

**Auswirkungen einer Extensionsmobilisation der
Brustwirbelsäule mit der BALLance©-Methode auf
die posturale Kontrolle von Handballspielern**

Masterarbeit

**von
Julia Söll**

**Deutsche Sporthochschule Köln
2018**

Erstbetreuer:

Prof. Dr. rer. nat.

Klaus Baum

Institut für Physiologie und Anatomie

Deutsche Sporthochschule Köln

Zweitbetreuer:

Master of Science Sports Equipment Technology

Lennart Mentz

Sektion Sport- und Rehabilitationsmedizin

Universitätsklinikum Ulm

Danksagung

Bedanken möchte ich mich zunächst bei Herrn Prof. Dr. Klaus Baum sowie Lennart Mentz, die mir stets als Betreuer mit ihrem fachlichen Rat, ihrer Geduld sowie mit ihrer unkomplizierten Kommunikationsart zur Seite standen.

Ein großes Dankeschön geht an Janine Haller für die Abnahme der Körpergrößenmessung. Zudem möchte ich mich bei meiner erfahrenen Physiotherapiekollegin Marisa Gerzeiten bedanken, die für die Wirbelsäulenkrümmungsmessung zuständig war. Ein besonderer Dank gilt dem kompetenten Posturomed-Messteam um Katharina Gnam und Peter Dussler. Vielen Dank auch an Jacqueline und Isabell Ott, Annika Dussler und meiner Mutter Dagmar Söll für die schnelle, reibungslose und zuverlässige Hilfe bei der Datendokumentation während der Untersuchungen. Ein großer Dank geht an meine Eltern, die mir beim Transport des schweren Posturomeds halfen.

Ferner möchte ich mich ganz herzlich bei Tim Schmachtenberg für die statistische Beratung bedanken.

Ein großes Danke geht an Joachim Fieting, der mit mir aus den Bioswing-Rohdaten der Posturomedmessung eine Formel für die Wegamplitudenberechnung entwickelt hat.

Darüber hinaus möchte ich mich bei allen teilnehmenden Handballern aus der näheren Ulmer Umgebung bedanken, die mir anstatt von Trainingseinheiten ein Zeitfenster für die Durchführung der Messungen ermöglichten. Des Weiteren möchte ich mich bei Dr. Tanja Kühne, Gründerin des Unternehmens BALLance Concepts GmbH, für den Verleih der BALLance©-Bälle bedanken.

Abschließend möchte ich meiner Familie Dank sagen, die mich jederzeit unterstützt und mir viel Ruhe und Kraft gegeben hat. Ohne die finanzielle Unterstützung meiner Eltern wäre mir die wertvolle, lehrreiche Studienzeit an der Deutschen Sporthochschule in Köln verwehrt geblieben.

Abstract

Viele Handballspieler weisen im physiotherapeutischen Befund einen reversiblen Haltungsfehler in Form eines Rundrückens auf. Bisher existiert keine Untersuchung über die biomechanische Wirkweise einer Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule mit der BALLance©-Methode auf die posturale Kontrolle. Deshalb soll in dieser Studie die Auswirkung einer Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule mit der BALLance©-Methode auf die posturale Kontrolle von gesunden Handballspielern untersucht werden.

An dieser randomisierten, kontrollierten Pilotstudie nahmen 30 Handballspieler aus der Württembergliga und Handball-Baden-Württemberg-Oberliga teil. In der Interventionsgruppe erhielten 15 Handballsportler eine Extensionsbehandlung der Brustwirbelsäule mit der BALLance©-Methode. In der Kontrollgruppe wurden 15 Handballspieler mit einer Progressiven Muskelrelaxation nach Jacobsen behandelt. Posturale Daten zur posturalen Orientierung (Körpergröße im Sitz, Krümmungswinkel der Brust und Lendenwirbelsäule) sowie posturalen Stabilität (Amplitudenbewegung in anterior-posterior Richtung und Schwingfrequenz) wurden direkt vor (t_1) und nach (t_2) den dreißigminütigen Interventionen sowie im Follow-up nach 24 Stunden (t_3) vergleichend erfasst und evaluiert.

Die Resultate der Studie belegen, dass sich eine Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule mit der BALLance©-Methode auf die posturale Kontrolle positiv auswirkt. Einerseits konnte ein hochsignifikanter Interaktionseffekt für den BWS-Kyphosewinkel ($p < 0,01$), andererseits jeweils ein hochsignifikanter und signifikanter Interaktionseffekt für die LWS-Lordosewinkel ($p < 0,01$; $p < 0,05$) eruiert werden. Zudem konnte in beiden Gruppen eine hochsignifikante reduzierte Schwingfrequenz zwischen t_1 vs. t_2 sowie zwischen t_1 und t_3 ($p < 0,01$) beobachtet werden. Ferner manifestierte sich im Follow-up eine hochsignifikante Verbesserung im subjektiven Rückenschmerzempfinden in der BALLance©-Gruppe im Vergleich zur Muskelrelaxations-Gruppe ($p < 0,01$).

Eine präventive BALLance©-Anwendung im Handballsport scheint eine effektive und praktikable Maßnahme zu sein, um Verbesserungen der posturalen Kontrolle, insbesondere der posturalen Orientierung von Brust- und Lendenwirbelsäule zu bewirken.

Nachfolgende Studien in Form von Langzeitstudien mit höherer Stichprobengröße sind notwendig, welche die langfristigen Auswirkungen dieser Behandlungsmaßnahme auf die posturale Kontrolle überprüfen.

Abstract

Many handball players show physiotherapeutic findings of a reversible postural deficit, in the form of a hunchback. So far, there has been no investigation on the biomechanical mode of action of an extension mobilization of the thoracic spine with the BALLance©-method on postural control. Therefore, the effect of an extension mobilization of the thoracic spine with the BALLance©-method © on the postural control of healthy handball players is to be investigated in this study.

30 handball players from the Württemberg League and Handball-Baden-Württemberg-Oberliga participated in this randomized controlled pilot study.

In the intervention group, 15 handball players received an extension treatment of the thoracic spine with the BALLance©-method ©. In the control group, 15 handball players were treated with Jacobsen's progressive muscle relaxation. Postural data on postural orientation (height while sitting, angle of curvature of the thoracic and lumbar spine) and postural stability (amplitude movement in the anterior-posterior direction and oscillation frequency) were recorded and evaluated comparatively immediately before (t_1) and after (t_2) the 30-minute interventions and in the follow-up after 24 hours (t_3).

The results of the study prove that extension mobilization of the thoracic spine with the BALLance©-method has a positive effect on postural control. A highly significant interaction effect for the thoracic kyphosis angle ($p < 0,01$) could be determined on the one hand, with a highly significant and significant interaction effect for the lumbar lordosis angle ($p < 0,01$ and $p < 0,05$, respectively) being determined on the other. In addition, a highly significant reduced oscillation frequency was observed in both groups between t_1 vs. t_2 and between t_1 and t_3 ($p < 0,01$). Furthermore, the follow-up shows a highly significant improvement in subjective back pain perception in the BALLance©-group compared to the muscle relaxation group ($p < 0,01$).

A preventive BALLance©-application in handball appears to be an effective and operable measure to show improvements in postural control, especially in the postural orientation of the thoracic and lumbar spine.

Subsequent studies in the form of long-term studies with higher sample sizes are necessary to assess the long-term effects of this treatment on postural control.

Inhaltsverzeichnis

Titel und Betreuer der Masterthesis	I
Danksagung.....	II
Abstract.....	III
Inhaltsverzeichnis	IV
Abbildungsverzeichnis	VI
Tabellenverzeichnis	VII
Abkürzungsverzeichnis	IX
1 Einleitung.....	1
2 Theoretischer Hintergrund	3
2.1 Anatomie der Wirbelsäule	3
2.2 Biomechanik der Wirbelsäule	4
2.3 Begriffe Sagittalebene und Kinematik.....	6
2.4 Posturale Kontrolle	7
2.4.1 Posturale Orientierung	7
2.4.2 Posturale Stabilität	8
2.5 Beobachtete Fehlhaltung bei Handballspieler	11
2.5.1 Körperliche Folgen der Fehlhaltung	12
2.6 Extensionsmobilisation der BWS mit der BALLance©-Methode.....	14
2.7 Progressive Muskelrelaxation nach Jacobsen (PMR)	15
3 Empirische Befunde.....	15
4 Fragestellung und Hypothesen	16
5 Material und Methodik	17
5.1 Untersuchungsdesign.....	17
5.2 Probanden.....	18
5.3 Messverfahren und Messdurchführung	18
5.3.1 Stadiometer.....	19
5.3.2 Inklinometer.....	20
5.3.3 Posturomed mit Micro Swing 6 Software.....	21
5.3.4 Subjektive Parameter des Fragebogens	23
5.3.5 Gütekriterien.....	23
5.4 Datenauswertung	24
6 Ergebnisse.....	25

6.1	Stichprobenbeschreibung	25
6.2	Darstellung der Ergebnisse	27
6.2.1	Hypothese 1: BWS-Winkelgrad	27
6.2.2	Hypothese 2: LWS-Winkelgrade	29
6.2.3	Hypothese 3: Y-Amplitude am Sprungbein	32
6.2.4	Hypothese 4: Schwingfrequenz am Sprungbein	33
6.2.5	Hypothese 5: Subjektiv empfundene Rückenschmerzen	35
7	Diskussion	36
7.1	Ergebnisdiskussion.....	36
7.2	Methodendiskussion.....	39
8	Fazit und Ausblick.....	41
8.1	Forschungsbedarf und praktische Implikation	41
8.2	Fazit.....	42
Anhang	45
A.1	Einwilligungserklärung	45
A.2	BALLance©-Methode: Kernübung Rückenlage	47
A.3	Transkription der Progressiven Muskelrelaxation nach Jacobsen	48
A.4	Messwerte der Körpergröße	51
A.5	Messwerte der Kyphose der Brustwirbelsäule.....	52
A.6	Messwerte der Lordose der Lendenwirbelsäule	53
A.7	Messwerte der Amplitude und Schwingfrequenz.....	54
A.8	Erste Hypothese: Voraussetzungs- und Post-hoc-Tests	55
A.9	Zweite Hypothese: Voraussetzungs- und Post-hoc-Tests	57
A.10	Dritte Hypothese: Voraussetzungstest	58
A.11	Vierte Hypothese: Voraussetzungstest.....	58
A.12	Erfassungsbogen zu den Messzeitpunkten	59
Literaturverzeichnis	62

Abbildungsverzeichnis

<i>Abb. 1. Sagittalebene (Quelle: Suppé, 2014a, S.14)</i>	6
<i>Abb. 2. Optimale posturale Ausrichtung (A) in der Sagittalebene und der tonischen Muskelarbeit (B) im ruhigen Stand (Quelle: Shumway-Cook & Woollacott, 2017, S. 159)</i>	8
<i>Abb. 3. Handballspieler in der Steh-Komfortzone des Rundrückens</i>	11
<i>Abb. 4. Großer und kleiner BALLance©-Doppelball (Firma BALLance Concepts GmbH)</i>	14
<i>Abb. 5. Versuchsaufbau</i>	19
<i>Abb. 6. Messung der Körpergröße mit dem Stadiometer Seca 213</i>	19
<i>Abb. 7. Selbstangefertigter Holzständer</i>	20
<i>Abb. 8. BWS- und LWS-Kurvaturmessung mit dem Bubble Inklinometer</i>	20
<i>Abb. 9. Überwachung der Posturomed-Testdurchführung durch das Untersuchungsteam</i>	22
<i>Abb. 10. Körperliche Aktivität der Probanden (n) zwischen zweitem (t₂) und drittem (t₃) Messzeitpunkt differenziert nach Aktivitätslevel vorwiegend geistig, körperlich oder gleichermaßen geistig/körperlich in den Fallgruppen</i>	26
<i>Abb. 11. BWS-Kyphose in Winkelgraden vor der Intervention (b₁), nach der Intervention (b₂) und im Follow-up (b₃) mit Standardabweichung (±) und Signifikanzprüfung der Unterschiede im zeitlichen Verlauf innerhalb (*p<0,01) der Gruppen</i>	27
<i>Abb. 12. Profildiagramm für Fallgruppe mit getrennten Linien für Zeitpunkt</i>	29
<i>Abb. 13. Profildiagramm für Zeitpunkt mit getrennten Linien für Fallgruppe</i>	29
<i>Abb. 14. Lordose der Lendenwirbelsäule in Winkelgraden vor der Intervention (b₁), nach der Intervention (b₂) und im Follow-up (b₃) mit Standardabweichung (±) und Signifikanzprüfung der Unterschiede im zeitlichen Verlauf zwischen den Gruppen (‡p<0,05)</i>	30
<i>Abb. 15. Profildiagramm für Fallgruppe mit getrennten Linien für Zeitpunkt</i>	32
<i>Abb. 16. Profildiagramm für Zeitpunkt mit getrennten Linien für Fallgruppe</i>	32
<i>Abb. 17. Level 2: Kernübung Rückenlage zur BWS-Mobilisation (Quelle: Kühne, 2015, S.64)</i>	47
<i>Abb. 18. Level 1: Kernübung Rückenlage zur BWS-Mobilisation (Quelle: Kühne, 2015, S.64)</i>	47
<i>Abb. 19. Level 3: Kernübung Rückenlage zur BWS-Mobilisation (Quelle: Kühne, 2015, S.64)</i>	47

Tabellenverzeichnis

Tab. 1. Deskriptive Statistik der Fallgruppen mit Angabe der Probanden in Fällen sowie Mittelwert (\pm Standardabweichung), Minimum (Min) und Maximum (Max) für Alter, Körpergröße, Körpergewicht und Spieljahre	25
Tab. 2. Deskriptive Statistik des Medians (50. Perzentile) der Körpergröße in den Fallgruppen	26
Tab. 3. Tests der Innersubjekteffekte der Variablen BWS-Kyphose (modifiziert auf Greenhouse-Geisser (GG))	28
Tab. 4. Tests der Innersubjekteffekte der Variablen LWS-Lordose (modifiziert auf Greenhouse-Geisser (GG))	31
Tab. 5. Tests der Zwischensubjekteffekte der Variablen LWS-Lordose	31
Tab. 6. Median der y-Amplitude in Millimetern (mm) zu den drei Zeitpunkten in den Fallgruppen	32
Tab. 7. U-Teststatistik der Variablen y-Amplitude des Sprungbeins	33
Tab. 8. Friedman-Teststatistik der Variablen y-Amplitude des Sprungbeins	33
Tab. 9. Median der Schwingfrequenz in Hertz (Hz) zu den drei Zeitpunkten in den Fallgruppen	34
Tab. 10. U-Teststatistik der Variablen Schwingfrequenz des Sprungbeins	34
Tab. 11. Friedman-Teststatistik der Variablen Schwingfrequenz des Sprungbeins	34
Tab. 12. Wilcoxon-Teststatistik der Variablen Schwingfrequenz des Sprungbeins	35
Tab. 13. Deskriptive Statistik der Lagemaße des subjektiven Rückenschmerzempfindens	35
Tab. 14. Wilcoxon-Teststatistik des subjektiven Rückenschmerzempfindens ..	36
Tab. 15. Messwerte der Körpergröße in Zentimeter nach den ID-Nummern zu den drei Messzeitpunkten (MZ)	51
Tab. 16. Messwerte der Wirbelsäulenkrümmung des ersten und zwölften Brustwirbels und dem Mittelwert (MW) in Winkelgrad nach den ID-Nummern zu den drei MZ	52
Tab. 17. Messwerte der Wirbelsäulenkrümmung des ersten und fünften Lendenwirbels und des Mittelwerts (MW) in Winkelgrad nach den ID-Nummern zu den drei MZ	53
Tab. 18. Mittelwerte der Wegamplitudenmessung in Millimetern in anterior-posterior Richtung (y-Achse) sowie der Schwingfrequenz in Hertz des Sprungbeins auf dem Posturomed nach den ID-Nummern zu den drei MZ	54
Tab. 19. Shapiro-Wilk Tests auf Normalverteilung	55
Tab. 20. Levene-Test auf Varianzhomogenität basierend auf dem Mittelwert ..	55
Tab. 21. Mauchly-Test auf Sphärizität	55
Tab. 22. Bonferroni Post-hoc-Tests der Interaktionseffekte der Variablen BWS-Kyphose. Kontrollgruppe wird mit KG, Interventionsgruppe mit IG und Konfidenzintervall mit KI abgekürzt.	55

<i>Tab. 23. Bonferroni Post-hoc-Tests der Zeitpunkte (aufgeteilte Datei nach Fallgruppen) der Variablen BWS-Kyphose</i>	<i>56</i>
<i>Tab. 24. Shapiro-Wilk Tests auf Normalverteilung.....</i>	<i>57</i>
<i>Tab. 25. Levene-Test auf Varianzhomogenität basierend auf dem Mittelwert ..</i>	<i>57</i>
<i>Tab. 26. Mauchly-Test auf Sphärizität</i>	<i>57</i>
<i>Tab. 27. Bonferroni Post-hoc-Tests der Interaktionseffekte der Variablen LWS-Lordose. Kontrollgruppe wird mit KG, Interventionsgruppe mit IG und Konfidenzintervall mit KI abgekürzt.</i>	<i>57</i>
<i>Tab. 28. Shapiro-Wilk Tests auf Normalverteilung.....</i>	<i>58</i>
<i>Tab. 29. Shapiro-Wilk Tests auf Normalverteilung.....</i>	<i>58</i>

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
a/p	anterior/posterior
Aufl.	Auflage
BALLance© -Methode	BALLance Dr. Tanja Kühne©- Methode
bzw.	beziehungsweise
BW	Baden-Württemberg
BWS	Brustwirbelsäule
et al.	und andere
2-D	Zweidimensionalität
GG	Greenhouse-Geisser
Hrsg.	Herausgeber
HWS	Halswirbelsäule
Hz	Hertz
ID	Identität
IG	Interventionsgruppe
KG	Kontrollgruppe
kg	Kilogramm
KI	Konfidenzintervall
LWS	Lendenwirbelsäule
M.	Musculus (Muskel)
Max	Maximum
Min	Minimum
MW	Mittelwert
MZ	Messzeitpunkt
p	p-Wert (exaktes Signifikanzniveau)
S.	Seite
SD	Standardabweichung
Tab.	Tabelle
t ₁	erster Messzeitpunkt (vor der Intervention)
t ₂	zweiter Messzeitpunkt (nach der Intervention)
t ₃	dritter Messzeitpunkt (im 24 Stunden Follow-up)
überarb.	überarbeitet
vs.	gegen
y-	anterior-posterior (a/p)
z. B.	zum Beispiel

1 Einleitung

Der Handballsport stellt extreme Anforderungen an die Wirbelsäule. Rotations- und Streckbewegungen der Brustwirbelsäule sind für die Wurfbewegung unerlässlich. Die Wirbelsäule muss bei Sprunglandungen und schnellen Richtungswechseln vor allem im Brust- und Lendenwirbelsäulenbereich eine sehr gute Dämpfungsarbeit auf dem harten Hallenboden leisten. Diese funktionelle Bewegungsarbeit kann nur durch eine physiologisch ausgebildete Wirbelsäule stattfinden.

Allerdings machte die Autorin als Sportphysiotherapeutin bei den meisten rücken-schmerzgeplagten Handballspielern eine Fehlhaltung in Form eines Rundrückens im Stand aus. Die Autorin registrierte in vielen Sichtbefunden bzw. bildgebenden Verfahren die zu stark ausgeprägte Krümmung der Brustwirbelsäule. Diese Fehlhaltung wird in aktuellen Studien bestätigt. Eine Studie von Ameer und Abdel-Aziem (2017) alloziert eine überdurchschnittliche Körpergröße von Handballsportlern mit einem Rundrücken. Eine andere wissenschaftliche Arbeit (Grabara, 2017) bestätigt, dass im Laufe von zwei Jahren die Biegung der Brustwirbelsäule bei männlichen Handballspielern signifikant zunimmt.

Bisher existieren kaum Untersuchungen, die sich mit der Wirkungsweise physiotherapeutischer Behandlungen bei dieser reversiblen Fehlhaltung befassen haben. Insofern besteht in diesem Metier Forschungsbedarf, um die Effektivität physiotherapeutischer Therapien zu überprüfen. Die Verfasserin der Arbeit erzielt mit der Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule mit der BALLance©-Methode schnelle und sehr gute Behandlungserfolge. Die Patienten berichten über eine subjektiv empfundene verbesserte posturale Kontrolle.

Infolgedessen soll jene Studie einen wissenschaftlichen Beitrag dazu leisten, inwiefern sich eine Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule mit der BALLance©-Methode auf die posturale Kontrolle von gesunden Handballsportlern auswirkt. Gerade für Wurf-sportler, aber sicherlich ebenso für andere (Nicht-)Sportler wird das praxisbezogene Thema von Interesse sein. Auch dort ist eine solche Fehlhaltung in vielfacher Weise vertreten. Für Physiotherapeuten könnte jene Hands-off-Behandlung eine gute Alternative zur Hands-on-Behandlung darstellen.

Aus diesem Grund verfolgt die vorliegende Arbeit das Ziel, die posturale Kontrolle von Handballsportler nach einer Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule mit der BALLance©-Methode zu evaluieren. Es stellt sich die übergeordnete Forschungsfrage, ob Handballspieler durch eine Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule mit der BALLance©-Methode (Interventionsgruppe) eine veränderte posturale Kontrolle gegenüber einer Progressiven Muskelrelaxation nach Jacobsen (Kontrollgruppe) zeigen. Damit

diese Frage beantwortet werden kann, gilt es zunächst weitere Fragen aufzuwerfen: Unterscheidet sich die Interventionsgruppe von der Kontrollgruppe im beidbeinigen Stand in Bezug auf die Brustwirbelsäulenkyphose und Lendenwirbelsäulenlordose? Unterscheiden sich die Fallgruppen innerhalb der Messzeitpunkte im beidbeinigen Stand in Bezug auf die Brustwirbelsäulenkyphose und Lendenwirbelsäulenlordose? Liegt eine Interaktion zwischen Zeit und Fallgruppe im Hinblick auf die BWS- und LWS-Winkel vor? Liegen Unterschiede im Einbeinstand des Sprungbeins innerhalb und zwischen den Gruppen in puncto posturaler Amplitude (a/p-Richtung) und Schwingfrequenz auf dem Posturomed (Bioswing Haider GmbH) vor? Führt die BALLance®-Methode zu einem besseren Behandlungserfolg bezüglich subjektiv empfundener Rückenschmerzen?

Um diese Fragen zu beantworten, kommen drei verschiedene kinematische Messungen unmittelbar vor und nach der Intervention sowie im 24-Stunden-Follow-up zum Einsatz. Am Anfang jeder Untersuchung wird die Körpergröße der Handballspieler im Sitz gemessen, damit eine Messabsicherung hinsichtlich der veränderten Wirbelsäulenmessung gemacht werden kann. Daran schließt sich ein Messverfahren zur Beurteilung der posturalen Orientierung, eine Wirbelsäulenkrümmungsmessung der Brust- und Lendenwirbelsäule im beidbeinigen Stand an. Zum Abschluss wird die posturale Stabilität im Einbeinstand des Sprungbeins mithilfe eines Posturomed analysiert.

Die vorliegende Arbeit ist in acht Kapitel unterteilt. Das erste Kapitel führt in die Problemstellung, Forschungsfrage sowie die Zielsetzung der Arbeit ein. Im Zuge des Grundlagentextes im zweiten Kapitel werden anatomische und biomechanische Gegebenheiten zur Wirbelsäule sowie Termini erklärt. Im Fokus des Kapitels steht die posturale Kontrolle selbst. Es werden die Begrifflichkeiten posturale Orientierung und Stabilität sowie die beobachtete BWS-Fehlhaltung von Handballspielern erläutert. Daraufaufgehend beleuchtet ein Forschungsüberblick den bisher einzigen Beitrag zum Thema BALLance®-Methode. Anschließend werden im vierten Kapitel auf Basis des theoretischen Hintergrunds die Hypothesen zur Untersuchung formuliert.

Im Methodenteil, Kapitel fünf, erfolgt die nähere Beschreibung der empirischen Untersuchung. Hier wird das Untersuchungsdesign, die Probanden, die Messinstrumente und -verfahren, die Gütekriterien sowie die Datenauswertung vorgestellt. In Kapitel sechs erfolgt der empirische Teil, dessen Schwerpunkte auf der Hypothesenprüfung und der Ergebnisdarstellung liegen. Durch die Diskussion werden sowohl wichtige Ergebnisse als auch die Methodik kritisch betrachtet (vgl. Kapitel sieben). Das achte Kapitel beginnt mit praktischen Handlungsempfehlungen samt Verweisen auf den weiteren Forschungsbedarf. Die Studienarbeit schließt mit einem Fazit, in dem Erkenntnisse und Ergebnisse zusammengefasst werden ab.

2 Theoretischer Hintergrund

Im folgenden Kapitel werden die anatomischen und biomechanischen Grundlagen der Wirbelsäule und Begriffe wie Sagittalebene oder Kinematik näher beschrieben. Ferner wird zur Erklärung der posturalen Kontrolle die Systemtheorie nach Shumway-Cook & Woollacott (2017) erläutert. Der Schwerpunkt der Arbeit beschäftigt sich hauptsächlich mit den motorischen Faktoren der posturalen Kontrolle. Infolgedessen werden zum besseren Verständnis Termini wie posturale Kontrolle, posturale Orientierung und posturale Stabilität erklärt. Eine nähere Ausführung unter der Betrachtungsweise von kognitiven und sensorischen Faktoren würde den Rahmen dieser Arbeit überschreiten.

Im Anschluss daran wird die beobachtete posturale Kontrolle der Handballer in der physiotherapeutischen Praxis beschrieben. Zum Ende des Kapitels wird auf mögliche körperliche Folgen und auf den möglichen Zusammenhang zwischen sensomotorischen Defiziten und der Verletzungsprävalenz der unteren Extremität eingegangen.

2.1 Anatomie der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule besteht aus 33 bis 34 Wirbeln und untergliedert sich in die Halswirbelsäule (HWS), Brustwirbelsäule (BWS), Lendenwirbelsäule (LWS) und das Kreuz- und Steißbein. Ein Wirbel vereinigt sich aus dem vorn liegenden Wirbelkörper und dem dahinterliegenden Wirbelbogen. Der Wirbelbogen schützt mit seinem Wirbelloch das Rückenmark und integriert den Dornfortsatz sowie die Quer- und Gelenkfortsätze. Die Halswirbelsäule setzt sich aus sieben Halswirbeln zusammen. Die Brustwirbelsäule besteht aus zwölf Wirbeln (Appell & Stang-Voss, 2008).

Während die Wirbelkörpergröße ab der Brustwirbelsäule in absteigender Reihenfolge zunimmt, wird der Wirbelkanal progressiv kleiner. Somit kann der zunehmenden schwerkraftfeindlichen Belastung pro Wirbelsegment entgegenwirkt werden. Durch die Rippenwirbelgelenke ist die Brustwirbelsäule mit den zwölf Rippenpaaren und dem Brustbein zum Brustkorb verbunden, der die inneren Organe panzert (Appell & Stang-Voss, 2008). Die Lendenwirbelsäule setzt sich aus fünf keilförmigen Lendenwirbelkörpern zusammen. Das dreieckige Kreuzbein wird aus fünf knöchern verschmolzenen Wirbeln geformt und wird von einem massiven Bandkomplex stabilisiert. Über eine Gelenkverbindung mit den Darmbeinen des Beckens bildet es das Kreuzbein-Darmbeingelenk. Minimale Bewegungen in diesem Gelenk sind von großer Bedeutung für die Stoßdämpfung. Das Steißbein setzt sich aus vier bis fünf Wirbeln zusammen und gewährt für den Band- und Muskelapparat des Beckens wichtige Ansatzstellen (Appell & Stang-Voss, 2008).

Insgesamt gibt es an der Wirbelsäule 23 Bandscheiben. Nur zwischen Atlas und Axis liegt keine Bandscheibe. Die Bandscheibendicke nimmt von cranial (kopfwärtig) nach caudal (fußwärtig) zu. Die Bandscheiben sind an den Deckplatten der angrenzenden

Wirbel samt hinterem Längsband befestigt. Sie bestehen aus einem äußerem druckelastischen Faserknorpelring und einem innenliegenden, verformbaren Gallertkern, der substanzial aus Wasser besteht und als Stoßdämpfer agiert (Appell & Stang-Voss, 2008). Die nötige Stabilität, wie auch der erforderliche Bewegungsumfang, bekommt die Wirbelsäule durch ihren Band- und Muskelapparat. Der Muskelkomplex der Wirbelsäule wird unter anderem im Abschnitt posturale Stabilität näher beschrieben.

Je Rückenmarksegment geht rechts- bzw. linksseitig eine Vorder- und Hinterwurzel ab, die sich zu einem Spinalnerv verknüpfen. Aus der Vorderwurzel gehen efferente Nervenfasern hervor. Das sind Leitungsbahnen, die motorische Impulse vom Zentralnervensystem (Gehirn und Rückenmark) an die Extremitäten und Organe weitergeben. Die Hinterwurzel enthält afferente Nervenfasern, welche sensorische Reize von den Extremitäten oder Organen an das Gehirn leiten (Appell & Stang-Voss, 2008).

Für die sensomotorische Innervation der unteren Extremität, die im späteren Verlauf von Wichtigkeit ist, laufen Spinalnerven der Segmente (TH₁₂-S₄) zusammen und bilden ein Nervengeflecht namens Plexus lumbosacralis. Dieser Plexus versorgt grob auf sensorischem Weg den unteren Rumpf, die Becken- und Genitalregion einschließlich der unteren Extremität (Liguori, Krarup & Trojaborg, 1992; Phillips & Park, 1991).

2.2 *Biomechanik der Wirbelsäule*

Die Wirbelsäule sollte zum einen Kopf, Brustkorb und Armen Halt geben und Rumpfbeweglichkeit ermöglichen. Zum anderen soll sie das Rückenmark schützen, die Sensorik steuern und Druck- und Stoßkräfte aufnehmen und abschwächen. Dies kann nur durch eine physiologisch ausgerichtete Wirbelsäule mit intaktem Muskel- und Bandapparat und gut funktionierenden Bandscheiben gewährleistet werden.

In der seitlichen Betrachtung sollte ein doppel-s-förmig gekrümmter Wirbelsäulenverlauf ersichtlich sein. Man unterscheidet Lordose und Kyphose. Die Lordose bezeichnet die konvexe Krümmung nach vorne wie sie an HWS und LWS normalerweise zu sehen ist. Als Kyphose wird die nach hinten konvexe Krümmung der Wirbelsäule bezeichnet. Sie tritt an BWS und Kreuzbein auf (Appell & Stang-Voss, 2008).

Beim Vorherrschen von Druckkräften verliert die Bandscheibe Flüssigkeit und wird dünner. Diese Gegebenheit ist der Grund, weshalb ein Mensch bis zu etwa zwei Zentimeter an Körpergröße einbüßt. Durch Liegen oder Streckbewegungen der Wirbelsäule ziehen die Bandscheiben wieder Flüssigkeit, was zur Erholung der Zwischenwirbelscheiben beiträgt (Kourtis, Magnusson, Smith, Hadjipavlou & Pope, 2004). Der Wechsel von Wasseraufnahme bzw. -abgabe ist die einzige Methode zur Nährstoffversorgung der Bandscheibe (Appell & Stang-Voss, 2008).

Zwei angrenzende Wirbel plus die paarig dazwischenliegenden Wirbelgelenke und Spinalnerven, der dazugehörige Muskel- und Bandkomplex inklusive der Bandscheibe bilden ein Bewegungssegment (Appell & Stang-Voss, 2008).

Bei einem Wirbelbogengelenk (Facettengelenk) geht ein oberliegender Wirbel mit seinen paarig angelegten unteren Gelenkfortsätzen auf ein Gelenkspiel mit den oberliegenden Gelenkfortsätzen des untenliegenden Wirbels ein. Die Beweglichkeit zwischen den Gelenken zweier Wirbel ist sehr gering. Nur das Konstrukt aller Segmentkomponenten ermöglicht Beuge- und Streck- bzw. Seitneigung und Drehung des Rumpfes (Appell & Stang-Voss, 2008).

Liegt z. B. eine Bewegungseinschränkung in einem der Wirbelsäulenabschnitte vor, so wird diese Bewegungsrichtung durch benachbarte Wirbelsäulenabschnitte mit derselben Bewegungsrichtung kompensiert (Schellhammer, 2002).

Der thorakolumbale Übergang (Th₁₁-L₁) stellt eine Besonderheit in der Gelenkfacettenstellung dar (Masharawi et al., 2004). Der zwölfte Brustwirbel kann als gesonderter Wirbel angesehen werden. Die oberen Gelenkfortsätze dieses Wirbels besitzen, wie die BWS, eine „frontalbetonte, leicht schräge Ausrichtung“, während die unteren Gelenkfortsätze eine der LWS „frontal-sagittale Ausrichtung“ erkennen lassen (Böhni, 2015, S.494).

Die spezielle Gelenkfacettenstellung sorgt für spezifische Bewegungsausmaße in den Wirbelsäulenabschnitten. Aus der oberen Brustwirbelsäule vom ersten bis zehnten Brustwirbel geht vorherrschend Rotationsbewegung und weniger Seitneige-, Beuge-, und Streckbewegungen hervor (Klein & Sommerfeld, 2012).

Demgegenüber passt sich das Bewegungsausmaß des zehnten bis zwölften Brustwirbel an das Lendenwirbelsäulenbewegungsausmaß an. Hier stellen Beuge- und Streckbewegungen die größte Bewegungsamplitude dar, gefolgt von Seitneige- und minimalen Drehbewegungen (Klein & Sommerfeld, 2012).

Ferner vollzieht sich in diesem Segmentbereich auch der Krümmungswechsel. Das Bewegungssegment TH₁₂/L₁ ist bei Bewegungen enormen äußeren Belastungen ausgeliefert und reagiert empfindlich mit Verletzung (Böhni, 2015). Bei einem Körpergewicht von 70,5 kg lasten auf dem zwölften Brustwirbelsegment 26 kg und 27,7 kg auf dem ersten Lendenwirbelsegment. Am wenigsten muss das erste Halswirbelsegment mit 3,5 kg und am meisten das fünfte Lendenwirbelsegment 34,4 kg aushalten (Duval-Beaupère & Robain, 1987).

Nur ein einwandfreies Wirbelsäulengebilde samt gut ausgeprägter Muskulatur kann die im Alltag vorhandenen Scher-, Torsions- und Druckkräfte über das funktionelle Zusammenspiel der einzelnen Wirbelsäulensegmente abfedern.

2.3 Begriffe Sagittalebene und Kinematik

Die Haltung der Probanden und die Bewegungsamplitude auf dem Posturomed wird in dieser Studienarbeit aus der Sagittalebene erforscht.

In der hier dargestellten Abb. 1 repräsentiert die dunkle Fläche die Sagittalebene durch die Körpermitte. Die Rotation in der Sagittalebene verläuft um frontotransversale Achsen in den Gelenken. Um die frontotransversale Achsen entstehen Scharnierbewegungen in den Gelenken der Gliedmaßen und der Wirbelsäule, die als Streckung (Extension) und Beugung (Flexion) benannt sind (Suppé, 2014a).

Gelenke, die Flexions- und Extensionsbewegungen als dominante Bewegungsrichtungen in der Sagittalebene zeigen, sind das obere Sprunggelenk, das Kniegelenk, das Hüftgelenk, das Kreuzbein-Darmbein-Gelenk, die Lendenwirbelsäule, die Brustwirbelsäule sowie die Halswirbelsäule.

In der vorliegenden Arbeit wird die posturale Kontrolle aus der Außenperspektive untersucht. Um Haltung räumlich beschreiben zu können, eignet sich die Kinematik. Die Kinematik gehört zu den biomechanischen Betrachtungsweisen. Klein (2011, S. 7) erklärt hierzu:

„Kinematik ist die Lehre von den Bewegungen, ohne Berücksichtigung von Masse und Kraft. Sie beschreibt nur die räumliche Bewegung in Abhängigkeit von der Zeit. Sie fragt nur nach dem *Wie* und nicht nach dem *Warum* sich ein Körper bewegt.“

Obendrein merken Schwameder, Alt, Gollhofer & Stein (2013, S. 144) an, dass es im Methodengebiet der Kinemetrie um die „Erfassung, Analyse und Darstellung kinematischer, d. h. räumlich-zeitlicher, Merkmale bei Haltungen und Bewegungen“ geht. Es können verschiedene messbare kinematische Größen wie Winkel, Zeiten, Längen oder Wege sowie Beschleunigungen ermittelt werden (Schwameder et al., 2013).

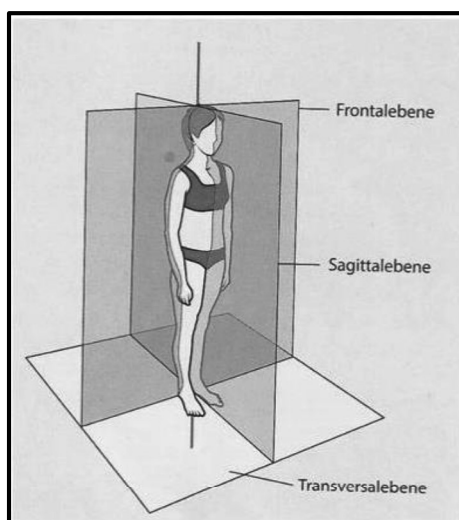


Abb. 1. Sagittalebene (Quelle: Suppé, 2014a, S.14)

2.4 Posturale Kontrolle

Jede Bewegungshandlung bzw. -aufgabe eines Menschen verlangt eine posturale Kontrolle von den Füßen bis zum Kopf. Die posturale Kontrolle geht automatisch vonstatten und ist die „Fähigkeit des Menschen, sich unter Einfluss der Schwerkraft aufrechtzuerhalten und bewegen zu können und hierbei die Körpersegmente sowohl unter statischen als auch dynamischen Bedingungen zueinander auszurichten“ (Horst, 2016, S.400).

Laut der Systemtheorie von Shumway-Cook & Woollacott (2017) resultiert posturale Kontrolle aus der Wechselbeziehung zwischen einem Individuum, der zu bewältigenden Aufgabe sowie der Auseinandersetzung mit der Umgebung. Die posturale Kontrolle steuert die Körperposition im Raum zur Erlangung von Stabilität und Orientierung. Infolge eines posturalen Kontrollsystems aus kognitiven, visuellen, sensorischen und motorischen Steuerungssystemen wird die Körperposition des Individuums ständig im Raum überwacht (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Daher kann die posturale Kontrolle als eine Art Instrument für die Gleichgewichtsregulierung eines Individuums charakterisiert werden. Umso ausgebildeter die posturale Kontrolle eines Menschen, desto leistungsfähiger ist er in seinem Gleichgewicht. Aus Sicht des Handballsports betrachtet, verhilft eine gut ausgeprägte posturale Kontrolle zu selektiven Rumpf-, Arm- und Beinbewegungen ohne Gleichgewichtsverlust des Körpers. Immer mehr Studien belegen, dass die posturale Kontrolle die sportliche Leistungsfähigkeit positiv beeinflusst und so dem Entstehen von Verletzungen entgegenwirkt wird.

Der Begriff posturale Kontrolle integriert die Teilkomponenten posturale Orientierung und posturale Stabilität. Das heißt, jede Aktivität ist sowohl von posturaler Orientierung als auch Stabilisierung geprägt. Die Teilkomponenten ergänzen sich und stehen in Wechselwirkung zueinander. Das Verhältnis der Zusammensetzung beider Elemente moduliert mit der jeweiligen zu bewältigenden Aufgabe. Bei der funktionellen Beurteilung der posturalen Orientierung und Stabilität muss vor allem auf die Schwerkraft geachtet werden. Sie stellt eine Energieform dar, die allezeit auf den Menschen einwirkt und ihn in seinen Bewegungen beeinflusst.

2.4.1 Posturale Orientierung

Nach Shumway-Cook & Woollacott (2017) ist die posturale Orientierung als die Fähigkeit definiert, eine an die jeweilige Aufgabe angepasste Stellung der Körperabschnitte zueinander sowie eine angemessene Stellung des Körpers zur Umwelt zu regulieren.

Die vertikal ausgerichtete Körperstellung kommt speziell im Handballsport bei Sprung- oder Schlagbewegungen, beim Laufen (mit/ohne Körpertäuschungen), Stehen und Bücken sowie dem Aufstehen und Hinsetzen auf die Auswechslungsbank zum Vorschein.

Ein Handballspiel stellt hohe Anforderungen an eine physiologische Ausrichtung der verschiedensten Körpersegmente im beidbeinigen bzw. einbeinigen Stand. Hierzu ist vor allem eine Einstellung der Wirbelsäule in ihren physiologischen Schwingungen vonnöten, damit zielgerichtete motorische Bewegungen der oberen Extremität ausgeführt werden können (Leonard, Gritsenko & Ouckama, 2011).

Die makellose posturale Ausrichtung im aufrechten beidbeinigen Stand in der Sagittalebene orientiert sich an der Schwerelinie. Nach Klein (2011, S. 44) ist die Schwerelinie "die gedachte Verbindungslinie vom Schwerpunkt des Körpers zum Erdmittelpunkt (Verbindung der Massenmittelpunkte)". Diese Wirkungslinie (Abb. 2) hat ihre Bezugspunkte in der Ohrmuschel, leicht vor dem Schultergelenkzentrum, mittig im Hüftgelenk und leicht vor dem Kniegelenkzentrum sowie im Bereich des unteren Sprunggelenks (Shumway-Cook & Woollacott, 2017; Klein & Sommerfeld, 2012).

Die sagittalen Bezugspunkte können gleichermaßen auf den Einbeinstand übertragen werden. Diese ideale posturale Orientierung steht für einen minimalen Energieverbrauch (Barth, 2005) und für eine gute „Standfestigkeit“ (Klein, 2011, S. 44).

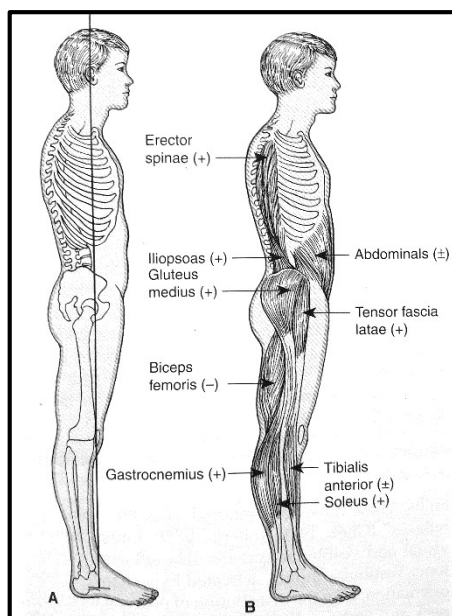


Abb. 2. Optimale posturale Ausrichtung (A) in der Sagittalebene und der tonischen Muskelarbeit (B) im ruhigen Stand (Quelle: Shumway-Cook & Woollacott, 2017, S. 159)

2.4.2 Posturale Stabilität

Posturale Stabilität ist die Fähigkeit, den Körper zum einen bei Haltungsaufgaben und zum anderen bei Bewegungsaufgaben vor allem muskulär im Gleichgewicht zu halten. Shumway-Cook & Woollacott (2017) definieren posturale Stabilität in vertikalen Positionen als die Eigenschaft, den Massenmittelpunkt (Schwerpunkt) des Körpers innerhalb der Unterstützungsfläche zu kontrollieren.

Klein (2011, S. 43) weist darauf hin, dass die Unterstützungsfläche eine „von den Auflageflächen eingerahmte Fläche“ ist. Im Stand entspricht sie der eingerahmten Standfläche um und zwischen dem rechten und linken Fuß. Zudem beschreibt Klein (2011, S. 44) den Schwerpunkt als

„fiktiven Punkt; er ist stellvertretend für unendlich viele Massenelemente des Körpers, die der Wirkung von Einzelkräften ausgesetzt sind. Da diese Teilkräfte alle die gleiche Richtung (zum Erdmittelpunkt), aber verschiedene Angriffspunkte (das jeweilige Massenelement) innerhalb des Körpers haben, drehen sie den Körper so lange, bis er sich im Gleichgewicht befindet. Die Summe (Resultierende) dieser Teilkräfte greift dabei in einem Punkt an, dem sogenannten Schwerpunkt.“

Ein bestimmter Haltungstonus (Spannungszustand der Muskulatur) sowie posturale Synergien sind zum Zweck der posturalen Stabilität erforderlich. Somit kann der Körper die Verlagerung und Mobilität des Körperschwerpunkts gegen die Schwerkraft kontrollieren, sodass keine Unterstützungsfläche verändert werden muss (Shumway-Cook & Woollacott, 2017).

Im aufrechten stabilen Stand gegen die Schwerkraft wird der Haltungstonus in der Sagittalebene durch eine reziproke Koaktivierung der Beuge- und Streckmuskulatur aus der Oberflächlichen Frontallinie und Oberflächlichen Rückenlinie aufgebaut. Die Oberflächliche Frontallinie (OFL) verläuft von beiden Fußrsten bis zu den Scheitelbeinen des Kopfes. Diese rechte und linke OFL-Myofaszie soll die Körpervorderseite im Stehen von Hals bis zum Fuß in kranialer Richtung stabilisieren. Außerdem soll sie den vor der Schwerkraftlinie liegenden Skelettanteilen wie Becken, Brustkorb und Gesicht von oben her durch Zugkräfte eine Unterstützung sowie Schutz zu bieten. Die Zehenstreckmuskeln, der M. tibialis anterior, der M. quadriceps, der M. rectus abdominis, der M. sternalis sowie der M. sternocleidomastoideus modellieren die Oberflächliche Frontallinie. Oberhalb des Kniegelenks bewirken die beiden Zuglinien Beugeaktivität, während sie unterhalb des Kniegelenks Streckaktivität verrichten (Myers, 2015).

Die Oberflächliche Rückenlinie erstreckt sich von den Fußsohlen bis zu den Augenbrauen. Diese beiden ORL-Myofaszien verrichten Haltearbeit in Extension und unterbinden bzw. begrenzen eine zusammengekauerte Haltung. Diese Apparatur wird einseitig konstituiert aus der Plantarfaszie mit den Zehenbeugern, dem M. gastrocnemius, der Ischiokruralmuskulatur, dem Lig. sacrotuberale, dem M. erector spinae und der epikranialen Faszie. Cranial des Kniegelenks verhelfen diese Zuglinien zu Streckbewegungen, caudal davon zu Beugebewegungen in den Gelenken (Myers, 2015).

Speziell das Muskelkorsett im Lenden-Becken-Hüftbereich, auch als Core-Stabilität bezeichnet, verhindert ein Einknicken dieser Körperabschnitte. Diese Stabilität bildet einerseits die Grundlage, dass sich die Körpersegmente oberer Rumpf, Kopf und Armen se-

lektiv bewegen können (Hofstetter, 2008). Andererseits minimiert eine gute Core-Stabilität das Risiko für Verletzungen an der unteren Extremität (Willson, Dougherty, Ireland & Davis, 2005).

In Anbetracht dieser Studienarbeit kommen auf dem Posturomed, einer instabilen Plattform, die reaktiven posturalen Synergien der Handballer zum Tragen. Reaktive posturale Mechanismen sind in nicht oder kaum antizipativen Gegebenheiten wie auf einer instabilen Plattform unverzichtbar. Um Schwankungen im beidbeinigen Stand in anterior-posterior (a/p) Richtung ausgleichen zu können, bedarf es einer Sprunggelenks- und Hüftgelenksstrategie. Beide Strategien laufen gleichzeitig je nach Gleichgewichtsanforderung in unterschiedlicher Ausprägung ab.

Horak und Nashner (1986) untersuchten die Muskelaktivitäten und stellten posturale Strategien fest, die für die posturale Kontrolle im Stehen verantwortlich sind. Die Wissenschaftler konnten herausfinden, dass die Sprunggelenksstrategie vorwiegend bei kleinen Störungen und fester und großen Unterstützungsfläche eingesetzt wird. Hierbei wird die Muskulatur zeitlich von distal nach proximal rekrutiert.

Nach hinten stattfindende Plattformbewegungen induzieren Ausgleichsschwankungen des Körperschwerpunkts nach vorne. Dies wird durch dorsale Muskelarbeit des M. gastrocnemius, der Ischiokruralen Muskulatur und des M. erector spinae geleistet. Durch das Zusammenspiel dieser Muskeln kehrt der Körper wieder in die stabile Vertikalposition zurück.

Nach vorne stattfindende Posturomedbewegungen induzieren Ausgleichsschwankungen des Körperschwerpunkts nach hinten. Dies wird durch ventrale Muskelaktivität in Form des M. tibialis anterior, des M. quadriceps femoris und der abdominalen Muskulatur erbracht. So kann die Rückwärtsbewegung des Körpers invertiert und es kann wieder in die vertikale stabile Position zurückgekehrt werden (Horak & Nashner, 1986).

Bei dieser Untersuchung stellte sich heraus, dass es bei größeren Störeinflüssen und schnellen Bewegungen des Schwerpunktes mit kleiner oder wackeliger Unterstützungsfläche in a/p-Richtung überwiegend zur Hüftgelenksstrategie kommt. Hier erfolgt die zeitliche Muskelrekrutierung von proximal nach distal.

Nach hinten gerichtete Plattformbewegungen bedürfen vorwärts gerichtete Ausgleichsschwankungen des Körpers seitens der abdominalen Muskulatur und eine nach hinten gerichtete abfangende Muskelaktivität des M. quadriceps femoris (Horak & Nashner, 1986).

Nach vorne gerichtete Plattformbewegungen verlangen rückwärts gerichtete Ausgleichsschwankungen des Körpers seitens des M. erector spinae und nach vorne gerichtete abfangende Muskelrekrutierung der Ischiocruralen Muskulatur (Horak & Nashner, 1986).

2.5 Beobachtete Fehlhaltung bei Handballspielern

Im sportphysiotherapeutischen Berufsalltag der Autorin weist ein großer Teil der rücken- schmerzgeplagten, semiprofessionellen Handballspieler im beidbeinigen Stand eine be- stimmte Fehlhaltung in Form eines Rundrückens auf. Um die bedenkliche Standhaltung der Sportler grafisch zu veranschaulichen, benutzt die Autorin den bildhaften Ausdruck der Steh-Komfortzone (Abb. 3). Der verbogene Faszienskomplex lässt sich gut mit den hellen und dunklen Pfeilen, die die Länge des myofaszialen Gewebes imitieren sollen, erklären. Im Sichtbefund ist eine solche reversible Fehlhaltung durch eine auffallend starke Krümmung der Brustkyphose charakterisiert.

Als beispielhafte Erklärung reagiert die Muskulatur im Brustwirbelsäulenabschnitt mit Verkürzung auf der Körpervorderseite (heller Pfeil) und Überdehnung auf der Körper- rückseite (dunkler Pfeil). Der Körper kompensiert diese vermehrte Ausprägung meist durch eine verstärkte Lordose im Hals- und Lendenbereich mit entsprechenden myofas- zialen Auffälligkeiten (siehe Abb. 3). Weiterlaufend kippt das Becken nach vorne. Durch diese Beckenkipfung wird die Bauchmuskulatur überdehnt und kann nicht wie norma- lerweise bei einer Beckenneutralposition zur Rumpfstabilisierung beitragen (Bacha, 2011; Suppé, 2014b). Die Handballer befinden sich in einer faszialen Zwangshaltung, in der das optimale Stehmuster, bzw. im weiteren Sinne auch Laufmuster mit neutralposi- tioniertem Becken, nur mit erheblicher Kraftleistung für kurze Zeit erreicht werden kann. Sobald die Achtsamkeit schwindet, kehrt der Körper abermals in seine weniger anstren- gende Steh-(Lauf-)Komfortzone zurück.

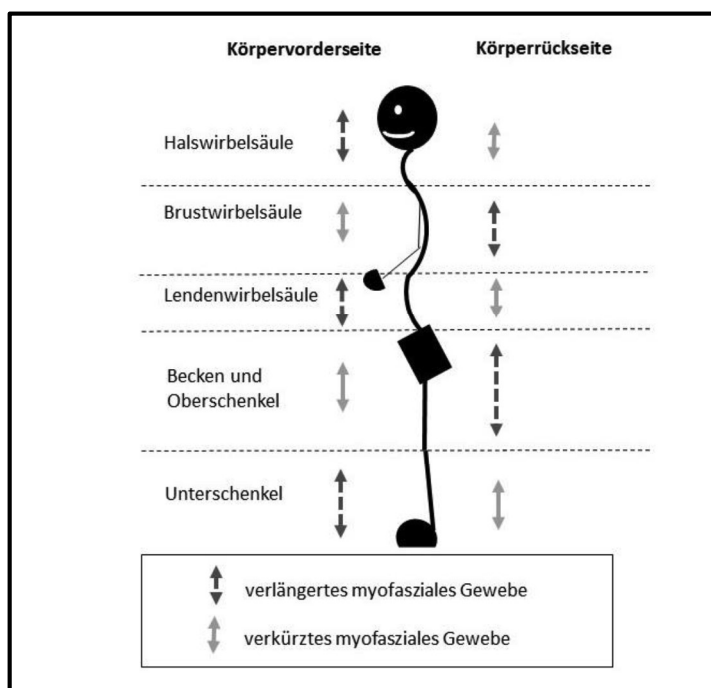


Abb. 3. Handballspieler in der Steh-Komfortzone des Rundrückens

In dieser Steh-Komfortzone wird der aktive und passive Stütz- und Bewegungsapparat der Handballer ungleichmäßig beansprucht. Es kommt zu körperlichen Probleme, die im nächsten Kapitel beschrieben werden.

2.5.1 Körperliche Folgen der Fehlhaltung

Infolge der aus dem Lot geratenen Brustwirbelsäule quetschen gegebenenfalls die inneren Organe im Oberbauchbereich ein. Dies lässt sich durch horizontal verlaufende rote Striemen an der Körpervorderseite erkennen. Die Durchblutung kann reduziert werden, was zu einer unzureichenden Sauerstoffsättigung des Körpers führt. Als Resultat könnten sich Konzentrationsschwierigkeiten, Bauch- und Atemleiden oder eine Minderversorgung der Muskulatur ergeben, die einen negativen Einfluss auf die sportliche Leistungsfähigkeit nehmen könnten. Die verstärkte Krümmung kann ebenfalls zu Wirbelgelenksblockaden, Rippengelenksblockaden in Einatmungsrichtung oder zur vegetativen Dysregulierung des Sympathikus führen.

Erhöhte intradiskale Druckkräfte bzw. ein vorzeitiger Verschleiß der Bandscheiben werden ebenso mit dieser Fehlhaltung in Verbindung gebracht (Wilke, Neef, Caimi, Hoogland & Claes, 1999). Der dorsale Muskel-, Kapsel- und Bandapparat im BWS-Bereich steht unter ständiger Zugbelastung und verursacht paravertebrale Rückenschmerzen. Die gekrümmte BWS kann erhöhten Druck im Schulterdach und Oberarmkopf in Form eines Impingementsyndroms, verursachen (Meurer, Grober, Betz, Decking & Rompe, 2004). Im Gegenzug verhilft ein Trainingsprogramm mit einer integrierten Brustwirbelsäulenmobilisierung zur Reduktion von Schulterleiden (Andersson, Bahr, Clarsen & Myklebust, 2017).

Als Reaktion auf die zu stark ausgeprägte Brustwirbelsäulenkyphose nimmt der Körper in anderen Körperabschnitten unnatürliche Formen an. Die Dysfunktion zwingt die Halswirbelsäule (Singla & Vegar, 2017) und Lendenwirbelsäule (Ameer & Abdel-Aziem, 2017) in eine vermehrt lordotische posturale Ausgleichshaltung. Sie bewegen sich demnach mehr als für sie förderlich ist. Steifheit, Muskelverspannungen, Bewegungseinschränkungen sowie Kompressionssyndrome von Nerven und Gefäßen der oberen Extremität sind Folgen des vor der Körperlängsachse gehaltenen translatierten Kopfes (Böhni, 2015).

Eine Instabilität und Überlastung trifft explizit auf den thorakolumbalen Übergang zu. Das Segment TH₁₂/L₁ wird mechanisch durch die stark ausgeprägten Krümmungen von Brust- bzw. Lendenwirbelsäule bei Rotations- (Dreh-, Wurfbewegungen), Streck- (Wurfausholphase), Beugebewegungen (Abwehrhaltung) und nach Sprunglandungen in Mitleidenschaft gezogen. Der Druck in den Wirbelgelenken wächst an. Der harte Hallenboden trägt zusätzlich bei. Die vom Segment TH₁₂/L₁ innervierte Muskulatur (M. erector

spinae, M. psoas, M. quadratus lumborum) reagiert auf die Druckbelastung mit einer Tonuserhöhung. Aus dieser Anspannung resultiert eine verstärkte LWS-Lordose mit nachfolgender anteriorer Beckenkipfung und einer Nutationsstellung des Kreuzbeins, die die posturale Rumpfstabilität negativ beeinflussen (Böhni, 2015). Diese Instabilität hat oftmals sensomotorische Funktionsstörungen im Plexus lumbosacralis, Deformitäten und Schmerzen als Konsequenz (Panjabi, 1992). Überdies führt ein nach vorne rotiertes Becken zu einer Verkürzung der vorderen Oberschenkelmuskulatur und einem Stress-Zugspannungstonus in der hinteren Oberschenkelmuskulatur, was die Entstehung von Muskelverletzungen begünstigt.

Diese nachfolgende, pathologische funktionelle Kette könnte laut Autorin ein plausibler Erklärungsansatz für die hohe Anzahl von Non-Kontaktverletzungen im Männerhandball sein. Passend zu diesen Beobachtungen ist Hatzimanouil, Giatsis, Kanioglou & Kolkas. (2015) ein signifikanter Zusammenhang zwischen Verletzungen der unteren Extremität und dem männlichen Geschlecht aufgefallen.

Die Verwaltungs-Berufsgenossenschaft (VBG) analysierte das Verletzungsgeschehen der ersten und zweiten Handballbundesliga in der Saison 2015/2016. Laut Luig, Bloch, Burkhardt, Klein & Kühn (2017) sind die am öftesten traumatisierten Gelenkstrukturen das Sprung- (13,8%) und Kniegelenk (13,2%). Die häufigsten Verletzungsmuster entstehen bei der Landung (30,6%), Lauf (25,1%) oder im Stand (9,7%). Eine Non-Kontaktverletzung geht nach Luig et al. (2017, S. 9) „ohne Kraffteinwirkung eines anderen Spielers, eines Spielgeräts oder einer Spielfeldeinrichtung“ hervor. Im Kniegelenk sind 29,4% und im Sprunggelenk 17,1% aller Verletzungen auf Non-Kontakt-Mechanismen zurückzuführen (Luig et al., 2017).

In der Saison 2014/2015 (n=800) sind die Ergebnisse zu Prävalenz der Verletzungsmechanismen fast identisch mit denen der VBG-Statistik aus der Saison 2015/2016. Dort nehmen Oberschenkelläsionen (10,5%) den dritten Platz ein. Sie gehen zu 61,8% ohne jeglichen Kontakt eines Mit-oder Gegenspielers hervor (VBG, 2016). Auch die Auswertungsstatistik der Verletzungen/Erkrankungen während der Handball-WM in Katar im Jahr 2015 mit Sprung-, Hüft-, Kniegelenk und respiratorischen Infektionen an vorderster Stelle passt ins vorher beschriebene Gesamtbild eines Rundrückens (Bere et al., 2015). In den letzten zehn Minuten der ersten und zweiten Spielhälfte treten signifikant mehr Verletzungen auf (Luig et al., 2017.). Als Erklärungsansatz geben die Autoren „neuromuskuläre Ermüdungsprozesse“, „unphysiologische Bewegungsmuster“ sowie ein Rückgang der „Wahrnehmungsleistung und -verarbeitung mit zunehmender Ermüdung“ an (Luig et al., 2017, S. 93). Zudem appellieren die Autoren, dass im Hinblick auf die Non-Kontaktverletzungen des Kniegelenks (30,4% aller Knieverletzungen), des Sprung-

gelenks (15,5% aller Sprunggelenksverletzungen) sowie bei den Oberschenkelverletzungen dringend präventiver Handlungsbedarf besteht (VGB, 2016). Eine Mobilisation der Brustwirbelsäule mit der BALLance®-Methode in Streckung ist aufgrund der bisherigen erzielten Behandlungserfolge nach Meinung der Autorin ein erster lohnenswerter Präventivansatz zur Reduzierung der Verletzungsstatistik der unteren Extremität im Handball.

2.6 Extensionsmobilisation der BWS mit der BALLance®-Methode

Bei dieser Therapie werden mithilfe eines großen und kleinen BALLance®-Geräts (Abb. 4) „gymnastische Übungen [...] in entspannter Rückenlage ausgeführt. Die einzelnen [...] Übungen bestehen aus langsamen Roll-, Dreh- und massageähnlichen Druckbewegungen sowie einfachem Liegen“ in Verbindung mit speziellen Atemtechniken (Kühne, 2015, S. 18).

Die Trainingseinheit dauerte 30 Minuten, in der die „Kernübung Rückenlage“ mit den Levels 1, 2 und 3 eingesetzt wurde (Anhang A. 2). Es fand eine dreiminütige Einführung bezüglich der Positionierung der beiden BALLance®-Geräte statt. Der große Doppelball ist in Höhe des oberen Schulterblattrands, der kleine Doppelball am unteren Schulterblattrand während den Übungsdurchführungen positioniert worden. Die Durchführungsdauer pro Level betrug 3x2 Minuten. Es erfolgte eine einminütige Wahrnehmungsphase in entspannter Rückenlage nach jeder zweiminütigen Übungsdauer und zwischen den Levels. Bei der Übungsausführung waren mäßige Schmerzen erlaubt (Kühne, 2015).



Abb. 4. Großer und kleiner BALLance®-Doppelball (Firma BALLance Concepts GmbH)

Der in Rückenlage erzeugte mechanische Druck sowie die mobilisierenden Übungen sollen laut der Erfinderin Dr. Kühne myofasziale Verspannungen im Bindegewebe lösen und die einzelnen Wirbelsegmente gezielt in Streckung mobilisieren, sodass insgesamt eine bessere Aufrichtung der Wirbelsäule stattfinden kann. So soll der oft zusammengekauerten BWS-Alltagshaltung entgegengewirkt werden und zusätzlich fasziale Struktu-

ren auf der Körpervorderseite gedehnt werden. Die in Kombination mit der Übungsausführung durchgeführte Atemtechnik soll zur Entspannung und zur besseren Durchblutung beitragen (Kühne, 2015).

2.7 Progressive Muskelrelaxation nach Jacobsen (PMR)

Die Kontrollgruppe absolvierte in entspannter Rückenlage mit ausgestreckten Beinen eine dreißigminütige PMR nach Jacobson. Edmund Jacobsen, ein amerikanischer Arzt und Physiologe, gilt als Begründer der Progressiven Muskelentspannung (PMR). Diese Therapie zielt als bewusste Tiefenentspannung des vegetativen Nervensystems darauf ab, die Körperwahrnehmung zu fördern sowie Kopfschmerzen, Stresss und Schlafstörungen zu reduzieren. Die durch eine Sprecherin per Audio-CD angeleitete, bewusste An- und Entspannung unterschiedlichster Muskelgruppen der oberen und unteren Extremität, des Gesichts und Rumpfs mit nachfolgender Wahrnehmungsphasen und begleitender Entspannungsmusik tragen dazu bei, die gewünschte Tiefenentspannung zu erreichen (Krampen, 2013). Zumal mit dieser Intervention bisher kein Einfluss auf die posturale Kontrolle nachgewiesen ist, dient sie bei dieser Studienarbeit als Treatment für die Kontrollgruppe. Die Transkription des dritten Titels der CD mit der Langform der Progressiven Muskelrelaxation nach Jacobsen (Weltbild Verlagsgruppe, 2005) ist im Anhang A. 3 niedergeschrieben.

3 Empirische Befunde

Empirische Befunde zur Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule nach der BALLance©-Methode und damit verbundenen Effekte auf die posturale Kontrolle gibt es weltweit nicht. Über PubMed bzw. PEDro, die größten medizinischen und physiotherapeutischen Datenbanken, ließen sich keine empirischen Beiträge zum Thema ausfindig machen.

Bisher gibt es nur eine veröffentlichte Forschungsarbeit von Alfuth & Cornely (2016) zur BALLance©-Methode. Das Ziel dieser Pilotstudie war es, die Effekte der BALLance©-Methode mit einem Rumpfstabilisierungstraining bezüglich objektiver und subjektiver Outcomes bei Patienten mit chronischen lumbalen Rückenschmerzen zu prüfen. Die Interventionsgruppe (n=14) erhielt ein Mobilisationstraining nach der BALLance©-Methode. Die Vergleichsgruppe (n=13) ein Training zur Rumpfstabilisierung. Die Interventionen fanden jeweils über einen Zeitraum von vier Wochen statt. Es folgte ein Heimübungsprogramm über nochmals vier Wochen. Zu drei Messzeitpunkten (t_1 vor der Untersuchung, t_2 nach 4 Wochen, t_3 nach 8 Wochen) wurden als objektive Parameter die Beweglichkeit und die Kraftausdauer der Rumpfmuskulatur im Plank und Side-Plank er-

mittelt. Als subjektive, psychische Parameter wurden die schmerzbedingte Beeinträchtigung bei Alltagsaktivitäten, das Schmerzempfinden sowie mögliche Ursachen für die Entstehung der unspezifischen Rückenschmerzen (Ängste, Depression, Stress) erhoben. Es zeigte sich eine hochsignifikante Verbesserung in Bezug auf die Haltezeit im Unterarmstütz und beidseitigem Seitstütz hinsichtlich der Kraftausdauer unter der Stabilitätsgruppe mit signifikanten Unterschieden zur BALLance©-Methode. Ferner wurden signifikante positive Effekte innerhalb beider Gruppen bezüglich der subjektiven Outcomes in Bezug auf das Schmerzempfinden und schmerzbedingten Beeinträchtigungen festgestellt. Zwischen den Gruppen bestanden dabei keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der subjektiven Ergebnisse. Die Autoren kommen zum Entschluss, dass Patienten mit chronischem Rückenschmerz im Hinblick auf ihre Beschwerdesymptomatik mit der BALLance©-Methode wie auch mit einem Rumpfstabilisationstraining therapiert werden können.

4 Fragestellung und Hypothesen

In diesem Kapitel werden die Untersuchungshypothesen, in Form der Alternativhypothesen, vorgestellt. Die Hypothesen zur quantitativen Untersuchung wurden aus der Forschungsfrage und aus den vorher angeführten theoretischen Überlegungen abgeleitet und stellen sich wie folgt dar.

H₁1a: Die BALLance©-Methode bzw. Progressive Muskelrelaxation wirken unabhängig vom Messzeitpunkt unterschiedlich in Bezug auf die mittleren Winkelgrade der Brustwirbelsäule.

H₁1b: Die Messzeitpunkte b_1 , b_2 , b_3 wirken unabhängig von der Behandlung unterschiedlich in Bezug auf die mittleren Winkelgrade der Brustwirbelsäule.

H₁1c: Zwischen den Faktoren Fallgruppe und Messzeitpunkt besteht eine Interaktion in Bezug auf die mittleren Winkelgrade der Brustwirbelsäule.

H₁2a: Die BALLance©-Methode bzw. Progressive Muskelrelaxation wirken unabhängig vom Messzeitpunkt unterschiedlich in Bezug auf die mittleren Winkelgrade der Lendenwirbelsäule.

H₁2b: Die Messzeitpunkte b_1 , b_2 , b_3 wirken unabhängig von der Behandlung unterschiedlich in Bezug auf die mittleren Winkelgrade der Lendenwirbelsäule.

H₁2c: Zwischen den Faktoren Fallgruppe und Messzeitpunkt besteht eine Interaktion in Bezug auf die mittleren Winkelgrade der Lendenwirbelsäule.

- H_{13a}: Die mittleren Rangplätze der y-Amplitude im Sprungbein bei geöffneten Augen unterscheiden sich zwischen beiden Gruppen.
- H_{13b}: Die mittleren Rangplätze der y-Amplitude sind zu Zeitpunkt t₁, t₂ und t₃ nicht gleich.
- H_{14a}: Die mittleren Rangplätze der Schwingfrequenz im Sprungbein bei geöffneten Augen unterscheiden sich zwischen beiden Gruppen.
- H_{14b}: Die mittleren Rangplätze der y-Amplitude sind zu Zeitpunkt t₁, t₂ und t₃ nicht gleich.
- H₁₅: Das subjektiv wahrgenommene Rückenschmerzempfinden wird nach der Interventionsbehandlung besser eingeschätzt als in der Kontrollgruppe.

5 Material und Methodik

In diesem fünften Kapitel erfolgt die nähere Beschreibung der empirischen Untersuchung, in dem unter anderem das Untersuchungsdesign, die Probanden, die verwendeten Messverfahren und Messdurchführung und die Datenauswertung dieser Studienarbeit ausführlich vorgestellt werden.

5.1 Untersuchungsdesign

Die Handballer aus der näheren Umgebung von Ulm wurden über Aushänge in den jeweiligen Vereinen aufmerksam gemacht. Insgesamt stellten sich 30 Handballer für die Studie zur Verfügung. Sie wurden per Zufallsgeneratoren in Excel in die Interventionsgruppe und die Kontrollgruppe randomisiert. Jedermann erhielt die Interventions- und Kontrolltherapie entsprechend seiner ursprünglichen Zuteilung in der jeweiligen Fallgruppe (Mangold, 2011). Die Probanden der Interventionsgruppe nahmen an einer einmalig durchgeführten dreißigminütigen Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule nach der BALLance Dr. Tanja Kühne[©]-Methode teil. Als Kontrollgruppe dienten Handballer, die eine dreißigminütige Progressive Muskelrelaxation nach Jacobsen per Audio-CD erhielten. Beide Trainingseinheiten wurden auf Airex-Matten[©] absolviert. Die Trainingseinheit der Kontroll- bzw. Interventionsgruppe wurde von der Autorin dieser Studie realisiert.

Die Studie wurde von der Ethikkommission der Deutschen Sporthochschule Köln genehmigt. Vorab mussten die Probanden über die Studie, die Untersuchungen und mögliche Risiken aufgeklärt werden. Im Hinblick auf Forschungsethik und Datenschutz standen

die Freiwilligkeit, Informationspflicht und die Anonymität stets im Mittelpunkt der gesamten Untersuchung (Bortz & Döring, 2006). Eine Einverständniserklärung eines jeden Probanden zur Studienteilnahme lag vor (siehe Anhang A. 1). Ein Abbruch bzw. Ausscheiden aus der Studie war zu jedem Zeitpunkt ohne Angabe einer Begründung möglich und den Probanden freigestellt.

5.2 Probanden

Im Rahmen der Erhebung nahmen Handballer im Alter von 18 bis 35 Jahren teil, die seit mindestens fünf Jahre Handball ausüben. Alle zu untersuchenden Handballer spielen auf baden-württembergischem Landesniveau in der Württembergliga oder der Handball-BW-Oberliga. Damit hormonelle Einflussfaktoren als Störvariablen möglichst klein gehalten werden konnten, wurden nur männliche Probanden für diese Studie herangezogen. Als Ausschlusskriterium für die Studienteilnahme wurden das Vorhandensein manifester Wirbelsäulenfehlhaltungen, Wirbelsäulenoperationen sowie entzündlich, progrediente Erkrankungen, Erkrankungen des Zentralnervensystems, die Auswirkungen auf die posturale Kontrolle haben könnten, definiert. Zudem musste die letzte Physiotherapie an der Wirbelsäule länger als vier Wochen vor Interventionsbeginn abgeschlossen sein und es dürften in den letzten 12 Monaten keine großen Operationen an der unteren und oberen Extremität stattgefunden haben, die die posturale Kontrolle beeinflussen könnten. Weiterhin durften die Probanden keinerlei Vorerfahrungen mit der BALLance©-Methode haben. Nähere Informationen zum Probandenpool werden in der Stichprobenbeschreibung unter 6.1 gegeben.

5.3 Messverfahren und Messdurchführung

Der erste Messzeitpunkt (t_1) erfolgte zwei Tage nach einem Spiel unmittelbar vor der jeweiligen Intervention. Der zweite Messzeitpunkt (t_2) direkt nach Beendigung der Intervention. Montags wurden die beiden Messungen plus Intervention zwischen 18.00 und 22 Uhr abgehalten. Damit ein eventueller Verlauf hinsichtlich der Effekte beobachtet werden konnte, wurde dienstags ein dritter Messzeitpunkt (t_3) von 18 bis 20 Uhr einbezogen. Dieser Messzeitpunkt war auf genau 24 Stunden nach der Behandlung angesetzt. Die Untersuchungen fanden im Zeitraum vom 27. November bis 19. Dezember 2017 in den Räumlichkeiten der TSG Söflingen sowie der Blaubeurer Dieter-Baumann Halle statt. Vorneweg wurde ein Testbogen ausgeteilt, der das Alter und Gewicht sowie die Körpergröße, Liga, Spieljahre und Wurfhand erfasste sowie Rückenschmerzen und Aktivität zwischen Messzeitpunkt zwei zu drei der Probanden registrierte.

Zum Einsatz kamen je Proband drei kinematische Messungen. Zum einen wurde die posturale Orientierung durch eine Körpergrößenmessung im Sitz erforscht. Zum ande-

ren bestand die Untersuchung der posturalen Orientierung aus einer Wirbelsäulenkrümmungsmessung der Brust- und Lendenwirbelsäule. Zur Beurteilung der posturalen Stabilität kam eine 2D-Messung auf dem Posturomed zum Einsatz. Bei allen Patienten wurden dieselben wissenschaftlich anerkannten Erfassungsinstrumente in der in Abb. 5 skizzierten Reihenfolge zur Messung der Zielgrößen verwendet.

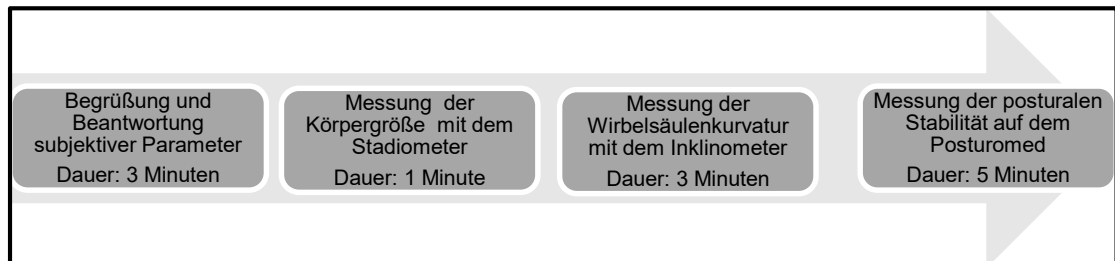


Abb. 5. Versuchsaufbau

Als Untersucher fungierten im Untersuchungszeitraum dieselben verblindeten, medizinischen Fachpersonen aus der Physiotherapie und der Sport- und Gesundheitswissenschaft.

5.3.1 Stadiometer

Als Methode zur Beurteilung der posturalen Orientierung kam die Messung der Wirbelsäulengröße mit dem Stadiometermodell Seca 213 zum Einsatz. Hiermit (Abb. 6) kann die Körpergröße in aufrechter, sitzender Haltung auf 0,1 cm Genauigkeit direkt von der Messlatte ermittelt und notiert werden. Insgesamt sollte das Verfahren zeigen, ob und inwiefern sich die Wirbelsäulenhöhe im Verlauf der drei Messzeitpunkte durch die Intervention verändert (Steele, Bruce-Low, Smith, Jessop & Osborne, 2016). Somit können Rückschlüsse auf die Wirbelsäulen- bzw. Bandscheibenentlastung gemacht werden (Owens et al., 2009; Kourtis et al., 2014).



Abb. 6. Messung der Körpergröße mit dem Stadiometer Seca 213

Die standardisierte Testanleitung lautete:

„Mithilfe dieser Messung stellen wir Ihre Körpergröße fest. Setzen Sie sich bitte auf den Hocker, sodass Ihr Rücken zur Messlatte zeigt. Die Fußaußenkanten und Fer- sen sind im 40 cm Abstand auf den Markierungslinien aufgestellt. Ihr Po, Ihr Rücken und Ihr Hinterkopf müssen die Messlatte berühren. Ihr Blick ist nach vorne gerichtet, damit sich Ohr und Auge auf einer waagrechten Linie befinden. Die Arme dürfen Sie seitlich locker hängen lassen. Atmen Sie bitte tief ein und halten Sie die Luft während der Durchführung der Messung kurz an.“

Der Untersuchungsleiter kontrollierte und verbesserte gegebenenfalls die standardisierte Ausgangsstellung. Im Anschluss wurde das Messbrett mit leichtem Druck auf den Scheitel des Probandenkopfes aufgelegt, um Messfehler durch die Haare zu vermeiden. Letztlich las er den erreichten Skalenwert in Zentimeter an der Messlatte ab. Pro Proband war ein Versuch vorgesehen. Der zeitliche Anspruch für diese Messung lag bei circa einer Minute. Die Messergebnisse können dem Anhang unter A. 4 entnommen werden

5.3.2 Inklinometer

Die Krurvaturmessung der Brust- und Lendenwirbelsäule erfolgte im hüftbreiten aufrechten Stand in der Sagittalebene (Abb. 7). Hierzu wurde als Diagnostikinstrument der Baseline© Bubble© Inclinometer eingesetzt. Ein Bubble-Inklinometer ist ein Winkelmesser, der sich an der Schwerkraft ausrichtet und bei dem der genaue Winkelgrad durch die im Gerät befindliche blaue Flüssigkeit direkt abgelesen werden. Als standardisiertes orthopädisches modernes Verfahren wird es in der Praxis zur Messung der Gelenkbeweglichkeit und zur Beurteilung der Wirbelsäulenhaltung eingesetzt (Bruzek, 2008). Zudem wurde ein selbstangefertigter Holzständer (Oberteil: 120 cm Höhe * 40 cm Breite; Unterteil: 80 cm * 40 cm; Wandhalterung: 20 * 40 cm in 76 cm Höhe) verwendet, damit eine standardisierte Positionierung des Beckens während der Messung gewährleistet ist (Abb. 8). Mithilfe dieser Untersuchung lässt sich feststellen, ob und inwiefern sich beim Proband die posturale Orientierung der Krurvatur der Brust- und Lendenwirbelsäule in Winkelgraden innerhalb der drei Messzeitpunkte verändert.

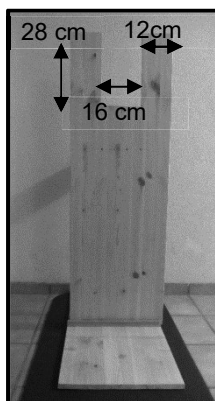


Abb. 7. Selbstangefertigter Holzständer



Abb. 8. BWS- und LWS-Kurvaturmessung mit dem Bubble Inklinometer

Zunächst wurden unter Zuhilfenahme eines wasserfesten Stifts waagrechte Markierungen als Referenzpunkte auf die Haut der Probanden durch eine erfahrene Physiotherapeutin angebracht. Die Winkelgrade der Brustwirbelsäule, in der Datenübermittlung als positiver Wert beziffert, setzte sich durch die Summation der beiden Winkel an dem proximalen Referenzpunkt des ersten Brustwirbels (TH_1) und dem zwölften Brustwirbel (TH_{12}) als distalen Referenzpunkt zusammen. Für das Anlegen des Winkelmessers zur Ermittlung der Lordose der Lendenwirbelsäule fungierte der Dornfortsatz des ersten Lendenwirbels (L_1) als proximaler Zeiger sowie der Dornfortsatz des fünften Lendenwirbels (L_5) als distaler Zeiger. Die Lordose der Lendenwirbelsäule wurde in der Datenauswertung mit negativem Vorzeichen versehen. An den proximalen Referenzpunkten wurde der Inklinometer unterhalb der horizontalen Markierung angesetzt. An den distalen Referenzpunkten oberhalb der Markierung. Zwei Referenzpunkte bildeten zwei Verbindungslinien, sodass aus der Lagebeziehung der Referenzpunkte ein Krümmungswinkel für die quantitative Datenermittlung berechnet wurde. Der Versuchsleiter teilte der Untersuchungsperson die nachstehende Testinstruktion mit:

“Mithilfe dieses Tests und diesem Gerät messen wir Ihre Krümmung der Brust- und Lendenwirbelsäule. Bitte nehmen Sie einen hüftbreiten Stand ein, sodass Ihre Fersen an der schwarzen Markierungslinie positioniert sind und Ihre Fußaußenkante gerade noch auf der Holzvorrichtung steht. Wichtig ist dabei, dass Ihr Becken rücklings komplett Kontakt zur Holzvorrichtung hat und Sie sich so aufrecht wie möglich hinstellen.“

Eine Messung pro Referenzpunkt wurde durchgeführt und protokolliert. Der zeitliche Umfang für diese Messung betrug circa drei Minuten. Die Messergebnisse sind im Anhang unter A. 5-6 zu finden.

5.3.3 Posturomed mit Micro Swing 6 Software

Die Bewegungsanalyse zur Beurteilung der posturalen Stabilität des Einbeinstandes im Sprungbein wurde mit dem BIOSWING Posturomed©-Modell 202 der Firma Bioswing Haider GmbH durchgeführt (Abb. 9).

Dieses Gerät besteht aus einer 60 mal 60 cm großen, in etwa 5 cm über dem Boden instabilen, schwebenden Standfläche. Das Schwingverhalten in dieser Studie ist durch die Öffnung beider Riegel und die Freigabe beider Schwingkreise charakterisiert. Diese Arretierung stellt die höchste Anforderung an die posturale Stabilisation für einen Probanden dar. Die Fläche kann 5 cm in x-Richtung und 8 cm in y-Ausrichtung aus der Mitte auslenken (Haider Bioswing, 2016).

Ein unter dem Posturomed fixierter Bewegungssensor sendet präzise zweidimensionale Translationskoordinaten in anterior-posterior (y-Achse) bzw. latero-lateraler (x-Achse) Ausrichtung an den Computer. Der Beschleunigungssensor transformiert mit einer zeit-

lichen Auflösung von 50 Hz einer radiometrischen Auflösung von 14 Bits die ankommenden Daten (Haider Bioswing, 2016). In kürzester Zeit erfolgt bei der 2D-Messung die Analyse der Bewegungsaufzeichnung am Computer mit den quantitativen Daten der Schwingfrequenz (Anhang A. 7), der Stabilität und des Koordinationsfaktors. Die Schwingamplitude in anterior-posteriorer Richtung (Anhang A. 7) musste für diese Studie mithilfe von bereitgestellten Rohdaten über Umrechnungen in Beschleunigung und Weg sowie einer ausgehändigten, mathematischen Formel in Excel selbst entwickelt und berechnet werden (Haider Bioswing, 2016).

Zur standardisierten 2D-Messung begab sich der Proband ohne Schuhe auf die Markierungsmatte vor dem Posturomed und wählte individuell auf seine Körpergröße abgestimmt die entsprechende Markierungslinie aus. Ausgehend von diesem Referenzpunkt folgte eine verbale Instruktion mit nachstehender Testanleitung.

„Mit diesem Gerät testen wir Ihr Gleichgewicht im Einbeinstand im Sprungbein. Nach dem Einfachsignalton des Computers machen Sie bitte einen zügigen Schritt mit Ihrem Sprungbein ins Zentrum der instabilen Plattform. Der Oberschenkel Ihres anderen Beins steht parallel zum Sprungbein, dessen Knie ist zwischen 70-90 Grad gebeugt. In diesem Einbeinstand bleiben Sie bitte zehn Sekunden so aufrecht und ruhig wie möglich stehen. Auf Augenhöhe fixieren Sie entsprechend Ihrer Körpergröße ein anderthalb Meter entferntes Tibutationsraster. Ein Doppelsignalton beendet die Messung des Einbeinstands und Sie dürfen wieder zurück auf die Matte gehen. Es erfolgen fünf Wiederholungen. Ich werde Ihnen diesen Testablauf nun vormachen. Sie dürfen auf das Posturomed stehen und die instabile Plattform 2 Minuten ausprobieren. Ich bitte Sie, während dem Einbeinstand nicht zu sprechen.“

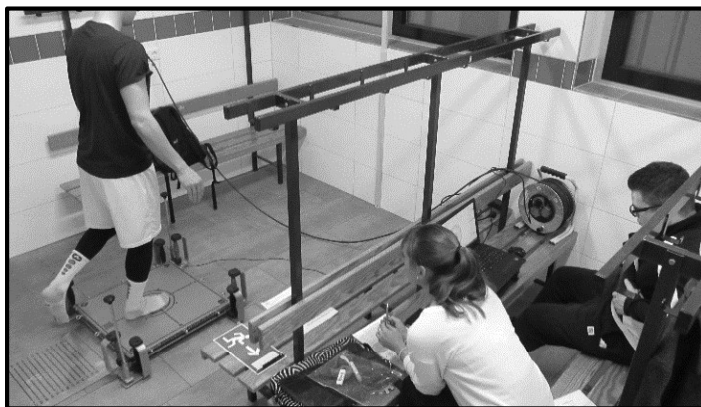


Abb. 9. Überwachung der Posturomed-Testdurchführung durch das Untersuchungsteam

Die Autostartschwelle war auf 20% eingestellt, sodass ab dem Überschreiten dieser Schwelle die zehn Sekundenmessung begann. Ein Untersucher achtete auf Bewegungsfehler, der andere steuerte den Computer. Ein Bewegungsfehler lag vor, wenn der Proband seinen Fuß auf der Standfläche änderte oder sein Spielbein nicht locker in der gerade beschriebenen Instruktionsposition hielt. Der Proband durfte nicht sprechen. Der Blick war je nach Körpergröße und Augenhöhe horizontal auf einen 1,5m entfernten Markierungspunkt an einem Tibutationsraster an der Wand gerichtet. Die Messung erfolgte

in einem separaten ruhigen Raum, um Störeinflüsse zu vermeiden. Dieser Raum war mit einem festen, nicht nachgebenden Boden ausgestattet.

5.3.4 Subjektive Parameter des Fragebogens

Die Patienten schätzten zu den Zeitpunkten vor der Intervention (t_1) und im Follow-up (t_3) ihre subjektiven Rückenschmerzen ein. Das subjektive Rückenschmerzempfinden wurde mittels einer zehnstufigen Numerischen-Rating-Skala (0=kein Schmerz; 10=unerträglicher Schmerz) quantifiziert. Diese Parameter werden zur Beurteilung der Wirksamkeit der Therapien eingesetzt.

Zum Follow-up wurden die Handballer mit einer Frage aus dem Work Ability Index-Fragebogen zur Art ihrer Arbeitsaktivität befragt. Im Speziellen, ob sie vermehrt „geistig, körperlich oder gleichermaßen geistig/körperlich“ tätig sind (Giesert, Liebrich & Reuter, 2017, S.2). Dieser Parameter soll zur besseren Vergleichbarkeit der Gruppen untereinander und zur Ergebnisinterpretation hinsichtlich Messzeitpunkt t_2 und t_3 herangezogen werden.

5.3.5 Gütekriterien

Speziell für die quantitative Forschung wurden die drei Testgütekriterien der Objektivität, der Reliabilität und der Validität (Bortz & Döring, 2006) entwickelt. Auf Nebengütekriterien wird in dieser Arbeit aus Umfangsgründen verzichtet.

Objektivität ist dann gegeben, wenn unterschiedliche Personen, die die Untersuchung leiten, bei identischen Probanden hinsichtlich der Durchführung, Interpretation und Auswertung der Ergebnisse zu übereinstimmenden Resultaten kommen. Demnach kann von Objektivität gesprochen werden, wenn die Auswahl der Untersuchungsleiter die Ergebnisse nicht beeinflusst (Bortz & Döring, 2006). In dieser Studie war jeweils der gleiche Untersucher im gesamten Interventionszeitraum für ein Messverfahren zuständig. Es kann somit von objektiven Daten ausgegangen werden. Aus diesem Grund dienen die Inter-rater-Reliabilitäten als Zusatzinfo. Die Inter-rater-Reliabilität für die Wirbelsäulengrößenmessung mit dem Stadiometer liegt sehr hoch bei $r=0,99$ (Pennell et al., 2012), die der Inklinometermessung von Brust- und Lendenwirbelsäule im Stand liegt ebenfalls hoch bei $r=0,9$ (Barrett, McCreesh & Lewis, 2013; Salamh & Kolber, 2014).

Eine Reliabilität bzw. Zuverlässigkeit im quantitativen Forschen ist gegeben, wenn ein Test Faktoren misst, die er auch zuverlässig, d. h. auf Dauer, misst. Von einem reliablen Test kann gesprochen werden, wenn beispielsweise die Merkmalsausprägung bzw. das Messergebnis gegenüber einer Testwiederholung unter den identischen Bedingungen gleich ist (Bortz & Döring, 2006). Die Wirbelsäulengrößenmessung mit dem Stadiometer besticht durch eine sehr gute Intra-rater-Reliabilität von $r=0,99$ (Pennell et al., 2012). Die

Test-Retest-Reliabilität der sagittalen Krümmungsmessung mit dem Inclinometer im Brustwirbelsäulenbereich (Barrett et al., 2013; Devaney et al., 2017; Van Blommestein, Lewis, Morissey & McRae, 2012) und Lendenwirbelbereich (Ng, Kippes, Richardson & Parnianpour, 2001, Salamh & Kolber, 2014) weist hohe bis sehr hohe Werte zwischen $r=0,85$ und $r=0,96$ auf. Bei wiederholten Messungen auf dem Posturomed tritt nach Boer, Mueller, Krauss, Haupt & Horstmann (2010) eine Reliabilität von $r=0,73$ auf. Somit können alle verwendeten Messinstrumente als reliabel bezeichnet werden.

„Die Validität gibt an, ob ein Test das misst, was er messen soll bzw. was er zu messen vorgibt“ (Bortz & Döring, 2006, S. 200). Die Validität spiegelt somit die Verwendbarkeit eines Messverfahrens im Hinblick auf die Zielintention wider. Die Messverfahren in dieser Arbeit können als valide bezeichnet werden, weil die daraus erhobenen Daten zweckmäßige Werte für die Veränderung der Körpergröße (Owens et al., 2009), der Wirbelsäulenkrümmung (Devaney et al, 2017; Walicka-Cupryś, Wyszynska, Podgórska-Bednarz & Drzat-Grabiec, 2017) und des Gleichgewichts (Müller, Günther, Krauß & Horstmann, 2004) lieferten.

5.4 Datenauswertung

Die deskriptive Statistik mit Ordinaldaten zur körperlichen Aktivität b_2 zu b_3 sowie den subjektiven Rückenschmerzen zu b_1 erfolgte mit dem Mann-Whitney-U-Test. Die Normalverteilung wurde für die gesamte Statistik mithilfe des Shapiro-Wilk-Tests geprüft. Die statistische Überprüfung bezüglich signifikanter Unterschiede innerhalb und zwischen den Gruppen für die metrischen Parameter erfolgte mittels einer zweifaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung auf dem Zwischensubjektfaktor „Fallgruppe“ [Kontroll- (a_1) vs. Interventionsgruppe (a_2)] und dem Innersubjektfaktor „Zeit“ (b_1 vs. b_2 vs. b_3) sowie mit Post-hoc-Tests nach Bonferroni.

Als metrische Rohdaten für die posturale Orientierung sind die Körpergröße in Zentimeter im Sitz und die Winkelgrade der Brust- und Lendenwirbelsäulenkrümmung im aufrechten Stand verwendet worden. Indes sind die Amplitude in Millimeter in a/p-Richtung, Schwingfrequenz in Hertz des Sprungbeins aufgrund Varianzhomogenität mit den nichtparametrischen Verfahren des U-Test nach Mann und Whitney (Vergleich zwischen den Gruppen) und des Friedman-Test (Vergleich innerhalb der Gruppen) auf Basis von Rangstellen für die posturale Stabilität weiterverarbeitet worden. Für das ordinalskalierte Outcome der subjektiv empfundenen Rückenschmerzen von t_1 zu t_3 wurde der Wilcoxon-Test verwendet.

Das statistische Signifikanzniveau lag für die Voraussetzungstests bei $p<0,1$. Das Signifikanzniveau für die Entscheidungstests wurde auf $p<0,05$ festgesetzt. Die Daten wurden mit der SPSS Version 25 der Firma IBM© ausgewertet.

6 Ergebnisse

Zunächst wird in diesem Kapitel mit deskriptiver Statistik die Stichprobe näher beschrieben. Abschließend wird für den Ergebnisteil ein hypothesenprüfendes Vorgehen verwendet.

6.1 Stichprobenbeschreibung

Die Stichprobe setzte sich aus 30 männlichen Handballspielern im Alter von 18 bis 35 Jahren zusammen (Tab. 1). Alle Probanden spielen in der Württembergliga (5. Liga) bzw. Handball-BW-Oberliga (4. Liga) in der näheren Ulmer Umgebung. Der Interventionsgruppe gehörten sieben Probanden aus der Württembergliga und acht aus der Oberliga an. Die Kontrollgruppe setzte sich aus 12 Württembergliga- und drei Oberligaspielern zusammen. Insgesamt kam es zu keinerlei Studienabbrüchen. Nach Überprüfung auf Normalverteilung und Gleichheit der Varianzen liegen im Hinblick auf Alter ($p=0,183$), Körpergröße ($p=0,465$), Körpergewicht ($p=0,719$) und Spieljahre ($p=0,103$) keine signifikanten Unterschiede im unabhängigen t-Test zwischen beiden Gruppen ($p>0,05$) vor. Tabelle 1 zeigt deskriptive Daten der beiden Fallgruppen. Anhand des Merkmals Alter in der Interventionsgruppe sollen exemplarisch zum besseren Verständnis der anderen Merkmalsausprägungen die Begriffe Mittelwert, Standardabweichung, Minimum und Maximum erklärt werden. Am Mittelwert zeigt sich, dass die Probanden durchschnittlich 25,8 Jahre alt sind. Der jüngste ist 18 Jahre alt, während der älteste Proband 32 Jahre alt ist. Die Standardabweichung von 3,9 besagt, dass ein Drittel der Probanden 3,9 Jahre älter ist als 25,8 Jahre. Das andere Drittel ist 3,9 Jahre jünger als das durchschnittliche Alter. Probanden die älter als 29,7 Jahre bzw. jünger als 21,9 Jahre sind, komplettieren das letzte Drittel.

Tab. 1. Deskriptive Statistik der Fallgruppen mit Angabe der Probanden in Fällen sowie Mittelwert (\pm Standardabweichung), Minimum (Min) und Maximum (Max) für Alter, Körpergröße, Körpergewicht und Spieljahre

Merkmal	Interventionsgruppe (n=15) BALLance-Methode©			Kontrollgruppe (n=15) Progressive Muskelrelaxation		
	Mittelwert (\pm)	Min	Max	Mittelwert (\pm)	Min	Max
Alter (Jahre)	25,8 ($\pm 3,9$)	18	32	23,7 ($\pm 4,6$)	18	35
Körpergröße (cm)	182,1 ($\pm 6,1$)	170	191	183,9 ($\pm 7,1$)	173	195
Körpergewicht (kg)	87,1 ($\pm 7,0$)	77	99	88,3 ($\pm 10,7$)	74	109
Spielzeit (Jahre)	17,6 ($\pm 5,6$)	9	27	14,5 ($\pm 4,6$)	6	20

Zur Einschätzung der körperlichen Aktivität der Probanden in den Fallgruppen ist eine subjektive Frage aus dem Work Ability Index-Fragebogen gestellt worden. Die nachfolgende Grafik (Abb. 10) gibt einen Überblick zur geistigen (Wert=1), körperlichen

(Wert=2) oder gleichermaßen körperlich-geistigen Aktivität (Wert=3) der Probanden in den Fallgruppen. Der Messwert des Median der körperlichen Aktivität von t_2 zu t_3 in der Interventions- und Kontrollgruppe liegt jeweils bei 1. Dies deutet auf vorwiegend geistige Aktivität der Probanden in den Fallgruppen zwischen beiden Messzeitpunkten hin. Der p -Wert=0,197 im Mann-Whitney-U-Test bestätigt, dass sich die Interventions- und Kontrollgruppe hinsichtlich der körperlichen Aktivität zwischen beiden Messzeitpunkten nicht unterscheidet. Folglich kann ausgeschlossen werden, dass die Faktoren Alter, Körpergröße, Gewicht, Spieljahre, körperliche Aktivität t_2 vs. t_3 sowie Rückenschmerz zu t_1 zu einer Verfälschung der posturalen Ergebnisse beigetragen haben könnten.

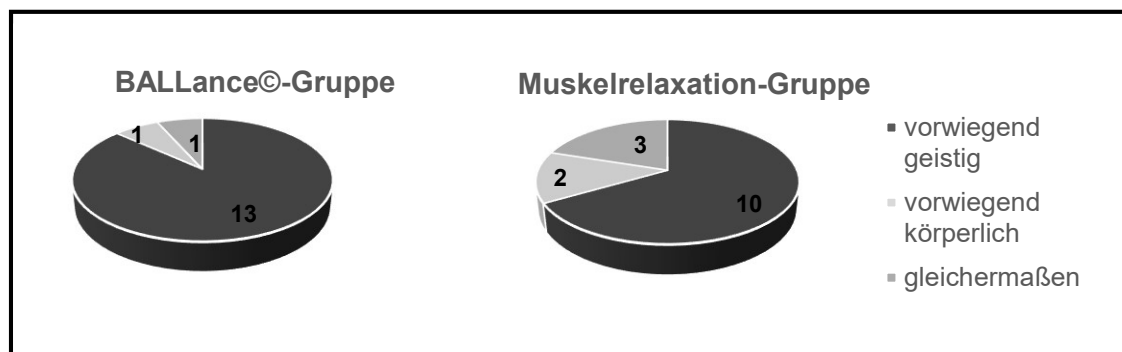


Abb. 10. Körperliche Aktivität der Probanden (n) zwischen zweitem (t_2) und drittem (t_3) Messzeitpunkt differenziert nach Aktivitätslevel vorwiegend geistig, körperlich oder gleichermaßen geistig/körperlich in den Fallgruppen

Zur besseren Vergleichbarkeit im Hinblick auf die Krümmungswinkel ist die Körpergröße (Tab. 2) gemessen worden. Die Homogenität der Fehlervarianzen zwischen den Gruppen ist gemäß dem Levene-Test für die Körpergröße zu t_1 , t_2 und t_3 nicht erfüllt ($p > 0.1$). Deshalb ist der Friedman-Test zur Anwendung gekommen.

Tab. 2. Deskriptive Statistik des Medians (50. Perzentile) der Körpergröße in den Fallgruppen

Fallgruppe	Körpergröße t_1	Körpergröße t_2	Körpergröße t_3
Kontrollgruppe	146,00	146,3	145,9
Interventionsgruppe	144,8	146,0	144,5

Die Körpergröße in beiden Gruppen unterscheidet sich signifikant zwischen den drei Messzeitpunkten (Friedman-Test: Kontrollgruppe: Chi-Quadrat (2)=10,582, $p=0,005$, $n=15$; Interventionsgruppe: Chi-Quadrat (2)=21,966, $p=0,001$, $n=15$). Durchgeführte Post-hoc-Tests (Dunn-Bonferroni) zeigen, dass sich t_2 und t_3 in der Kontrollgruppe signifikant unterscheiden ($z = 1,1$, $p=0,008$). Post-hoc-Tests der Interventionsgruppe weisen einen signifikanten Unterschied zwischen t_1 und t_2 ($z=1,53$, $p=0,00$) sowie t_2 und t_3 ($z=-1,37$, $p=0,00$) auf. Abschließend kann gefolgert werden, dass die BALLance©-Methode eine stärkere Körpergrößenzunahme nach der Intervention und im Follow-up bewirkt als die Kontrollgruppe. Zur Signifikanzprüfung der Unterschiede zwischen den

Gruppen wurde der Mann-Whitney-U-Test verwendet. Zwischen den Gruppen bestanden bei allen Körpergrößenerhebungen keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$).

6.2 Darstellung der Ergebnisse

Nach der Beschreibung der Daten wurden diese auf Varianz geprüft. An dieser Stelle ist zu beachten, dass für die Berechnung der Varianzen die Mittelwerte (\pm Standardabweichung) der Skalenwerte herangezogen wurden.

6.2.1 Hypothese 1: BWS-Winkelgrad

In den Winkelgraden der Brustwirbelsäule ergab sich bei der Interventionsgruppe (BALLance©) vor der Intervention jeweils ein Mittelwert von $34,5^\circ (\pm 4,4)$, nach der Intervention von $26,4^\circ (\pm 4,3)$ und im Follow up von $30,4^\circ (\pm 4,4)$. Die Kontrollgruppe (Muskelrelaxation) hatte vor der Intervention eine durchschnittliche BWS-Winkel von $30,9^\circ (\pm 3,2)$, nach der Intervention von $29,2^\circ (\pm 3,4)$ und im Follow-up von $29,9^\circ (\pm 4,2)$. Zum besseren Verständnis veranschaulicht die Abb. 11 die genannten Winkelgrade der Brustwirbelsäule in beiden Gruppen zu allen drei Zeitpunkten.

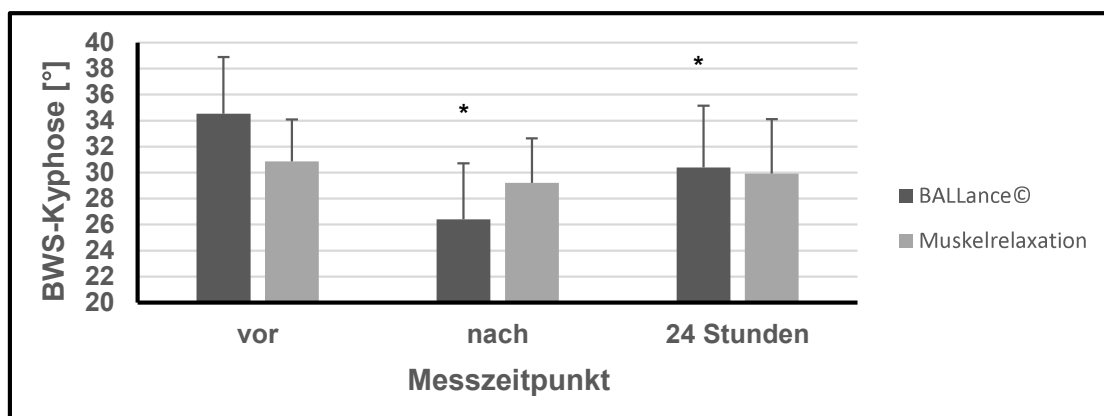


Abb. 11. BWS-Kyphose in Winkelgraden vor der Intervention (b_1), nach der Intervention (b_2) und im Follow-up (b_3) mit Standardabweichung (\pm) und Signifikanzprüfung der Unterschiede im zeitlichen Verlauf innerhalb ($*p < 0,01$) der Gruppen.

Um diese Beobachtung auf Signifikanz zu prüfen, wird eine zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung durchgeführt. Dem Anhang A. 8 liegen alle erfüllten Voraussetzungenstests der Normalverteilung (innerhalb der unabhängigen Faktorstufen), Varianzhomogenität (innerhalb der abhängigen Faktorstufen) sowie die Teststatistik der Sphärizität mit $p > 0,1$ bei. Die Grundvoraussetzung des metrischen Datenniveaus und der unabhängigen Gruppen mit mindestens zwei abhängigen Messungen sind aufgrund des Untersuchungsdesigns erfüllt. Die Tests der Innersubjekteffekte in Tab. 3 zeigen, dass es im Hinblick auf die BWS-Kyphose einen hochsignifikanten Interaktionseffekt von Zeitpunkt und Fallgruppe gibt $F(1,621, 45,4) = 15,413, p = 0,001, \text{partielles } \eta^2 = 0,355$.

Tab. 3. Tests der Innersubjekteffekte der Variablen BWS-Kyphose (modifiziert auf Greenhouse-Geisser (GG))

Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.	η^2
Zeitpunkt	GG	360,289	1,621	222,205	35,411	0,000	0,558
Zeitpunkt* Fallgruppe	GG	156,822	1,621	96,719	15,413	0,000	0,355
Fehler (Zeitpunkt)	GG	284,889	45,400	6,275			

Anhand der Bonferroni-korrigierten Vergleiche (Anhang A. 8) wird ein signifikanter Wechselwirkungseffekt ($p=0,014$) zum Zeitpunkt b_1 zwischen den Fallgruppen festgestellt. Im Interaktionsdiagramm (Abb. 13) lässt sich die Änderung des BWS-Kyphosewinkels (abhängige Variable) in Abhängigkeit von Fallgruppe [(Faktor A: Kontrollgruppe (a_1) und Interventionsgruppe (a_2)] und Zeitpunkte (Faktor B: Zeitpunkte b_1 , b_2 und b_3) erkennen. Die Interventionsgruppe zum Zeitpunkt b_1 weist höhere BWS-Winkel auf als die Kontrollgruppe. Die Interventionsgruppe erreicht zum Zeitpunkt b_2 eine deutlich stärkere Reduktion der BWS-Winkel als die Kontrollgruppe. Für den Zeitpunkt b_3 sind keine signifikanten Fallgruppenunterschiede bekannt. Die Nullhypothese kann verworfen werden. Zwischen der Faktorstufe Zeitpunkt b_1 und Fallgruppe besteht eine Interaktion in Bezug auf die mittleren Winkelgrade der Brustwirbelsäule.

Da es sich um eine „hybride Interaktion“ (Bortz & Döring, 2006, S. 534) handelt, darf der Faktor A (Fallgruppe) nicht aus den Ergebnissen der ANOVA veranschaulicht werden, da dieser durch den Interaktionseffekt gestört wird. Diese Tatsache ist im Profilplot (Abb. 12) durch die nicht gleichsinnig verlaufenden Linien grafisch dargestellt. Unter Berücksichtigung der signifikanten Interaktion kann gesagt werden, dass die durchschnittlichen Winkelgrade bei der Interventionsgruppe zum Zeitpunkt b_1 und b_3 höher sind als bei der Kontrollgruppe. Im Gegenzug dazu weist die Interventionsgruppe durchschnittlich niedrigere Werte zu b_2 auf als die Kontrollgruppe.

Nur der berechnete Faktor B (Zeitpunkt) darf aus der ANOVA umfassend interpretiert werden. Hier verlaufen die Linien im Profilplot gleichsinnig (Abb. 13). Ein Haupteffekt der Zeitpunkte auf den Kyphosewinkel mit $F(1,621,45,4)=35,411$, $p=0,001$, partielles Eta-Quadrat $\eta^2=0,558$ wird klar. Im Diagramm führt die Bedingung Zeitpunkt b_1 in beiden Gruppen zu höheren BWS-Winkelgraden als die Bedingung b_2 . Die Bedingung b_3 führt ebenfalls in beiden Gruppen zu höheren BWS-Winkeln als zu b_2 .

Die Bonferroni-korrigierten Post-hoc-Tests in Tab. 23 implizieren in der Interventionsgruppe eine hochsignifikante Abnahme zwischen b_1 und b_2 um $8,13 \pm 0,04^\circ$ und zwischen b_1 und b_3 um $4,13 \pm 0,73^\circ$ ($p<0,01$) sowie eine hochsignifikante Zunahme ($p=0,001$) der Winkelgrade zwischen b_2 vs. b_3 von $4,00 \pm 0,41$. Dieselben Tests für die

Kontrollgruppe lassen keine signifikante Abnahme zwischen b_1 und b_2 von $1,7 \pm 0,2$ sowie zwischen b_1 und b_3 von $1,0 \pm 1,0$ erkennen. Auch die Zunahme zwischen b_2 und b_3 von $0,7 \pm 0,8$ ist nicht signifikant ($p > 0,05$). Demzufolge darf die Alternativhypothese angenommen werden. Die Messzeitpunkte b_1 , b_2 , b_3 wirken unabhängig von der Behandlung unterschiedlich in Bezug auf die mittleren Winkelgrade der Brustwirbelsäule.

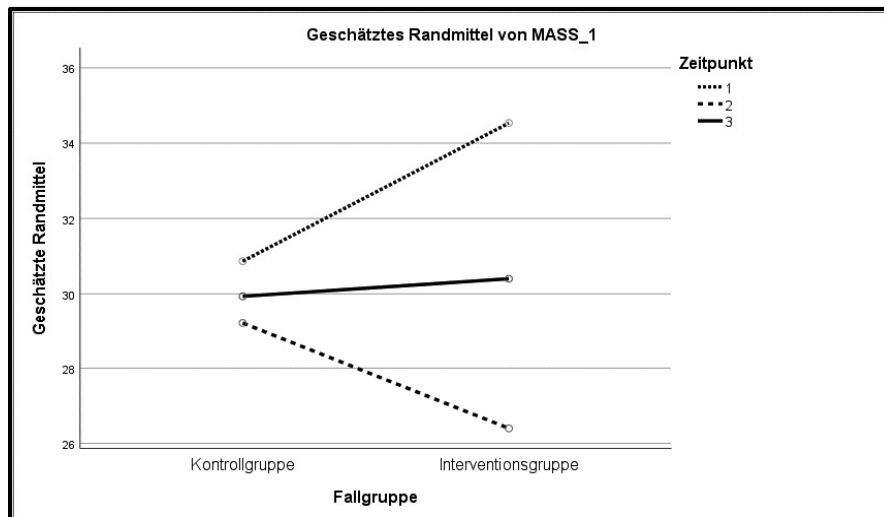


Abb. 12. Profildiagramm für Fallgruppe mit getrennten Linien für Zeitpunkt

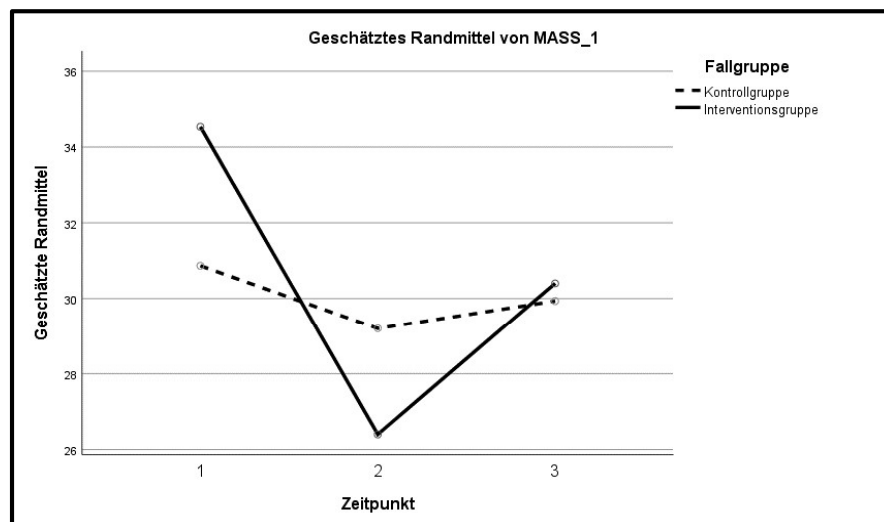


Abb. 13. Profildiagramm für Zeitpunkt mit getrennten Linien für Fallgruppe

6.2.2 Hypothese 2: LWS-Winkelgrade

In den Winkelgraden der Lendenwirbelsäule lag der Mittelwert bei der Interventionsgruppe vor der Intervention bei $-12,3^\circ (\pm 2,8)$, nach der Intervention bei $-8,0^\circ (\pm 3,3)$ und im Follow-up bei $-10,2^\circ (\pm 3,6)$. In der Kontrollgruppe wurde vor der Intervention eine durchschnittliche Lordose von $-14,3^\circ (\pm 4,1)$, nach der Intervention von $-14,8^\circ (\pm 4,6)$ und im Follow-up von $-13,9^\circ (\pm 4,2)$ gemessen. Das folgende Balkendiagramm (Abb. 14) veranschaulicht die Abhängigkeit des Lordosewinkels vom jeweiligen Messzeitpunkt. Dort

ist zu erkennen, dass die mittlere Differenz der LWS-Winkelgrade in der BALLance©-Gruppe von b_1 vs. b_2 deutlich reduziert wird und von b_2 vs. b_3 deutlicher ansteigt als bei der Muskelrelaxation.

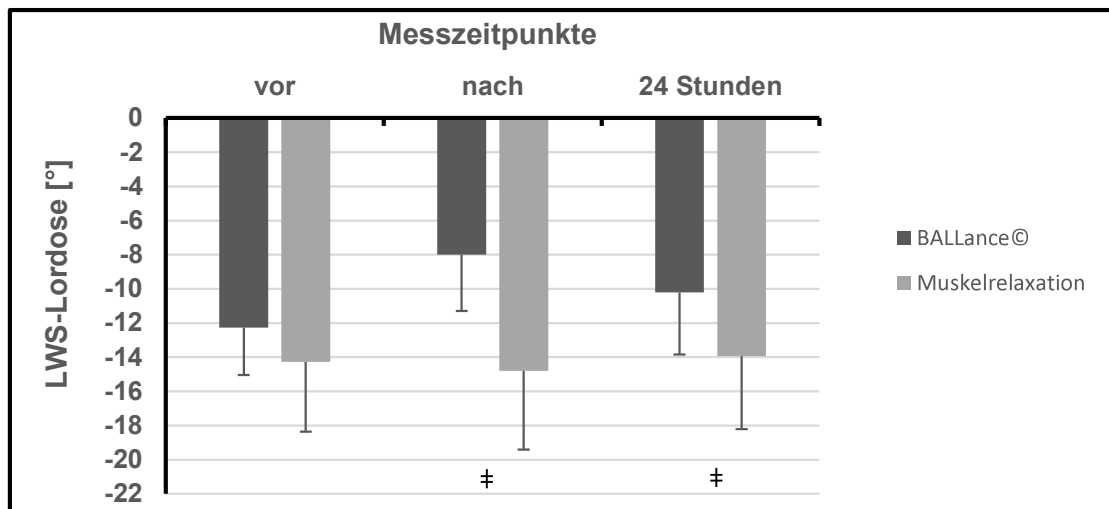


Abb. 14. Lordose der Lendenwirbelsäule in Winkelgraden vor der Intervention (b_1), nach der Intervention (b_2) und im Follow-up (b_3) mit Standardabweichung (\pm) und Signifikanzprüfung der Unterschiede im zeitlichen Verlauf zwischen den Gruppen ($\#p < 0,05$).

Zur Überprüfung der Wirksamkeit der BALLance©-Methode in Bezug auf die Lendenwirbelsäule wurden die Mittelwerte der Erhebungszeitpunkte mit einer zweifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung untersucht. Da eine Sphärizitätsverletzung vorlag, wurden die korrigierten Freiheitsgrade nach Greenhouse-Geisser zur Berechnung des p-Wertes benutzt.

Bei Betrachtung der Tab. 4 ist der Interaktionseffekt von Zeitpunkt und Fallgruppe signifikant $F(1,481, 41,473) = 11,126$, $p = 0,001$, partielles Eta-Quadrat $\eta^2 = 0,284$. Post hoc-Tests (Tab. 27) lassen eine Wechselwirkung zwischen der Kombination Fallgruppe und Zeitpunkt b_2 ($p = 0,001$) und b_3 ($p = 0,016$) bei den LWS-Winkelgraden erkennen. Im Interaktionsdiagramm (Abb. 15) wird die Änderung des LWS-Lordosewinkels (abhängige Variable) in Abhängigkeit von Zeitpunkt (Faktor B: Zeitpunkte b_1 , b_2 und b_3) und Fallgruppe [(Faktor A: Kontrollgruppe (a_1) und Interventionsgruppe (a_2))] festgestellt. Zum Zeitpunkt b_1 entstehen keine zeitspezifischen Unterschiede in den Fallgruppen. Zum Zeitpunkt b_2 reagiert die Kontrollgruppe mit einer Erhöhung und die Interventionsgruppe mit einer Verkleinerung ihrer LWS-Winkel. Zum Zeitpunkt b_3 treten bei der Kontrollgruppe kleinere negative LWS-Winkel auf, während die LWS-Winkel in der Interventionsgruppe in negativer Richtung ansteigen. Die Alternativhypothese darf angenommen werden, da zwischen den Faktoren Fallgruppe und Messzeitpunkt zwei Interaktionen in Bezug auf die mittleren Winkelgrade der Lendenwirbelsäule bestehen.

Tab. 4. Tests der Innersubjekteffekte der Variablen LWS-Lordose (modifiziert auf Greenhouse-Geisser (GG))

Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.	η^2
Zeitpunkt	GG	53,689	1,481	36,247	6,741	0,006	0,194
Zeitpunkt* Fallgruppe	GG	88,622	1,481	59,832	11,126	0,000	0,284
Fehler (Zeitpunkt)	GG	223,022	41,473	5,378			

Es handelt sich um zwei hybride Interaktionen, weil im Interaktionsdiagramm mit dem Faktor Fallgruppe auf der x-Achse (Abb. 15) die Linien gleichsinnig laufen, während sie beim Faktor Zeitpunkt auf der x-Achse (Abb. 16) gegensinnig ausgerichtet sind. Aus diesem Grund darf nur der Faktor Fallgruppe interpretiert werden.

Tab. 5 veranschaulicht einen Haupteffekt der Fallgruppe auf die Lordose, $F(1, 28)=10,902$, $p=0.003$, partielles $\eta^2=0.028$. Die Fallgruppen unterscheiden sich signifikant voneinander.

Tab. 5. Tests der Zwischensubjekteffekte der Variablen LWS-Lordose

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.	η^2
Konstanter Term	13493,378	1	13493,378	374,601	0,000	0,93
Fallgruppe	392,711	1	392,711	10,902	0,003	0,28
Fehler	1008,578	28	36,021			

Das Profilplot (Abb. 15) veranschaulicht, dass sowohl zu Zeitpunkt b_1 , als auch zu b_2 und b_3 die Winkelgrade der LWS in der Kontrollgruppe im höheren negativen Bereich sind als bei der Interventionsgruppe. Die Alternativhypothese darf angenommen werden. Die BALLance©-Methode bzw. Progressive Muskelrelaxation wirken unabhängig vom Messzeitpunkt unterschiedlich in Bezug auf die mittleren Winkelgrade der Lendenwirbelsäule.

Durch den Interaktionseffekt wird der Faktor Zeitpunkt gestört. Dies bedeutet, dass die berechneten Ergebnisse der ANOVA nicht betrachtet werden dürfen. Allgemein kann bei der Analyse des Profilplots (Abb. 16) gesagt werden, dass zum Zeitpunkt b_1 die durchschnittlichen LWS-Winkelgrade in der Interventionsgruppe (IG) geringer ausgeprägt sind als in der Kontrollgruppe (KG). Zum Zeitpunkt b_2 tritt bei der IG eine Reduktion, bei der KG eine Zunahme der Winkelgrade ein. Beim Zeitpunkt b_3 setzt bei der IG eine Zunahme ein, während bei der KG erstmals eine Reduktion der LWS-Winkelgraden stattfindet.

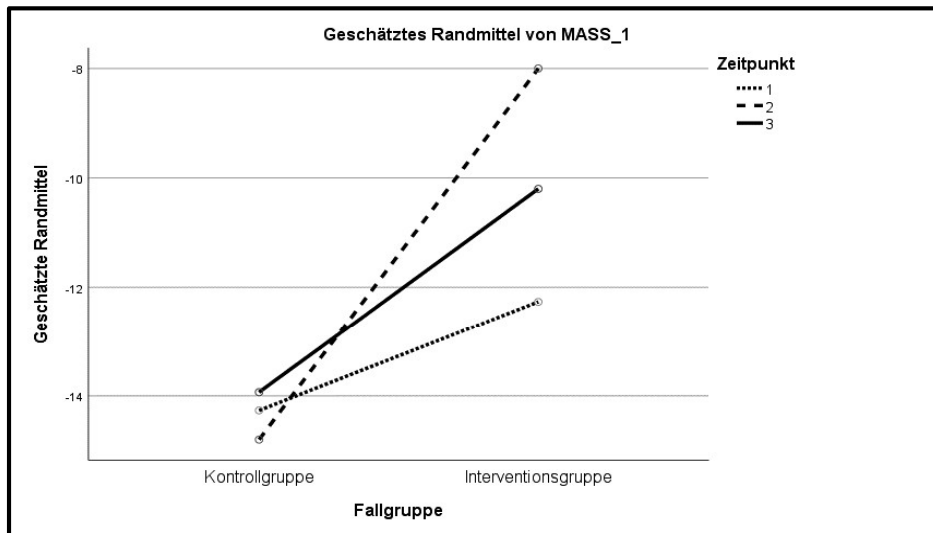


Abb. 15. Profildiagramm für Fallgruppe mit getrennten Linien für Zeitpunkt

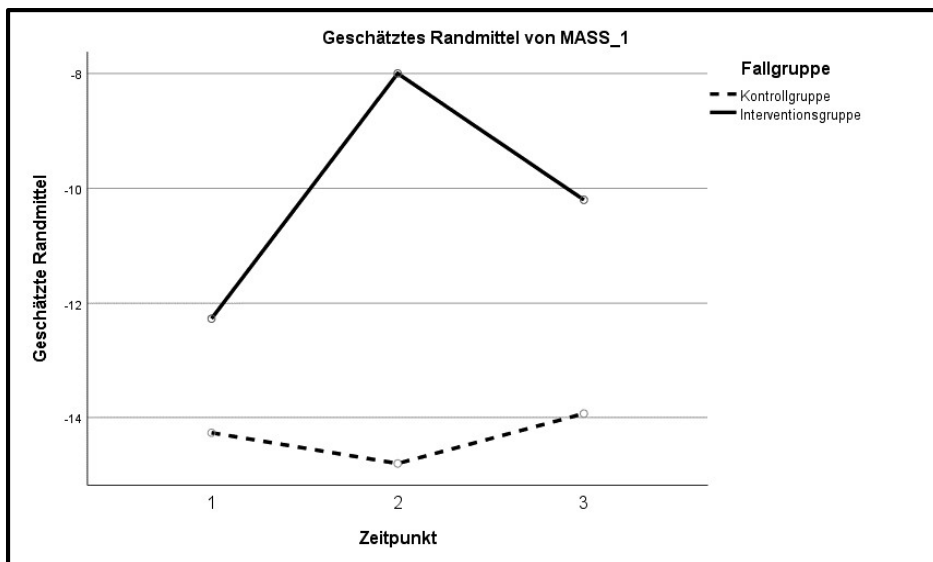


Abb. 16. Profildiagramm für Zeitpunkt mit getrennten Linien für Fallgruppe

6.2.3 Hypothese 3: Y-Amplitude am Sprungbein

Die Normalverteilung der Differenzen in der Grundgesamtheit war hier für die y-Amplitude zu zwei Messzeitpunkten (Anhang A. 7) nicht gegeben. Deshalb wurden zur Hypothesenprüfung nichtparametrische Testverfahren eingesetzt.

Die deskriptive Statistik des Medians (Tab. 6) lässt eventuell eine Verkleinerung der Amplitude von t_1 zu t_2 in beiden Gruppen vermuten.

Tab. 6. Median der y-Amplitude in Millimetern (mm) zu den drei Zeitpunkten in den Fallgruppen

Fallgruppe	S_Amplitude_y_Richtung_t1	S_Amplitude_y_Richtung_t2	S_Amplitude_y_Richtung_t3
Kontrollgruppe	402,08	368,74	355,28
Interventionsgruppe	439,25	352,08	405,58

Von t_2 zu t_3 kann bei der Kontrollgruppe eine etwa gleichbleibende bzw. bei der Interventionsgruppe eine sich vergrößernde Amplitude beobachtet werden. Insgesamt scheint sich keine Tendenz der Unterschiede zwischen den Gruppen hervorzutun.

Es ergibt sich laut U-Teststatistik in Tab. 7 kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Fallgruppen zu den drei Messzeitpunkten bezüglich der y-Amplitude am Sprungbein, da alle Wert in der Zeile asymptotische Signifikanz einen Wert von $p > 0,05$ aufweisen. Die Nullhypothese kann nicht verworfen werden. Die mittleren Rangplätze der y-Amplitude im Sprungbein bei geöffneten Augen unterscheiden sich nicht zwischen beiden Gruppen.

Tab. 7. U-Teststatistik der Variablen y-Amplitude des Sprungbeins

	S_Amplitude_y_Richtung_t1	S_Amplitude_y_Richtung_t2	S_Amplitude_y_Richtung_t3
Mann-Whitney-U	92,000	112,000	94,000
Wilcoxon-W	212,000	232,000	214,000
Z	-0,85	0,021	-0,767
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,395	0,983	0,443
Exakte Signifikanz [2*(1-seitige Sig.)]	0,412	1,000	0,461

Folgt man den Ergebnissen der Friedman-Teststatistik (Tab. 8), so ergibt sich keine asymptotische Signifikanz in der Kontrollgruppe ($p=0,091$) bzw. Interventionsgruppe ($p=0,155$). Die Nullhypothese kann nicht verworfen werden. Die mittleren Rangplätze der y-Amplitude im Sprungbein sind in beiden Gruppen gleich zu Zeitpunkt t_1 , t_2 und t_3 .

Tab. 8. Friedman-Teststatistik der Variablen y-Amplitude des Sprungbeins

Kontrollgruppe	N	15
	Chi-Quadrat	4,800
	df	2
	Asymptotische Signifikanz	0,091
Interventionsgruppe	N	15
	Chi-Quadrat	3,733
	df	2
	Asymptotische Signifikanz	0,155

6.2.4 Hypothese 4: Schwingfrequenz am Sprungbein

Wie in Tab. 9 zu erkennen ist, sinkt der Median der Schwingfrequenz kontinuierlich in der Interventionsgruppe. Bei der Kontrollgruppe sinkt die Schwingfrequenz ebenfalls von t_1 zu t_2 , bevor sie im Follow-up minimal ansteigt. Anhand dieser Tabelle gibt es Hinweise darauf, dass eine Verbesserung der Schwingfrequenz zumindest bis zum zweiten Messzeitpunkt stattgefunden hat.

Tab. 9. Median der Schwingfrequenz in Hertz (Hz) zu den drei Zeitpunkten in den Fallgruppen

Fallgruppe	S_Schwingfrequenz_t1	S_Schwingfrequenz_t2	S_Schwingfrequenz_t3
Kontrollgruppe	2,38	2,22	2,26
Interventionsgruppe	2,60	2,40	2,36

Um zu überprüfen, ob die Ergebnisse der Mediane signifikant oder zufällig sind, wird ein U-Test zum Vergleich zwischen den Gruppen durchgeführt (Tab. 10). Die asymptotische Signifikanz zu b_1 ($p=0,040$) bestätigt, dass nur zum ersten Zeitpunkt eine signifikante zweiseitige Signifikanz festzustellen ist.

Die Nullhypothese muss somit verworfen werden. Die mittleren Rangplätze der Schwingfrequenz im Sprungbein bei geöffneten Augen unterscheiden sich zu b_1 zwischen beiden Gruppen.

Tab. 10. U-Teststatistik der Variablen Schwingfrequenz des Sprungbeins

	S_Schwingfrequenz_t1	S_Schwingfrequenz_t2	S_Schwingfrequenz_t3
Mann-Whitney-U	63,000	68,500	81,500
Wilcoxon-W	183,000	188,500	201,500
Z	-2,059	-1,827	-1,288
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,040	0,068	0,198
Exakte Signifikanz [2*(1-seitige Sig.)]	0,041	0,067	0,202

Die nachfolgenden Ergebnisse des Friedman-Tests (Tab. 11) zeigen, dass sowohl bei der Kontrollgruppe ($p=0,001$) als auch bei der Interventionsgruppe ($p=0,001$) eine hochsignifikante asymptotische Signifikanz vorhanden ist.

Tab. 11. Friedman-Teststatistik der Variablen Schwingfrequenz des Sprungbeins

Kontrollgruppe	N	15
	Chi-Quadrat	14,136
	df	2
	Asymptotische Signifikanz	0,001
Interventionsgruppe	N	15
	Chi-Quadrat	16,667
	df	2
	Asymptotische Signifikanz	0,000

Die Nullhypothese kann verworfen werden. Die mittleren Rangplätze der y-Amplitude im Sprungbein unterscheiden sich in beiden Gruppen zu Zeitpunkt t_1 , t_2 und t_3 .

Durch paarweise post-hoc-Vergleiche mit dem Wilcoxon-Rangsummen-Test (Tab. 12) ist erkennbar, dass sich die Schwingfrequenz zwischen t_2 und t_3 in der Kontrollgruppe ($p=0,570$) und Interventionsgruppe ($p=0,576$) nicht signifikant unterscheiden.

Tab. 12. Wilcoxon-Teststatistik der Variablen Schwingfrequenz des Sprungbeins

Fallgruppe		S_Schwing- frequenz_t2- S_Schwing- frequenz_t1	S_Schwing- frequenz_t3- S_Schwing- frequenz_t1	S_Schwing- frequenz_t3- S_Schwing- frequenz_t2
Kontroll- gruppe	Z	-3,352	-3,109	-0,568
	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,001	0,002	0,570
Interventions- gruppe	Z	-2,900	-2,608	-0,559
	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,004	0,009	0,576

Allerdings wird klar, dass sich die Schwingfrequenz t_1 vs. t_2 sowohl in der Kontrollgruppe ($p=0,001$) als auch Interventionsgruppe ($p=0,004$) signifikant verbessert hat. Ebenso verbesserte sich die Kontrollgruppe ($p=0,002$) und Interventionsgruppe ($p=0,009$) im Hinblick auf die Zeitpunkte t_1 und t_3 .

6.2.5 Hypothese 5: Subjektiv empfundene Rückenschmerzen

Die ordinalskalierte Numerische Rating Skala (NRS) dient bei dieser Hypothese als Grundlage. Die Probanden sollten unter anderem ihre subjektives Rückenschmerzempfinden vor (t_1) und nach (t_3) der jeweiligen Therapiemethode einschätzen. Die Antwortmöglichkeiten reichten von 0=kein Schmerz bis 10=unerträglicher Schmerz, mit den entsprechenden Abstufungen.

Die ausgegebenen Mediane der NRS der Interventionsgruppe von 3 und 1 (Tab. 13) lassen vermuten, dass das Rückenschmerzempfinden im Follow-up abfällt. Die ausgegebenen Medianwerte (Tab. 13) der Kontrollgruppe von jeweils 1 (zu t_1 und t_3) drücken aus, dass das subjektive Rückenschmerzempfinden über die Messzeitpunkte gleichgeblieben ist. Um diese Beobachtung auf Signifikanz zu prüfen, wird ein Wilcoxon-Test durchgeführt.

Tab. 13. Deskriptive Statistik der Lagemaße des subjektiven Rückenschmerzempfindens

Fallgruppe		N	25.	50.Perzentile (Median)	75.
Kontrollgruppe	NRS_t3	15	1,00	1,00	2,00
	NRS_t1	15	1,00	1,00	3,00
Interventionsgruppe	NRS_t3	15	0,00	1,00	3,00
	NRS_t1	15	1,00	3,00	5,00

In Übereinstimmung mit diesen Beobachtungen zeigt die Wilcoxon-Teststatistik (Tab. 14) der Interventionsgruppe mit $p=0,002$ (einseitige Fragestellung) eine signifikant eingeschätzte Verbesserung des Rückenschmerzempfindens an. Die Teststatistik der Kontrollgruppe mit $p=0,0785$ (einseitige Fragestellung) besagt, dass es kein signifikant unterschiedliches Rückenschmerzempfinden bis zum Follow-up gibt

Tab. 14. *Wilcoxon-Teststatistik des subjektiven Rückenschmerzempfindens*

Fallgruppe		Numerische Rating Skala_t1- Numerische Rating Skala_t3
Kontrollgruppe	Z	-1,414
	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,157
Interventions- gruppe	Z	-2,871
	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,004

Die Alternativhypothese wird mit $\leq 5\%$ angenommen. Das Rückenschmerzempfinden wird nach der BALLance©-Therapie signifikant besser eingeschätzt als bei der Progressiven Muskelrelaxation.

7 Diskussion

Im Folgeabschnitt werden die eingangs hergeleiteten Hypothesen in Bezug auf die Ergebnisse diskutiert. Das Kapitel schließt mit einer Diskussion zur verwendeten Methodik ab.

7.1 Ergebnisdiskussion

Das Ziel der Studie ist, die Auswirkungen einer Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule mit der BALLance©-Methode auf die posturale Kontrolle von Handballern mithilfe von objektiven und subjektiven Parameter gegenüber einer Progressiven Muskelrelaxation zu überprüfen.

Ein zentrales Ergebnis der *ersten Hypothese* ist das Vorhandensein eines Interaktionseffekts zwischen den Faktorstufen Zeitpunkt b_1 und den Fallgruppen in Bezug auf den BWS-Kyphosewinkel. Die Interventionsbehandlung scheint deutlich wirkungsvoller im Hinblick auf die signifikante Reduktion der BWS-Winkelgrade als die Muskelrelaxation zu sein. Es zeigte sich bei diesem Interventionskollektiv innerhalb der Gruppe bedeutende statistische Unterschiede. Und zwar dahingehend, dass die Handballer im Vergleich zum Ausgangsniveau eine durchschnittliche 23%ige Dezimierung ihrer Kyphose nach der Intervention erreichten und im Follow-up immerhin noch eine 12%ige Verminderung beibehielten. Die Ergebnisse könnten ein Indiz sein, dass es neben einem Kurzzeiteffekt auch einen Langzeiteffekt gibt. Die Kontrollgruppe wies keine signifikanten Unterschiede innerhalb der Gruppe in Bezug auf die BWS-Winkel auf. Der signifikante Unterschied gegenüber dem bloßen Liegen (Muskelrelaxation) lässt sich möglicherweise durch mehrere wissenschaftliche Belege erklären.

Bei faszialen Zwangshaltungen sind lange und wiederkehrende Druck- und Dehnreize nötig, um das verfilzte Gewebe abzubauen und den Aufbau von frischem Kollagen zu

fördern. H el ene Langevin, eine bedeutende Fasziensforscherin, fand beispielsweise bei Tierversuchen mit Ratten heraus, dass sich bei einer Dehnung die Fibroblasten (Bindegewebszellen) bis auf die zweifache Gr o e ausweiten und sich dadurch das umliegende Fasziengewebe von Minute zu Minute entspannt (Esch, 2017). Die Ulmer Faszienswissenschaftler Schleip & Klingler erforschten, dass durch langsame, massage hnliche Techniken der Wassergehalt in den Faszien ausgequetscht werden kann. Nach Beendigung der Therapie saugt sich das Fasziengewebe mit einer über das Ausgangsniveau gehenden neuen Wassergehalt auf. Entz ndungstoffe können somit schneller abtransportiert werden, die Faszien können besser gleiten und die Beweglichkeit und Aufrichtung wird verbessert (Esch, 2017). Die BALLance -Bälle agieren laut der Eigenerfahrung der Autorin während der Streckmobilisation als eine Art Hypomochlion, die eine segmentale knöcherne Mobilisation der Brustwirbelsäule in Extension erzeugen. Durch bereits frühere Prä- und Postmessungen in Bezug auf die BWS-Winkel nach derartigen Behandlungen ist dieses Ergebnis in dieser Intensität vermutet worden.

Aus dem Ergebnis der *zweiten Hypothese* konnten zwei Interaktionseffekte abgeleitet werden. Je nach Fallgruppe bestätigt sich nach der Intervention (b_2) eine unterschiedliche Wirkung auf den Lordosewinkel. Bei der Kontrollgruppe sind im Vergleich zum Zeitpunkt b_1 um 0,5 Grad höhere negative Winkel gemessen worden, was für eine gleichbleibende Lordose der Lendenwirbelsäule spricht. Eine mögliche Erklärung hierfür ist das Liegen in Rückenlage mit ausgestreckten Beinen. Bei ungenügender Rumpfstabilisation der Bauchmuskulatur kippt das Becken durch die Zugspannung der ausgestreckten Beine nach anterior, was kompensatorisch die Lordose (Hohlkreuz) verursacht und sich eventuell in den Messungen niederschlägt. Dagegen stellt sich bei der BALLance-Methode -Gruppe um ein vier Grad verringerter Lordosewinkel heraus. Dies entspricht einer 35%igen Reduktion des Lordosewinkels. Einerseits könnte diese Reduktion mit der gleichzeitig stattfindenden Abnahme des BWS-Winkels einhergehen. Andererseits kann es auch daran liegen, dass bei der BALLance -Methode während der Extensionsmobilisation die Hüft- und Kniegelenke in Beugeposition stehen und dies zu einer Entlordosierung der LWS führt. Je nach Fallgruppe zeigt sich im 24 Stunden Follow-up (b_3) eine unwesentliche Senkung der LWS-Winkel in der Kontrollgruppe und eine Zunahme der LWS-Winkel um etwa drei Grad. Bei der Interventionsgruppe ist somit der große Wirkeffekt der Reduktion wieder leicht rückgängig. Trotzdem fällt auf, dass im Follow-up zum Ausgangsniveau b_1 immer noch eine Verbesserung nachvollziehbar ist, was eventuell auf einen Langzeiteffekt hindeutet. Es ist schwierig, über diese Zeitspanne Stellung zu nehmen, da jeder Handballer seinem eigenen Alltag gefolgt ist. Überlegungen für eine bessere Standardisierung sind in der Methodendiskussion angeführt.

Aus der Gegenüberstellung der Körpergrößenzunahme und der abnehmenden BWS- und LWS-Winkel nach der BALLance©-Intervention kann gefolgert werden, dass die Wirbelsäule bedeutend rehabilitiert wird. Aus der Gegenüberstellung der dürftigen Körpergrößenzunahme und der belanglosen Veränderung der BWS- und LWS-Winkel nach der Progressiven Muskelrelaxation kann nachgewiesen werden, dass das Liegen in Rückenlage die Wirbelsäule nur gering entlastet.

Bei Klärung der *dritten Hypothese* konnten keine statistischen Unterschiede zwischen und innerhalb der Gruppen bezüglich der a/p-Amplitudenbewegung beobachtet werden. Und dass, obwohl bei der Interventionsgruppe eine Verkleinerung der Amplitudenbewegung in a/p-Richtung von b_1 zu b_2 um 20% bzw. von b_1 auf b_3 um 8% und eine Vergrößerung von 15% zu t_2 vs. t_3 stattgefunden hat. Die Kontrollgruppe minimierte ihre Amplitude von t_1 zu t_2 um 8%, von t_2 zu t_3 um 4%. Logischerweise ergibt sich eine 12%ige Verringerung von t_1 zu t_3 . Ein Grund dafür könnten die nicht-parametrischen Tests sein, da sie gegenüber den parametrischen Tests über eine kleinere Power verfügen. Daher werden Gruppenunterschiede innerhalb und zwischen den Gruppen weniger entdeckt. Interessant ist die Beobachtung, dass die starke Reduktion von BWS- und LWS Winkel gleichzeitig mit einer Verkleinerung der Amplitudenbewegung in der Interventionsgruppe einhergeht. Dies könnte eventuell ein Indiz für eine bessere Zugspannung in der Lendenfaszie sein, die funktionell für die Kraftübertragung von Rücken- und Beinbereich fungiert. Möglicherweise könnte auch der verminderte biomechanische Stress im thorakolumbalen Bereich zu einer Verbesserung der Innervation und daraus resultierend zu kleineren Amplituden in a/p-Bewegung führen.

Aus der *vierten Hypothese* ergibt sich die Erkenntnis, dass sich die Schwingfrequenz beider Fallgruppen von b_1 zu b_2 sowie von b_1 zu b_3 signifikant verbessert hat und es keine Unterschiede zwischen den Gruppen nach der Intervention und im Follow-up gibt. Eine geringere Schwingfrequenz gibt einen ersten Hinweis für eine bessere posturale Stabilität, da sich die Stabilität auf dem Posturomed aus dem Produkt von Schwingamplitude und Schwingfrequenz zusammensetzt. Über die Gründe für eine verbesserte Schwingfrequenz kann nur spekuliert werden. Bisher gibt es keine ähnlichen Studien bzw. zu interpretierende Normwerte für Handballer.

Der erste Interpretationsansatz ist, dass die Progressive Muskelrelaxation genauso erfolgreich wie die BALLance©-Methode im Hinblick auf die Verbesserung der Schwingfrequenz im Sprungbein ist. Als mögliche Ursache kommt bei der Muskelrelaxationsgruppe eine verbesserte Körperwahrnehmung in Betracht. Bei der BALLance©-Gruppe zieht man eventuell durch die bessere Körperaufrichtung eine ausgeglichene Zugspannung der oberflächlichen Rücken- und Frontallinie in Erwägung. Der andere logi-

schere Erklärungsansatz basiert durch das Entstehen geringer Lerneffekte bei sich wiederholenden Posturomedmessungen (Boeer et al., 2010). Dieser Ansatz könnte nebenbei auch die nicht signifikanten Unterschiede in beiden Fallgruppen zum Zeitpunkt b_2 und b_3 sprechen, weil dort eine größere Zeitspanne dazwischenliegt als bei b_1 und b_2 . Aufgrund verschiedenster Zeitspannen in den Messdurchführungen in vorangegangenen Studien können die Ergebnisse nicht vergleichbar interpretiert werden, sodass zum Posturomed noch viel Forschungsarbeit notwendig ist. Einzig weist die Kontrollgruppe zum Zeitpunkt b_1 mit 2,38 Hz pro Sekunde eine bessere Schwingfrequenz im Sprungbein als die Interventionsgruppe mit 2,6 Hz auf. Eigentlich sollte durch die Randomisierung die Wahrscheinlichkeit von Gruppenunterschieden vermeintlich geringer sein. Ein Ausweg für ein derartiges Problem bietet nur ein vorab größerer Stichprobenumfang.

Anhand der Ergebnisse der *fünften Hypothese* wird belegt, dass das subjektive Rückenschmerzempfinden der Handballer nach der Muskelrelaxation gleichbleibt und bereits nach einmaliger BALLance©-Behandlung signifikant verbessert. Aufgrund der bisher nur positiv ausfallenden Patientenrückmeldungen nach einmaliger BALLance©-Behandlung hat die Autorin dieses Ergebnis vermutet. Die Ergebnisse sind mit der anderen BALLance©-Studie vergleichbar, wo die Autoren Cornely & Alfuth (2016) nach vier und acht Wochen ebenfalls eine Schmerzreduktion bei chronisch lumbalen Rückenschmerzpatienten ermittelten. Die bereits in Hypothese eins besprochenen Wirkweisen der Faszien könnten eine Erklärung für die sehr kurzfristige und effektive Schmerzreduktion bei den BALLance©-Handballsportlern sein. Diese physiologischen faszialen Mechanismen könnten im Hinblick für zukünftige Forschungsprojekte zur BALLance©-Methode untersucht werden.

7.2 Methodendiskussion

Zu erwähnen ist, dass in dieser Diskussion finanzielle, personelle sowie materielle Aspekte nicht berücksichtigt wurden. Die positiven und negativen Ausführungen sind in geordneter Reihenfolge notiert, entsprechend dem Aufbau der vorliegenden Arbeit.

Mit der *Forschungsfrage* sollte herausgefunden werden, ob eine Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule mit der BALLance©-Methode zu einer Veränderung der posturalen Kontrolle führt. Die Ergebnisse können angesichts der Tatsache, dass es sich hierbei um eine Längsschnittstudie mit kurzer Untersuchungsdauer handelt, nur Auskunft über Kurzzeiteffekte der Veränderung in der posturalen Kontrolle geben. Erst mit einem Längsschnittdesign von längerer Dauer können einwandfreie, langfristige Auswirkungen beurteilt werden. Da die Masterarbeit berufsbegleitend geschrieben wurde und innerhalb von zwanzig Wochen einzureichen war, stand bei einer solchen Forschungsfrage nur ein Längsschnittdesign mit kurzer Untersuchungsdauer als Variante zur Auswahl.

Als Nächstes wird die *Datenerhebung* auf Kritik und Lob inspiziert. Zunächst positiv erscheint, dass die Randomisierung durch einen Excel-Zufallsgenerator erfolgte. Die Abbruchrate lag bei null. Nur Proband mit der ID-Nummer 12 erkrankte kurzfristig am Erhebungstag, weshalb diese Nummer nicht in der Datenauswertung zu sehen ist. Eingangs waren sich die Fallgruppen in ihren Ausgangsparametern ähnlich, welche die Zielgrößen beeinflussen könnten. Der Stichprobenumfang von 30 Handballern deklariert die Studie als Pilotstudie und kann in Relation zu der zur Verfügung stehenden Zeit als positiv angesehen werden. Dennoch wäre es durchaus von großem Interesse, ob bei einer umfangreicheren Stichprobe dieselben oder andere statistische Resultate zu Tage kommen würden (Mangold, 2011). Um die statistische Aussagekraft zu erhöhen, sind weitere Studien notwendig. Summa summarum mussten 16 Stunden für die Datensammlungen aufgebracht werden. Aufgrund der Datenerhebung an verschiedenen Örtlichkeiten variierten die Räumlichkeiten. Jedoch konnte unter Verwendung eines Thermo-Hygrometer eine konstante Raumtemperatur (23 bis 24°) bzw. Luftfeuchtigkeit (35 bis 40%) hergestellt werden. Auch positiv war, dass die Untersuchungsleitung, die Erhebungsinstrumente sowie die Untersuchungszeitpunkte an den Wochentagen unverändert blieben. Kritisch ist anzumerken, dass sich je nach Gruppeneinteilung (zwischen drei und acht Personen) der erste und zweite Messzeitpunkt bei acht Teilnehmern auf etwa 45 Minuten erstreckte, sodass die Probanden nicht alle zum gleichen Zeitpunkt gemessen wurden. Die Zeitspanne vom zweiten zum dritten Messzeitpunkt mit 24 Stunden konnte nicht bei jedem Teilnehmer exakt eingehalten werden. Sie variierte teilweise zwischen 21 bis 25 Stunden.

Im folgenden Abschnitt wird der *Untersuchungsablauf* kritisch betrachtet. Eine Verblindung des Therapeuten fand nicht statt. Die Autorin, als zertifizierte BALLance©-Trainee, leitete die Interventionsgruppe an. Bei der Kontrollgruppe nahm sie eine indirekte Rolle ein, da eine Audio-CD abgespielt wurde. Beide Aspekte sind als positiv zu bewerten, da die Interventionen als fachlich kompetent betreute, homogene, dreißigminütige Therapien angesehen werden können. Daneben ist hervorzuheben, dass alle Fachpersonen, die die Zielgrößen ermittelt haben, verblindet waren. Überdies muss bei solchen Erhebungsmethoden immer der Hawthorne-Effekt beachtet werden. Dieser Effekt geht davon aus, dass die Probanden einer Studie ihr natürliches Verhalten ändern, da sie wissen, dass sie an einer Studie teilnehmen und unter Beobachtung stehen (Bortz & Döring, 2006). Um Beobachtungseffekte zu beseitigen, müssten heimliche Untersuchungen gemacht werden. Dies ist aus ethischer Sicht leider nicht vertretbar. Um diese Störvariable zu minimieren, hätte man die Handballer im Vorfeld zur Untersuchungseingewöhnung mehrmals messen müssen. Aus zeittechnischen Gründen wurde diese Idee verworfen. Weiterhin wäre eine genauere Evaluation der Bewegungsaktivitäten, in Form

eines Bewegungstagebuchs, vom ersten bis dritten Messzeitpunkt hinweg interessant gewesen. Allerdings hätte sich dieser Zeitaufwand möglicherweise negativ auf die Rücklaufquote ausgewirkt. Weiterhin ist kaum vorherzusagen, inwiefern ein geführtes Tagebuch der Alltagsrealität entspricht. Aufgrund der komplexen, zeitaufwändigen Vermessungen wurde auf diese Methode verzichtet.

Im Hinblick auf die *Gütekriterien* (Kapitel 5.3.5) kann versichert werden, dass für diese Studie wissenschaftlich anerkannte Instrumente und Verfahren ausgewählt wurden. Die Tests zeichneten sich durch eine hohe Durchführungsobjektivität, dank standardisierter Bedingungen und Testinstruktionen aus. Die sogenannte Auswertungsobjektivität ist sehr hoch, da bei allen Messungen die gleichen Kriterien angewandt wurden. Ebenso kann von einer hohen Interpretationsobjektivität ausgegangen werden, da die Ergebnisinterpretation unabhängig vom Versuchsleiter blieb. Zudem charakterisieren sich alle Instrumente laut aktuellem Studienstand mit einer sehr guten bis guten Reliabilität. Ferner sind die drei Messverfahren laut aktueller wissenschaftlichen Literatur durch eine hohe Validität gekennzeichnet. Es kann von einer hohen Validität gesprochen werden, weil die verwendeten Messverfahren zur Erreichung der Zielintention maßgeblich beigetragen haben.

Allerdings ist zu bedenken, dass die Haltung des Menschen eine Momentaufnahme des körperlichen und psychischen Wohlbefindens ist und somit etlichen Störvariablen ausgesetzt ist. Ein kurzer Untersuchungszeitraum wie in dieser Studie hat den Vorteil, dass es nicht zu einer allzu großen veränderten Probandenverfassung durch psychische oder physische Störvariablen kommt. Besonders aufschlussreich wäre es, anderweitige längerfristige Vermessungen zu diesem Thema durchzuführen. Entsprechend könnten die Ergebnisse analysiert, verglichen und anschließend diskutiert werden.

8 Fazit und Ausblick

Zum Abschluss der vorliegenden Arbeit wird ein Ausblick zu Forschungsangelegenheiten sowie praktische Implikationen formuliert. Ein Fazit schließt diese Studienarbeit ab.

8.1 Forschungsbedarf und praktische Implikation

Eine Ergänzung der für diese Arbeit verwendeten Untersuchungen würden elektromyografische Messungen und Ultraschalluntersuchungen auf myofaszialer Ebene darstellen. So könnten spezifische Aussagen über die Muskelaktivitäten im beidbeinigen Stand und zur reaktiven posturalen Kontrolle vor und nach der BALLance©-Methode gemacht werden. Zukünftig wäre es interessant zu erfahren, ob und inwiefern eine Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule im Zusammenhang mit Veränderungen der thorako-

lumbalen Faszie und den Myofaszien der Oberflächlichen Rückenlinie, der Oberflächlichen oder Tiefen Frontallinie stehen. Auf Basis dieser konzeptionellen Idee in Verbindung mit den gerade genannten Ergänzungen könnten gegebenenfalls neue beachtliche Ergebnisse zur posturalen Kontrolle, deren biomechanischen und neurophysiologischen Wirkungsweisen und daraus resultierende orthopädische Konsequenzen erforscht werden. Womöglich könnte sich ein Zusammenhang zwischen neuromuskulären Ermüdungsprozessen im lumbosakralen Bereich ergeben, die die hohe Anzahl der Non-Kontaktverletzungen der unteren Extremität begünstigen. Ebenso wären im Fachgebiet der Onkologie Forschungen interessant, ob sich durch die Extensionsmobilisation pulmonale oder zirkulatorische physiologische Leistungsparameter beeinflussen lassen.

Aus handballspezifischer Sicht wären Studien relevant, die Effekte einer Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule hinsichtlich von Wurfgeschwindigkeiten beurteilen. Interessant wäre auch zu wissen, ob eine solche Therapie auf vegetativer oder vaskulärer Ebene einen Effekt hat. Studien im Hinblick auf die sportliche Regenerationsfähigkeit könnten bedeutend für die Sportwissenschaft sein. Damit Messdaten des Posturomeds besser wissenschaftlich eingeordnet werden können, sollten zwingend die posturalen Lerneffekte erforscht werden.

Weitere Studien zum Zusammenhang zwischen einer Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule mit der BALLance©-Methode und der posturalen Kontrolle bei rundrückengefährdenden (Nicht-)Sportarten und Altersgruppen beider Geschlechter sind von hoher Notwendigkeit. Eine randomisierte kontrollierte Längsschnittstudie über einen längeren Interventionszeitraum mit den vorher erwähnten Methoden wäre sehr aufschlussreich.

8.2 Fazit

Ziel der vorliegenden Studie war es, zu ergründen, ob sich die Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule mit der BALLance©-Methode auf die posturale Kontrolle von Handballern auswirkt. Für diese Intention wurden insgesamt 30 Handballer aus der Handball-Baden-Württemberg-Oberliga und Württembergliga aus der näheren Umgebung Ulm rekrutiert. Dabei wurden 15 Handballer mit der BALLance©-Methode (Interventionsgruppe) behandelt, während 15 Handballer an einer Progressiven Muskelrelaxation (Kontrollgruppe) teilnahmen.

Zur Bestimmung der Veränderung der posturalen Orientierung zum Zeitpunkt vor (t_1), nach der Therapie (t_2) und im 24 Stunden Follow-up (t_3) diente die Körpergrößen- und Wirbelsäulenmessung der Winkelgrade der Brust- und Lendenwirbelsäule der Handballer. Die posturale Stabilität des Sprungbeins auf dem Posturomed wurde zu den drei Messzeitpunkten in Form der durchschnittlichen Schwingfrequenz und Amplitude aus

den jeweils fünf Wiederholungen pro Zeitpunkt (a/p-Richtung) mithilfe eines Computerprogrammes, der Microswing 6 Software, ermittelt. Die Amplitude musste mithilfe der ausgeworfenen Rohdaten über Umrechnungen in Excel selbst berechnet werden. Weiterhin wurde anhand einer Numerischen Rating Skala zum Zeitpunkt vor und im Follow-up eine Frage zu den subjektiv empfundenen Rückenschmerzen gestellt, um die individuellen Rückenschmerzen in Erfahrung zu bringen.

Die Ergebnisse dieser empirischen Untersuchungen belegen eindrücklich, dass es infolge der Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule mit der BALLance©-Methode zu Auswirkungen der posturalen Kontrolle der Handballer kommt.

So konnte anhand der Winkelgrade der Brustwirbelsäule gezeigt werden, dass ein signifikanter Interaktionseffekt zwischen den Fallgruppen zum Messzeitpunkt t_1 auftritt. Die BALLance©-Methode bewirkte eine hochsignifikante Reduktion der BWS-Winkelgrade im aufrechten Stand von $34,5 (\pm 4,4^\circ)$ auf $26,4^\circ (\pm 4,3^\circ)$. Innerhalb der BALLance©-Gruppe manifestiert sich trotz der hochsignifikanten Zunahme der Winkelgrade zwischen b_2 $26,4^\circ (\pm 4,3)$ vs. b_3 $30,4^\circ (\pm 4,4)$ noch eine signifikante Abnahme von 4° zwischen b_1 vs. b_3 , was einen möglichen positiven Langzeiteffekt der posturalen Kontrolle vermuten lässt. Innerhalb der Kontrollgruppe ließen sich keine statistischen Nachweise auf Veränderungen ausfindig machen.

Überdies wurden in Bezug auf die Winkelgrade der Lendenlordose zum Zeitpunkt nach der Intervention ein hochsignifikanter Wechselwirkungseffekt eruiert. Die BALLance©-Methode verkleinert ihre Winkelgrade in der LWS gegenüber der Muskelrelaxationsgruppe, was sich wiederum positiv auf die posturale Kontrolle auswirkt. Zum Zeitpunkt b_3 tritt ein signifikanter Interaktionseffekt auf, bei dem die Interventionsgruppe ihre Lordose vergrößert, die Kontrollgruppe tendenziell verkleinert. Auch ist in Bezug auf die Lendenlordose ein signifikanter Unterschied im Gruppenvergleich zu sehen. Die BALLance©-Probanden zeigen im Vergleich zu den Muskelrelaxationsprobanden signifikant geringere Lendenlordosen. Es kann angenommen werden, dass die Ausprägung der Lendenlordose von der BALLance©-Behandlungsmethode positiv beeinflusst wird.

Was die Schwingamplitude in anterior-posteriorer Richtung betrifft, so konnte mithilfe nichtparametrischer Tests innerhalb beider und zwischen beiden Gruppen keine signifikanten Veränderungen und Unterschiede nach den Therapien und im 24-Stunden-Follow-up ausfindig gemacht werden. Um dies mit aussagekräftigeren parametrischen Tests zu erforschen, wären ein vergrößerter Stichprobenumfang und/oder eine und homogenere Gruppeneinteilung notwendig.

Im Verlauf dieser Masterthesis konnten signifikante Verbesserungen der Schwingfrequenz beider Fallgruppen von t_1 zu t_2 sowie von t_1 zu t_3 festgestellt werden. Allerdings wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen nach der Intervention

und im Follow-up auf die Schwingfrequenz verzeichnet. Es war zu erkennen, dass sich die Schwingfrequenz von t_2 zu t_3 sowohl in der Interventions- als auch Kontrollgruppe nicht signifikant unterscheidet. Diese Messergebnisse legen die Schlussfolgerung nahe, dass eher ein Lerneffekt auf dem Posturomed in Bezug auf die Schwingfrequenz stattfand, als eine Verbesserung der posturalen Stabilität durch die jeweilige Intervention. Hinsichtlich der subjektiv empfundenen Rückenschmerzen konnten signifikante Verbesserungen zwischen der Untersuchung vor der Intervention und der Follow-up-Messung bei der BALLance©-Gruppe exploriert werden. Keine signifikanten Veränderungen im Rückenschmerzempfinden waren bei der progressiven Muskelrelaxationsgruppe feststellbar.

Eine präventive BALLance©-Anwendung im Training oder in der Aufwärm- oder Regenerationsphase von Spielen scheint, aufgrund der vorliegenden Ergebnisse, eine effektive und praktikable Maßnahme bei Handballspielern zu sein, um Verbesserungen der posturalen Kontrolle, insbesondere der posturalen Orientierung von Brust- und Lendenwirbelsäule, zu bewirken. Die BALLance©-Methode stellt somit eine Alternative zur klassischen manualtherapeutischen Extensionsbehandlung dar und kann von Physiotherapeuten als Hands-off Behandlung eingesetzt werden. Weiterhin spricht für diese Behandlung, dass sich durch eine einmalige Anwendung die Rückenschmerzen signifikant reduzieren lassen.

Eine randomisierte kontrollierte Längsschnittstudie über einen längeren Interventionszeitraum wäre sehr aufschlussreich. Nichtsdestotrotz ist eine Mobilisation der Brust- und Lendenwirbelsäule nur ein erster wichtiger Schritt, um aus der faszialen Stehkomfortzone herauszukommen. Aus ganzheitlicher therapeutischer Sicht geht eine Mobilisation immer zwingend mit einem Training zur Körperwahrnehmung bzw. Koordination im Stand sowie mit begleitendem Rumpfkraftigungsprogramm einher.

Anhang

A.1 Einwilligungserklärung

Projekttitel: „Auswirkungen einer Extensionsmobilisation der Brustwirbelsäule mit der BALLance©-Methode auf die posturale Kontrolle von Handballspielern.“

Verantwortlicher Projektleiter: Julia Söll

Tel: 0157 35482740

E-Mail: julia.soell@stud.dshs-koeln.de

Mein Forschungsprojekt befasst sich mit der Untersuchung, wie sich eine regenerative 30minütige Muskelrelaxation nach Jacobsen bzw. eine 30minütige Behandlung mit der BALLance©-Methode auf die Wirbelsäulenhaltung und Gleichgewichtsfähigkeit bei Handballspielern, auswirkt. Dies wird in Kooperation mit der Sport- und Rehabilitationsmedizin der Universität Ulm durchgeführt.

Ihre Aufgabe als Proband wird darin bestehen, dass unmittelbar vor der Trainingseinheit Ihre Körpergröße, Ihre Wirbelsäulenkrümmung im Stand sowie Ihr Gleichgewicht gemessen werden. Diese Messung dauert pro Handballer insgesamt etwa 10 Minuten. Danach erfolgt eine 30minütige Therapieeinheit (entweder Muskelrelaxation oder BALLance©-Methode), die zufällig für Sie ausgewählt wird. Direkt im Anschluss des Trainings findet nochmals die vorherige Messung von Größe, Krümmung und Gleichgewicht statt. Am nächsten Abend wird diese Messung zum dritten Mal wiederholt und ist nach kurzer Zeit beendet. Insgesamt nimmt die Untersuchung an den beiden Abenden für Sie ca. 2 Stunden Zeit in Anspruch.

Wir werden die Größen Körpergröße, Wirbelsäulenkrümmung der Brust- und Lendenwirbelsäule in Winkelgrad sowie die Schwingfrequenz und Amplitude Ihres Gleichgewichts registrieren. Des Weiteren werden Angaben zu Ihrem Gewicht, Ihrer Spieljahre, Ihre Aktivität und eine Frage zu Ihren Rückenschmerzen auf einem Testbogen dokumentiert. Anhand der erhobenen Daten wollen wir herausfinden, inwiefern sich beide Therapieformen hinsichtlich der Effektivität auf die Wirbelsäulenhaltung und die Gleichgewichtsfähigkeit auswirken.

Die Untersuchung sollte für Sie weder schmerzhaft noch unangenehm sein. Sie haben das Recht, jederzeit Fragen zu stellen, und die Untersuchung ohne Gefährdung oder sonstige Nachteile für Sie jederzeit abbrechen.

Die Deutsche Sporthochschule Köln hat keine Probandenversicherung für dieses Vorhaben abgeschlossen. Eine Haftung für Sachschäden gegen die Sporthochschule und ihre Mitarbeiter ist ausgeschlossen, es sein denn, der entstandene Schaden beruht auf Vorsatz oder grober Fahrlässigkeit.

Einwilligung zur Verarbeitung personenbezogener Daten:

Eine Verarbeitung Ihrer personenbezogenen Daten im Rahmen des oben genannten Forschungsprojektes ist nur mit Ihrer ausdrücklichen und freiwilligen Einwilligung möglich.

Hiermit willigen Sie ausdrücklich ein, dass die Deutsche Sporthochschule Köln zum Zwecke des Forschungsprojektes folgende personenbezogene Daten von Ihnen erheben, speichern und nutzen darf: [Name, Vorname, Geburtsdatum, biometrische Daten wie Körpergröße, Wirbelsäulenkrümmung der Brust- und Lendenwirbelsäule in Winkelgrad, Schwingungsfrequenz und Amplitude Ihres Gleichgewichts; Gesundheitsdaten wie Gewicht, Spieljahre, Aktivität und Rückenschmerzen.

Eine Veröffentlichung Ihrer Daten erfolgt nur in anonymisierter Form, also ohne die Möglichkeit, einen Rückschluss auf Ihre Person zu ziehen.

Sie können diese Einwilligung jederzeit mit Wirkung für die Zukunft ohne Nachteile widerrufen. In diesem Falle werden Ihre personenbezogenen Daten unverzüglich gelöscht. Durch den Widerruf der Einwilligung wird die Rechtmäßigkeit der aufgrund der Einwilligung bis zum Widerruf erfolgten Verarbeitung nicht berührt. Eine (weitere) Teilnahme am Forschungsprojekt ist nur bei Vorliegen der Einwilligung möglich.

Mit Ihrer Unterschrift bestätigen Sie, dass Sie sich freiwillig zur Teilnahme an dieser Untersuchung entschlossen haben.

Proband (Datum, Name):

Zeuge (Datum, Name):

A.2 BALLance©-Methode: Kernübung Rückenlage

Level 1

„Bequeme Rückenlage, Beine angewinkelt: Die BALLance©-Bälle liegen unter den Schulterblättern, die Hände halten den Kopf. So liegen bleiben und ruhig atmen“ (Kühne, 2015, S.64).

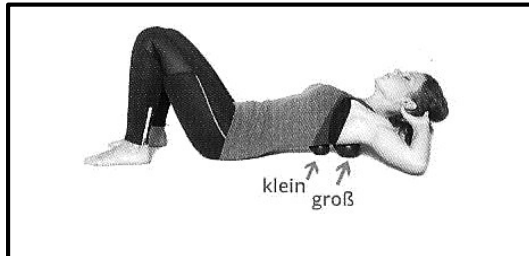


Abb. 17. Level 2: Kernübung Rückenlage zur BWS-Mobilisation (Quelle: Kühne, 2015, S.64)

Level 2

„Atme ein und gehe langsam mit deinem Kopf Richtung Boden. Ausatmen – zurück zur Ausgangsposition“ (Kühne, 2015, S.64).

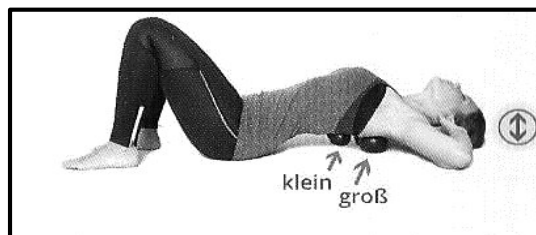


Abb. 18. Level 1: Kernübung Rückenlage zur BWS-Mobilisation (Quelle: Kühne, 2015, S.64)

Level 3

„Hebe deinen Po knapp über den Boden an, rolle langsam ca. 3-4 cm vor und zurück. Atme dabei ein, komme zurück – atme aus“ (Kühne, 2015, S.64).

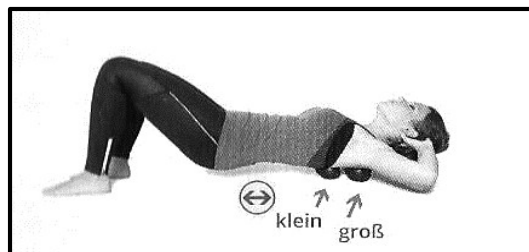


Abb. 19. Level 3: Kernübung Rückenlage zur BWS-Mobilisation (Quelle: Kühne, 2015, S.64)

A.3 *Transkription der Progressiven Muskelrelaxation nach Jacobsen*

„Wir beginnen nun mit der langen Form der Progressiven Muskelentspannung in 17 Einzelschritten. Dieses dauert in etwa 30 Minuten. Legen Sie sich nun bequem hin. Beseitigen Sie alles was Sie stören könnte. Ihre Arme befinden sich gelöst neben dem Körper, ganz locker, gelöst und entspannt. Die Handinnenflächen zeigen nach unten. Die Füße fallen leicht nach außen. Richten Sie Ihre Aufmerksamkeit nun auf Ihre Atmung. Atmen Sie einige Male tief ein und langsam wieder aus, ruhig und gleichmäßig, ein und aus, ein und aus. Schließen Sie nun Ihre Augen und nehmen Sie Abstand von dem Raum, indem Sie sich befinden. Lenken Sie Ihre Gedanken nach innen und spüren Sie das ganze Gewicht Ihres Körpers. Atmen Sie ruhig und gleichmäßig und spüren Sie wie Ihre Atmung dabei immer tiefer und tiefer wird.

Gehen Sie nun in Gedanken zu Ihrer rechten Hand. Spüren Sie das ganze Gewicht Ihres Unterarmes und Ihrer Hand. Machen Sie nun eine ganz leichte Faust. Tun Sie das jetzt! Atmen Sie dabei ruhig und gleichmäßig weiter. Achten Sie nun auf das ganz leichte Spannungsgefühl in Ihrem Unterarm, in der Hand in den Fingern. Wie fühlt sich diese Spannung an. Mit dem nächsten Ausatmen öffnen Sie Ihre Faust wieder und entspannen Ihre Hand und Ihren Unterarm. Lassen Sie Ihre Finger ganz locker. Lassen Sie sich Zeit und spüren Sie nun das neue Gefühl nach dem Loslassen der leichten Anspannung im Unterarm, in der Hand, in den Fingern. Spüren Sie den Unterschied zwischen der leichten Anspannung vorhin und der Entspannung jetzt. Atmen Sie ruhig und gleichmäßig weiter. Ihr Unterarm, Ihre Hand, Ihre Finger sind nun vollkommen entspannt, ganz locker, gelöst und entspannt.

Wandern Sie in Gedanken weiter zu Ihrem rechten Oberarm. Winkeln Sie Ihren Ellbogen soweit an, dass Ihre rechte Hand fast die rechte Schulter berührt. Spannen Sie den Oberarm leicht an [...]. *Es folgt die Anspannungs- Entspannungs-, und Wahrnehmungsphase und linke Seite.*

Richten Sie Ihre Aufmerksamkeit nun auf die obere Gesichtspartie. Ziehen Sie Ihre Augenbrauen nach oben. Legen Sie Ihre Stirn in ganz kleine Falten, soweit wie es für Sie gerade noch angenehm ist [...]. *Es folgt die Anspannungs- Entspannungs-, und Wahrnehmungsphase.*

Wandern Sie in Ihren Gedanken zu Ihrer mittleren Gesichtspartie. Spüren Sie Ihren Augen- und Nasenbereich. Kneifen Sie nun Ihre Augen vorsichtig zusammen und rümpfen Sie leicht Ihre Nase [...]. *Es folgt die Anspannungs- Entspannungs-, und Wahrnehmungsphase.*

Gehen Sie nun weiter zu Ihrer unteren Gesichtspartie, Ihrem Mund und Kieferbereich. Spüren Sie wie sich dieser Bereich anfühlt. Beißen Sie nun Ihre Zähne leicht aufeinander

und ziehen Sie Ihre Mundwinkel dabei weit nach hinten [...]. *Es folgt die Anspannungs- Entspannungs-, und Wahrnehmungsphase.*

Richten Sie Ihre Aufmerksamkeit nun auf Ihren Hals- und Nackenbereich. Spüren Sie wie sich dieser Bereich jetzt anfühlt. Spannen Sie Ihre Nackenmuskeln an, indem Sie Ihr Kinn nun ganz vorsichtig in Richtung Brustbein schieben. Machen Sie dabei ein ganz kleines Doppelkinn. Tun Sie das jetzt! Atmen Sie dabei ruhig und gleichmäßig weiter. Drehen Sie Ihren Kopf ein ganz klein wenig nach rechts, sodass Ihr Blick über die rechte Schulter geht. Drehen Sie Ihren Kopf dann langsam über die Mitte zu Ihrer linken Schulter. Schauen Sie über Ihre linke Schulter hinweg. Achten Sie auf das leicht ziehende Gefühl in Ihrer Nackenmuskulatur. Mit der nächsten Ausatmung nehmen Sie Ihren Kopf wieder in die neutrale Position. *Es folgt die Wahrnehmungsphase.*

Gehen Sie nun in Gedanken zu Ihren Schultern. Spüren Sie wie sich Ihre Schultern anfühlen. Ziehen Sie beide Schultern langsam nach oben in Richtung der Ohren [...]. *Es folgt die Anspannungs- Entspannungs-, und Wahrnehmungsphase.*

Wandern Sie in Gedanken weiter zu Ihrer Brust- und Rückenmuskulatur. Spüren Sie Ihren gesamten Rücken von den Schultern über die Brustwirbelsäule bis hinunter zum Gesäß. Spannen Sie nun Ihre Rückenmuskeln an, indem Sie Ihre Schultern leicht nach hinten ziehen und die Brust ganz leicht nach vorne schieben [...]. *Es folgt die Anspannungs- Entspannungs-, und Wahrnehmungsphase.*

Konzentrieren Sie sich nun auf Ihre Bauch- und Gesäßmuskulatur. Spannen Sie Ihre Bauchmuskulatur an, indem Sie die Bauchdecke etwas nach innen ziehen in Richtung der Wirbelsäule [...]. *Es folgt die Anspannungs- Entspannungs-, und Wahrnehmungsphase.*

Wandern Sie in Gedanken nun weiter zu Ihrem rechten Oberschenkel. Spannen Sie Ihren Oberschenkel an, indem Sie Ihr rechtes Bein leicht abheben und nach vorne schieben [...]. *Es folgt die Anspannungs- Entspannungs-, und Wahrnehmungsphase.*

Gehen Sie in Gedanken weiter zu Ihrem rechten Unterschenkel. Spüren Sie Ihren rechten Unterschenkel. Wie fühlt er sich an? Spannen Sie nun Ihren rechten Unterschenkel an, indem Sie die rechte Ferse aufsetzen und die Zehen in Richtung Kopf ziehen [...]. *Es folgt die Anspannungs- Entspannungs-, und Wahrnehmungsphase.*

Wandern Sie nun in Gedanken weiter abwärts zu Ihrem rechten Fuß. Spüren Sie Ihre Fußmuskeln wie Sie sich anfühlen? Spannen Sie Ihre Fußmuskeln nun an, indem Sie Ihre Ferse aufsetzen und Ihre Zehen spreizen oder nach unten krümmen [...]. *Es folgt die Anspannungs- Entspannungs-, und Wahrnehmungsphase.*

Richten Sie nun Ihre Aufmerksamkeit auf Ihren ganzen Körper. Spüren Sie wie sich Ihre Muskulatur gelockert und entspannt hat. Das Gefühl der Anspannung löst sich mehr und mehr auf und wird weniger und weniger. Beobachten Sie Ihren Atem ohne ihn zu ändern.

Mit aller Aufmerksamkeit und ohne Beurteilung atmen Sie ein und aus, ein und aus. Gehen Sie nun noch mehr in die Entspannung, indem Sie langsam ein und ganz lang ausatmen - einatmen und ganz lang ausatmen. Richten Sie Ihre Aufmerksamkeit auf Ihre Ausatmung. Mit jedem Atemzug gehen Sie nun tiefer in die Entspannung- immer tiefer, immer tiefer. Ihr ganzer Körper ist nun tief entspannt. Mit jeder Ausatmung gehen Sie tiefer in die Entspannung hinein. So tief hinein wie Sie es möchten und wie es für Sie angenehm ist. Genießen Sie das Gefühl der Tiefenentspannung. Sie sind ganz ruhig, gelöst und vollkommen entspannt. Wandern Sie in Gedanken nun noch einmal über Ihren ganzen Körper. Spüren Sie die Entspannung in Ihren Händen, im Unterarm, in den Fingern. Spüren Sie die tiefe Entspannung auf Ihrer Stirn, im Augenbereich, im Mund- und Kieferbereich. Spüren Sie Ihre gelöste Hals- Nacken und Schultermuskulatur. Spüren Sie die Entspannung in Ihrem Rücken, der Brust. Achten Sie darauf wie sich Ihre Bauchdecke langsam hebt und senkt im Gleichklang mit Ihrer Atmung. Ganz langsam hebt und senkt sich die Bauchdecke. Ihr Atem fließt von ganz alleine. Spüren Sie wie Ihre Beine ganz locker und gelöst daliegen. Ihre Füße fallen leicht nach außen. Sie sind ganz locker gelöst und entspannt. Atmen Sie ganz ruhig weiter ein und aus und halten Sie Ihre Augen noch einen Moment geschlossen. Spüren Sie die angenehme Ruhe in Ihrem ganzen Körper. Beenden Sie nun langsam die Entspannung mit der Rücknahme. Beginnen Sie langsam Ihre Füße hin und her zu bewegen. Bewegen Sie Ihre Fußgelenke, bewegen Sie Ihre Beine immer mehr. Bewegen Sie langsam Ihre Hände. Bewegen Sie Ihre Handgelenke, bewegen Sie Ihre Arme. Drehen Sie sie langsam hin und her. Drehen Sie nun Ihren ganzen Körper langsam hin und her. Räkeln Sie sich wie eine Katze. Recken und strecken Sie sich aus. Machen Sie sich ganz lang. Bewegen Sie sich bis Sie das Gefühl haben wieder ganz wach zu sein. Öffnen Sie dann langsam Ihre Augen. Heben Sie den Kopf leicht an und kommen Sie langsam nach oben. Machen Sie Ihre Augen nun ganz weit auf. Strecken Sie sich noch einmal zur Decke und atmen Sie noch einmal tief durch. Sie sind jetzt wieder ganz wach und entspannt“ (Weltbild Verlagsgruppe, 2005; Audiotitel 3).

A.4 Messwerte der Körpergröße

Tab. 15. Messwerte der Körpergröße in Zentimeter nach den ID-Nummern zu den drei Messzeitpunkten (MZ)

ID	1. MZ	2. MZ	3. MZ
1	149,8	150,0	149,6
2	140,5	141,8	140,6
3	139,8	140,0	139,7
4	152,1	153,3	152,5
5	146,0	146,3	145,9
6	143,4	144,4	143,1
7	151,1	150,9	151,0
8	142,4	143,9	142,3
9	147,3	146,9	147,4
10	144,8	146,0	144,5
11	148,4	148,7	148,1
13	141,1	141,4	141,2
14	145,2	146,4	145,0
15	142,5	143,0	142,8
16	148,0	148,0	147,7
17	143,1	143,1	143,1
18	147,0	147,5	146,8
19	143,9	143,9	143,5
20	140,0	140,5	140,2
21	150,0	150,4	150,1
22	144,0	144,8	144,1
23	141,1	141,4	141,0
24	143,6	144,4	143,6
25	148,0	148,6	147,8
26	147,3	147,9	147,0
27	138,9	139,4	139,1
28	147,9	148,9	148,0
29	152,6	153,1	152,3
30	146,0	146,9	146,2
32	142,8	143,4	142,5

A.5 Messwerte der Kyphose der Brustwirbelsäule

Tab. 16. Messwerte der Wirbelsäulenkurvatur des ersten und zwölften Brustwirbels und dem Mittelwert (MW) in Winkelgrad nach den ID-Nummern zu den drei MZ

ID	1. MZ			2. MZ			3. MZ		
	TH1	TH12	MW	TH1	TH12	MW	TH1	TH12	MW
1	22	14	36	20	12	32	24	10	34
2	27	5	32	20	5	25	20	3	23
3	19	9	28	18	9	27	23	8	31
4	24	6	30	19	6	25	20	5	25
5	19	12	31	15	11	26	20	13	33
6	34	5	39	25	5	30	21	14	35
7	19	8	27	22	10	32	19	6	25
8	26	14	40	20	11	31	24	10	34
9	20	12	32	18	10	28	13	14	27
10	27	13	40	21	10	31	25	10	35
11	18	11	29	23	7	30	20	4	24
13	20	14	34	20	11	31	20	9	29
14	19	16	35	13	8	21	22	10	32
15	15	11	26	17	8	25	15	9	24
16	23	12	35	17	10	27	25	8	33
17	24	4	28	17	8	25	19	6	25
18	25	9	34	17	5	22	23	5	28
19	25	10	35	25	10	35	18	12	30
20	20	10	30	17	7	24	17	10	27
21	19	8	27	23	8	31	24	6	30
22	26	6	32	20	5	25	24	4	28
23	22	11	33	18	11	29	24	11	35
24	22	11	33	20	5	25	25	6	31
25	12	22	34	17	18	35	16	21	37
26	26	11	37	20	10	30	25	9	34
27	23	8	31	19	8	27	23	10	33
28	26	10	36	20	8	28	26	5	31
29	25	7	32	22	3	25	20	12	32
30	24	16	40	22	12	34	27	11	38
32	22	3	25	16	2	18	18	4	22

A.6 Messwerte der Lordose der Lendenwirbelsäule

Tab. 17. Messwerte der Wirbelsäulenkurvatur des ersten und fünften Lendenwirbels und des Mittelwerts (MW) in Winkelgrad nach den ID-Nummern zu den drei MZ

ID	1. MZ			2. MZ			3. MZ		
	L1	L5	MW	L1	L5	MW	L1	L5	MW
1	-10	-7	-17	-10	-9	-19	-10	-9	-19
2	-6	-5	-11	-4	-3	-7	-5	-7	-12
3	-11	-4	-15	-5	-9	-14	-5	-5	-10
4	-8	-4	-12	-4	-2	-6	-4	-3	-7
5	-7	-5	-12	-5	-4	-9	-3	-5	-8
6	-4	-7	-11	-1	-3	-4	-10	-3	-13
7	-6	-3	-9	-4	-7	-11	-4	-4	-8
8	-8	-7	-15	-4	-5	-9	-7	-8	-15
9	-9	-5	-14	-7	-9	-16	-5	-4	-9
10	-5	-7	-12	-3	-5	-8	-7	-7	-14
11	-6	-2	-8	-4	-6	-10	-9	-2	-11
13	-12	-4	-16	-10	-2	-12	-8	-9	-17
14	-11	-6	-17	-9	-4	-13	-8	-3	-11
15	-6	-1	-7	0	-8	-8	-4	-7	-11
16	-11	-4	-15	-7	-5	12	-5	-5	-10
17	-8	-11	-19	-9	-11	-20	-6	-11	-17
18	-5	-7	-12	0	-8	-8	0	-6	-6
19	-3	-12	-15	-5	-12	-17	-4	-11	-15
20	-10	-6	-16	-8	-6	-14	-10	-6	-16
21	-8	-11	-19	-8	-10	-18	-8	-9	-17
22	-10	-2	-12	-6	-2	-8	-4	-2	-6
23	-5	-8	-13	-6	-8	-14	-9	-7	-16
24	-5	-4	-9	-5	0	-5	-6	-2	-8
25	-10	-6	-16	-8	-5	-13	-13	-5	-18
26	-9	-1	-10	-5	-2	-7	-7	-2	-9
27	-9	-4	-13	-10	-6	-16	-8	-4	-12
28	-3	-5	-8	0	-3	-3	0	-5	-5
29	-11	-10	-21	-10	-15	-25	-6	-9	-21
30	-5	-10	-15	-3	-8	-11	-5	-9	-14
32	-4	-5	-9	-2	-3	-5	-3	-4	-7

A.7 Messwerte der Amplitude und Schwingfrequenz

Tab. 18. Mittelwerte der Wegamplitudenmessung in Millimetern in anterior-posterior Richtung (y-Achse) sowie der Schwingfrequenz in Hertz des Sprungbeins auf dem Posturomed nach den ID-Nummern zu den drei MZ

ID	Amplitude (mm) a/p			Schwingfrequenz (Hz)		
	1. MZ	2. MZ	3. MZ	1. MZ	2. MZ	3. MZ
1	398,51	384,19	305,37	2,22	2,14	2,26
2	451,59	311,11	224,18	2,14	2,12	1,74
3	598,21	430,10	357,80	2,54	2,44	2,38
4	531,21	401,01	347,28	2,60	2,38	2,36
5	328,46	274,11	323,23	2,38	2,40	2,42
6	573,30	609,04	307,60	2,68	2,42	2,16
7	436,06	367,00	386,46	2,52	2,34	2,42
8	424,12	464,64	336,15	2,62	2,46	2,30
9	517,99	356,31	283,00	2,60	2,48	2,42
10	667,84	461,46	428,35	2,68	2,62	2,52
11	419,00	321,29	257,92	2,30	2,16	1,96
13	455,86	409,44	355,28	2,60	2,50	2,54
14	488,85	352,08	226,57	2,68	2,52	2,36
15	381,70	297,25	273,73	2,34	1,98	1,78
16	516,56	351,29	334,57	2,64	2,40	2,40
17	341,05	324,04	364,85	2,32	1,71	2,18
18	295,49	443,63	483,88	2,16	2,36	2,5
19	535,71	385,40	412,71	2,66	2,32	2,36
20	469,28	386,88	444,18	2,64	2,56	2,56
21	402,08	451,18	397,32	2,18	1,86	2,02
22	398,22	331,08	414,85	2,46	2,40	2,36
23	511,18	611,00	504,56	2,42	2,34	2,20
24	439,25	286,16	428,16	2,52	1,98	2,48
25	305,75	411,16	435,22	2,34	1,86	2,26
26	321,10	329,04	319,31	2,34	1,80	2,04
27	285,44	339,73	339,48	2,38	2,22	1,98
28	407,04	419,65	434,40	2,46	2,42	2,46
29	331,61	368,74	342,57	1,92	1,66	1,92
30	326,81	317,94	457,93	2,52	2,46	2,12
32	431,85	309,59	405,58	2,60	2,12	2,30

A.8 Erste Hypothese: Voraussetzungs- und Post-hoc-Tests

Tab. 19. Shapiro-Wilk Tests auf Normalverteilung

	Fallgruppe	Statistik	df	Signifikanz
BWS_Kyphose_t1	Kontrollgruppe	0,945	15	0,445
	Interventionsgruppe	0,942	15	0,412
BWS_Kyphose_t2	Kontrollgruppe	0,922	15	0,205
	Interventionsgruppe	0,972	15	0,886
BWS_Kyphose_t3	Kontrollgruppe	0,943	15	0,424
	Interventionsgruppe	0,956	15	0,619

Der Shapiro-Wilk Test prüft auf Normalverteilung. Bei einem p-Wert von $p > 0,1$ kann in allen Gruppen von Normalverteilung in der Grundgesamtheit ausgegangen werden, sodass die Voraussetzung der Varianzanalyse erfüllt ist.

Tab. 20. Levene-Test auf Varianzhomogenität basierend auf dem Mittelwert

		Levene-Statistik	df1	df2	Sig.
BWS_Kyphose_t1	Basiert auf dem Mittelwert	0,921	1	28	0,345
BWS_Kyphose_t2	Basiert auf dem Mittelwert	0,666	1	28	0,421
BWS_Kyphose_t3	Basiert auf dem Mittelwert	0,352	1	28	0,558

Der Levene-Test auf Gleichheit der Fehlervarianz fällt für alle drei Zeitpunkte mit $p > 0,1$ als nicht signifikant aus, wodurch die mixed ANOVA-Statistik beurteilt werden darf.

Tab. 21. Mauchly-Test auf Sphärizität

Innersubjektseffekt	Mauchly-W	Approx. Chi-Quadrat	df	Sig.	Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Untergrenze
Zeitpunkt	0,767	7,179	2	0,028	0,811	0,884	0,500

Beim Sphärizitätstest liegt eine signifikante Interaktion ($p = 0,028$) zwischen der Zeit und den Fallgruppen vor. Dies entspricht einer Verletzung für die mixed ANOVA, sodass diese mithilfe einer Freiheitsgradkorrektur nach Greenhouse-Geisser interpretiert wird.

Tab. 22. Bonferroni Post-hoc-Tests der Interaktionseffekte der Variablen BWS-Kyphose. Kontrollgruppe wird mit KG, Interventionsgruppe mit IG und Konfidenzintervall mit KI abgekürzt.

Zeitpunkt	(I)Fallgruppe	(J)Fallgruppe	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% KI für die Differenz	
						Untergrenze	Obergrenze
1	KG	IG	-3,667	1,396	0,014	-6,527	-0,806
	IG	KG	3,667	1,396	0,014	0,806	6,527
2	KG	IG	2,800	1,424	0,059	-0,118	5,718
	IG	KG	-2,800	1,424	0,059	-5,718	0,118
3	KG	IG	-0,467	1,631	0,777	-3,807	2,874
	IG	KG	0,467	1,631	0,777	-2,874	3,807

Tab. 23. Bonferroni Post-hoc-Tests der Zeitpunkte (aufgeteilte Datei nach Fallgruppen) der Variablen BWS-Kyphose

Fall- gruppe	(I)Zeit- punkt	(J)Zeit- punkt	Mittlere Differenz (I-J)	Standard- fehler	Sig.	95% KI für die Differenz	
						Untergrenze	Ober- grenze
KG	1	2	1,667	0,871	0,229	-0,701	4,034
		3	0,933	0,836	0,850	-1,340	3,207
	2	1	-1,667	0,871	0,229	-4,034	0,701
		3	-0,733	1,201	1,000	-3,998	2,531
	3	1	-0,933	0,836	0,850	-3,207	1,340
		2	0,733	1,201	1,000	-2,531	3,998
IG	1	2	8,133	0,601	0,000	6,501	9,765
		3	4,133	0,496	0,000	2,784	5,482
	2	1	-8,133	0,601	0,000	-9,795	-6,501
		3	-4,000	0,750	0,000	-6,037	-1,963
	3	1	-4,133	0,496	0,000	-5,482	-2,784
		2	4,000	0,750	0,000	1,963	6,037

A.9 Zweite Hypothese: Voraussetzungs- und Post-hoc-Tests

Tab. 24. Shapiro-Wilk Tests auf Normalverteilung

	Fallgruppe	Statistik	df	Signifikanz
LWS_Lordose_t1	Kontrollgruppe	0,965	15	0,779
	Interventionsgruppe	0,938	15	0,356
LWS_Lordose_t2	Kontrollgruppe	0,973	15	0,895
	Interventionsgruppe	0,955	15	0,614
LWS_Lordose_t3	Kontrollgruppe	0,924	15	0,220
	Interventionsgruppe	0,935	15	0,325

In allen Gruppen kann von Normalverteilung in der Grundgesamtheit ausgegangen werden, da der Shapiro-Wilk mit lauter p-Werte von $p > 0,1$ aufweist.

Tab. 25. Levene-Test auf Varianzhomogenität basierend auf dem Mittelwert

		Levene-Statistik	df1	df2	Sig.
LWS_Lordose_t1	Basiert auf dem Mittelwert	1,699	1	28	0,203
LWS_Lordose_t2	Basiert auf dem Mittelwert	1,734	1	28	0,199
LWS_Lordose_t3	Basiert auf dem Mittelwert	1,169	1	28	0,289

Der Levene-Test ist für alle drei Zeitpunkte mit $p > 0,1$ nicht signifikant, sodass Varianzhomogenität angenommen werden darf.

Tab. 26. Mauchly-Test auf Sphärizität

Innersubjekt-effekt	Mauchly-W	Approx. Chi-Quadrat	df	Sig.	Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Untergrenze
Zeitpunkt	0,650	11,643	2	0,003	0,741	0,800	0,500

Beim Sphärizitätstest liegt eine signifikante Interaktion ($p = 0,003$) zwischen der Zeit und den Fallgruppen vor. Dies entspricht einer Verletzung für die Varianzanalyse. Deshalb wird mithilfe einer Freiheitsgradkorrektur nach Greenhouse-Geisser interpretiert.

Tab. 27. Bonferroni Post-hoc-Tests der Interaktionseffekte der Variablen LWS-Lordose. Kontrollgruppe wird mit KG, Interventionsgruppe mit IG und Konfidenzintervall mit KI abgekürzt.

Zeitpunkt	(I)Fallgruppe	(J)Fallgruppe	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig.	95% KI für die Differenz	
						Untergrenze	Obergrenze
1	KG	IG	-2,000	1,272	0,127	-4,606	0,606
	IG	KG	2,000	1,272	0,127	-0,606	4,606
2	KG	IG	-6,800	1,461	0,000	-9,793	-3,807
	IG	KG	6,800	1,461	0,000	3,807	9,793
3	KG	IG	-3,733	1,453	0,016	-6,710	-0,757
	IG	KG	3,733	1,453	0,016	0,757	6,710

A.10 Dritte Hypothese: Voraussetzungstest

Tab. 28. Shapiro-Wilk Tests auf Normalverteilung

	Fallgruppe	Statistik	df	Signifikanz
S_Amplitude_y_Richtung_t1	Kontrollgruppe	0,957	15	0,647
	Interventionsgruppe	0,969	15	0,849
S_Amplitude_y_Richtung_t2	Kontrollgruppe	0,876	15	0,042
	Interventionsgruppe	0,883	15	0,053
S_Amplitude_y_Richtung_t3	Kontrollgruppe	0,971	15	0,866
	Interventionsgruppe	0,917	15	0,173

In den zwei Gruppen der fett markierten Signifikanz von $p < 0,1$ kann nicht von Normalverteilung in der Grundgesamtheit ausgegangen werden. Die Hypothese 3 muss statistisch mit nicht-parametrischen Verfahren ausgewertet werden.

A.11 Vierte Hypothese: Voraussetzungstest

Tab. 29. Shapiro-Wilk Tests auf Normalverteilung

	Fallgruppe	Statistik	df	Signifikanz
S_Schwingfrequenz_t1	Kontrollgruppe	0,944	15	0,442
	Interventionsgruppe	0,829	15	0,009
S_Schwingfrequenz_t2	Kontrollgruppe	0,910	15	0,136
	Interventionsgruppe	0,870	15	0,034
S_Schwingfrequenz_t3	Kontrollgruppe	0,938	15	0,360
	Interventionsgruppe	0,881	15	0,050

In den drei Gruppen der fett markierten Signifikanz von $p < 0,1$ kann nicht von Normalverteilung in der Grundgesamtheit ausgegangen werden. Für Hypothese 4 müssen die gleichen nicht-parametrischen Verfahren herangezogen werden wie bei der dritten Hypothese.

A.12 Erfassungsbogen zu den Messzeitpunkten

Erfassungsbogen: 1. Messzeitpunkt (MZP)

Name, Vorname: _____ ID-Nr: _____

Geburtsjahr: _____

Größe: _____ cm Gewicht: _____

Liga: _____ Spieljahre: _____

Wurfhand: _____

1. Frage:

Wie würden Sie im Augenblick Ihre momentanen Rückenschmerzen auf einer Skala einschätzen, wenn 0=kein Schmerz und 10=stärkster vorstellbarer Schmerz bedeuten? Kreuzen Sie bitte die zutreffende Zahl an!

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Stadiometer	
Körpergröße (cm) im Sitz	

Wirbelsäulenkrümmung (°)	1. Messung
1. BWK (Dornfortsatz)	
12. BWK (Dornfortsatz)	
1. LWK (Dornfortsatz)	
5. LWK (Dornfortsatz)	

Augenfixierung Tibulationsrasterhöhe: _____ cm / Schrittmatte: _____ cm

POSTUROMED SPRUNGBEIN ()	1. Teil-messung	2. Teil-messung	3. Teil-messung	4. Teil-messung	5. Teil-messung	Gesamt
Schwingfrequenz (Hz)						
Stabilität gesamt						

Name, Vorname: _____

ID-Nr: _____

Erfassungsbogen: 2. Messzeitpunkt (MZP)

Stadiometer	
Körpergröße (cm) im Sitz	

Wirbelsäulenkrümmung (°)	1. Messung
1.BWK (Dornfortsatz)	
12.BWK (Dornfortsatz)	
1.LWK (Dornfortsatz)	
5.LWK (Dornfortsatz)	

POSTUROMED SPRUNGBEIN ()	1. Teil- messung	2. Teil- messung	3. Teil- messung	4. Teil- messung	5. Teil- messung	Ge- samt
Schwingfrequenz (Hz)						
Stabilität gesamt						

Name, Vorname: _____ ID-Nr: _____

Erfassungsbogen: 3. Messzeitpunkt (MZP)

1.Frage

Wie würden Sie im Augenblick Ihre momentanen Rückenschmerzen auf einer Skala einschätzen, wenn 0=kein Schmerz und 10=stärkster vorstellbarer Schmerz bedeuten? Kreuzen Sie bitte die zutreffende Zahl an!

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

2.Frage:

Waren Sie bei Ihren Aktivitäten heute...

- vorwiegend geistig tätig?
- vorwiegend körperlich tätig?
- etwa gleichermaßen geistig und körperlich tätig

Stadiometer	
Körpergröße (cm) im Sitz	

Wirbelsäulenkrümmung (°)	1. Messung
1.BWK (Dornfortsatz)	
12.BWK (Dornfortsatz)	
1.LWK (Dornfortsatz)	
5.LWK (Dornfortsatz)	

POSTUROMED SPRUNGBEIN ()	1.Teilmessung	2.Teilmessung	3.Teilmessung	4.Teilmessung	5.Teilmessung	Gesamt
Schwingfrequenz (Hz)						
Stabilität gesamt						

Literaturverzeichnis

- Alfuth, M. & Cornely, D. (2016). Chronischer lumbaler Rückenschmerz. Vergleich zwischen Mobilisationstraining und Training der rumpfstabilisierenden Muskulatur. *Der Orthopäde*, 45 (7), 579-590.
- Ameer, M. A.-M., & Abdel-Aziem, A. A. (2017). Relationship between anthropometric measures and sagittal spinal curvatures in adult male handball players. *Human Movement*, Preprint, 1-17. doi: 10.1515/humo-2017-0035
- Andersson, S. H., Bahr, R., Clarsen, B., & Myklebust, G. (2017). Preventing overuse shoulder injuries among throwing athletes: a cluster-randomised controlled trial in 660 elite handball players. *Britain Journal of Sports Medicine*, 51 (14), 1073-1080.
- Appell H.-J. & Stang-Voss, C. (2008). *Funktionelle Anatomie. Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung* (4. Aufl.). Heidelberg: Springer Verlag.
- Bacha, S. (2011). Untersuchung der Haltung und Muskelbalance. In A. Hüter-Becker & M. Dölken. *Untersuchen in der Physiotherapie*. (S. 111-140). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Barrett, E., McCreesh, J. & Lewis, J. (2013). Intrarater and interrater reliability of the flexicurve index, flexicurve angle, and manual inclinometer for the measurement of thoracic kyphosis. Zugriff am 20.10.2017 unter https://www.researchgate.net/publication/259608957_Intrarater_and_Interrater_Reliability_of_the_Flexicurve_Index_Flexicurve_Angle_and_Manual_Inclinometer_for_the_Measurement_of_Thoracic_Kyphosis
- Barth, D. (2005). Posturale Kontrolle. In A. Hüter-Becker (Hrsg.), *Band 2: Bewegungsverwicklung Bewegungskontrolle* (S. 177-244). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Bere, T., Alonso, J.-M., Wangenstein, A., Bakken, A., Eirate, C., Dijkstra, H. P., Ahmed, H., Bahr, R. & Popovic N. (2015). Injury and illness surveillance during the 24th Men's Handball World Championship 2015 in Qatar [Elektronische Version]. *British Journal of Sports Medicine*, 49 (17), 1151-1156.
- Boeer, J., Mueller, O., Krauss, I., Haupt, G., & Horstmann, T. (2010). Zuverlässigkeitsprüfung eines Messverfahrens zur Charakterisierung des Standverhaltens und Quantifizierung des Balancevermögens auf einer instabilen Plattform (Posturomed). *Sportverletzung·Sportschaden*, 24 (1), 40-45.
- Böhni, U. (2015). Thorakolumbaler Übergang. In U. Böhni, M. Lauper & H. Locher (Hrsg.), *Manuelle Medizin 1. Fehlfunktion und Schmerz am Bewegungsorgan verstehen und behandeln* (S. 494-504). Stuttgart, New York: Thieme Verlag.
- Bortz, J. & Döring, N. (2006). *Forschungsmethoden und Evaluation* (4., überarb. Aufl.). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Bruzek, R. (2008). Assessment Inclinometer. Bewegungsausmaße messen. *physiopraxis*, 6 (1), 34-35.
- Devaney, L., Bohannon, R., Rizzo, J. Capetta, M., Vigneault, J. & Van Deveire, K. (2017). Inclinometric measurement of kyphotic curvature: Description and clinimetric properties [Elektronische Version]. *Physiotherapy Theory and Practice*, 33 (10), 797-804.
- Duval-Beaupère, G. & Robain, G. (1987). Visualization on full spine radiographs of the anatomical connections of the centres of the segmental body mass supported by each vertebra and measured in vivo [Elektronische Version]. *International orthopaedics*, 11 (3), 261-269.
- Esch, K. (2017). Faszien- Geheimnisvolle Welt unter der Haut [Film]. Deutschland: ZDF.
- Giesert, M., Liebrich, A. & Reuter, T. (2017). Work Ability Index- Fragebogen Kurzversion [Elektronische Version]. Institut für Arbeitsfähigkeit GmbH, k. A., 1-5.
- Grabara, M. (2017). The posture of adolescent male handball players: A two-year study. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, (Preprint), 1-7. doi: 10.3233/BMR-170792
- HAIDER BIOSWING GmbH. (2016). Benutzerhandbuch MicroSwing 6. Benutzerhandbuch für die Messsystemanwendung an Posturomed© und Torsiomed©. 2D-Messung und Posturokybernetiktest (Version 6.03) [Elektronische Version]. *HAIDER BIOSWING*, 2, 1-58.

- Hatzimanouil, D., Giatsis, G., Kanioglou, A. & Kolkas, I. (2015). The effect of gender in risk factors and characteristics of injuries in athletes of handball national teams [Elektronische Version]. *Journal of Human Sports & Exercises*, (10) 4, 904-914.
- Hofstetter, C. (2008). Bobath- Therapie bei Erwachsenen. In Viebrock, H. & Forst, B. (Hrsg.), *Bobath Therapiekonzepte in der Physiotherapie* (S. 89-131). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Horak, F. B. & Nashner, L. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations [Elektronische Version]. *Journal of Neurophysiology*, 55 (6), 1369-1381.
- Horst, R. (2016). Posturale Kontrolle. In F. van den Berg (Hrsg.), *Physiotherapie für alle Körpersysteme. Evidenzbasierte Tests und Therapie* (S. 400-401). Stuttgart, New York: Thieme Verlag.
- Klein, D. (2011). Schwerpunkt, Schwerelinie und Unterstützungsfläche. In A. Hüter-Becker & M. Dölken (Hrsg.), *Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre* (S. 43-45). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Klein, P. & Sommerfeld, P. (2012). *Biomechanik der Wirbelsäule*. München: Urban & Fischer Verlag.
- Kourtis, D., Magnusson, M. L., Smith, F., Hadjipavlou, A. & Pope, M. H. (2004). Spine height and disc height changes as the effect of hyperextension using stadiometry and MRI [Elektronische Version]. *The Iowa orthopaedic journal*, 24 (65), 66-71.
- Krampen, G. (2013). *Entspannungsverfahren in Therapie und Prävention* (3., überarb. Auflage). Göttingen: Hogrefe.
- Kühne, T. (2015). Diplom Trainer nach der „Ballance Dr. Tanja Kühne©“-Methode“ (2. Auflage). Ballance Office.
- Leonard, J. A., Gritsenko, V. & Ouckama, R. (2011). Postural adjustments for online corrections of arm movements in standing humans [Elektronische Version]. *Journal of Neurophysiology*, 105 (5), 2375-2388.
- Liguori, R., Krarup, C., & Trojaborg, W. (1992). Determination of the segmental sensory and motor innervation of the lumbosacral spinal nerves: an electrophysiological study [Elektronische Version]. *Brain*, 115 (3), 915-934.
- Luig, P., Bloch, H., Burkhardt, K., Klein, C., & Kühn, N. (2017). VBG-Sportreport 2017. Analyse des Unfallgeschehens in den zwei höchsten Ligen der Männer: Basketball, Eishockey, Fußball und Handball. *VBG Ihre gesetzliche Unfallversicherung*, 2 (1), 80-99.
- Mangold, S. (2011). *Evidenzbasiertes Arbeiten in der Physio-und Ergotherapie*. Berlin.
- Masharawi, Y., Rothschild, B., Dar, G., Peleg, S., Robinson, D., Been, E. & Hershkovitz, I. (2004). Facet orientation in the thoracolumbar spine: three-dimensional anatomic and biomechanical analysis [Elektronische Version]. *Spine*, 29 (16), 1755-1763.
- Meurer, A., Grober, J., Betz, U., Decking, J. & Rompe J.-D. (2004). Die BWS-Beweglichkeit von Impingementpatienten im Vergleich zu Gesunden- eine inklinometrische Studie [Elektronische Version]. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 142 (4); 415-420.
- Müller, O., Günther, M., Krauß, I. & Horstmann, T. (2004). Physikalische Charakterisierung des Therapiegerätes Posturomed als Meßgerät–Vorstellung eines Verfahrens zur Quantifizierung des Balancevermögens [Elektronische Version]. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 49 (3), 56-60.
- Myers, T. (2015). *Anatomy Trains. Myofasziale Leitbahnen für Manual- und Bewegungstherapeuten*. München: Elsevier Verlag.
- Ng, J. K., Kippes, V., Richardson, C. A. & Parnianpour, M. (2001). Range of motion and lordosis of the lumbar spine: reliability of measurement and normative values [Elektronische Version]. *Spine*, 26 (1), 53-60.
- Owens, S. C, Brismée, J.-M., Pennell, P. N., Dedrick, G. S., Sizer, P. S. & James, C. R. (2009). Changes in spinal height following sustained lumbar flexion and extension postures: a clinical measure of intervertebral disc hydration using stadiometry [Elektronische Version]. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 32 (5), 358-363.

- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement [Elektronische Version]. *Clinical Spine Surgery*, 5 (4), 383-389.
- Pennell, P. L., Owens, S. C., Brismee, J. M., Dedrick, G., James, C. R. & Sizer, P. S. (2012). Inter-tester and intra-tester reliability of a clinically based spinal height measurement protocol. *Journal of Spine*, 1 (2), 1-4. doi: 10.4172/2165-7939.1000109
- Phillips, L. H. & Park, T. S. (1991). Electrophysiologic mapping of the segmental anatomy of the muscles of the lower extremity [Elektronische Version]. *Muscle & nerve*, 14 (12), 1213-1218.
- Salamh, P. A. & Kolber, M. (2014). The reliability, minimal detectable change and concurrent validity of a gravity-based bubble inclinometer and iphone application for measuring standing lumbar lordosis [Elektronische Version]. *Physiotherapy Theory and Practice* 30 (1), 62-67.
- Schellhammer, S. (2002). *Bewegungslehre. Motorisches Lernen aus Sicht der Physiotherapie*. München, Jena: Urban & Fischer.
- Schwameder, H., Alt, W., Gollhofer, A. & Stein, T. (2013). Struktur sportlicher Bewegung-Sportbiomechanik. Biomechanische Methoden. In A. Güllich & M. Krüger (Hrsg.), *Sport. Das Lehrbuch für das Sportstudium* (S. 144-150). Berlin, Heidelberg: Springer Verlag.
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. H. (2017). *Motor Control. Translating research into clinical practice* (5., Aufl.). Philadelphia: Wolters Kluwer.
- Singla, D. & Vegar, Z. (2017). Association between forward head, rounded shoulders, and increased thoracic kyphosis: A review of the literature [Elektronische Version]. *Journal of chiropractic medicine*, 16 (3), 220-229.
- Steele, J., Bruce-Low, S., Smith, D., Jessop, D. & Osborne, N. (2016). Determining the reliability of a custom built seated stadiometry set-up for measuring spinal height in participants with chronic low back pain [Elektronische Version]. *Applied ergonomics*, 53, 203-208.
- Suppé, B. (2014a). Grundlagen über Bau und Funktion des Körpers. In I. Spirgi-Gantert & B. Suppé (Hrsg.), *FBL Klein Vogelbach Functional Kinetics. Die Grundlagen* (S.12-34). Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag.
- Suppé, B. (2014b). Klinische Interpretation von Haltungsabweichungen. In I. Spirgi-Gantert & B. Suppé (Hrsg.), *FBL Klein Vogelbach Functional Kinetics. Physiotherapeutische Untersuchung und Therapieplanung* (S. 105-152). Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag.
- Van Blommestein, A. S., Lewis, J. S., Morissey, M. C. & McRae, S. (2012). Reliability of measuring thoracic kyphosis angle, lumbar lordosis angle and straight leg raise with an inclinometer [Elektronische Version]. *The Open Spine Journal*, 4, 10-15.
- VBG Ihre gesetzliche Unfallversicherung (2016). VBG-Sportreport – 2016. Analyse des Unfallgeschehens in den zwei höchsten Ligen der Männer: Basketball, Eishockey, Fußball & Handball. *VBG Ihre gesetzliche Unfallversicherung*, 1 (1), 62-77.
- Walicka-Cupryś, K., Wyszynska, J., Podgórska-Bednarz, J. & Drzat-Grabiec, J. (2017). Concurrent validity of photogrammetric and inclinometric techniques based on assessment of anteroposterior spinal curvatures. *European Spine Journal*, 1-11. <https://doi.org/10.1007/s00586-017-5409-8>
- Weltbild Verlagsgruppe (2005). *Progressive Muskelrelaxation nach Jacobsen. Entspannen- ruhen – gelassen sein*. Augsburg: Weltbild Verlag.
- Wilke, H., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T. & Claes, I. (1999). *New in vivo measurements of measures in the intervertebral disc in daily life*. *Spine* 24 (8), 755-762.
- Willson, J. D., Dougherty, C. P., Ireland, M. L. & Davis, I. M. (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury [Elektronische Version]. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13 (5), 316-325.

Eidesstattliche Versicherung

Hiermit versichere ich an Eides statt, dass ich diese Arbeit selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe. Die Stellen meiner Arbeit, die dem Wortlaut oder dem Sinn nach anderen Werken und Quellen entnommen sind, habe ich unter Angabe der Quelle kenntlich gemacht. Dasselbe gilt sinngemäß für Tabellen, Karten und Abbildungen. Diese Arbeit habe ich in gleicher oder ähnlicher Form oder auszugsweise nicht im Rahmen einer anderen Prüfung eingereicht.

Eigenhändige Unterschrift