		% innerhalb von Treatment	26,7%	20,0%	21,4%	22,7%
	nein	Anzahl	11	12	11	34
		% innerhalb von Treatment	73,3%	80,0%	78,6%	77,3%
Gesamt		Anzahl	15	15	14	44
		% innerhalb von Treatment	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

wenn Schmerzen wo: Messung 2 ^ Treatment Kreuztabelle

			Treatment			Gesamt
			Keil	Lagerung	Technik	
wenn Schmerzen wo: Messung 2	HWS	Anzahl	2	2	0	4
		% innerhalb von Treatment	50,0%	66,7%	0,0%	40,0%
	ISG	Anzahl	0	1	0	1
		% innerhalb von Treatment	0,0%	33,3%	0,0%	10,0%
	LWS	Anzahl	1	0	3	4
		% innerhalb von Treatment	25,0%	0,0%	100,0%	40,0%
	BWS	Anzahl	1	0	0	1
		% innerhalb von Treatment	25,0%	0,0%	0,0%	10,0%
Gesamt		Anzahl	4	3	3	10
		% innerhalb von Treatment	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

Schmerzen Messung 3

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	ja	5	11,4	11,6	11,6
	nein	38	86,4	88,4	100,0
	Gesamt	43	97,7	100,0	
Fehlend	System	1	2,3		
Gesamt		44	100,0		

Schmerzen Messung 3 ^ Treatment Kreuztabelle

			Treatment			Gesamt
			Keil	Lagerung	Technik	
Schmerzen Messung 3	ja	Anzahl	2	2	1	5
		% innerhalb von Treatment	14,3%	13,3%	7,1%	11,6%
	nein	Anzahl	12	13	13	38
		% innerhalb von Treatment	85,7%	86,7%	92,9%	88,4%
Gesamt		Anzahl	14	15	14	43
		% innerhalb von Treatment	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

wenn Schmerzen wo: Messung 3 ^ Treatment Kreuztabelle

			Treatment			Gesamt
			Keil	Lagerung	Technik	
wenn Schmerzen wo: Messung 3	HWS	Anzahl	1	2	0	3
		% innerhalb von Treatment	50,0%	100,0%	0,0%	60,0%
	ISG	Anzahl	0	0	1	1
		% innerhalb von Treatment	0,0%	0,0%	100,0%	20,0%
	4	Anzahl	1	0	0	1
		% innerhalb von Treatment	50,0%	0,0%	0,0%	20,0%
Gesamt		Anzahl	2	2	1	5
		% innerhalb von Treatment	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

Chi-Quadrat-Tests

	Wert	df	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	Exakte Signifikanz (2-seitig)	Exakte Signifikanz (1-seitig)
Chi-Quadrat nach Pearson	21,374 ^a	1	,000		
Kontinuitätskorrektur ^b	16,310	1	,000		
Likelihood-Quotient	18,547	1	,000		
Exakter Test nach Fisher				,000	,000
Zusammenhang linear-mit-linear	20,877	1	,000		
Anzahl der gültigen Fälle	43				

a. 2 Zellen (50,0%) haben eine erwartete Häufigkeit kleiner 5. Die minimale erwartete Häufigkeit ist 1,05.

b. Wird nur für eine 2x2-Tabelle berechnet

5. HÄNDIGKEIT: HYPOTHESE 14

bessere Seite ^ Händigkeit Kreuztabelle

			Händigkeit			Gesamt
			rechts	links	beidhändig	
bessere Seite	rechts besser	Anzahl	16	4	0	20
		% innerhalb von Händigkeit	42,1%	80,0%	0,0%	45,5%
	links besser	Anzahl	22	1	1	24
		% innerhalb von Händigkeit	57,9%	20,0%	100,0%	54,5%
Gesamt		Anzahl	38	5	1	44
		% innerhalb von Händigkeit	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

Chi-Quadrat-Tests

	Wert	df	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)
Chi-Quadrat nach Pearson	3,412 ^a	2	,182
Likelihood-Quotient	3,901	2	,142
Zusammenhang linear-mit-linear	,335	1	,563
Anzahl der gültigen Fälle	44		

a. 4 Zellen (66,7%) haben eine erwartete Häufigkeit kleiner 5. Die minimale erwartete Häufigkeit ist ,45.

6. OSTEOPATHEN VS NICHT-OSTEOPATHEN (H15-16):

Statistik bei gepaarten Stichproben

	Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1 gesamtes Bewegungsausmaß Messung 1	123,2692	13	14,46708	4,01245
gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2	123,0769	13	14,22710	3,94589

Test bei gepaarten Stichproben

	Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere	Obere			
Paaren 1 gesamtes Bewegungsausmaß Messung 1 - gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2	,19231	4,45715	1,23619	-2,50112	2,88574	,156	12	,879

Statistik bei gepaarten Stichproben

	Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1 gesamtes Bewegungsausmaß Messung 1	127,7823	31	15,58441	2,79904
gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2	128,8871	31	16,23010	2,91501

Test bei gepaarten Stichproben

	Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere	Obere			
Paaren 1 gesamtes Bewegungsausmaß Messung 1 - gesamtes Bewegungsausmaß Messung 2	-1,10484	7,13523	1,28153	-3,72206	1,51239	-,862	30	,395

SUMMARY

**THE INFLUENCE OF THE UNILATERAL
SACRUM-COUNTER-SHEAR-TECHNIQUE
ON THE ACTIVE RANGE OF ROTATION
MOVEMENT OF THE CERVICAL SPINE**

Master Thesis for obtaining the academic degree

Master of Science

in the study programme Osteopathic medicine

submitted by

Karin Pühringer

Wiener Schule für Osteopathie

at Danube University Krems

Advisor: Dr. Barbara Schörner

Advisor: Mag. Dr. Astrid Grant Hay

CONTENTS

1	Introduction	1
2	Method	3
2.1	Subjects	3
2.2	Materials	4
2.2.1	CROM-Instrument	4
2.2.2	Wedge	5
2.3	Procedure	5
2.4	Nature of the interventions	7
3	Data quantification and analysis	8
3.1	Characteristics of the test persons	8
3.2	Effects within the individual groups	9
3.2.1	The total range of movement	9
3.2.2	The range of movement to the restricted side	9
3.2.3	Symmetry	10
3.3	Effects between the groups	11
3.3.1	The total range of movement	11
3.3.2	The range of movement to the restricted side	12
3.3.3	Symmetry in range of rotational movement of the cervical spine	13
3.4	Influence of the interventions on pain	15
3.5	Influence of profession and handedness	15
4	Discussion	15
5	Conclusion	18
	References	i
	Figures	iv
	List of Figures	vii
	Tables	viii
	List of Abbreviations	viii

1 Introduction

„The body is a unit“ is one of the principles in osteopathic medicine (Peeters & Lason, 2011; Seffimcer, King, Ward, Jones III, Rogers & Patterson, 2003). This implies a connection and functional influence between all the structures of the body (Tasker, 1916). That holistic point of view in osteopathic medicine becomes evident in the term of cause-effect chains (CEC) or “Läsionskette” (Hinkelthein & Zalpour, 2006), which may probably be translated literally as “lesion chain”.

Tasker (1916) defines an osteopathic lesion as “any structural change which affects the functional activity of any tissue” (Tasker, 1916, S. 40). Tissue texture abnormality, e.g. hardness is one of the symptoms of an osteopathic or somatic lesion (American Association of Colleges of Osteopathic Medicine, 2009).

Joint dysfunctions, for example a restriction in movement, may lead to maladaptation of the surrounding fascia and furthermore raise or decrease the tension in synergistic working muscle groups. Tonicity can be altered in certain muscles by a distorted posture, caused by trauma or working position. Thus may lead to further tone adaptations in other muscle groups, potentially followed by pain (Masi & Hannon, 2008). So the performance of this functional kinematic chain will be disturbed. That is one way how CEC can develop (Mense & Pongratz, 2003; Paoletti, 2001). On the other hand loss of mobility of viscera can, according to osteopathic principles, also create “lesion chains” (Barral & Mercier, 2005 a). To re-establish normal tissue quality is the aim of an osteopathic treatment (Chila, 2011).

In osteopathic medical history taking the concept of CEC is fundamental. It helps developing guidelines for the treatment plan. (Hinkelthein & Zalpour, 2006). Hence, the detection of those CEC is mainly depending on the clinical experience of the examining and treating osteopath (Barral & Mercier, 2005 b; Mense & Pongratz, 2003; Myers, 2004). Very often there is a considerable time frame and/or distance in anatomical location between the original trauma (cause) and the appearance of the symptoms (effect). Therefore osteopaths and body therapists developed different models of CEC-systems for quick and precise diagnostics and efficient approaches to treatment (Richter & Hebgen, 2007). But the existence and validity of CEC is difficult to proof scientifically, particular when the relationship between trauma and symptom is not obvious at first sight.

Based on the concept of CEC the aim of this pilot study was to analyse the effect of the unilateral sacrum-counter-shear technique on the rotational range of movement (rROM) of the cervical spine. This manual technique was presented during the master course at “Wiener Schule für Osteopathie” (WSO) by Christian Williame D.O. and George Finet D.O. Amongst other effects, this technique, applied on the sacrum, is intended to increase the rROM of the cervical spine, provided the range of movement (ROM) is restricted to one side

(Williame, 2008). The unilateral sacrum-counter-shear technique is a soft tissue mobilisation technique. Williame postulates, that this technique reduces the tension of the pelvic floor muscles. He writes „The aim of this [sacrum counter shear] technique is to decrease tension in the pelvic floor and consequently decreasing tension in the series [of muscles] and finally obtaining a better neck rotation [...]” (Williame, 2011).

If it could be proved, that this gentle manual mobilizing technique, applied on the sacrum, has an effect on the rROM of the cervical spine, the plausibility, that “lesion chains” may develop similarly, will increase. The mechanism underlying the selective effect of the unilateral sacrum-counter-shear technique can be compared to the formation of CEC. There is a considerable distance between the anatomical location of the application of the manual technique (cause) and the assessed region (symptom) and these two anatomical areas are not directly connected via one ligament, muscle or bone, but by a series of myofascial structures. Therefore, the aim of this study was to explore whether the unilateral sacrum-counter-shear technique would increase the rROM of the cervical spine.

To the extent known to the author of this research at the initial phase, no investigations on this particular manual technique have been carried out. Nicolas Grangier (2008) studied the influence of a comparably manual sacrum technique on the rROM of the fully flexed neck. In his research Grangier found a wider passive rROM after the intervention. Furthermore, the same manual technique was also examined by Heymoz (2010) and Roulin (2010). They tested the influence of this technique on the resting muscle tone of the scalenic and intercostale muscles. In this research, no change in resting muscle tone could be verified, but a decrease of electromyogram-activity of the scalenic and intercostale muscles was indicated by forced inspiration after the application of the manual technique on the sacrum.

In addition to the underlying research question some other issues arose, which were also covered in this investigation: One point in question was, whether there is a correlation between the handedness of the subject and the side with better rROM. During the ontogenetic development of babies, presenting the pathology of torticollis, it is observed that the hand out of vision is often delayed in development of motoric skills. The development of the faced hand is usually more according to age (Coenen, 2010). So the hypothesis was that rROM of the cervical spine is wider to the side of the dominant hand. That would have impacts on the assessment of active ROM in patient’s history taking. A slight difference in rROM of the cervical spine to the dominant side would be considered normal. According to this hypothesis the correlation between handedness and the side with wider amplitude of rROM was investigated. In this study the dominant hand was defined by the hand the subject is writing with.

Additional it was verified, if subject`s profession had an effect on the total rROM of the cervical spine. Most of the subjects were students at the WSO. As data were taken between lectures, possibly students got trained in and treated with mobilisation techniques. So the data taken on day one might differ significantly to those measured on the second day, just before the intervention. Whereas the other subjects with different professions indicated on request, not having consumed any osteopathic or similar treatment between measurement I and II. Thus the question was, whether the group of osteopaths showed a significant difference in total rROM of the cervical spine at data point I compared to data point II, in comparison to the group of subjects with other professions.

And finally it was surveyed, if the individual intervention had an effect on pain in the cervical, thoracic and lumbar spine and in the region of the sacroiliac joint (SIJ). Pain was assessed before and after the intervention by using a numeric pain rating scale ranging from zero to ten (Weiß & Schaible, 2003). In case of segmental instability of the lumbar spine or the pelvic girdle strengthening exercises are recommended to solve these problems (Richardson, Snijders, Hides, Damen, Pas & Strom, 2002). So it could be possible that a decrease in muscular or fascial tone, caused by the intervention might provoke painful sensations, if a hidden instability becomes acute. On the other hand, if the cause for this painfulness is an increased muscle tone, the symptoms could become better after the intervention because of the decrease in muscular or fascial tone.

The theoretical part of the present study covers the role of measuring ROM in osteopathic medicine, particularly in terms of the cervical spine and the SIJ. A survey of theories of functional connections between the sacrum and the cervical spine is given and theories in myofascial force transmission are presented. Additionally different natures of muscle tones and the contribution of fascial tonicity on resting muscle tone are discussed

2 Method

The aim of this pilot study was to investigate the influence of the manual sacrum-counter-shear technique on the active rROM of the cervical spine. Corresponding to the methodology an experimental study design was chosen, based on test and control groups with repeated measurements.

2.1 Subjects

The sacrum-counter-shear technique (USCST) was studied in healthy adults with asymptomatic unilateral restriction in rROM of the cervical spine of minimum 5°. Subjects were invited to participate in this pilot study on basis of written informed consent. They were not considered if they have anatomical or surgical fused vertebrae, fractures in the region of

spine or pelvis, any chronic disease of the vertebral column like ankylosing spondylitis or rheumatoid arthritis (Rudwaleit & Sieper, 2004), a diagnosed herniated disc, any neurological symptoms like paresthesia or muscular weakness in one of the extremities. Pregnancy or the use of muscle relaxant or anti-inflammatory drugs, analgetics and/or antidepressants were criterions for exclusion. These drugs as well as pregnancy may influence the physiology of the connective tissue and therefore change the stiffness of the tissues (Neuhuber, 2009). This could influence the outcome of this study. As far as possible, causes for proprioceptive dysfunction in subject`s history were excluded. For example tinnitus or dizziness, when rotating the neck, as well as a whiplash injury with indication for wearing a cervical collar in the past 12 months, could be a cause for proprioceptive dysfunction (Neuhuber, 1998; Neuhuber, 2009). All this items were requested in the questionnaire, which is included in the German attachment.

Subjects were mainly students at the WSO (31 osteopaths) and acquaintances of the investigator (13 test persons with other professions), ranging in age from 22 to 58 years (38,05 ± 11,04 years). On average the rROM of the cervical spine of the whole sample was 126,45° ± 2,3°.

A total of 44 subjects (14 male, 30 female) were participating in the trial. They were randomly divided into three groups by drawing lots. The subjects were either treated with the USCST (trial group "technique", n = 14), or positioned supine (control group "positioning" n = 15) or they were positioned with the styrodur®wedge underneath the sacrum (control group "wedge" n = 15).

2.2 Materials

2.2.1 CROM-Instrument

The rROM of the spine was measured with the so-called CROM-instrument. This device shows a high inter- and intra-examiner reliability (Love, Gringmuth, Kazemi, Cornacchia & Schmolke, 1998). The CROM-instrument is aligned on the bridge of the nose and ears like a spectacle frame and fastened to the head by a velcro strap. The movements in sagittal and horizontal plane (flexion/extension and side bending) are measured with two inclinometers. They are fixed on the frontal and lateral side to measure the tilt of the head. The boxes of these angle meters are filled with special oil. A needle shows via gravity the angle of neck flexion in the sagittal and frontal plane. The rotation meter is magnetic. It is mounted on top of the CROM-instrument and works like an ordinary compass, responding to a shoulder mounted magnetic yoke. In Figure 1 the CROM-instrument is pictured. So the rotational movement of the cervical spine can be measured accurately (Spineproducts, 1988).



Figure 1: Participant wearing the CROM-instrument

2.2.2 Wedge

The subjects of group “wedge” were positioned supine on the treatment table. A styrodur®wedge was positioned under their sacrum to simulate the hand of the therapist. It should demonstrate the mechanical aspects of this technique. The base area of the wedge is about 8 x 16 cm, (3.15 x 6.3 inches). The height at its cranial side is 2 cm (0.8 inch), at the caudal ending it is about 4.5 cm (1.8 inch). Figure 2 shows a photograph of the wedge.



Figure 2: Wedge made of styrodur®

2.3 Procedure

Subjects received full information of the measurement procedure prior to commencement of the study. They did not get any information about the task of this study. For measurement session, subjects were seated on the treatment table. The CROM-instrument and the magnetic yoke were fixed. The assistant positioned himself on a chair, standing behind the back of the subject to be able to take the reading on the rotation meter. Subjects were

instructed to sit tall and to look straight ahead. This position was marked by the assistant as the zero reference position on the CROM-instrument. The subjects were requested to turn their head to the left side, as far as possible, without tilting or side bending and then turn back to the initial position. The researcher stood in front of the subject, fixing gently the subjects shoulder-girdle and surveying the correct execution of the movement. The assistant noted the gained data without mentioning the count for not influencing the subject. The assistant was instructed to relocate the head gently to its reference position if necessary, before the next movement was performed. Although Bruzek (2006) recommends collecting data of each measurement for three times, the investigator chose to test each rotation movement for four times, so that the subject had a chance to practice the rotation in the requested manner, which might not accord to subject's natural movement pattern. All gained data took part in the evaluation.

Three measurement sessions were performed at different points in time: **measurement one** for gaining baseline data and selecting the subjects regarding the including criterion of an unilateral restriction in rROM of 5° minimum took place on day one. **Measurement two** (pre-test measuring) for retesting the subjects just before the individual intervention was carried out and **measurement three** (post-test measuring) for evaluating the influence of the individual intervention on the rROM of the cervical spine took part the following day. All measurements were carried out shortly after lunch (between 1:00 and 2:30 p.m.) for minimising the effect of circadian rhythm on ROM (Weineck, 2004). The person assisting changed between the measuring sessions. The advantage of this experimental arrangement is that the assistant is not informed about the gained data of the previous measuring sessions and errors in meter-reading of the CROM-instrument become relative.

After the measurement II, the subjects were positioned supine onto the treatment table and the specific intervention was carried out. Each intervention lasted for 90 seconds. Immediately after the intervention subjects were brought into an upright sitting position and measurement III was performed.

As ROM of the cervical spine is dependent on age, sex, body mass index and sports activities (Penning & Wilmink, 1987; Castro, Sautmann & Schilgen, 2000), age and sex were chosen for independent variables in this pilot study for assessing the randomized distribution of the samples. The data of profession and handedness of subjects were collected for investigating additional issues (comp. chapter 1).

In this pilot study the active rROM of the cervical spine in the upright sitting position was defined as dependent parameter. It was investigated in three variations:

- the improvement of total rROM of the cervical spine after the intervention

- the improvement of rROM to the restricted side after the intervention and
- the decrease in difference of rROM to the right and to the left, determining the factor of symmetry of movement.

2.4 Nature of the interventions

Subjects (n = 15) of group “wedge” (control group one) were bedded supine on the treatment table. They were asked to place the styrodur®wedge central underneath their sacrum and rest in this position for 90 seconds. Subjects (n = 15) of group “positioning” (control group two) were bedded supine on the treatment table. They were asked to relax and stay there for 90 seconds. Subjects (n = 14) of group “technique” (experimental group) were positioned supine on the treatment table and were treated with the USCST by the investigator. Figure 3 illustrates the position of the therapist during application of the USCST.



Figure 3: Therapist’s position for applying the sacrum-counter-shear technique, demonstrated on the skeleton model

For executing this technique, the therapist stands contralateral to the side being treated, facing subject’s head. The therapist puts the cranial hand onto the ilium bone, fingers pointing caudal. Therapist’s caudal hand is positioned under the sacrum, fingers pointing cranial. A force of about 50 Newton (N), which equals about 11 pounds (lb) is applied on the bones along the axes of therapist’s fingers and held there for 90 seconds. Hence shear strain on the sacroiliac joint (SIJ) is generated. The force vector on the sacrum is pointing cranial, whereas the corresponding vector on the ilium is orientated caudal. So both vectors act in opposite direction as gravity-induced forces do, when the person is standing in upright

position (Klein & Sommerfeld, 2004). That might cause a relaxation of the muscular and ligamentous structures, which are stabilizing the SIJ in standing position.

3 Data quantification and analysis

In this research data analysis is structured according to following questions:

- a) Were the subjects randomly assigned to the groups concerning age, sex, mean of total range of rotation movement of the cervical spine, the handedness and the profession?
- b) Is range of rROM of the cervical spine considerably wider after the interventions? Are the differences in the outcomes between the groups significant?
- c) Does pain intensity change after the execution of the interventions? And finally
- d) Is there an influence of the subject's handedness or the profession on rROM of the cervical spine?

The following statistical tests were used for verification of the hypotheses: analysis of variance, chi-square test, Kolmogorov-Smirnov test (KS-test), Levene's test and t-test for independent samples. All data were normally distributed (KS-test); so parametric tests were applied for analysing the data. The level of significance was defined with 5% ($p < 0,05$).

3.1 Characteristics of the test persons

The randomized distribution of the subjects to the samples, concerning age, sex ratio, handedness and profession, was successfully verified (figures can be seen in the annex, calculations are added to the German attachment).

For the assessment of rROM, total rROM at data point I ($126,45^\circ \pm 15,24^\circ$) and II ($127,17^\circ \pm 15,73^\circ$) were compared in a first step. No significant differences between the data ($t = -0,744$, $p = 0,461$) were found. So the data of measurement II were used for further statistical evaluations as basic values and were analysed more detailed.

Data were compared per group and per direction of rotation. Levene's-test showed no significant difference in the variance neither for left-rotation ($p = 0,765$), nor for right-rotation ($p = 0,647$). In group "wedge" the rotation to the left showed $64,07^\circ \pm 8,85^\circ$. For the rotation to the right the findings were $63,75^\circ \pm 9,89^\circ$. The findings in group "positioning" were $62,8^\circ \pm 10,59^\circ$ for the rotation to the left and $60,93^\circ \pm 9,2^\circ$ for the rotation to the right. In group "technique" the outcome for the rotation to the left was $64,55^\circ \pm 10,59^\circ$ and for right-rotation it was $65,61^\circ \pm 11,73^\circ$. Although in group "technique" the rROM on average and the deviation was wider than in group "positioning" and group "wedge", the analysis of variance (ANOVA) showed no significant differences ($p = 0,144$ for left-rotation und $p = 0,761$ for right-

rotation). The randomisation referring to average range of rotation to the left and to the right in the individual groups was successful.

3.2 Effects within the individual groups

As randomisation concerning age, sex, profession, average range of movement and handedness was successful, the influence of the particular intervention on the rROM of the cervical spine was screened.

3.2.1 The total range of movement

For verifying the effect of the particular intervention on total rROM of the cervical spine, data of measurement II (pre-test) and measurement III (post-test) were controlled for normal distribution and then compared via t-test. Figure 4 shows the change of total rROM after the interventions in the three groups.

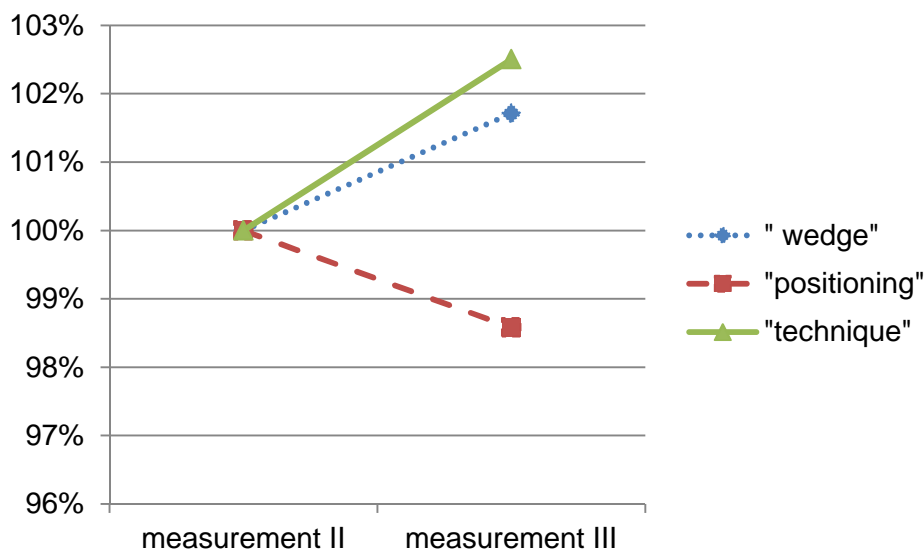


Figure 4: Alteration in total range of rotation movement of the cervical spine at data point II and III in percentage

The t-Test output, that group **“technique”** showed an significant ($t = -3,362$; $p = 0,0025$) increase of total rROM of $3,26^\circ$ or 2,5%. In group **“wedge”** the total rROM of the cervical spine increased for $2,38^\circ$ or 1,71%. This result just missed the level of significance ($t = 1,664$; $p = 0,059$). Group **“positioning”** showed a reduction of total rROM after the intervention of $1,76^\circ$, which was not significant ($t = -1,554$; $p = 0,072$).

3.2.2 The range of movement to the restricted side

Williame (2011) postulates, that the USCST will increase the rROM of the cervical spine particularly to the restricted side. For the analysis the side with the lesser rROM per subject

at data point II was determined and used as basic data (e.g. if at data point II rROT of test person "A" to the left side was restricted, this count was compared with the rROT of test person "A" to the left side at data point III). Data were verified for normal distribution (KS-test) and analysed by using t-test. A non-significant decrease ($t = 0,225$; $p = 0,413$) in rROM to the restricted side of $0,25^\circ$ (0,44%) was recorded in group "**positioning**". Group "**wedge**" showed an increase in rROM to the restricted side of $3,6^\circ$ or 6,12%, which is a significant improvement ($t = -3,690$; $p = 0,001$). In group "**technique**" the range of rotation movement to the restricted side increased by 4° or 6,66%. This result is statistically significant ($t = -5,731$; $p = 0,000$). In Figure 5 the change in range of rotation movement of the cervical spine to the restricted side in each group is shown.

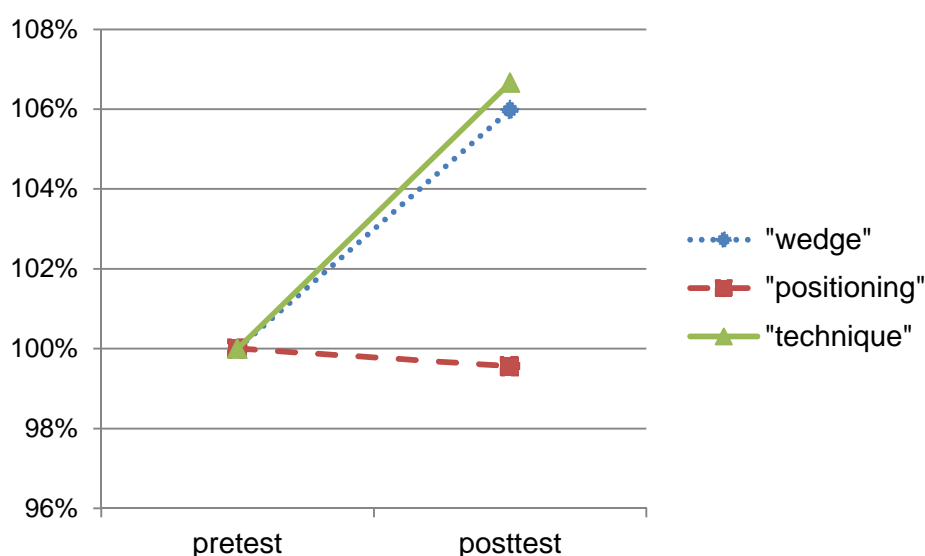


Figure 5: Alteration in range of rotation movement to the restricted side of the cervical spine at data point II and III in percentage

3.2.3 Symmetry

The USCST is supposed to increase the rROM particularly to the restricted side. This should lead to more symmetry in rROM. For the analysis the difference between rROM to the left and to the right was calculated at data point II and III per group and subject and compared via t-test. If the hypothesis is verified, the difference at data point III should become smaller. The outcome showed that in group "**positioning**" the difference between rROM to the left and right side at data point III was marginal smaller than at data point II ($1,3^\circ$ or 14%). This result was not significant ($t = 0,888$; $p = 0,1945$). In group "**wedge**" the difference decreased significantly ($t = 3,450$; $p = 0,002$) for $4,82^\circ$ or 47,49%. Group "**technique**" showed a significant decrease ($t = 3,730$; $p = 0,002$) in the difference between rotation to the left and to

the right side of 4,75° or 47,84%. Figure 6 illustrates the change of the differences at data point II and III.

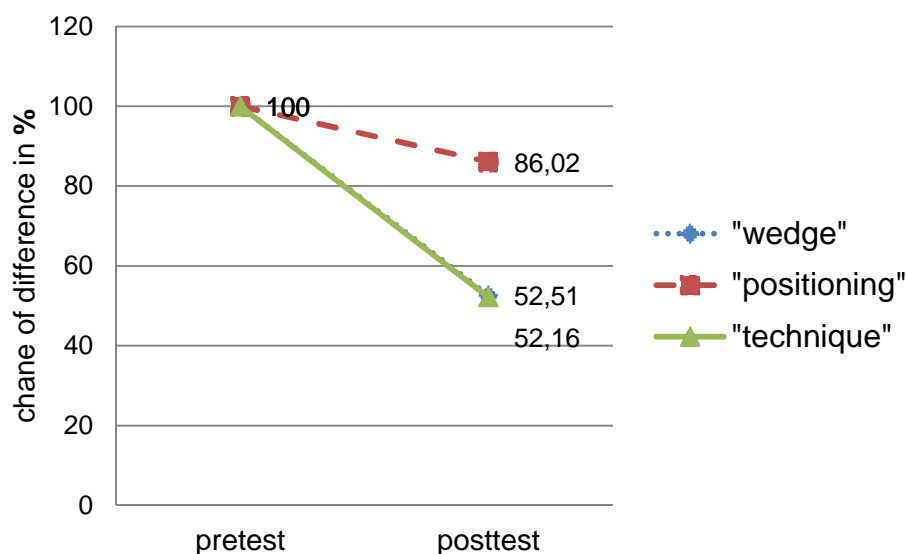


Figure 6: Alteration of the difference between rotation to the left and to the right side per group at data point II and III in percentage

3.3 Effects between the groups

This chapter is focussing the differences between the intervention groups. To verify the effectiveness of the USCST compared to the other two interventions, single factor analyses of variance were used. For the three dependent variables – total rROM of the cervical spine ($F = 2,422$, $p = 0,101$), rROM to the restricted side ($F = 1,462$, $p = 0,244$) and difference between rotation to the left and to the right as an expression of symmetry ($F = 0,439$, $p = 0,648$) – the precondition of homogeneity of variance was proved with Levene`s-test.

3.3.1 The total range of movement

Concerning the increase of total rROM significant differences between the groups were computed ($F = 4,982$, $p = 0,012$). Posteriori comparisons, using Tukey`s HSD test, showed a significant difference between the group “positioning” compared to group “technique” (mean difference = $-5,02^\circ$, $p = 0,015$) as well as to group “wedge” (mean difference = $-4,15^\circ$, $p = 0,047$). Whereas no significant difference in increase of total rROM between group “technique” and “wedge” was found (mean difference = $-0,87^\circ$, $p = 0,867$). Although the ratio of improvement seemed to be higher and the percentage of subjects with reduction of rROM was found less in group “technique” compared to group “wedge”, the effect of the USCST on the rROM of the cervical spine could only be statistical assured in comparison to the intervention in group “positioning”, but not to group “wedge”. Figure 7 shows the change type (improvement, reduction, constancy) of total rROM of the cervical spine per group in percent.

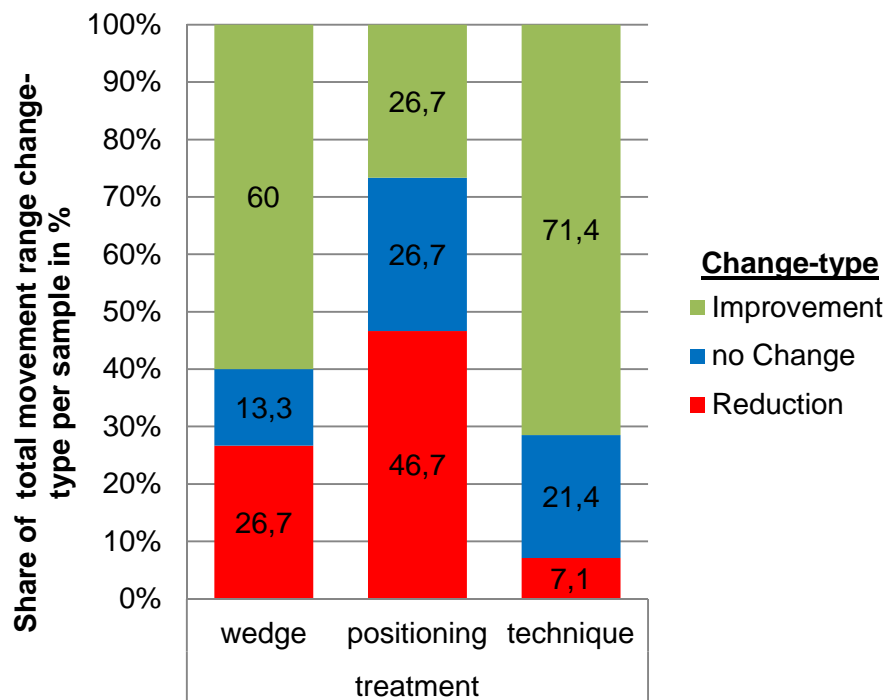


Figure 7: Type of change concerning total range of rotation movement by reference to the particular intervention and sample in percent

3.3.2 The range of movement to the restricted side

In a second step the improvement of rROM to the restricted side depending on intervention type was investigated. Single factor analysis of variance output a considerable difference in effectiveness of the intervention type ($F = 6,100$, $p = 0,005$). Multiple comparisons, using Tukey's HSD test, showed a significant difference in effectiveness of the intervention between the groups "positioning" and "technique" (mean difference = $-4,26^\circ$, $p = 0,009$), as well as between the groups "positioning" and "wedge" (mean difference = $3,85^\circ$, $p = 0,017$). No significant difference between group "technique" and "wedge" was found (mean difference = $-0,41^\circ$, $p = 0,952$). Figure 8 illustrates the change of rROM to the restricted side by reference to the intervention and sample.

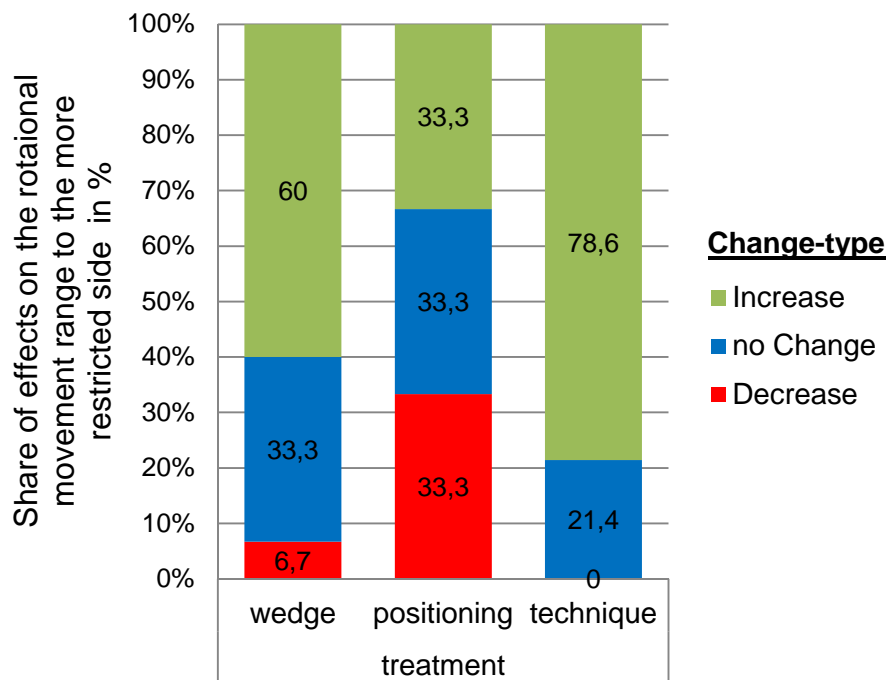


Figure 8: Change of the rotational movement range to the restricted side by reference to the particular intervention and sample in percent.

More detailed analysis suggested that within group “**technique**” rROM to the restricted side improved in 11 subjects (78,6%), compared to group “**wedge**”, with nine subjects (60%) and **positioning** with 5 subjects (33,3%). In group “**technique**” no case of further decrease in rROM to the restricted side was reported, whereas one subject (6,7%) in group “**wedge**”, and one third of the subjects in group “**positioning**” were presenting a further decrease in rROM. Nevertheless the effect on the rROM of the cervical spine to the restricted side for the USCST could be statistical proven in comparison to the intervention “**positioning**”, but not to group “**wedge**”.

3.3.3 Symmetry in range of rotational movement of the cervical spine

Finally it was investigated whether the above mentioned findings concerning increase of symmetry for the groups “**technique**” and “**wedge**” (compare chapter 3.2.3) are statistically significant compared to group “**positioning**”. The ANOVA output no significant difference for the three groups ($F = 2,219$, $p = 0,122$). According to that, the increase of symmetry of rROM of the cervical spine was not affected by the nature of the method. Tukey’s HSD test determined that the difference in rROM to the left and to the right side decreased by an average of $4,76^\circ \pm 4,77^\circ$ in group “**technique**”. This findings were comparable to group “**wedge**”, which presented a decrease in rROM of $4,82^\circ \pm 5,41^\circ$. But the differentiation to group “**positioning**”, showing a gain in symmetry of $1,27^\circ \pm 5,52^\circ$) was statistical not

significant. Figure 9 illustrates the effects on the difference between rROM to the left and to the right by reference to the intervention and sample.

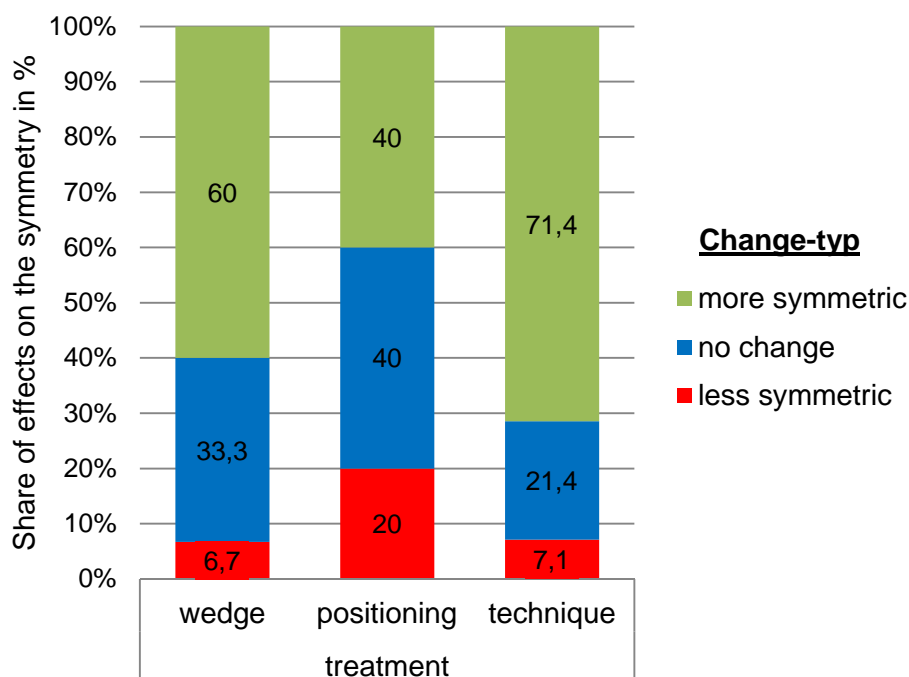


Figure 9: Share of sample in percent, grouped by intervention type giving the effects on the difference between range of rotation movement to the left and to the right of the cervical spine at data point III.

A slightly higher increase in symmetry, in terms of degrees was presented by subjects in group “wedge” compared to group “technique”, whereas in group “technique” a higher percentage of subjects (71,4%) showed a decrease in difference between rotation to the left and to the right, compared to group “wedge” (60%). Also the percentage of subjects showing no effect in group “technique” was smaller (21,4%) compared to group “wedge” (33,3%). In contrast to these results, in group “positioning” only 40 % of the subjects presented more symmetric rROM, whereas in this group the percentage of subjects who were experiencing an increase in difference between left and right rotation was the highest (20%). In terms of degrees in group “positioning” the effect of the intervention was not significant.

In summery the following can be stated: the effect of the unilateral sacrum-counter-shear technique (USCST) is statistically secured compared to group “positioning” for the parameters “total rROM of the cervical spine” and “mobility to the restricted side”. However, the positioning on the wedge showed comparable results to the technique, so that a superiority of the technique is statistically not evident. Comparing the effects of the interventions on symmetrical rROM no significant advantage between the methods are

shown. It should be mentioned that the groups “technique” and “wedge” are trending to higher increase of symmetric rROM though and also the gain in terms of degrees rROM is higher in these groups than in group “positioning”.

3.4 Influence of the interventions on pain

Though the outcome, computed with chi-squared test ($\chi^2 = 21,374$, $p = 0,000$) was statistical significant, it was not possible to gain valid results, due to the low number of subjects indicating pain sensations in the region of the pelvic or in the cervical, lumbar or thoracic spine. The effect on pain could be investigated in a follow-up to this study. A crucial point for the assessment of pain was to investigate, whether an increase in pain would occur. In summary no effect on increasing pain could be detected after the interventions. This was the most important outcome regarding side effects of the interventions on pain. The table with the changes in pain is added to the attachment.

3.5 Influence of profession and handedness

Based on the clinical findings (Coenen, 2010) a correlation between handedness and wider range of rotation movement of the cervical spine (comp. chapter 1) was assumed. Over the whole sample there was a dominance of right hander of 86,4%. One subject indicated to be ambidextrous. Contrary to the hypotheses right hander trended to show a wider rROM of the cervical spine to the left side. But the correlation, computed with chi-squared test, was not significant ($\chi^2 = 3,412$, $p = 0,182$). It has to be mentioned that the high percentage on right hander might have influenced the outcome.

As the whole sample included students of osteopathy and subjects with different professions, the effect of profession on the range of rotational movement was surveyed (comp. chapter 1). The assessment with paired t-test resulted in no significant difference between the rROM of the cervical spine neither in the group of subjects with different professions ($t = 0,156$, $p = 0,879$), nor in the group of osteopaths ($t = 0,-862$, $p = 0,395$). The figure illustrating the average of range of rotational movement of the group “osteopaths” and “non-osteopaths” at data point I and II is added to the attachment.

4 Discussion

At the beginning some considerations concerning the first and second measurement will follow: Surprisingly, two-thirds of the participants within the original sample presented a restriction of more than 5° in rROM of the cervical spine without complaining about pain. The rROM of individual subjects even differed between measurement I and measurement II to a remarkable extent. It seems that rROM of the cervical spine varies with the participant's daily

condition, although the subject does not indicate any pain. None of the subjects reached 80° in rROM of the cervical spine to both sides, as Kapandji (1992) and the American Medical Association (AMA) Guides (Spineproducts, 1988) suggest. The reason might be that correlated movements such as side bending or extension were inhibited by the investigator. Nevertheless, Diemer and Sutor (2007) suggest not to insist on any standard values given by guidelines when defining a restriction in ROM of the cervical spine, but to set priorities to that restrictions, which are caused by a present episode of pain. As far as the subjects' handedness is concerned, no correlation to the restriction side of rROM was found.

Assessing subjects of the group "positioning", a slight tendency towards reduction of rROM could be noticed. This reaction might be attributed to the hydrophilicity of the intervertebral discs in the cervical spine. When head weight is eliminated due to lying position, the discs are able to absorb liquids of the adjacent tissues and become thicker. The tension of the ligaments rises and thus the segment of the spine gets stiffer (Diemer & Sutor, 2007).

The results of this study suggest that the USCST as well as the positioning of a wedge underneath the sacrum for only 90 seconds have an increasing influence on rROM of the cervical spine, particularly to the restricted side, when the amplitude is unilaterally restricted. So advising patients in positioning a wedge underneath the sacrum could be a neat homework, if indicated.

From a practical point of view, an average increase of a little more than 3° in rROM to one side might not be very overwhelming. Nevertheless, some of the subjects gained up to 8° increase of rROM, which seems to be quite impressive for the short period of application. Presumably, the basic tone characteristics of subjects' tissues might have been the influencing factor for the considerable increase in ROM. Subjects may react barely to this manual technique if their tissue tension is low or if they have no or little lesions in the corresponding myofascial chain. Then the functional kinematic chain would be equally relaxed before and after the intervention. However, subjects with high tension in parts of this myofascial chain would react with more notable changes in ROM. Accordingly, in a statistical well-distributed sample differences in the reactions of the individuals would be obtained. Whether this assumption is correct, should be investigated.

Williame (2011) postulated that the effect of the USCST is the decrease in tension in a series of muscles which leads to a wider rROM in the cervical spine. Hence, a slight increase in rROM would indicate that the entire myofascial chain got affected. For the individual being that might have profound consequences (Stecco & Stecco, 2014) even though the change of tone cannot be verified by scientifically-based measurement until now.

The rROM of the subjects in groups "technique" and "wedge" was performed more symmetrically after the interventions. Yet the effects of these interventions were not

statistically secured in comparison to the control group “positioning”. In a follow-up study with a larger number of subjects it could be surveyed whether the technique’s effectiveness on more symmetry in rROM becomes more apparent.

The current studies on the behaviour of connective tissue suggest that the decrease in tonicity is caused by the fascial part of the myofascial chain rather than by the relaxation of muscular fibres. It is the fascial tissue, which forms a continuous network throughout the whole body (Chila, 2010; Stecco & Stecco, 2014; Tasker, 1916). By mechanical interventions on the tissue, e.g. stretching, the microscopic structure of the connective tissue cells can be altered resulting in a drop in tissue tension (Langevin et al., 2011; Langevin, Nedergaard & Howe, 2013). This may explain why Heymoz (2010) and Roulin (2010) could not detect any change in the EMG signal measuring the resting muscle tone (comp. chapter 1), although the tissue tension decreased.

In addition to the biomechanical model of the myofascial chains, also a neurological-autonomic model could be applied for interpretation of the results. By USCST or by the contact between the sacrum and the wedge, the autonomous nervous system may be influenced. This could initiate a general decrease in tissue tension of the fascial system (Cottingham, Proges & Lyon, 1988), due to the stimulation of the Ruffini corpuscles in the region of the SIJ (Benjamin, 2009; Schleip, 2003) and hence lead to less resistance to movement. Movement would become easier. That could explain the findings of Heymoz (2010) and Roulin (2010), that the EMG-signals of the tested muscles were lower when the muscles were activated.

It is noticeable that valid results were found although the interventions did last for 90 seconds only. In a follow-up study it could be surveyed to which extent an elongated application has an impact on the result. Further it could be investigated, if the action time of the technique is correlated with the typical rhythmic oscillations of myofibroblasts, as found in recent studies. (Schleip, Findley, Chaitow & Huijing, 2012). Definitely it can be assumed that due to longer lasting restrictions in joint or tissue mobility cause-and-effect chains will develop influencing the whole body (Langevin, 2006; Stecco & Stecco, 2014). Where these “lesion-chains” may develop and which way they will spread throughout the body will surely be different for each person. The detection of the CEC back to the origin will always be part of osteopaths’ work. The different models of myofascial chain systems (Myers, 2004; Richter & Hebgen, 2007) and how “lesion chains” may develop (Barral & Mercier, 2005 b; Hinkelthein & Zalpour, 2006; Klein & Sommerfeld, 2004), may help in finding the dysfunctions easier and serve as a rough guideline.

The present study had a number of limitations. Certainly it would have been better, if the subjects had their eyes closed, when the measurements were carried out. In this case they would have had to rely fully on the input of their proprioception. When the eyes are opened, the subject may choose a fix point in space with his eyes, which he is willing to achieve again when turning the head the next time.

Blinding the subjects against the method of intervention was impossible. Participants knew that a kind of influence of an intervention on the rROM of the cervical spine was explored. They were not informed about the character of this influence. But measurements of active joint movement are always depending on muscular tone and on the cooperation of the subject as Bruzek (2006) mentions. So it would have been better to include a fourth comparator group to find out the contribution of subject's unconscious desire to support the investigator in her research. A possibility might have been to form a placebo group and convince the participants to be treated with massage oil which has been "tested to increase ROM significantly".

The USCST was carried out by the investigator. Thus design, realisation and partly the evaluation was done by the same person, which may have reduced the study's objectivity. For follow-up studies it is recommended that the treatment is carried out by independent therapists, which are not informed about the key question. For operating with similar forces during the execution of manual techniques, potential treating osteopaths would have to be trained in the USCST on scales until they would have been able to carry out the technique with reproducible pressure. Additional organisational and time efforts would have been necessary that would have gone beyond the scope of this masterthesis. So the investigator decided to carry out the USCST by herself.

Williame (2008) postulated that the effect of the USCST is a decrease of muscular tone in a series of muscles and as consequence a reduction of the intra-abdominal pressure. Williame was talking about this character of tone which is palpated and assessed by osteopaths and clinicians in their daily work, but which cannot be evaluated by electromyogram (Masi & Hannon, 2008). At the initial phase of planning and developing this research no valid device for measuring the resting muscle tone was available. This feature would be interesting to explore in a follow-up study by using an adequate myotonometer.

5 Conclusion

This study confirms the statement of Williame (2011), that the USCST increases the rROM of the cervical spine. It follows the earlier findings of Grangier (2008) who researched the influence of a similar manual technique applied to the sacrum on the ROM of the cervical spine. The findings of this research support the model of development of CEC based on the

theory of myofascial chains. This research is not able to prove if the increase of rROM is caused by a decrease in muscle tone in a series of muscles. In fact, recent studies suggest that the drop in tissue tension might be caused by the fascial part of the myofascial chains rather than by the muscular part via relaxation of muscle fibres. The possibility of an effect on the autonomic nervous system, caused by the manipulations on the sacrum and thus an influence on the whole fascial tissue must be taken into account.

References

- American Association of Colleges of Osteopathic Medicine (2009). *Glossary of Osteopathic Terminology*. Chevy Chase, Maryland.
- Barral, J. & Mercier, P. (2005 b). *Lehrbuch der Viszeralen Osteopathie* (Bd. 2). München, Elsevier GmbH.
- Barral, J. & Mercier, P. (2005 a). *Lehrbuch der Viszeralen Osteopathie* (Bd. 1). München, Elsevier GmbH.
- Benjamin, M. (Jänner 2009). The fascia of the limbs and back - a review. *Journal of Anatomy*, 214(1), S. 1-18, doi: 10.1111/j.1469-7580.2008.01011.x.
- Bruzek, R. (2006). *Leitfaden Gelenkmessung*. München, Urban & Fischer.
- Castro, W., Sautmann, A. & Schilgen, M. (2000). Noninvasive Three-Dimensional Analysis of Cervical Spine Motion in Normal Subjects in Relation to Age and Sex: An Experimental Examination. *Spine*, 25(4), S. 443-449, PMID: 10707389.
- Chila, A. G. (2010). *Foundations of Osteopathic Medicine by American Osteopathic Association*. Philadelphia, Wolters Kluwer Health: Lippincott Williams and Wilkins.
- Chila, A. (2011). Foundations for Osteopathic Medicine, Third Edition. In *Foundations for Osteopathic Medicine, Third Edition* (S. 10). Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Coenen, W. (2010). *Manuelle Medizin bei Säuglingen und Kindern*. Heidelberg, Springer Medizin Verlag.
- Cottingham, J., Proges, S. & Lyon, T. (March 1988). Effects of Soft Tissue Mobilization (Rolfing Pelvic Lift) on Parasympathetic Tone in Two Age Groups. *Physical therapy*, 68(3), S. 352-356.
- Diemer, F. & Sutor, V. (2007). *Praxis der medizinischen Trainingstherapie* (Bd. I). Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
- Grangier, N (2008). *Effets d'une manipulation dite „ostéopathique du sacrum“ sur l'amplitude des rotations cervicales en flexion maximale*, Abgerufen am 2010 von Schweizer Schule für Osteopathie: http://www.osteopathie-ecole.ch/pages/recherche/travaux_de_recherche/2008/5.htm
- Heymoz, A. (2010). *Effets d'une manipulation osteopathique de "decisaillement du sacrum" sur le tonus musculaire des muscles intercostales*. Belmont-sur-Lausanne, Ecole Suisse de Medecine Osteopathique.

- Hinkelthein, E. & Zalpour, C. (2006). *Diagnose- und Therapiekonzepte in der Osteopathie*. Heidelberg, Springer Medizin Verlag.
- Kapandji, I. (1992). *Funktionelle Anatomie der Gelenke*, (Bd. III, Rumpf und Wirbelsäule). Stuttgart, Ferdinand Enke Verlag.
- Klein, P. & Sommerfeld, P. (2004). *Biomechanik der menschlichen Gelenke* (Bd. untere Extremität). München, Urban & Fischer.
- Langevin, H. (2006). Connective tissue: A body-wide signaling network?. *Medical Hypotheses*, 66(6), S. 1074-1077, doi: 10.1016/j.mehy.2005.12.032.
- Love, S., Gringmuth, R., Kazemi, M., Cornacchia, P. & Schmolke, M. (Dec 1998). Interexaminer and intraexaminer reliability of cervical passive range of motion using the CROM and Cybex 320 EDI. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association* 42(4), S. 222-228, PMID: PMC2485402.
- Masi & Hannon (2008). Human resting muscle tone (HRMT): narrative introduction and modern concepts.. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 12(4), S. 320-332.
- Mense, S. & Pongratz, D. (2003). *Chronischer Muskelschmerz*. Darmstadt, Steinkopff Verlag.
- Myers, T. (2004). *Anatomy trains*. München, Elsevier, Urban & Fischer.
- Neuhuber, W. (12 1998). Besonderheiten der Innervation des Kopf-Hals-Bereichs. *Der Orthopäde Vol. 27*, S. 794 - 801.
- Neuhuber, W. (2009). Propriozeption im kraniozervikalen Übergang und Schleudertrauma. In M. Graf, C. Grilli & H. Wedig, *Beschleunigungsverletzung der Halswirbelsäule* (S. 5-8). Würzburg, Steinkopff Verlag, doi: 10.1007/978-3-7985-1838-4_1.
- Peeters, L. & Lason, G. (2011). Abgerufen am 24. 06 2013 von The International Academy of Osteopathy:
http://www.osteopathie.eu/moodle/pluginfile.php/30675/mod_resource/content/5/modern_principles_of_osteopathy_version_1_05062011.pdf
- Penning, L. & Wilmink, J. (Oct 1987). Rotation of the cervical spine: a CT study in normal subjects. *Spine* , 12(8), S. 732-738, PMID: 3686228 .
- Richardson, C., Snijders, C., Hides, J., Damen, L., Pas, M. & Strom, J. (Feb 2002). The Relation Between the Transversus Abdominis Muscles, Sacroiliac Joint Mechanics and Low Back Pain. *Spine*, 27(4), S. 399-405, PMID: 11840107.

- Richter, P. & Hebgen, E. (2007). *Triggerpunkte und Muskelfunktionsketten*. Stuttgart, Hippokrates Verlag.
- Roulin, L. (2010). *Effets d'une manipulation osteopathique dite de "decisaillement du sacrum" sur le tonus musculaire des muscles scalènes*. Belmont-sur-Lausanne, Ecole Suisse de Medecine Osteopathique.
- Rudwaleit, M. & Sieper, J. (Juni 2004). Diagnose und Frühdiagnose der ankylosierenden Spondylitis (Morbus Bechterew). *Zeitschrift für Rheumatologie*, 63(3), S. 193-202, DOI 10.1007/s00393-004-0629-9.
- Schleip, R. (January 2003). Fascial plasticity - a new neurobiological explanation: Part 1. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 7(1), S. 11-19, doi: 10.1016/S1360-8592(02)00067-0.
- Schleip, R., Findley, T., Chaitow, L. & Huijing, P. (2012). *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Edinburgh, Elsevier.
- Seffimcer, M., King, H., Ward, R., Jones III, J., Rogers, F. & Patterson, M. (2003). Osteopathic philosophy. In & A. G. Chila & J. Carreira (Hrsg.), *Foundations for Osteopathic Medicine* (3 Ausg.). Baltimore, Philadelphia, Lippincott Williams and Wilkins Association American Osteopathic.
- Spineproducts (Dezember 1988). *CROM Prodedure Manual*, Abgerufen am 27. 04 2014 von www.spineproducts.com: <http://www.spineproducts.com/pdf/CROMManual.pdf>
- Stecco, L. & Stecco, C. (2014). *Fascial Manipulation for Internal Dysfunctions*. Padova, Piccin Nuova Libreria S.p.A..
- Tasker (1916). *Priciples of Osteopathy*. Los Angeles, epuli.
- Weineck, J. (2004). *Sportbiologie*. Balingen, Spitta Verlag & Co KG.
- Weiß, T. & Schaible, H. (2003). Schmerzmessung. In F. Van den Berg, *Angewandte Physiologie 4, Schmerzen verstehen und beeinflussen* Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
- Williame, C. (4. 12 2008). Audiomitschnitt der Vorlesung. *Viszerale Osteopathie* , Gars am Kamp.
- Williame, C. (20. 10 2011). E-Mail.

Figures

a) **Age:** Compare chapter 3.1

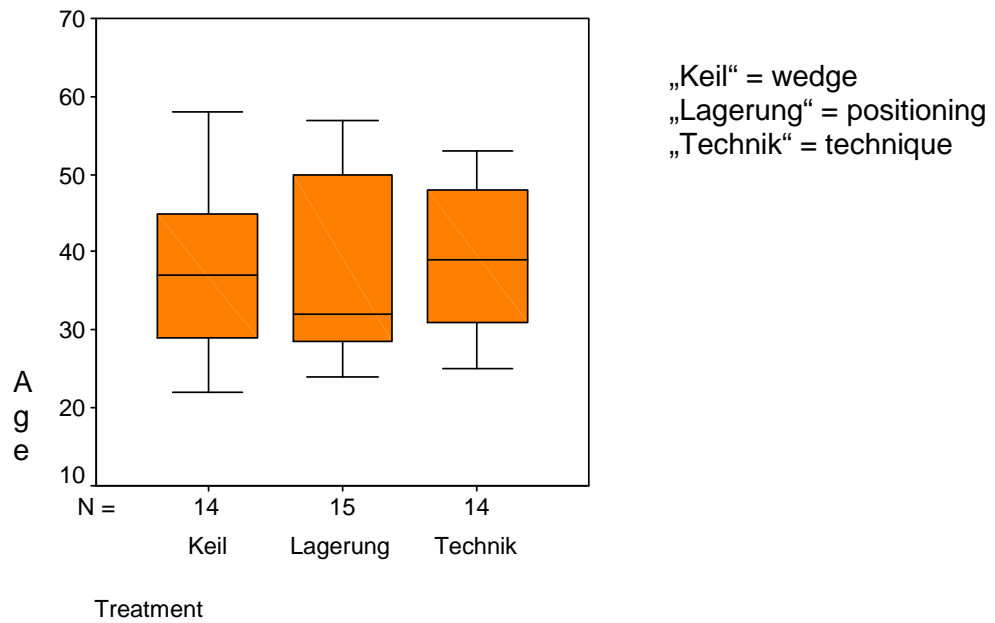


Figure 10: Age pattern of samples

b) **Gender distribution:** Compare chapter 3.1

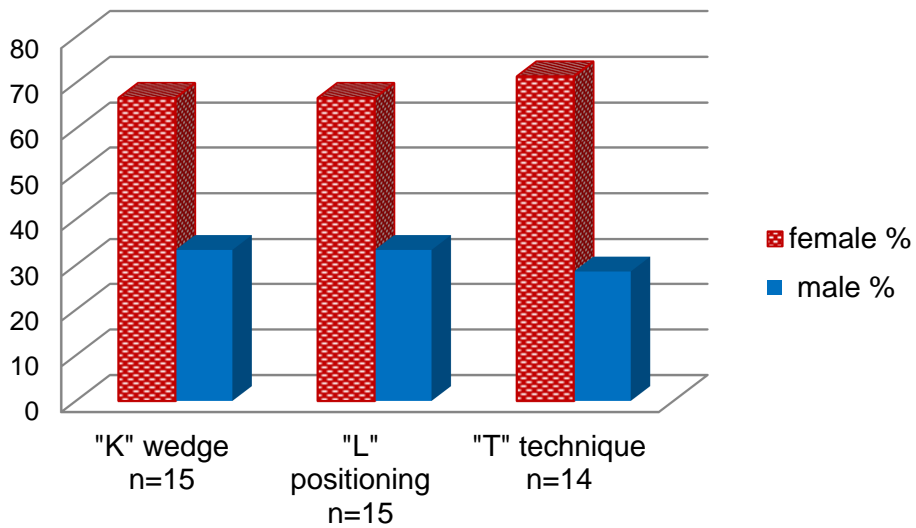


Figure 11: Gender distribution by reference to sample

c) **Profession:** Compare chapter 3.1

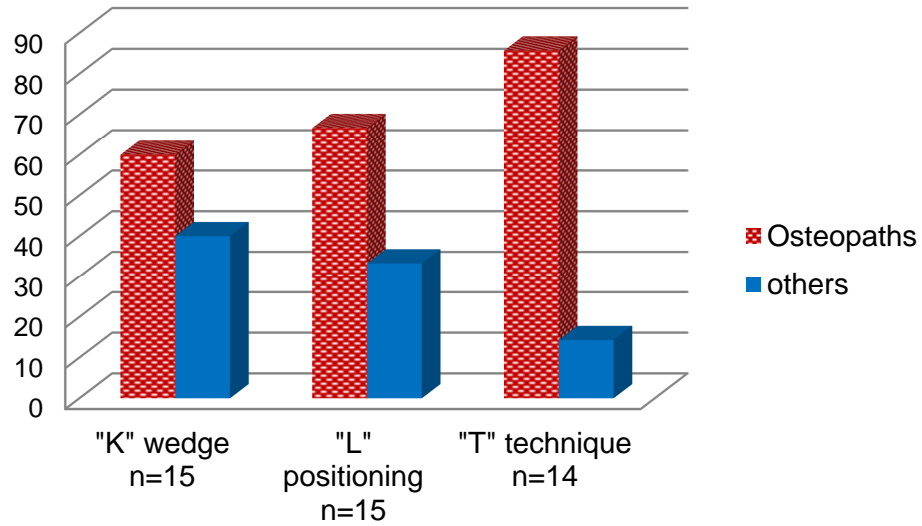


Figure 12: Share of osteopaths and subjects with other professions by reference to sample

d) **rROM to the right and to the left:** Compare chapter 3.1

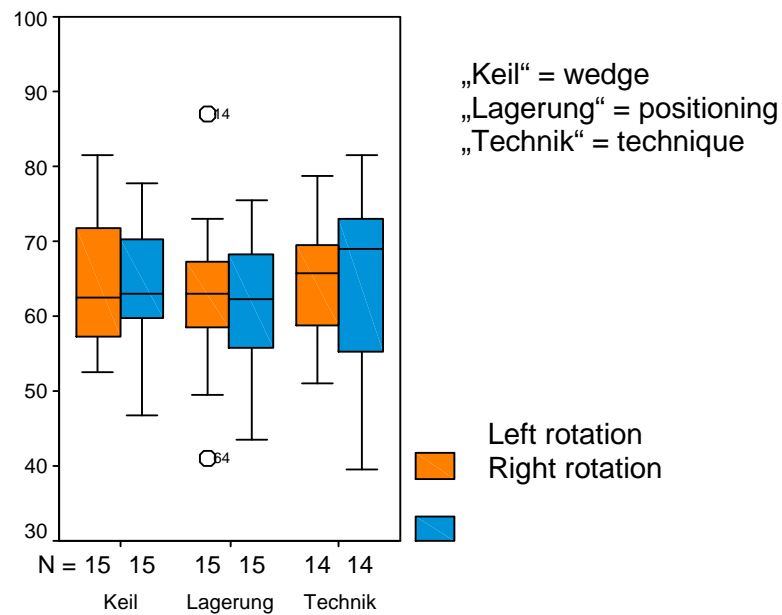
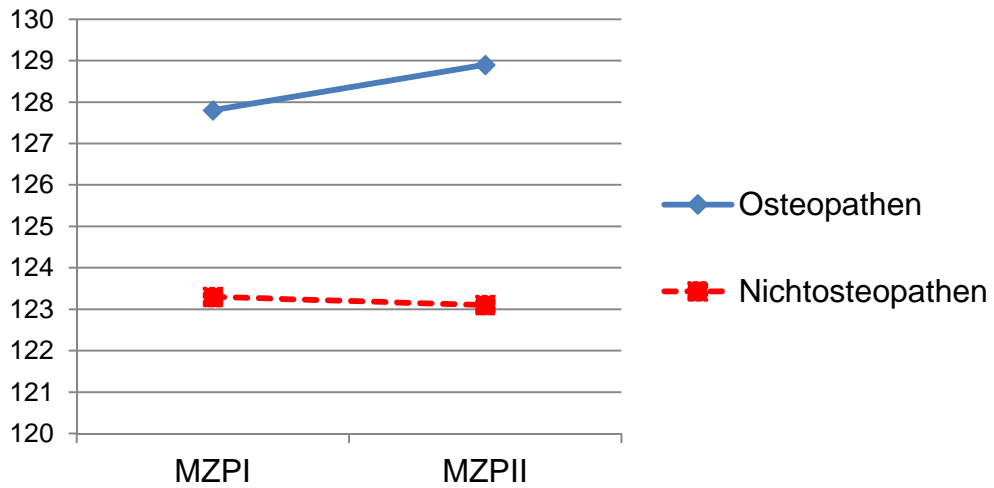


Figure 13: Range of rotation movement by reference to side and sample

e) **Influence of Profession on range of movement:** Compare chapter 3.5



f) **Pain assessment:** Compare chapter 3.4

Table 1: Pain assessed by numeric pain scale

Gruppe	MZP II (n=44)	(MZP III (n=43))
Lagerung	3 (20%)	2 (14,3%)
	ISG 2	0
	HWS 3	HWS 3
	HWS 2	HWS 2
Keil	4 (26,7%)	2 (13,3%)
	LWS 3	?
	BWS 4	BWS 4
	HWS 2	0
	HWS 1	HWS 1
Technik	3 (21,4%)	1 (7,1%)
	LWS 5	LWS 5
	LWS 2	0
	LWS 2	0
Total	10 (22,7%)	5 (11,6%)

List of Figures

Figure 1:	Participant wearing the CROM-instrument	5
Figure 2:	Wedge made of styrodur®	5
Figure 3:	Therapist's position for applying the sacrum-counter-shear technique, demonstrated on the skeleton model	7
Figure 4:	Alteration in total range of rotation movement of the cervical spine at data point II and III in percentage	9
Figure 5:	Alteration in range of rotation movement to the restricted side of the cervical spine at data point II and III in percentage	10
Figure 6:	Alteration of the difference between rotation to the left and to the right side per group at data point II and III in percentage	11
Figure 7:	Type of change concerning total range of rotation movement by reference to the particular intervention and sample in percent	12
Figure 8:	Change of the rotational movement range to the restricted side by reference to the particular intervention and sample in percent.	13
Figure 9:	Share of sample in percent, grouped by intervention type giving the effects on the difference between range of rotation movement to the left and to the right of the cervical spine at data point III.	14
Figure 10:	Age pattern of samples	iv
Figure 11:	Gender distribution by reference to sample	iv
Figure 12:	Share of osteopaths and subjects with other professions by reference to sample	v
Figure 13:	Range of rotation movement by reference to side and sample	v

Tables

Table 1: Pain assessed by numeric pain scale	vi
--	----

List of Abbreviations

ANONVA	analysis of variance
CEC	cause-effect chain
e.g.	for example [abbr.: e.g.] - e.g.: abbr. of Latin "exempli gratia"
ROM	range of movement
rROM	range of rotation movement
USCST	unilateral sacrum-counter-shear technique
WSO	Wiener Schule für Osteopathie