

**Bachelorarbeit**

# **Auswirkungen von oszillierenden Stäben auf die lumbale Tiefenmuskulatur**

**Ist das Training mit einem oszillierenden Stab eine wirksame  
Methode um die tiefe Rumpfmuskulatur zu aktivieren und in  
welchen Bereichen der Physiotherapie könnte diese eingesetzt  
werden?**

---

**Autor: Bachofen, Michel (Matrikel-Nr. 11-486-255)**

|                               |  |
|-------------------------------|--|
| <b>Departement:</b>           | <b>Gesundheit</b>                      |
| <b>Institut:</b>              | <b>Institut für Physiotherapie</b>     |
| <b>Studienjahrgang:</b>       | <b>2011</b>                            |
| <b>Eingereicht am:</b>        | <b>25.04.2014</b>                      |
| <b>Betreuende Lehrperson:</b> | <b>Prof. Dr. phil. Hannu Luomajoki</b> |

# Inhaltsverzeichnis

|       |   |    |
|-------|---|----|
| 1     | Einleitung.....   | 1  |
| 1.1   | Problemstellung.....  | 2  |
| 1.2   | Zielsetzung .....   | 4  |
| 1.3   | Abgrenzung .....  | 4  |
| 1.4   | Fragestellung.....  | 4  |
| 2     | Methodisches Vorgehen .....                                       | 5  |
| 2.1   | Literatursuche.....   | 5  |
| 2.2   | Ein-/Ausschlusskriterien und Relevanz.....                        | 6  |
| 2.3   | Evaluationsinstrumente .....                                      | 6  |
| 3     | Theoretische Grundlagen .....                                     | 7  |
| 3.1   | Schwingstäbe (Bodyblade, Flexi-Bar und BIOSWING Homepage) .....   | 7  |
| 4     | Resultate .....   | 8  |
| 4.1   | Anders, Wenzel, Scholle (2008) .....                              | 8  |
| 4.2   | Anders, Wenzel, Scholle (2007) .....                              | 9  |
| 4.3   | Rieger, Heitkamp, Horstmann (2003) .....                          | 9  |
| 4.4   | Perchthaler (2005).....   | 10 |
| 4.5   | Doster (2006).....  | 10 |
| 4.6   | Gonçalves, Marques, Hallal, van Dieën (2011) .....                | 11 |
| 4.7   | Arora, Button, Basset, Behm (2013).....                           | 11 |
| 4.8   | Sánchez-Zuriaga, Vera-Garcia, Moreside, McGill (2009) .....       | 12 |
| 4.9   | Moreside, Vera-Garcia, McGill (2007) .....                        | 12 |
| 5     | Wissenschaftliche Erkenntnisse .....                              | 13 |
| 5.1   | Muskuläre Aktivitätsmuster und Koordination.....                  | 13 |
| 5.2   | Relevanz der Ausgangsstellung .....                               | 15 |
| 5.2.1 | Stabilisationsübungen in der Frontalebene (ASTE 1 & 2).....       | 15 |
| 5.2.2 | Stabilisationsübungen in der Sagittalebene (ASTE 3 - 9) .....     | 15 |
| 5.2.3 | Stabilisationsübungen in der Transversalebene (ASTE 10 - 13)..... | 16 |
| 5.2.4 | Vergleich von Sitz und Stand .....                                | 16 |
| 5.3   | Vergleich mit anderen Interventionen .....                        | 16 |
| 5.4   | Auswirkungen auf LBP .....  | 17 |
| 6     | Diskussion der Ergebnisse .....                                   | 18 |
| 6.1   | Muskuläre Aktivitätsmuster und Koordination.....                  | 19 |
| 6.2   | Relevanz der Ausgangsstellung .....                               | 21 |
| 6.3   | Vergleich mit anderen Interventionen .....                        | 22 |

|        |  |    |
|--------|--|----|
| 6.4    | Auswirkungen auf LBP .....                                 | 23 |
| 7      | Zusammenfassung .....                                      | 26 |
| 8      | Schlussfolgerung .....                                     | 28 |
| 9      | Verzeichnisse .....  | 29 |
| 9.1    | Literaturverzeichnis.....                                  | 29 |
| 9.2    | Abbildungsverzeichnis .....                                | 32 |
| 9.3    | Tabellenverzeichnis .....                                  | 33 |
| 9.4    | Abkürzungsverzeichnis .....                                | 34 |
| 10     | Danksagung.....  | 35 |
| 11     | Eigenständigkeitserklärung .....                           | 35 |
| 12     | Anhänge.....   | 36 |
| 12.1   | Anhang 1 – Schwingstäbe.....                               | 36 |
| 12.1.1 | Bodyblade (Bodyblade Homepage, 13.02.2014) .....           | 36 |
| 12.1.2 | Flexi-Bar (Flexi-Bar Homepage, 13.02.2014) .....           | 36 |
| 12.1.3 | Propriomed (BIOSWING Homepage, 13.02.2014) .....           | 36 |
| 12.2   | Anhang 2 – Kraftaufwand bei Verwendung des Bodyblades..... | 37 |
| 12.3   | Anhang 3 – Details zu den MVIC-Messungen.....              | 37 |
| 12.4   | Anhang 4 – Studienauswertung mit STROBE .....              | 38 |
| 12.5   | Anhang 5 – Studienauswertung mit PEDro .....               | 39 |
| 12.6   | Anhang 6 - Ausgangsstellungen.....                         | 40 |
| 12.6.1 | Stabilisation in der Frontalebene.....                     | 40 |
| 12.6.2 | Stabilisation in der Sagittalebene.....                    | 41 |
| 12.6.3 | Stabilisation in der Transversalebene .....                | 43 |
| 12.7   | Anhang 7 – Details zu den EMG-Messungen.....               | 46 |
| 12.8   | Anhang 8 – Zusammenfassung der Studien .....               | 47 |
| 13     | Glossar.....   | 48 |
| 14     | Wortzahl.....  | 49 |

## **Abstract**

Thema: Oszillierende Stäbe werden seit einiger Zeit in der Rehabilitation lumbaler Beschwerden angewandt. Das Training der lumbalen Tiefenmuskulatur spielt dabei eine grosse Rolle, obwohl die Wirkung dieses spezifischen Trainings noch nicht hinreichend durch wissenschaftliche Studien belegt werden konnte und Studien mit oszillierenden Stäben generell spärlich vorhanden sind.

Fragestellung: Ist das Training mit einem oszillierenden Stab eine wirksame Methode um die tiefe Rumpfmuskulatur zu aktivieren und in welchen Bereichen der Physiotherapie könnte dieses eingesetzt werden?

Design: Systematischer Review

Methode: Die Datenbanken CINAHL, Cochrane, Medline, PubMed und PEDro wurden durchsucht und die Hersteller der Geräte direkt angeschrieben.

Zielgrössen: Muskuläre Aktivität und Koordination, Relevanz der Ausgangsstellungen, Vergleich mit anderen Interventionen, Auswirkungen auf LBP

Ergebnisse: Das harmonische Zusammenspiel der lumbalen Muskulatur kann mit oszillierenden Stäben verbessert werden. Die Ausgangsstellung bestimmt, welche Muskulatur vermehrt aktiviert wird. Ein Effekt auf die Schmerzintensität bei LBP konnte noch nicht hinreichend belegt werden. Übliches Krafttraining erzeugt einen höheren Aktivitätslevel der Muskulatur, übertrifft die oszillierenden Stäbe bezüglich lumbaler Stabilität aber nicht.

Schlussfolgerungen: Die Anwendung oszillierender Stäbe empfiehlt sich bei muskulärer Dysbalance der lumbalen Rumpfmuskulatur, der Prävention und spezifischer Rehabilitation von muskulären Rumpfproblematiken. Für ein gezieltes Hypertrophie-Training sind übliche Trainingsmethoden wie Geräte-/Krafttraining wirkungsvoller.

Keywords: *Oscillating blade, Bodyblade, Flexi-Bar, Propriomed, trunk musculature*

# 1 Einleitung

Ungefähr 80% der westlichen Population klagt in ihrem Leben mindestens einmal über Schmerzen im unteren Bereich des Rückens (fortan LBP, „lower back pain“ genannt). Obwohl sich bei den Betroffenen in 90% der Fälle das akute LBP innert zwei bis vier Wochen unabhängig von der medizinischen Intervention wieder auflöst, tritt es bei 60-80% innerhalb eines Jahres erneut auf (Stanford, 2002). Auch gemäss Knežević und Mirkov (2013) ist LBP eines der am weitesten verbreiteten gesundheitlichen Probleme. So tritt LBP nach ihrer Aussage normalerweise im Alter zwischen 30-50 Jahren auf, mit Ausnahme von Athleten, welche schon in der frühen zweiten Lebensdekade damit konfrontiert werden können. LBP wird mit einer Instabilität der lumbalen\* Wirbelsäule in Zusammenhang gebracht (Akuthota und Nadler, 2004; Waters, 2004; Luque-Suárez, Díaz-Mohedo, Medina-Porqueres und Ponce-García, 2012; Knežević und Mirkov, 2013). Dieser Gedanke geht auf die vielzitierte Literatur von Panjabi (1992a und 1992b) zurück, welcher die Stabilisation der Wirbelsäule in drei Systeme aufbricht. Die passive Komponente beinhaltet alle passiven Strukturen des Bewegungsapparates wie Bandscheiben, Wirbelkörper, Bänder, etc. Die aktive Komponente wird durch die Muskulatur gestellt, welche die Wirbelsäule einerseits global (Rumpfflexion\*, -extension\*, -lateralflexion\* und -rotation\*) und andererseits lokal (auf segmentaler Ebene der einzelnen Wirbel) bewegen und stabilisieren kann. Das zentrale Nervensystem\*, die damit verbundene sensorische Wahrnehmung der aktiven und passiven Komponenten sowie die motorische Kontrolle der aktiven Komponenten, komplettiert das Triplett. Nach Panjabi's Theorie kann eine Instabilität der Wirbelsäule, welche durch eine Verletzung und/oder durch den Ausfall des passiven Systems bedingt ist, mit den anderen zwei Systemen kompensiert werden, sofern diese noch funktionstüchtig sind. Das aktive und das neurale System werden deshalb als mögliche Ansätze in der präventiven und rehabilitierenden Therapie angesehen.

Analytische Studien stellten fest, dass LBP mit einer veränderten motorischen Kontrolle und verzögerter Reaktion der Rumpfmuskulatur einhergehen kann. Zwei Muskeln, der M. transversus abdominis (kurz TA) und die Mm. Multifidi (kurz MF) wurden als primäre Schwachstellen identifiziert (Hodges und Richardson, 1996 & 1998). Es wurde gezeigt, dass einerseits die Koordination von Agonist\* und Antagonist\* gestört ist, andererseits

auch der Antagonist einen erhöhten Aktivierungslevel, in Relation zum Agonisten zeigt (Lund, Donga, Widmer und Stohler, 1991).

Davon abgeleitet wurden unterschiedliche physiotherapeutische Ansätze entwickelt, welche der Rehabilitation und Prävention von LBP, als auch weiterführend dem Spitzensport, zugute kamen (z.B. Akuthota et al., 2004; Waters, 2004; Reiman, 2009). Der Hauptfokus dieser Ansätze liegt dabei stets auf der Verbesserung der neuro-motorischen Ansteuerung und/oder Kräftigung der aktiven Komponenten.

Laut Waters (2004) haben Sportler und Nicht-Sportler dieselbe Wahrscheinlichkeit, LBP zu entwickeln, da die defizitäre, selektive Ansteuerung der Rumpfmuskulatur bei beiden Gruppen in gleichem Masse auftritt. Entsprechend ist die Bedeutung einer funktionierenden Rumpfstabilisation nicht auf eine Minderheit, z.B. von körperlich inaktiven Personen, beschränkt. Der Ansatz sollte deshalb neben dem Klientel, welches unter LBP leidet, auch in der Prävention weiter erforscht werden. Um die Funktionsweise der Rumpfstabilisation besser zu verstehen, wurde die Rumpfmuskulatur in zwei Gruppen unterteilt (Waters, 2004):

- Die lokalen Stabilisatoren (dazu gehören u.a. auch der TA und die MF),

welche wenig Bewegung produzieren, meistens mono-artikulär verlaufen und ein tonisches Aktivierungsmuster aufweisen.

- Die globalen Stabilisatoren,

welche grosse Bewegungen produzieren, eher poly-artikulär verlaufen und ein phasisches Aktivierungsmuster aufweisen. Dabei können die globalen Stabilisatoren die Aufgabe der lokalen Stabilisatoren kurzzeitig übernehmen. Dies hat aber zur Folge, dass die Qualität der Stabilisation reduziert und die aushelfende Muskulatur langfristig überlastet wird.

## **1.1 Problemstellung**

Nach beinahe zwei Dekaden der weit proklamierten Rumpfstabilisation, veröffentlichte Lederman (2010) ein kritisches Review zur Thematik. Darin hinterfragte er die mittlerweile gebräuchlichen Methoden und stützte sich auf eine Grosszahl von bekannter Literatur zum Thema. Seiner Meinung nach trainieren die meisten Rumpfstabilisationsprogramme die abgeschwächte Muskulatur nicht optimal, da die drei nachfolgenden, wichtigen physiotherapeutischen Prinzipien ignoriert würden:

## 1. Transfer

Die Ausgangsstellungen der Therapie-Programme sind sehr selten funktionell und demzufolge kann der Lerneffekt, der sich bei den Übungen einstellt, nur schlecht bis gar nicht in den Alltag oder Sport übernommen werden.

## 2. Externer Fokus

Motorisches Lernen\* zeigt auf, dass ein externer Fokus bei Übungen das Erlernen gegenüber einem internen Fokus wesentlich vereinfacht. Dennoch werden die Patienten hauptsächlich zu einem internen Fokus angeleitet, indem sie aufgefordert werden, sich auf die einzelnen Muskeln und deren Anspannung zu konzentrieren.

## 3. Bewegungsökonomie

Die typische Ko-Kontraktion\* von Agonist und Antagonist ist ein wesentlicher Bestandteil beim Erlernen einer Bewegung. Anfänglich wird mehr Energie aufgewandt als benötigt um eine Bewegung auszuführen, weil Agonist als auch Antagonist die Bewegung kontrollieren. Mit vielen Wiederholungen verfeinert sich die Bewegung zunehmend, wobei hauptsächlich der Agonist die Bewegung durchführt und der Antagonist nur noch eine minimale, exzentrische\* Arbeit leistet. Schlussendlich läuft die Ausführung so ökonomisch ab, dass die benötigte Kraft sehr genau dosiert werden kann. Dennoch wird bei den Therapie-Programmen diese aufwändige Ko-Kontraktion vieler Muskeln geschult, was dem natürlichen Lernvorgang des Körpers widerspricht und übermässig Energie benötigt.

Ausserdem zeigt Lederman (2010) auf, dass es keine einzig wahre Trainingsmethode gibt. Denn die Mehrheit der Studien, welche Interventionen bei LBP vergleichen, zeigen lediglich auf, dass körperliche Aktivität an sich zu einer Reduktion der Beschwerden führt. Dabei sind die Unterschiede der Schmerzreduktion zwischen Rumpfstabilisation und anderen aktiven Kontroll-Interventionen nur marginal. Gemäss Akuthota et al. (2004) spielt die motorische Ansteuerung von inhibierter oder vernachlässigter Rumpfmuskulatur dabei eine grössere Rolle als der simple Kraftaufbau der Rumpfmuskulatur. Ähnlich wie bei einer senkrecht stehenden Zeltstange, welche mittels Spannseilen in alle Richtungen gleich stark im Boden verankert werden muss. Fehlt eines von vier Spannseilen, kann die Stabilität nicht komplett durch den stärkeren Zug der anderen drei Seile ausgeglichen werden. Auf die Rumpfmuskulatur bezogen, sollte vernachlässigte Muskulatur also nicht

durch Hypertrophie anderer Muskeln kompensiert werden. Vielmehr sollte das Zusammenspiel verbessert und die schwache Muskulatur wiederintegriert werden.

## **1.2 Zielsetzung**

Ein neuer Ansatz, welcher anfangs der 90er Jahre aufkam, beruht auf oszillierenden\* Stäben wie das Bodyblade, das Propriomed oder die Flexi-Bar (Thömmes, 2013). Die von Lederman (2010) beschriebenen Prinzipien, welche bei üblichen Rumpfstabilisationsprogrammen ignoriert werden, können mit solchen Stäben gut ins Training integriert werden. Ziel dieser Arbeit ist es, die Auswirkungen von oszillierenden Stäben auf die lumbale Rumpfmuskulatur aufzuzeigen. Damit soll erkannt werden können, ob oszillierende Stäbe entsprechend der Theorie das muskuläre Zusammenspiel fördern und somit als Option zur Prävention und Rehabilitation von LBP eingesetzt werden können. Es soll eine evidenzbasierte Empfehlung an die Praxis abgegeben werden, um sinnvolle Anwendungsbereiche in der Physiotherapie zu identifizieren.

## **1.3 Abgrenzung**

In dieser Arbeit werden lediglich die Auswirkungen von oszillierenden Stäben auf die lumbale Rumpfmuskulatur untersucht. Andere Abschnitte der Wirbelsäule (Hals- und Brustwirbelsäule) sind nicht Bestandteil dieser Arbeit. Das bekanntere Vibrationstraining, wobei die Schwingungen von einer vibrierenden Platte generiert werden (z.B. Powerplate), fällt nicht in den Rahmen dieser Arbeit. Die grundlegende Thematik des stabilen Rumpfes wird aufgrund der aktuellen Diskussionen nicht noch weiter hinterfragt. Stattdessen wird das theoretische Modell der lumbalen Stabilität als Ausgangslage verwendet und die optimale neuro-motorische Ansteuerung als anzustrebendes Ziel angesehen.

## **1.4 Fragestellung**

Ist das Training mit einem oszillierenden Stab eine wirksame Methode um die tiefe Rumpfmuskulatur zu aktivieren und in welchen Bereichen der Physiotherapie könnte dieses eingesetzt werden?

## 2 Methodisches Vorgehen

Zwischen September 2013 und Januar 2014 wurde in den gebräuchlichsten Datenbanken recherchiert. Zudem wurden im September 2013 die Hersteller der verschiedenen oszillierenden Stäbe direkt angeschrieben. Auf diesem Weg konnte ein noch nicht publiziertes White Paper zum Bodyblade (Rhea, 2013) und eine Flexi-Bar erlangt werden.

### 2.1 Literatursuche

Der NEBIS-Katalog sowie die Datenbanken CINAHL, Cochrane, Medline, PubMed und PEDro wurden mit folgender Suchabfrage durchforscht:

*"OSCILLATING BLADE" or "OSCILLATING POLE" or "FLEXIBLE POLE" or "BODYBLADE" or "FLEXI-BAR" or "PROPRIOMED"*

Während im NEBIS-Katalog und in PEDro keine Treffer erzielt wurden, lieferten die restlichen Abfragen total 98, oftmals redundante, Ergebnisse. Tabelle 1 zeigt die detaillierte Aussortierung der Literatur, unterteilt nach Datenbanken.

Tab. 1: Anzahl Treffer in den abgefragten Datenbanken nach Inhalt und Verwendbarkeit

|   | CINAHL   | Cochrane | MEDLINE  | PubMed   |
|---|----------|----------|----------|----------|
| Total erzielte Resultate                | 13       | 3        | 27       | 55       |
| Ausschluss: Ohne oszillierende Stäbe    | 0        | 0        | 17       | 45       |
| Ausschluss: Ohne Rumpfbeteiligung       | 7        | 2        | 5        | 5        |
| <b>Brauchbare Resultate</b>             | <b>6</b> | <b>1</b> | <b>5</b> | <b>5</b> |
| - Davon einmalig in dieser DB           | 2        | 1        | 0        | 0        |
| - Davon doppelt gefunden                | 0        | 0        | 1        | 1        |
| - Davon dreifach gefunden               | 4        | 0        | 4        | 4        |
| <b>Brauchbare Resultate</b>             | <b>8</b> |          |          |          |
| <b>In deren Literaturverzeichnissen</b> | <b>1</b> |          |          |          |
| <b>Total brauchbare Resultate</b>       | <b>9</b> |          |          |          |

Von der schlussendlich verwendeten Literatur wurden alle Exemplare, mit Ausnahme von zwei Werken, in digitaler Form gefunden. Von den beiden Papierwerken konnte eines in niedergeschriebener Form in der Bibliothek des Departements Gesundheit ausfindig gemacht werden, während das andere mittels internationaler Fernleihe von der Universitätsbibliothek Tübingen ausgeliehen wurde. Schlussendlich wurden die Literaturverzeichnisse der gefundenen Arbeiten auf relevante Studien durchforscht. Dabei wurde zusätzlich eine Diplomarbeit (Perchthaler, 2005) entdeckt, welche freundlicherweise direkt vom Autor zur Verfügung gestellt und in die Auswertung aufgenommen wurde.

## **2.2 Ein-/Ausschlusskriterien und Relevanz**

Folgende Merkmale wurden als Einschlusskriterien gewertet:

- Verwendung eines oszillierenden Stabes (Bodyblade, Flexi-Bar oder Propriomed)
- Messung von lumbaler Muskelaktivität, lumbaler Maximalkraft oder LBP

Die Ausschlusskriterien beschränkten sich auf folgende Punkte:

- Die Methodik wird nicht erwähnt
- Die Teilnehmer leiden unter nicht-muskulo-skelettalen Pathologien
- Die Literatur ist nicht in deutsch oder englisch verfügbar

Die einzelnen Studien wurden als für die Arbeit relevant angesehen, wenn alle Einschlusskriterien erfüllt wurden und keine Ausschlusskriterien zutrafen.

## **2.3 Evaluationsinstrumente**

Die gefundenen Studien mussten aufgrund ihres Designs in unterschiedliche Gruppen aufgeteilt werden. So wurden die Querschnittsstudien\*, welche die Aktivität der lumbalen Muskulatur eruierten, mittels STROBE-Statement (<http://www.strobe-statement.org>, 13.02.2014) für Querschnittsstudien bewertet. Die genaue Auswertung ist in tabellarischer Form in Anhang 4 aufgezeigt. Da die beiden Diplomarbeiten von Perchthaler (2005) und Doster (2006) dem Charakter einer RCT-Studie\* („Randomized Controlled Trial“) gleichen, wurde dafür die PEDro-Skala (<http://www.pedro.org.au>, 13.02.2014) verwendet. Für die randomisierten Crossover-Studien\* wurde ebenfalls die PEDro-Skala angewandt, auch wenn die Aussagekraft hierbei stark begrenzt ist, da die entsprechenden Studien viele Ergebnisse ähnlich einer Querschnittsstudie aufweisen. Zusätzlich wurde bei der Bewertung der Crossover-Studien ein weiterer Punkt betreffend der Auswaschphase (Pausendauer zwischen unterschiedlichen Interventionen) analysiert, um Überhang-Effekte\* auszuschliessen. Dabei handelt es sich jedoch nicht um ein offizielles Bewertungskriterium, weshalb dieses Ergebnis nicht zur Bewertung mit der PEDro-Skala hinzugezählt wurde. Die genaue Auswertung ist in tabellarischer Form in Anhang 5 aufgezeigt.

### 3 Theoretische Grundlagen

Laut Thömmes (2013) stammt die zugrunde liegende Idee der Vibrationsstangen aus der biomechanischen Stimulation, welche auch als rhythmisch-neuromuskuläre Stimulation oder Nazarov-Stimulation bekannt ist. Dabei wird die Muskulatur passiv mittels mechanischen Inputs (25-40 Hz, gemäss Perchthaler, 2005) zu schnellen Kontraktionen angeregt. Die Therapieform wird von Versprechungen der Schmerzreduktion bis zur Leistungssteigerung begleitet und heute noch angewendet.

Die Frequenz der Schwingstäbe ist mit ~5 Hz wesentlich kleiner als die der biomechanischen Stimulation (25-40 Hz). Dennoch reicht sie aus um eine hohe Anzahl von Dehnreflexen in den Muskelspindeln\* auszulösen, worauf sich der Muskel reaktiv kontrahiert (van den Berg, 2011). Die Schwingungen müssen dabei selbst initiiert und aufrechterhalten werden. Dies soll laut Thömmes (2013) zu einer aktiven, reflexartigen Aufrichtung der Wirbelsäule und somit zu intersegmentaler Stabilität führen. Die motorische Rekrutierung und die intramuskuläre Koordination\* werden ebenfalls gefördert, sodass bei entsprechenden Fortschritten die Kraftanwendung sinkt. Da der Rumpf stabilisiert werden muss, um überhaupt eine Schwingung durch die Extremitäten auslösen zu können, reguliert sich die Verletzungsgefahr bei zu grosser Instabilität des Rumpfes von selbst. Das Ausmass der Instabilität wird durch die Einschränkungen in der Anwendung einerseits dem Benutzer selbst bewusst, andererseits auch objektiv für den Therapeuten beobachtbar (Thömmes, 2013).

#### 3.1 *Schwingstäbe (Bodyblade, Flexi-Bar und BIOSWING Homepage)*

Die erwähnten Eigenschaften treffen auf alle oszillierenden Stäbe zu. Die Funktionsweise des Bodyblades, der Flexi-Bar und des Propriomed sind sich sehr ähnlich. Die Stäbe unterschiedlicher Länge verfügen in der Mitte über einen langen Handgriff, welcher Platz für beide Hände bietet. An den beiden Enden befinden sich Gewichte, welche in Schwingung versetzt werden müssen um dann die Frequenz vorzugeben. Kleinere Unterschiede der Länge, des Gewichts, der Form und der Schwingungsfrequenz können einen Einfluss auf die Wirksamkeit und den Schwierigkeitsgrad haben. Entsprechend entwickelten alle Hersteller bereits unterschiedlich anspruchsvolle Ausführungen. Die in den Studien verwendeten Stäbe und deren Unterschiede werden in Anhang 1 genauer vorgestellt.

## 4 Resultate

Nach den beschriebenen Suchkriterien wurden neun Studien gefunden, welche die Einschlusskriterien erfüllten. Diese werden nun zu Übersichtszwecken kurz zusammengefasst und entsprechende Verbindungen zwischen den Studien aufgezeigt. Die methodologische Qualität der mit PEDro bewerteten Studien reicht von 4-7/10 Punkte, jene der mit dem STROBE-Statement bewerteten Studien bei 12-18.5/22 Punkte. Neben drei methodologisch mässigen Studien liegt grösstenteils eine gute methodologische Qualität vor. Die genaue Bewertung der unterschiedlichen Studien kann unter Anhang 4 und Anhang 5 betrachtet werden. Eine detaillierte Aufstellung der Studien, deren Methodik, verwendete Geräte und Ausgangsstellungen (ASTE) sowie Resultate ist unter Anhang 8 einsehbar.

### 4.1 *Anders, Wenzel, Scholle (2008)*

In der Querschnittsstudie „Activation Characteristics of Trunk Muscles During Cyclic Upper-Body Perturbations Caused by an Oscillating Pole“ wurde der Effekt des Propriomedes auf die Rumpfmuskulatur bei 15 Männern und 15 Frauen eines Universitätscampus untersucht. Folgende Muskulatur wurde mittels Oberflächen-EMG (EMG = Elektromyogramm) bilateral während zwei unterschiedlichen ASTE mit drei unterschiedlichen Schwingungsfrequenzen gemessen:

- M. rectus abdominis (RA)
- M. obliquus externus abdominis (OE)
- M. obliquus internus abdominis (OI)
- Mm. multifidi (MF)
- M. erector spinae auf Höhe L1 (ES-L1)

Geschlechtsunabhängig wurde eine direkt proportionale Aktivierung des RA und OE in Abhängigkeit der Schwingungsfrequenz gemessen. Beide ASTE zeigten eine kontinuierliche Aktivität der ventralen\* Rumpfmuskulatur (RA, OE und OI), während die Aktivität der dorsalen\* Rumpfmuskulatur (MF und ES-L1) je nach ASTE ein kontinuierliches oder ein phasisches Muster aufzeigte. Über beide ASTE und alle drei Frequenzen zeigte der OI stets deutlich die höchste Aktivität der ventralen Rumpfmuskulatur. Die Ergebnisse sollen als Ausgangslage für die Interpretation weiterer Studien dienen, um deren Ergebnisse mit den üblichen Aktivierungsmustern der Rumpfmuskulatur bei gesunden Probanden vergleichen zu können. Die Auswertung mit

dem STROBE-Statement erfüllte 18.5/22 Punkte (siehe Anhang 4) und zeugt von guter methodologischer Qualität.

#### **4.2 Anders, Wenzel, Scholle (2007)**

Die Querschnittsstudie „Cyclic upper body perturbations caused by a flexible pole“ bedient sich derselben Ausgangslage wie die vorangehend erwähnte Studie. Die gleichen Daten wurden jedoch anders ausgewertet. So wurde festgestellt, dass eine Erhöhung der Frequenz nicht nur die gesamte Muskelaktivität zunehmen lässt, sondern das Front-Back-Verhältnis (RA+OE+OI / MF+ES) ebenfalls grösser werden lässt. D.h. die ventrale Muskulatur wird im Vergleich zur dorsalen Muskulatur vermehrt aktiviert. Beim Vergleich von OI / OE stellte sich dabei heraus, dass höhere Frequenzen das Verhältnis kleiner werden lassen. D.h. der OE wird bei schnelleren Schwingungen vermehrt aktiviert. Die Betrachtung von ES und MF zeigt bei allen Frequenzen ein ausgeglichenes Verhältnis auf, mit Tendenz zu höherer MF-Aktivität. Die Auswertung mit dem STROBE-Statement erfüllte 18/22 Punkte (Anhang 4) und zeugt von guter methodologischer Qualität.

#### **4.3 Rieger, Heitkamp, Horstmann (2003)**

In der Querschnittsstudie „Die Wirkung eines oszillierenden Muskel-Trainingsgeräts auf Rumpf und obere Extremität“ wurden mittels Bodyblade Pro viele unterschiedliche ASTE auf die Aktivität der Rumpfmuskulatur untersucht. Die 20 männlichen Sportstudenten oder Physiotherapeuten wurden mittels Oberflächen-EMG bilateral an RA, OE und ES verkabelt. Anschliessend wurde die maximale Muskelaktivität für jeden Muskel mittels „Maximum Voluntary Isometric Contraction“ (MVIC) gemessen, um die späteren Daten relativieren zu können. Danach wurde mit den gewonnenen Daten eine Rangplatzordnung\* für jeden Probanden erstellt, sodass die Aktivitätslevels der jeweiligen Muskulatur innerhalb der Werte eines einzelnen Probanden einem Rang zugeordnet werden konnten. Durch den Vergleich der Rangplatzordnungen von acht ASTE wurde festgestellt, dass unterschiedliche ASTE einen deutlichen Einfluss auf die Aktivität einzelner Muskeln haben. Entsprechend liefert die Studie praxisnahe Vorschläge bei der Anwendung der verschiedenen ASTE, nach welchen in den Werken von Perchthaler (2005) und Doster (2006) trainiert wurde. Die Auswertung mit dem STROBE-Statement erfüllte 12/22 Punkte (Anhang 4) und zeugt von mässiger methodologischer Qualität.

#### **4.4 Perchthaler (2005)**

In der RCT-Studie und Diplomarbeit „Oszillierende Handübungsgeräte am Beispiel des ‚Bodyblade‘ – Eine Untersuchung der Trainingswirksamkeit hinsichtlich des Kraftzuwachses und Mobilität der Rumpfmuskulatur der Lenden- und Brustwirbelsäule“ wurden 19 Studentinnen mit Bodyblade-Training weiteren sieben Studentinnen als Kontrollgruppe gegenübergestellt. Dabei wurden die Maximalkraft der globalen Rumpfbewegungen (Flexion, Extension, Lateralflexion und Rotation) als auch die Beweglichkeit in denselben Richtungen gemessen. Die Trainingspositionen wurden gemäss der vorangegangenen Studie von Rieger et al. (2003) ausgewählt. Nach acht Wochen (zweimal 30 Minuten pro Woche) zeigten sich bei der Trainings-, im Vergleich zur Kontrollgruppe, signifikante Fortschritte bei der isometrischen Maximalkraft (mit Ausnahme der Rotation). Beim Vergleich von pre-test und post-test der Trainingsgruppe, nahm die Kraft in allen Bewegungsrichtungen um durchschnittlich ~30% zu und die Beweglichkeit verbesserte sich ebenfalls signifikant in alle Richtungen. Im Vergleich zur Kontrollgruppe wurde die Beweglichkeitssteigerung aber nicht signifikant. Gemäss Perchthaler (2005) kann ausgeschlossen werden, dass diese beträchtlichen Fortschritte auf Hypertrophie reduziert werden können, weshalb er diese einer verbesserten intramuskulären Koordination attribuiert. Die Auswertung mit der PEDro-Skala erzielte 5/10 Punkte (siehe Anhang 5) und zeugt von mässiger methodologischer Qualität.

#### **4.5 Doster (2006)**

Die RCT-Studie und Diplomarbeit „Das schwingende Blatt – eine empirische Studie über die Effekte des Bodyblades bezüglich der Veränderung chronischer Rückenschmerzen und dem möglichen Zusammenhang zur Kraftentwicklung und der Veränderung der Mobilität“ schliesst sich zeitlich und inhaltlich an die beiden vorangehenden Arbeiten von Rieger et al. (2003) und Perchthaler (2005) an. In dieser Studie wurden ebenfalls die ASTE von Rieger et al. (2003) verwendet und es wurde mittels Bodyblade zweimal wöchentlich trainiert. 19 Trainierende wurden zehn Kontroll-Teilnehmern gegenübergestellt, wobei beide Gruppen chronische Rückenschmerzen aufwiesen. Als Verlaufszeichen wurden die globale Kraft und Beweglichkeit des Rumpfes sowie subjektives Schmerzempfinden verwendet. Die Resultate zeigten keine signifikante Verbesserung bezüglich Kraft und Beweglichkeit auf, jedoch wurden signifikante Veränderungen bezüglich der Schmerzintensität innerhalb der Trainingsgruppe

ausgemacht. Diese Reduktion der Schmerzintensität war aber nicht signifikant stärker als diejenige in der Kontrollgruppe. Das Ausbleiben eines signifikanten Interaktionseffekts zwischen Reduktion der Schmerzintensität und Gruppenzugehörigkeit wurde einerseits den komplexen Faktoren zugeschrieben, welche chronische Schmerzen beeinflussen können. Andererseits wird spekuliert, dass die Dauer von acht Wochen für chronische Schmerzzustände, welche teilweise schon seit 30 Jahren bestehen, nicht ausreichend lang sein könnte. Die Auswertung mit der PEDro-Skala erzielte 4/10 Punkte (Anhang 5) und zeugt von mässiger methodologischer Qualität.

#### **4.6 *Gonçalves, Marques, Hallal, van Dieën (2011)***

Die randomisierte Crossover-Studie „Electromyographic activity of trunk muscles during exercises with flexible and non-flexible pole“ vergleicht die Aktivität der Rumpfmuskulatur bei zwölf Frauen in drei unterschiedlichen ASTE. Dabei werden in allen ASTE zwei unterschiedliche Geräte verwendet. Einerseits eine Flexi-Bar, andererseits ein rigider Stab mit gleicher Länge und gleichem Gewicht. Mittels Oberflächen-EMG wurden der RA, OE, OI, IL (M. iliocostalis lumborum) und die MF unilateral gemessen. Im Vergleich mit dem rigiden Stab, wurde bei der Ausführung mit der Flexi-Bar durchwegs eine erhöhte Aktivität aller Muskeln registriert. Dieser Unterschied wurde aber nur für die Werte des OI signifikant. Auch diese Studie zeigte, bezüglich der ASTE, dass die muskuläre Aktivierung stark von der Ausgangsposition abhängig ist. In stehender Ausführung wurde Muskelübergreifend mehr Aktivität gemessen als in einer sitzenden ASTE. Die Auswertung mit der PEDro-Skala erzielte 6/10 Punkte (Anhang 5) und zeugt von mässig guter methodologischer Qualität.

#### **4.7 *Arora, Button, Basset, Behm (2013)***

In der randomisierten Crossover-Studie „The effect of double versus single oscillating exercise devices on trunk and limb muscle activation“ wurden die Effekte auf die Rumpfmuskulatur eines Bodyblades mit denen einer Flexbar (30cm langer und flexibler Gummistab, keine Flexi-Bar) verglichen. Zwölf Männer eines Universitätscampus schwangen die beiden Geräte dabei in drei unterschiedlichen ASTE, während unilateral die Aktivität von TA und ES-L5, als auch die mehrerer Muskeln der oberen Extremität gemessen wurden. Die Verwendung des Bodyblades ging im Vergleich zur Flexbar mit einer signifikant erhöhten Aktivität der lumbalen Muskulatur einher. Die Unterschiede bei der Unter- und Oberarmmuskulatur erzielte aber keine Signifikanz. Veränderte ASTE

zeigten bis zu 30% grössere Aktivitäten der Muskulatur, in Abhängigkeit der Schwingungsebene. Die Auswertung mit der PEDro-Skala erzielte 7/10 Punkte (Anhang 5) und zeugt von guter methodologischer Qualität.

#### **4.8 *Sánchez-Zuriaga, Vera-García, Moreside, McGill (2009)***

Die Querschnittsstudie „Trunk muscle activation patterns and spine kinematics using an oscillating blade“ untersuchte anhand von bilateralen Oberflächen-EMGs die Muskelaktivität von RA, OE, OI, ES-T9, ES-L3 und ES-L5 bei 13 Männern eines Universitätscampus in unterschiedlichen ASTE unter Anwendung des Bodyblades. Zusätzlich wurde die Kinematik der Wirbelsäule bei den unterschiedlichen Übungen im Sitz und Stand gemessen. Dabei zeigte sich wiederum eine Abhängigkeit der Muskelaktivität von der jeweiligen ASTE. Es gab aber keinen signifikanten Haupteffekt der sitzenden gegenüber der stehenden Position auf die Muskelaktivität. Die Auswertung mit dem STROBE-Statement erfüllte 18.5/22 Punkte (Anhang 4) und zeugt von guter methodologischer Qualität.

#### **4.9 *Moreside, Vera-García, McGill (2007)***

In der Querschnittsstudie „Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces and spine stability when using BodyBlade“ wurden mehrheitlich dieselben Variablen wie bei Sánchez-Zuriaga et al. (2009) an 14 Männern eines Universitätscampus untersucht. Die Unterschiede bestanden in einer zusätzlichen ASTE, mit einem aktiven Bewegungsverlauf des Armes während der Schwingung, und unterlassenen Messungen im Sitzen. Dafür wurde ein zusätzliches Messverfahren an fünf der 14 Probanden angewandt, wobei die Belastung auf die Wirbelsäule auf Höhe L4/L5 errechnet werden konnte. Die Resultate erzielten grosse Übereinstimmungen mit jenen von Sánchez-Zuriaga et al. (2009), vor allem bezüglich der Muskelaktivität in den verschiedenen ASTE. Zusätzlich zeigten Moreside et al. (2007) auf, dass ein gewisses gesundheitliches Risiko bei der Verwendung von Schwingstäben besteht, wenn die angewandte Technik der Probanden fehlerhaft war, bzw. das Bodyblade nicht richtig kontrolliert werden konnte. Die Auswertung mit dem STROBE-Statement erfüllte 18/22 Punkte (Anhang 4) und zeugt von guter methodologischer Qualität.

## 5 Wissenschaftliche Erkenntnisse

Mit der gesichteten Literatur konnten mehrere Aspekte der Fragestellung angegangen werden. Die Ergebnisse der Studien können deshalb in die Abschnitte „Muskuläre Aktivitätsmuster und Koordination“, „Relevanz der Ausgangsstellung“, „Vergleich mit anderen Interventionen“ und „Auswirkungen auf LBP“ unterteilt werden. Um sich die unterschiedlichen Trainingspositionen besser vorstellen zu können, sind die relevanten ASTE im Anhang 6 detailliert dargestellt und werden von nun an mit der zugeteilten Nummer referenziert. Da in der Literatur die drei Ebenen unterschiedlich interpretiert wurden und zwei Studien (Sánchez-Zuriaga et al., 2009; Arora et al, 2013) die Ebenen teilweise falsch verwendet haben, wurden die ASTE in die Frontal-\*, Sagittal-\*, und Transversalebene\* eingeteilt, in welcher der Körper stabilisiert werden muss. So wird z.B. bei Stabilisationsübungen in der Sagittalebene versucht, den Körper mittels Schwingungen des Stabes in Rumpfflexion und -extension zu bewegen. Die Ergebnisse zeigten, dass die Orientierung im Raum (ventral, lateral\*, cranial\*, caudal\*) und die Ausrichtung im Raum (horizontal oder vertikal) des Schwingstabes eine untergeordnete Rolle spielen.

### 5.1 Muskuläre Aktivitätsmuster und Koordination

Anders et al. (2007 & 2008) zeigten auf, dass die Rückenmuskulatur (MF und ES), bei der Stabilisation des Körpers in der Sagittalebene (ASTE 5 & 9), ein phasisches Aktivitätsmuster aufzeigen konnte (nur ASTE 9), während die ventrale und laterale Rumpfmuskulatur (RA, OE und OI) stets kontinuierlich arbeitete (ASTE 5 & 9). Es scheint bereits hier ersichtlich, dass die ASTE einen grossen Einfluss auf die muskulären Aktivitätsmuster haben kann (Abb. 1).

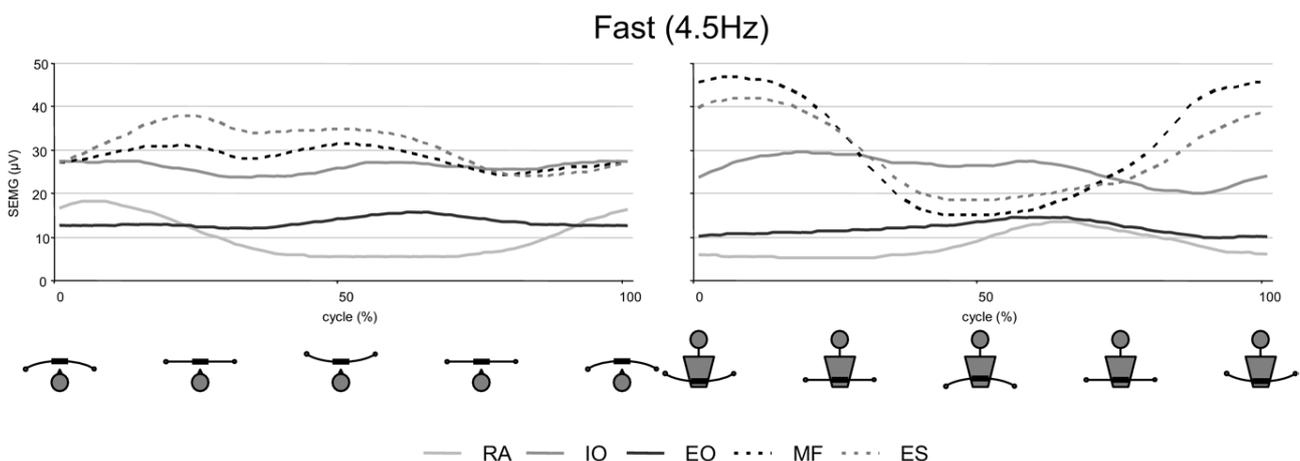
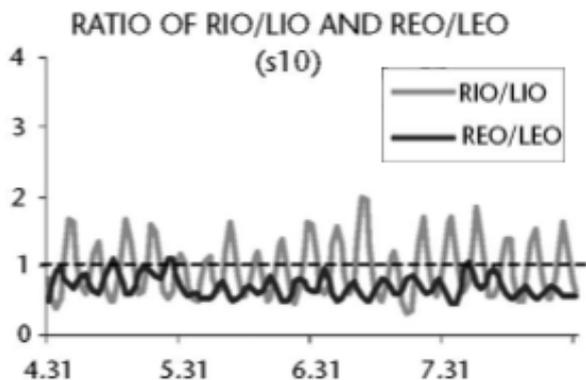
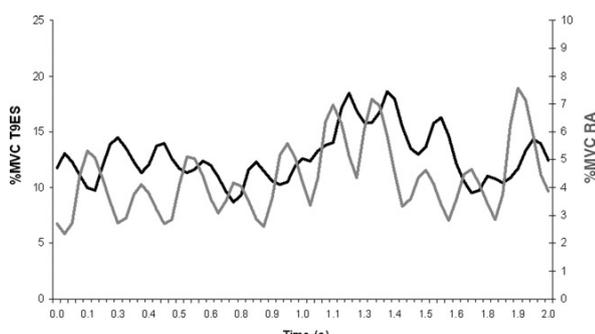


Abb. 1: Aktivitätsmuster der gemessenen Muskulatur in ASTE 5 (links) und ASTE 9 (rechts)

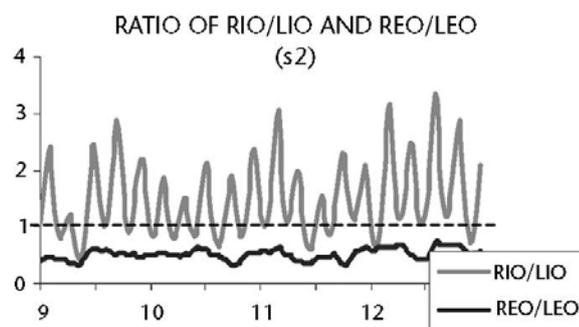
Eine Erhöhung der Schwingungsfrequenz bewirkte nur bei den männlichen Probanden eine signifikant gesteigerte Aktivität einzelner Muskeln in bestimmten ASTE. So verzeichneten RA links, OE rechts, MF links und ES rechts in ASTE 5 signifikante Erhöhungen der Muskelaktivität proportional zur erhöhten Frequenz, während dasselbe bei OI links und OE beidseits in ASTE 9 galt. Moreside et al. (2007) stellten fest, dass die



**Abb. 2: Antiphasische Ko-Aktivität von OE und OI**



**Abb. 3: Antiphasische Ko-Aktivität von ES und RA**



**Abb. 4: Schlechte Koordination von OE und OI**

laterale Rumpfmuskulatur (OE und OI), bei der Stabilisation des Körpers in der Transversalebene (ASTE 11 & 13), ein gegengleiches Aktivitätsmuster aufzeigte (Abb. 2), um die Rumpfrotation während der Schwingung zu minimieren.

Sánchez-Zuriaga et al. (2009) zeigten ebenfalls die antiphasische Ko-Aktivität von OE und OI, als auch von ES und RA (Abb. 3), bei der Stabilisation des Körpers in der Transversalebene (ASTE 13), auf. Diese Ko-Aktivität der Rumpfmuskulatur kann sich laut Perchthaler (2005) während einem achtwöchigen Bodyblade-Training signifikant verbessern. Eine interessante Entdeckung bezüglich guter und schlechter Ausführung machte Moreside et al. (2007) beim Vergleich zweier Probanden. Der erste Proband (Abb. 2, benannt mit „s10“) hatte keine Mühe, das Bodyblade in ASTE 4 in Schwingung zu

halten. Der zweite Proband (Abb. 4, benannt mit „s2“) hatte bezüglich der Koordination des Bodyblades objektiv und subjektiv sichtlich Mühe. Dies wurde mittels EMG-Auswertung ebenfalls sichtbar, da der OI einseitig dominante, phasische Aktivität aufzeigte und das Zusammenspiel mit dem OE nicht zu harmonisieren schien. Die ungenügende Koordination wurde bei der Messung der Wirbelsäulenstabilität bestätigt, welche sich am Rande der Instabilität bewegte.

## **5.2 Relevanz der Ausgangsstellung**

Alle fünf Studien (Rieger et al., 2003; Moreside et al., 2007; Sánchez-Zuriaga et al., 2009; Gonçalves et al., 2011; Arora et al., 2013), welche die Stabilisation des Körpers in unterschiedlichen Ebenen untersuchten, zeigen ein mehrheitlich übereinstimmendes Muster auf. Die Resultate werden im Folgenden in das bereits erläuterte Ebenen-Schema (siehe Kapitel 5) unterteilt.

### **5.2.1 Stabilisationsübungen in der Frontalebene (ASTE 1 & 2)**

Die Frontalebene (Rumpflateralflexion, ASTE 1 & 2) wurde nur von Rieger et al. (2003) untersucht, wobei eine durchschnittliche, nicht herausstechende Aktivität von OE, RA und ES festgestellt wurde. Während der OE und RA in ASTE 1 mehr Aktivität zeigte als in ASTE 2, tauschten die beiden ASTE ihren Rang betreffend ES-Aktivität. Um die lumbale Tiefenmuskulatur spezifisch zu trainieren, können ASTE 1 & 2 folglich nicht als fordernde Übungen angesehen werden. Dies soll koordinative Verbesserungen jedoch nicht ausschliessen.

### **5.2.2 Stabilisationsübungen in der Sagittalebene (ASTE 3 - 9)**

Laut Rieger et al. (2003) zeigte ASTE 4 die grösste Aktivität in RA und ES, während ASTE 8 beim RA auf dem zweiten und beim ES auf dem dritten Platz landete. Dabei wurden sie mit den weiteren ASTE 1, 2, 6, 9, 10 und 13 verglichen. Auch bei Gonçalves et al. (2011) wiesen die ASTE 5 & 7, gegenübergestellt von ASTE 12, bezüglich der Aktivierung des RA und der MF die grössten, allerdings nicht signifikanten Werte auf. Die Erkenntnisse von Sánchez-Zuriaga et al. (2009) dagegen, zeigten eine signifikant höhere Aktivität des RA und ES bei ASTE 4, verglichen mit ASTE 13. Dieselben Resultate lieferte auch die Studie von Moreside et al. (2007). Zusätzlich wurde noch ASTE 11 mit in die Untersuchung einbezogen, welche jedoch bezüglich des RA und ES ebenfalls von ASTE 4 signifikant überboten wurde. Arora et al. (2013) massen als einzige den TA direkt und kamen dabei zum Schluss, dass der TA und ES signifikant mehr Aktivität bei ASTE 3 aufzeigen, im Vergleich zu ASTE 11 & 12. Die Stabilisationsübungen des Körpers in der Sagittalebene (Rumpfflexion und -extension) aktivieren also den RA, TA, ES und die MF am stärksten. Übungen mit den ASTE 3 - 9 stellen somit die effizienteste Möglichkeit zur Aktivierung dieser Muskulatur dar.

### **5.2.3 Stabilisationsübungen in der Transversalebene (ASTE 10 - 13)**

In der Studie von Rieger et al. (2003) zeigte die ASTE 13 vor ASTE 10 die grösste Aktivität des OE. Gonçalves et al. (2011) erzielten signifikant höhere Aktivitätswerte des OE in ASTE 12, gegenüber ASTE 5 & 7. Laut Sánchez-Zuriaga et al. (2009) aktiviert die ASTE 13 den OE und OI signifikant mehr als es die ASTE 4 macht. Auch Moreside et al. (2007) stellen die ASTE 13 bezüglich OE- und OI-Aktivität vor ASTE 4. Entsprechend den beiden anderen Ebenen, beanspruchen die Stabilisationsübungen in der Transversalebene (Rumpfrotation) den OE und OI am meisten.

### **5.2.4 Vergleich von Sitz und Stand**

Bezüglich dem Vergleich von Sitz und Stand zeigten Gonçalves et al. (2011) eine gesteigerte Aktivität der gemessenen Muskulatur (OE, OI, MF, RA und IL) im Stand, wobei aber lediglich die Werte des OI Signifikanz aufwiesen. Während die Resultate von Sánchez-Zuriaga et al. (2009) dieses Ergebnis bestätigen, verzeichnete der ES-L5 mehr Aktivität im Sitz.

## **5.3 Vergleich mit anderen Interventionen**

Gonçalves et al. (2011) verglichen einen oszillierenden und einen rigiden Stab mit denselben Massen und Gewicht. Dabei erzeugte der oszillierende Stab zwar eine höhere Aktivität aller gemessenen Muskeln (RA, OE, OI, MF und ES), doch lediglich der Unterschied der OI-Aktivität wurde statistisch signifikant. Arora et al. (2013) stellten das Bodyblade der Flexbar (kurzer Gummistab) gegenüber. Beide Geräte werden in Schwingung versetzt, wobei der wesentliche Unterschied, zusätzlich zur Kürze der Flexbar, im einhändigen Griff am Ende des Stabes liegt. Die muskuläre Aktivität erzielte bei diesem Vergleich jedoch keine signifikanten Unterschiede, obwohl auch hier wieder durchgehend höhere Werte für das Bodyblade (TA und ES) gemessen wurden.

Moreside et al. (2007) verglichen die einwirkenden Kompressionskräfte auf die Wirbelsäule in Höhe L4/L5 bei grosser und kleiner Schwingungsamplitude mit üblichen Kräftigungsübungen. Eine kleine Amplitude erzeugte um die 2'000N, welches unter den Werten des ruhigen Sitzes (2'853N) oder Bridging\* (2'864N) liegt. Eine grosse Schwingungsamplitude erzielte mit 4'328N deutlich höhere Kompressionskräfte, auch im Vergleich zu normalen Rumpfbeugen (3'422N).

Ebenso zeigte beim Vergleich der Wirbelsäulenstabilität mit üblichen Kräftigungsübungen das Bodyblade, bei koordinierter Anwendung, etwas höhere Werte. Das Bodyblade erzeugte bei grosser Amplitude einen Maximalwert von 1'363Nm/rad, während die Werte aus referenzierter Literatur bei Bridging auf 1'031Nm/rad und bei Side-Bridging\* auf 1'292Nm/rad kam (Moreside et al., 2007).

Der Vollständigkeit halber werden unter Anhang 2 die in der Literatur referenzierten Aktivitätslevels (relativiert nach MVIC) bei üblichen Interventionen den Aktivitätslevels bei der Verwendung des Bodyblades gegenüber gestellt. Weiter sind unter Anhang 3 detaillierte Informationen zu der Durchführung der MVIC-Messungen aufgeführt.

#### **5.4 Auswirkungen auf LBP**

Ob das Training mit oszillierenden Stäben einen Einfluss auf chronische, nicht konstante Rückenschmerzen haben kann, wird lediglich in der Diplomarbeit von Doster (2006) untersucht. 74% der Teilnehmer der Trainingsgruppe gaben eine subjektiv positive Veränderung an, wobei der dafür meist genannte Grund mit 47% das Bodyblade-Training war, gefolgt von „regelmässigem Bewegen“ (20%), „keiner Angabe“ (20%), „Blockierung gelöst durch Chiropraktiker“ (6.5%) und „gezielte Ansprache der Region“ (mentaler Fokus, 6.5%). Auf die Lendenwirbelsäule bezogen, klagten anfangs 13 und nach acht Wochen noch zehn Teilnehmer über Schmerzen.

Die durchschnittlichen Veränderungen der Schmerzintensitäten auf der VAS („Visual Analog Scale“) sollen hier kurz aufgelistet werden. Dabei reichen die Werte von 0-10, wobei 0 für keine Schmerzen und 10 für maximale Schmerzen steht:

- Momentane Schmerzintensität von 3,80 → 2,25
- Durchschnittliche Schmerzintensität von 3,86 → 2,89
- Stärkste Schmerzintensität von 6,43 → 5,50
- Schwächste Schmerzintensität von 1,60 → 1,00

Die Reduktion des subjektiven Schmerzausmasses auf diesen vier Skalen wurde zwar signifikant innerhalb der Trainingsgruppe zwischen den zwei Erhebungszeitpunkten, doch diese Reduktion war nicht signifikant stärker als bei der Kontrollgruppe. Zur Erhebung dieser Daten wurden geführte Schmerztagebücher sowie ein systematischer Fragebogen, welche von den Teilnehmern persönlich ausgefüllt wurde, verwendet.

## 6 Diskussion der Ergebnisse

Um den Überblick zu wahren, werden die gewonnenen Erkenntnisse anschliessend in der gleichen Unterteilung kritisch betrachtet und diskutiert. Zuvor sollen jedoch noch wesentliche, themenübergreifende Punkte erwähnt werden:

- Platzierung der Oberflächen-EMGs

Die teilweise unterschiedlich gewählten Platzierungen der Oberflächen-EMGs müssen beim direkten Vergleich der Ergebnisse berücksichtigt werden. Obschon die Elektroden-Platzierung oft nur um wenige Zentimeter variiert, schliesst dies eine Beeinflussung der Ergebnisse nicht aus. Bei Rieger et al. (2003) wurde die genaue Platzierung der Oberflächen-EMGs komplett weggelassen. Die Details der EMG-Messungen sind in Anhang 7 tabellarisch aufgeführt.

- Crosstalk\*

Bei jeder Messung mittels Oberflächen-EMGs besteht die Möglichkeit, dass Interferenzen von anderen Muskeln miterfasst werden und das Ergebnis entsprechend verfälschen. Besonders bei MVIC-Messungen, welche die Maximalkraft einzelner Muskeln messen, entsteht physiologisch eine Ko-Aktivität von Synergisten\*. Falls diese im Einzugsgebiet der Elektrode liegen, kann die gemessene Aktivität verstärkt werden. Die Studie von Arora et al. (2013) beschreibt eine gewisse Wahrscheinlichkeit, dass die Messung des TA mit Crosstalk des OI einhergehen und somit nicht vollständig voneinander differenziert werden könnte. Da die Elektrodenpositionierung stark deren des OI in anderen Studien ähnelt, kann aber auch bei deren Messungen gewisser Crosstalk des TA nicht ausgeschlossen werden. Insofern sollte beachtet werden, dass die Ergebnisse des TA bzw. OI ineinander fliessen können.

- Unilaterale\* Messungen

Die Studien von Gonçalves et al. (2011) und Arora et al. (2013) platzierten Oberflächen-EMGs lediglich auf der dominanten Körperseite. Dass ein kontralateraler\* Muskel, wie z.B. der OI und OE bei rotierenden Bewegungen, aufgrund biomechanischer Voraussetzungen die grösste Aktivität aufweisen kann (Schünke, Schulte und Schumacher, 2007), wurde vernachlässigt.

- Schwingungsamplitude

Lediglich zwei Studien (Anders et al., 2007 & 2008) erwähnen, dass die Schwingungsamplitude während den Übungen kontrolliert und ein Mindestwert nicht unterschritten wurde. Da die Schwingungsamplitude direkt mit der aufzubringenden Kraft in Verbindung steht, ist es möglich, dass nicht signifikante Werte auf eine zu geringe Schwingungsamplitude zurückzuführen sind. Entsprechend wäre nur eine Tendenz ersichtlich.

- Teilnehmerzahl

Kleinere Effektgrößen benötigen grössere Stichproben um statistisch nachgewiesen werden zu können. So besteht die Möglichkeit, dass die durchwegs kleinen Stichprobengrößen (2x12, 2x19, je 1x13, 14, 20, 30) ein Grund dafür sind, weshalb oft keine/ wenige signifikanten Unterschiede erfasst werden konnten.

- Vorgängige Übungsmöglichkeiten

Alle Studien mit ein- oder zweimaligen Messungen ermöglichten den Probanden, sich mit dem oszillierenden Stab vertraut zu machen. Demnach können Anfangsschwierigkeiten bei der Handhabung ausgeschlossen werden.

## **6.1 Muskuläre Aktivitätsmuster und Koordination**

Drei Studien (Moreside et al., 2007; Anders et al., 2008; Sánchez-Zuriaga et al., 2009) zeigten (anti-)phasische muskuläre Aktivitätsmuster auf und beschränkten sich dabei auf zwei unterschiedliche ASTE. Dadurch wird ersichtlich, dass solche Ko-Kontraktionen teilweise notwendig sind und zu einer gut stabilisierten Lendenwirbelsäule gehören. Dennoch darf nicht vernachlässigt werden, dass es sich dabei nur um einzelne Muskelpaare handelt und in anderen ASTE die tonische Aktivität der Muskulatur überwiegt. Des Weiteren zeigt Anders et al. (2007) mittels weiteren Referenzen auf, dass die Verhältnisse der Rumpfmuskulatur zueinander stark von der Aktivität abhängt. Allenfalls zu erkennende Muster bei der Verwendung von oszillierenden Stäben können somit nicht ohne Vorbehalt auf andere statische oder dynamische Aktivitäten übertragen werden. So erscheinen die Erkenntnisse der Aktivitätsmuster lediglich als Referenz für weitere Untersuchungen, idealerweise bei Teilnehmern mit LBP, relevant zu sein.

Die Annahme von Perchthaler (2005), dass die effizientere intra- und intermuskuläre Koordination für den Kraftzuwachs von durchschnittlich 30% verantwortlich ist, beruht auf der kurzen Dauer des Trainings. So könne eine Verbesserung der globalen Rumpfkraft in

diesem Masse durch Hypertrophie ausgeschlossen werden, weil diese Trainingsform erst ab zwölf Wochen Auswirkungen zeigen würde. Dabei wurde jedoch die Muskulatur nicht einzeln mittels EMG, sondern global in Form der Isometrie\* gemessen. Eine muskelspezifische Aufstellung der Kraftzunahme wird also nicht aufgezeigt. Des Weiteren erreichte auch die Kontrollgruppe in der Studie von Perchthaler (2005) eine signifikante Steigerung der Kraft in fünf von sechs Messungen um durchschnittlich 12%. Wieso eine sportlich inaktive Gruppe innerhalb von acht Wochen einen solchen Kraftzuwachs erfährt, bleibt dahingestellt und relativiert die Erkenntnisse. Dennoch haben die Teilnehmer laut Perchthaler (2005) bereits nach zwei Wochen klare Fortschritte in der Handhabung gezeigt, indem sie grössere Schwingungen erreichten und diese zudem länger aufrechterhalten konnten. Deshalb sollte von einer verbesserten muskulären Koordination ausgegangen werden können.

Vier Studien (Moreside et al., 2007; Anders et al., 2008; Sánchez-Zuriaga et al., 2009; Gonçalves et al., 2011) zeigten auf, dass die OI-Aktivität übergreifend den grössten Zuwachs erfährt. Ob dies auf Crosstalk des TA zurückzuführen ist, welcher oftmals als Schlüsselmuskel benannt wird, lässt sich abschliessend weder belegen noch verwerfen. Insofern scheint eine spezifische Zuteilung der Aktivität zum OI nicht vertretbar.

Die Untersuchung von Moreside et al. (2007) zeigt die Folgen von einer unkoordinierten, arrhythmischen Anwendung auf die Wirbelsäulenstabilität auf. Obwohl sich die Wirbelsäule bei schlechter Technik an der unteren Stabilitätsgrenze bewegte, wurde die Stabilitätsmarke interessanterweise nie unterschritten. Davon könnte abgeleitet werden, dass die Selbstregulation (siehe Kapitel 3) der oszillierenden Stäbe bei unzureichender Stabilität funktioniert. Bei lediglich einer Versuchsperson ist eine solche Annahme, aufgrund der sehr geringen externen Validität, aber nicht angebracht. Ausserdem misst die beschriebene Technik ausschliesslich zwei Endpunkte (Sakrum und Höhe T12), weshalb die Bewegungen auf segmentaler Ebene nicht nachvollzogen werden können. Solange die Segmente physiologisch korrekt zueinander stehen, liefert die Messung berechenbare Resultate. Aber bei ungleichmässigen Bewegungen der Segmente der Lendenwirbelsäule, wie es unterschiedliche Pathologien (z.B. Anterolisthesis\*) aufweisen, würde dieses System wahrscheinlich keine genauen Daten liefern können.

## **6.2 Relevanz der Ausgangsstellung**

Die unauffälligen Werte bei den Stabilisationsübungen in der Frontalebene könnten anhand biomechanischer und anatomischer Gegebenheiten erklärt werden. So kann man annehmen, dass die Aktivität des M. quadratus lumborum in der Frontalebene herausstechen würde, da er als Hauptmuskel für die Lateralflexion des unteren Rumpfes zuständig ist. Leider wurde dieser Muskel in keiner Studie mittels EMG erfasst. Womöglich ist er über Oberflächen-EMG nicht zu erreichen, weshalb die Annahme spekulativ bleibt.

Bei den Stabilisationsübungen in der Sagittalebene wurden teils sehr unterschiedliche Werte gemessen. Dass z.B. bei Rieger et al (2003) die ASTE 6 & 9 keine hohen Werte von RA und ES aufzeigten, obwohl sie den Körper ebenfalls in der Sagittalebene destabilisieren, kann womöglich mit der Ausrichtung der Schwingung erklärt werden. Während ASTE 4 & 8 den Schwung im rechten Winkel zum Lastarm (den gestreckten Armen) ausüben, verläuft der Vektor bei ASTE 6 & 9 parallel zum Lastarm. Durch diesen axialen Kraftvektor auf das Schultergelenk, kann die Schwingung bereits im Ellbogengelenk teilweise absorbiert werden, wodurch der Rumpf weniger destabilisiert wird. Auch bei Gonçalves et al. (2011) erzeugte der oszillierende Stab lediglich beim OI signifikant höhere Aktivität. Da die ASTE 5, 7 & 12 aber alle in das bereits besprochene Konzept der axialen Belastung passen, kann auch hier wieder argumentiert werden, dass durch Schwingungen im rechten Winkel zum Lastarm wahrscheinlich auch bei anderen Muskeln eine signifikante Steigerung erzielt werden könnte.

Weiter zeigte der OI bei Gonçalves et al. (2011) in der Transversalebene in ASTE 7 & 12 gleiche Werte auf, obwohl die rotierende Komponente von ASTE 12 gemäss dem bereits vorgestellten Ebenen-Schema mehr OI-Aktivität erzeugen sollte. Eine plausible Erklärung der gleichen OI-Aktivität in ASTE 7 & 12 könnte die erwähnte Problematik der unilateralen Messung sein. Gonçalves et al. (2011) verwendete unilaterale Elektroden auf der dominanten Seite, weshalb der kontralaterale OI nicht gemessen wurde. In der Studie von Anders et al. (2008), welche Stabilisationsübungen in der Sagittalebene untersuchten, wurde erkannt, dass bei Rechtshändern der rechte RA und OE und der linke OI im jeweiligen Seitenvergleich dominierten. Entsprechend wahrscheinlich scheint es, dass bei ASTE 12 (Stabilisationsübung in der Transversalebene, mit Fokus auf OE- und OI-Aktivität) der kontralaterale OI im Seitenvergleich deutlich höhere Aktivität aufzeigen würde.

In der Transversalebene zeigte bei Rieger et al. (2003) die ASTE 13 (beidhändig) mehr OE-Aktivität als die ASTE 10 (einhändig). Eine Erklärung hierfür könnte sein, dass bei der einhändigen Variante mit dem Arm lateral gestreckt, vermehrte Aktivität und Kompensation der Arm- und Schultermuskulatur auftritt. Durch die Fixierung beider Arme werden die Schwingungen direkter auf den Rumpf übertragen, sodass sich die Arme nur minim an der Schwingung und deren Initiierung beteiligen können.

Eine sitzende ASTE zeigt mehrheitlich weniger Aktivität auf (Sánchez-Zuriaga et al., 2009; Gonçalves et al., 2011). Diese Resultate entsprachen den jeweiligen Erwartungen und zeigen auf, dass bei Schwierigkeiten im Stand der Übergang in den Sitz eine mögliche Degression darstellt. Dass es noch weitere, einfachere ASTE als den aufrechten Stand gibt, wurde in der Literatur nicht untersucht. Trotzdem kann spekuliert werden, dass ASTE mit grösseren Unterstützungsflächen die Anwendung weiter vereinfachen könnten.

### **6.3 Vergleich mit anderen Interventionen**

Sánchez-Zuriaga et al. (2009) verwendeten die gleichen ASTE für die MVIC-Messungen, wie es Moreside et al. (2007) vorangehend getan hatten. Deshalb lassen sich die entsprechenden Werte direkt vergleichen. Bei der Messung des ES besteht jedoch ein wesentlicher Unterschied zwischen Arora et al. (2013) und den anderen beiden Studien. Alle drei führten die Messung in Bauchlage und ohne manuellen Widerstand durch. Doch während Arora et al. (2013) den ganzen Körper unterlagert hatte, liessen Sánchez-Zuriaga et al. (2009) und Moreside et al. (2007) die Probanden mit dem Oberkörper über eine Tischkante hängen. Damit verkleinerten sie die Unterstützungsfläche wesentlich und verlangten den Probanden übergreifend mehr Aktivität ab. Deshalb kann angenommen werden, dass die MVIC-Werte bei Arora et al. (2013) aufgrund der ASTE noch höher hätten ausfallen können. Des Weiteren verwendete Arora et al. (2013) für die TA-Messung die Instruktion „den Bauchnabel so fest als möglich zur Wirbelsäule zu ziehen“ ohne eine Art von Widerstand oder taktiler Hilfe zu geben. Inwiefern diese Ausführung den effektiven Maximalwert des TA widerspiegelt, ist fraglich. Damit würden die gemessenen Werte bei der Verwendung des oszillierenden Stabes nach unten korrigiert, da sie in Relation der Maximalwerte stehen. Dafür bedecken die dort verwendeten Elektroden, welche mit einem Durchmesser von 3cm deutlich grösser als in den anderen Studien sind (1cm, wo beschrieben), eine wesentlich grössere Fläche. Entsprechend wahrscheinlicher ist das Auftauchen von Crosstalk, was zu höheren Werten führen kann. Anders et al. (2008)

verzichteten auf MVIC-Messungen, unter anderem weil Studien belegten, dass dynamische MVIC-Werte die statischen MVIC-Werte deutlich übertreffen können. Dies sollte beim Betrachten der gemessenen Werte, relativiert nach MVIC, unter Anhang 2 berücksichtigt werden.

Übergreifend über alle Messungen der muskulären Aktivität muss beachtet werden, dass eine bessere Koordination des oszillierenden Stabes in einer geringeren muskulären Aktivität resultiert. Diese Schlussfolgerung basiert auf der Theorie des „Motor Learning“ (Lederman, 2010). Entsprechend erzeugen Anfänger höhere Messwerte und können somit ein Ergebnis im Vergleich mit anderen Interventionen verfälschen.

In der Studie von Arora et al. (2013) fehlt gemäss dessen Untersuchungen nur wenig um die Signifikanz gegenüber der Flexbar zu erreichen ( $p = 0.06$  &  $0.16$  für ES und TA). Dennoch wird auf einer Abbildung ohne genaue Werte der Unterschied als signifikant markiert. Ausserdem sind die aufgelisteten Werte über alle ASTE gemittelt, sodass allfällige signifikante Ergebnisse bezüglich spezifischer ASTE unerwähnt bleiben. In Anbetracht dieser Umstände sind die Ergebnisse der Studie stark zu relativieren.

Die gemessenen Kompressionskräfte bei Moreside et al. (2007) zeigen, dass das Bodyblade durchaus in der Lage ist, die Rumpfmuskulatur zu starker Haltearbeit anzuregen. Dafür muss aber auch in Betracht gezogen werden, dass eine zu grosse Schwingungsamplitude die Wirbelsäule entsprechend gefährden könnte, wenn die notwendige Koordination nicht erreicht wird. Da sich diese Ergebnisse von Moreside et al. (2007) jedoch lediglich auf vier getestete Probanden stützen, muss die Aussagekraft relativiert werden.

#### **6.4 Auswirkungen auf LBP**

Da die Diplomarbeit von Doster (2006) die komplette Wirbelsäule miteinbezog und somit chronische Schmerzen der HWS, BWS und LWS (Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule) in den Gruppen durchmischt wurden, konnten die meisten Resultate nicht spezifisch auf die LWS reduziert werden. Die einzige Aussage, welche sich hierauf beschränken lässt, ist die Anzahl von schmerzhaften LWS. So waren es anfangs 13 und nach acht Wochen noch zehn Teilnehmer, welche über Schmerzen im Bereich der LWS klagten. Die anderen Ergebnisse bezogen sich übergreifend auf alle Bereiche der Wirbelsäule und zeigten dabei keine signifikanten Gruppenunterschiede.

Des Weiteren kann beim Vergleich der Trainings- und Kontrollgruppe die fehlende Ähnlichkeit bemängelt werden. Dazu gehören das Durchschnittsalter (Trainingsgruppe = 37,1 Jahre, Kontrollgruppe = 32,4 Jahre), die durchschnittliche Leidensdauer an Rückenschmerzen (Trainingsgruppe = 8,5 Jahre, Kontrollgruppe = 6,11 Jahre) und die sportliche Aktivität (Trainingsgruppe = 3,2 Stunden pro Woche, Kontrollgruppe = 4,6 Stunden pro Woche). Bei einem statistischen Vergleich des Alters, der Dauer der Rückenschmerzen und der Anzahl Stunden ausgeübten Breitensports der Kontroll- und Trainingsgruppe, kann bei konservativer Testung ( $p < 0.20$ ) nicht ausgeschlossen werden, dass es einen signifikanten Unterschied im Alter ( $t=1.54$ ,  $p=0.14$ ,  $df=27$ ), als auch in der Anzahl Stunden ausgeübten Breitensports ( $t=1.37$ ,  $p=0.18$ ,  $df=27$ ) zwischen den beiden Gruppen gibt. Im Hinblick auf die Dauer der bestehenden Rückenschmerzen unterscheiden sich die Gruppen hingegen nicht signifikant ( $t=0.68$ ,  $p=0.50$ ,  $df=27$ ). Die sportliche Aktivität wurde zwar bei den Einschlusskriterien soweit begrenzt, dass kein muskuläres Aufbautraining der Wirbelsäule mitinbegriffen sein durfte. Dennoch waren zwei Teilnehmer der Trainingsgruppe in physiotherapeutischer Betreuung. Insofern dürfte dies die Gegenüberstellung der beiden Gruppen und die damit verbundenen insignifikanten Ergebnisse in Frage stellen. Eine fokussierte Betrachtung der Werte innerhalb der Trainingsgruppe scheint deshalb aussagekräftiger zu sein. Dabei dürfen die üblichen, durch eine Kontrollgruppe ausgeschalteten Faktoren wie die Spontanheilung, Placebo-Effekt oder soziale Erwünschtheit\* aber nicht übergangen werden.

Darüber hinaus wurden weder die Intensität noch die Schwingungsamplitude vorgegeben, sodass die Teilnehmer die Stärke, und damit die Anforderungen an die Rumpfmuskulatur, nach eigenem Ermessen dosieren konnten. Es erscheint nachvollziehbar, dass Trainierende mit Schutzhaltungen weniger an die Grenzen gehen würden. Der Durchschnitt der subjektiv angegebenen Erschöpfung mittels Borg-Skala (von 0-10) liegt mit 3.92 eher tief. Diese Vermutung wird zusätzlich vom Vergleich der beiden Diplomarbeiten von Perchthaler (2005) und Doster (2006) unterstützt. Bei beiden wurden die gleichen Messsysteme, die gleiche Trainingsdauer und die gleichen ASTE verwendet. Jedoch zeigte im Gruppenvergleich lediglich die Studie von Perchthaler (2005) signifikante Steigerungen der Kraft, während bei Doster (2006) keine Signifikanz erzielt wurde.

Die Teilnehmer wurden zwar befragt, wann ihre Schmerzen auftraten, jedoch wurden detaillierte Informationen, im Sinne einer genauen Anamnese, nicht erhoben. Somit konnte

die Möglichkeit eines individuell angepassten Trainings mit dem Bodyblade nicht wahrgenommen werden. Eine spezifischere Analyse der muskulären Aktivierung bei den Patienten, wie sie in den Untersuchungen von Hodges und Richardson (1996 & 1998) gemacht wurde, hätte zudem nützliche Hinweise über die Schmerzursache der Teilnehmer geben können. Falls keine Abweichungen von der Norm (veränderte motorische Kontrolle und verzögerte Reaktion der Muskulatur) festgestellt worden wären, hätten diese Teilnehmer ausgeschlossen werden können. Mit den verwendeten Einschlusskriterien wurde dies jedoch nicht berücksichtigt, womit eventuell auch andere Ursachen von LBP bei den Teilnehmern vorlagen. So würden Schmerzen aufgrund von unzureichender Kraft keine Besserung erfahren, da mittels Bodyblade-Training innerhalb von acht Wochen laut Perchthaler (2005) keine Hypertrophie erreicht werden kann.

Die Dauer von acht Wochen bei chronischen Schmerzen (mit bis zu 30-jähriger Geschichte) scheint zudem eher kurz bemessen zu sein, um wesentliche Änderungen bewirken zu können.

## 7 Zusammenfassung

Die Ergebnisse der betrachteten Literatur zeigen auf, dass die lumbale Tiefenmuskulatur mit oszillierenden Stäben sehr spezifisch aktiviert werden kann. Dabei spielt die ASTE eine entscheidende Rolle um zu bestimmen, welche Muskeln oder Muskelpaare vermehrt miteinbezogen werden. Eine detaillierte Aufstellung einzelner Muskelaktivitäten bezogen auf den verwendeten Schwingstab, die eingenommene ASTE, die Schwingungsamplitude und weitere mitwirkende Parameter wird praktisch verunmöglicht. Die Frage, in welcher ASTE bestimmte Muskulatur phasisch oder tonisch arbeitet, konnte aufgrund der zu spärlich ausgefallenen Resultate nicht abschliessend beantwortet werden. Ausserdem zeigen die Aktivitätsmuster laut Anders et al. (2008) bereits wesentliche Unterschiede zwischen statischen und dynamischen Alltagsaktivitäten (Stehen und Gehen). Entsprechend könnten detaillierte Resultate lediglich auf die Anwendung des Bodyblades übertragen werden.

In der Gesamtheit betrachtet wird allerdings klar, dass sich die lumbale Rumpfmuskulatur wohl nicht so einfach in stabilisierende oder mobilisierende Funktionen eingliedern lässt, sondern ein koordiniertes Zusammenspiel aller Muskeln benötigt wird. Eine grobe Zuordnung der Muskulatur zu unterschiedlichen ASTE wird mit dem beschriebenen Ebenen-Schema und den aufgelisteten ASTE unter Anhang 6 ermöglicht. So wird die ventrale und dorsale Rumpfmuskulatur (RA, ES und MF) bei Stabilisationsübungen in der Sagittalebene am meisten gefordert, während die rotierende, seitliche Rumpfmuskulatur (OE und OI) bei Stabilisationsübungen in der Transversalebene die grösste Aktivität und koordiniertes Zusammenspiel zeigt.

Die Erkenntnisse aus der studierten Literatur lassen darauf schliessen, dass die intra- und intermuskuläre Koordination bereits durch ein achtwöchiges Training verbessert werden kann. Diese Koordination wird laut der aktuellen Wissenslage einerseits als prädestinierender Faktor für LBP gewertet, andererseits ist sie bei Sportlern oder körperlich aktiven Personen von enormer Wichtigkeit um Verletzungen vorzubeugen. Aber auch in der Rehabilitation nach Rückenoperationen könnte ein moderates Training in der späten Proliferationsphase angebracht sein um die irritierte oder inhibierte Muskulatur wieder ins Gleichgewicht zu bringen. Dabei kann mit angepasster Wahl der ASTE die gewünschte Muskulatur vermehrt aktiviert und andere Muskulatur oder passive Strukturen geschont werden. Die drei Prinzipien des Transfers, des externen Fokus und der

Bewegungsökonomie unterstützen bei der Anwendung von oszillierenden Stäben den funktionellen Einbezug.

Ein wesentlicher Punkt, den es bei der Anwendung zu beachten gilt, ist die korrekte Ausführung. Falls der Anwender bei der Ausführung Mühe bekundet, sollte die ASTE solange in Richtung Degression (ASTE, Schwingungsamplitude, Frequenz, Beidhändigkeit, etc.) angepasst werden, bis die Wirbelsäule stabilisiert werden kann. Ansonsten besteht die Möglichkeit, dass die Schwingungen von den passiven Strukturen der Wirbelsäule absorbiert werden und eine Instabilität sogar gefördert wird.

Glücklicherweise wird ein Verlust der Koordination subjektiv als auch objektiv schnell ersichtlich, sodass bei gegebener Aufmerksamkeit des Instructors/Physiotherapeuten rechtzeitig interveniert werden kann. Dank der einfachen Erfolgskontrolle können Anwender nach einer kurzen Instruktion selbstständig üben und benötigen lediglich bei einer Steigerung der Anforderungen weitere Anweisungen. Initial ist jedoch wichtig, dass allfällige Pathologien einer instabilen Wirbelsäule abgeklärt und das Trainingsprogramm daran angepasst wird. Besonders die Kompressions-Intoleranz der Wirbelsäule (z.B. bei Frakturen der Lendenwirbelkörper) stellt eine Kontraindikation der Anwendung dar. Theoretisch kann die ASTE noch weiter spezifiziert werden, um Beschwerden bei bestimmten Haltungen/Bewegungen anzugehen. Entsprechend könnte diese Ausgangsposition durch einen oszillierenden Stab ergänzt werden.

Bezüglich der Wirksamkeit bei LBP konnten keine definitiven Ergebnisse erfasst werden, obwohl eine nicht signifikante Tendenz zur Besserung sichtbar war. Eine allgemeine Behandlung von unspezifischem LBP mittels oszillierenden Trainingsgeräten scheint nicht indiziert.

## 8 Schlussfolgerung

Oszillierende Stäbe stellen eine Möglichkeit dar, die weitverbreitete Rückenschule mit einem funktionellen Ansatz in die Prävention und Rehabilitation von Rückenproblematiken zu integrieren. Dabei kann der Fokus durch die Wahl der Ausgangsstellung an die Problematik angepasst werden. Folglich scheint die Anwendung von oszillierenden Stäben in der Physiotherapie gerechtfertigt und üblichen Trainingsprogrammen aufgrund der einfacheren und ökonomischeren Anwendung überlegen. Mit den Erkenntnissen dieser Arbeit sollte es im Berufsalltag möglich sein, Schwachstellen der muskulären Koordination festzustellen und entsprechend zu trainieren. Eine grosse Auswahl an unterschiedlichen ASTE lässt angepasste Degression/Progression zu, weshalb die Trainingsmethode nicht auf einzelne Problematiken beschränkt bleiben muss. Drei Regeln zur Verwendung von oszillierenden Stäben lassen sich schlussfolgern:

- Schwingungen senkrecht zum Hebelarm zeigen mehr Aktivität
- Zweihändige Übungen übertragen die Schwingungen direkter auf den Rumpf
- Eine grössere Unterstützungsfläche vereinfacht die Übung

In Zukunft wäre es wünschenswert, wenn sich Forschungen auf aktivitätsbezogene Haltungen und Bewegungen fokussieren um die Wirksamkeit von oszillierenden Stäben in diesem Kontext zu untersuchen. Dabei sollte der Horizont der Messungen um Synergisten der Rumpfmuskulatur (z.B. M. quadratus lumborum und M. latissimus dorsi) erweitert werden. Denn rein anatomisch und biomechanisch gesehen, besitzen diese Muskeln ebenfalls die Möglichkeit, die lumbale Wirbelsäule zu stabilisieren.

Welche prädestinierenden Eigenschaften eine gute Koordination des oszillierenden Stabes begünstigen, und wie ungenügende Koordination, bei ausbleibender Schwingung des Stabes, verbessert werden kann, wären auch Aspekte zukünftiger Untersuchungen. Des Weiteren ist zu hoffen, dass Studien in Zukunft auf spezifische Krankheitsbilder von LBP ausgerichtet werden, um auf diesem Gebiet mehr Licht ins Dunkel zu bringen. Entsprechend bleibt offen, bei welchen Ursachen von LBP die Anwendung von oszillierenden Stäben von Nutzen sein könnte. Auch bleibt es fraglich, ob sich der Anwendungsbereich in höhere Altersregionen (z.B. Rentenalten) erstreckt.

## 9 Verzeichnisse

### 9.1 Literaturverzeichnis

- Akuthota, V., Nadler, S. (2004). Core Strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85, 86-92.
- Anders, C., Wenzel, B., Scholle, HC. (2007). Cyclic upper body perturbations caused by a flexible pole: Influence of oscillation frequency and direction on trunk muscle coordination. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 20, 167-175.
- Anders, C., Wenzel, B., Scholle, HC. (2008). Activation Characteristics of Trunk Muscles During Cyclic Upper-Body Perturbations Caused by an Oscillating Pole. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89, 1314-1322.
- Arora, S., Button, D., Basset, F., Behm, D. (2013). The effect of double versus single oscillating exercise devices on trunk and limb muscle activation. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 8, 370-380.
- Bodyblade Homepage. Heruntergeladen von <http://www.bodyblade.com> am 13.02.2014
- BIOSWING Homepage. Heruntergeladen von <http://www.bioswing.de/therapiesysteme/bioswing-propriomed/propriomed> am 13.02.2014
- Doster, M. (2006). *Das schwingende Blatt - Eine empirische Studie über die Effekte des Bodyblades bezüglich der Veränderung chronischer Rückenschmerzen und dem möglichen Zusammenhang zur Kraftentwicklung und der Veränderung der Mobilität.* (Diplomarbeit). Institut für Sportwissenschaft der Eberhard-Karls-Universität Tübingen.
- Flexi-Bar Homepage. Heruntergeladen von <http://flexi-bar.com/ch/de/home> am 13.02.2014
- Gonçalves, M., Marques, NR., Hallal, CZ., van Dieën, JH. (2011). Electromyographic activity of trunk muscles during exercises with flexible and non-flexible poles. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 24, 209-214. doi:10.3233/BMR-2011-0297

- Hodges, P., Richardson, C. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21, 2640-2650.
- Hodges, P., Richardson, C. (1998). Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *Journal of Spinal Disorders*, 11, 46-56.
- Knežević, O., Mirkov, D. (2013). Trunk muscle activation patterns in subjects with low back pain. *Vojnosanit Pregl*, 70, 315–318. doi:10.2298/VSP1303315K
- Lederman, E. (2010). The myth of core stability. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14, 284-98. doi:10.1016/j.jbmt.2009.08.001
- Lund, J., Donga, R., Widmer, C., Stohler, C. (1991). The painadaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 69, 683-694.
- Luque-Suárez, A., Díaz-Mohedo, E., Medina-Porqueres, I., Ponce-García, T. (2012). Stabilization Exercise for the Management of Low Back Pain. In A. Norasteh (Hrsg.), *Low Back Pain* (p. 261-292). Rijeka: InTech Europe.
- Moreside, JM., Vera-Garcia, FJ., McGill, SM. (2007). Trunk Muscle Activation Patterns, Lumbar Compressive Forces, and Spine Stability When Using the Bodyblade. *Physical Therapy*, 87, 153-163. doi:10.2522/ptj.20060019
- Panjabi, M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5, 383-389.
- Panjabi, M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*, 5, 390-397.
- Perchthaler, D. (2005). *Oszillierende Handübungsgeräte am Beispiel des „Bodyblades“ – Eine Untersuchung der Trainingswirksamkeit hinsichtlich des Kraftzuwachses und Mobilität der Rumpfmuskulatur der Lenden- und Brustwirbelsäule*. Unveröffentlichte Diplomarbeit, Institut für Sportwissenschaft der Eberhard-Karls-Universität Tübingen.

- Reiman, M. (2009). Trunk stabilization training: An evidence basis for the current state of affairs. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 22, 131-142.  
doi:10.3233/BMR-2009-0226
- Rhea, M. (2013). *A Comparison of Muscle Activity during Exercise with the Bodyblade and Medicine Ball* (unpublished white paper). Retrieved via email from Mad Dogg Athletics.
- Rieger, J., Heitkamp HC., Horstmann, T. 2003. Die Wirkung eines oszillierenden Muskel-Trainingsgeräts auf Rumpf und obere Extremität. *Zeitschrift für Physiotherapeuten*, 55, 976-981.
- Sánchez-Zuriaga, D., Vera-Garcia, FJ., Moreside, JM., McGill, SM. (2009). Trunk muscle activation patterns and spine kinematics when using an oscillating blade: influence of different postures and blade orientations. *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90, 1055-1060. doi:10.1016/j.apmr.2008.12.015
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U. (2007). *Prometheus. Lernatlas der Anatomie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Stanford, M. (2002). Effectiveness of Specific Lumbar Stabilization Exercises: A Single Case Study. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 10, 40-46.
- Thömmes, F. (2013). *Flexi-Bar: die besten Übungen mit der genialen Schwungstange*. München: Copress.
- van den Berg, F. (2011). *Angewandte Physiologie. Das Bindegewebe des Bewegungsapparates verstehen und beeinflussen*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Waters, G. (2004). Core Stabilization in the Athlete. In SJ. Karageanes (Hrsg.), *Principles of Manual Sports Medicine* (S. 100-107). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

## 9.2 **Abbildungsverzeichnis**

Abb. 1: Anders, C., Wenzel, B., Scholle, HC. (2008). Activation Characteristics of Trunk Muscles During Cyclic Upper-Body Perturbations Caused by an Oscillating Pole. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89, 1318.

Seite 13

Abb. 2: Moreside, JM., Vera-Garcia, FJ., McGill, SM. (2007). Trunk Muscle Activation Patterns, Lumbar Compressive Forces, and Spine Stability When Using the Bodyblade. *Physical Therapy*, 87, 161. doi:10.2522/ptj.20060019

Seite 14

Abb. 3: Sánchez-Zuriaga, D., Vera-Garcia, FJ., Moreside, JM., McGill, SM. (2009). Trunk muscle activation patterns and spine kinematics when using an oscillating blade: influence of different postures and blade orientations. *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90, 1059. doi:10.1016/j.apmr.2008.12.015

Seite 14

Abb. 4: Moreside, JM., Vera-Garcia, FJ., McGill, SM. (2007). Trunk Muscle Activation Patterns, Lumbar Compressive Forces, and Spine Stability When Using the Bodyblade. *Physical Therapy*, 87, 161. doi:10.2522/ptj.20060019

Seite 14

Abb. 5: Bodyblade, heruntergeladen von <http://www.physicalcompany.co.uk/fitness-images/bodyblade-pro-product-large-3026.jpg> am 13.02.2014

Seite 36

Abb. 6: Flexi-Bar, heruntergeladen von

[http://www.serverwww.de/shopimg/Flexi/flexibar\\_red\\_DZ.jpg](http://www.serverwww.de/shopimg/Flexi/flexibar_red_DZ.jpg) am 13.02.2014

Seite 36

Abb. 7: Propriomed, heruntergeladen von <http://www.btl-shop.cz/media/catalog/product/cache/1/image/9df78eab33525d08d6e5fb8d27136e95/p/r/propriomed-170-cm-pohyb-60-cm.jpg> am 13.02.2014

Seite 36

Abb. 8: ASTE 1

Seite 40

|                  |          |
|------------------|----------|
| Abb. 9: ASTE 2   | Seite 40 |
| Abb. 10: ASTE 3  | Seite 41 |
| Abb. 11: ASTE 4  | Seite 41 |
| Abb. 12: ASTE 5  | Seite 41 |
| Abb. 13: ASTE 6  | Seite 42 |
| Abb. 14: ASTE 7  | Seite 42 |
| Abb. 15: ASTE 8  | Seite 42 |
| Abb. 16: ASTE 9  | Seite 43 |
| Abb. 17: ASTE 10 | Seite 43 |
| Abb. 18: ASTE 11 | Seite 44 |
| Abb. 19: ASTE 12 | Seite 44 |
| Abb. 20: ASTE 13 | Seite 45 |

### **9.3 Tabellenverzeichnis**

|  |          |
|--|----------|
| Tab. 1: Anzahl Treffer in den abgefragten Datenbanken nach Inhalt und Verwendbarkeit |          |
| Seite 5  |          |
| Tab. 2: Kraftaufwand bei Verwendung des Bodyblades                                   | Seite 37 |
| Tab. 3: Detaillierte Informationen zu den MVIC-Messungen                             | Seite 37 |
| Tab. 4: Studiauswertung mit STROBE   | Seite 38 |
| Tab. 5: Studiauswertung mit PEDro  | Seite 39 |
| Tab. 6: Details zu den EMG-Messungen   | Seite 46 |
| Tab. 7: Detaillierte Zusammenfassung der Studien                                     | Seite 47 |

## 9.4 *Abkürzungsverzeichnis*

|        |  |
|--------|--|
| Abb.   | Abbildung  |
| ASTE   | Ausgangsstellung(en)   |
| BWS    | Brustwirbelsäule   |
| cm     | Zentimeter   |
| d.h.   | das heisst   |
| df     | Freiheitsgrade   |
| EMG    | Elektromyogramm  |
| ES-xx  | Musculus erector spinae auf Höhe xx (z.B. T9, L1, L3, L5)            |
| g      | Gramm  |
| HWS    | Halswirbelsäule  |
| Hz     | Hertz  |
| IL     | Musculus iliocostalis lumborum                                       |
| k.A.   | keine Angabe   |
| LBP    | Lower back pain  |
| LWS    | Lendenwirbelsäule  |
| M.     | Musculus   |
| MF     | Musculi multifidi  |
| MVIC   | maximum voluntary isometric contraction                              |
| N      | Newton   |
| Nm     | Newtonmeter  |
| OE     | Musculus obliquus externus abdominis                                 |
| OI     | Musculus obliquus internus abdominis                                 |
| RA     | Musculus rectus abdominis  |
| rad    | Radian   |
| RCT    | Randomized Controlled Trial  |
| STROBE | Strengthening the reporting of observational studies in epidemiology |
| TA     | Musculus transversus abdominis                                       |
| Tab.   | Tabelle  |
| VAS    | Visual Analog Scale  |
| z.B.   | zum Beispiel   |

## 10 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich besonders bei Barbara Klein, CEO der Flexi-Sports GmbH, für die zur Verfügung gestellte Flexi-Bar bedanken. Diese erlaubte mir, die unterschiedlichen Ausrichtungen der beschriebenen Interventionen selbst auszutesten und somit die Resultate besser zu verstehen. Des Weiteren danke ich Shannan Lynch, Ausbildungsleiterin von Mad Dogg Athletics, für das noch nicht publizierte White Paper „BodyBlade vs Medicine Ball“ (Rhea, 2013) und Christof Otte, Leiter der Trainings- und Therapiesysteme bei HAIDER BIOSWING, für die weiterführende Publikationsliste der Bioswing-Akademie. Ein grosses Dankeschön geht auch an Prof. Dr. med. Hans-Christian Heitkamp, welcher mich bei der Beschaffung zweier Diplomarbeiten tatkräftig unterstützte, und an Dennis Perchthaler, diplomierter Sportwissenschaftler am Universitätsklinikum Tübingen, für seine zur Verfügung gestellte Diplomarbeit „Training der Rückenmuskulatur durch ein schwingendes Blatt“.

Ausserdem danke ich den Korrekturlesern, welche mir mit ihrer grammatikalischen Unterstützung das Fokussieren auf die eigentliche Arbeit enorm erleichterten. Zu guter Letzt bedanke ich mich bei Prof. Dr. phil. Hannu Luomajoki für die prägnanten Ratschläge und die gute Führung durch meine Bachelorarbeit.

## 11 Eigenständigkeitserklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig, ohne Mithilfe Dritter und unter Benutzung der angegebenen Quellen verfasst habe.

---

Michel Bachofen

## 12 Anhänge

### 12.1 Anhang 1 – Schwingstäbe

#### 12.1.1 Bodyblade (Bodyblade Homepage, 13.02.2014)



Abb. 5: Bodyblade

Das Bodyblade stellt mit seiner unverwechselbar flachen Klingensform den einzigen Schwingstab dar, welcher die Schwingung mechanisch in einer Ebene hält. Das Bodyblade verfügt deshalb lediglich über einen Freiheitsgrad. Die beiden in den Studien genutzten Ausführungen, Bodyblade (122x4.5cm, 680g, 4.5Hz) und Bodyblade Pro (152x6.5cm, 1133g, 4.5Hz), können als unterschiedliche Schweregrade angesehen werden. Dabei benötigt das Bodyblade Pro mehr Kraft und Koordination.

#### 12.1.2 Flexi-Bar (Flexi-Bar Homepage, 13.02.2014)



Abb. 6: Flexi-Bar

Die Flexi-Bar ist in der Handhabung im Gegensatz zum Bodyblade etwas schwieriger, da die Schwingungsebene vom Benutzer aktiv eingehalten werden muss. Entsprechend verfügt die Flexi-Bar über zwei Freiheitsgrade. Obwohl es auch die Flexi-Bar (150cm, 800g, 4.6Hz) in unterschiedlichen Ausführungen gibt, wurde in den Studien lediglich die Standardausführung verwendet.

#### 12.1.3 Propriomed (BIOSWING Homepage, 13.02.2014)



Abb. 7: Propriomed

Das Propriomed ist in der Handhabung der Flexi-Bar sehr ähnlich und besitzt ebenfalls zwei Freiheitsgrade. Ein wesentlicher Unterschied stellt die veränderbare Frequenz durch Verschiebung der Gewichte dar. Zwei verschiebbare Gewichte können auf der Längsachse entweder aussen oder innen platziert werden, womit sich die unterschiedlichen Schwingungsfrequenzen ergeben (3, 3.5, 4.5 Hz). Auch bei diesem Gerät gibt es unterschiedliche Ausführungen, wobei in den verwendeten Studien lediglich ein Propriomed (170cm, 1035g) mit unterschiedlichen Frequenzen (3, 3.5, 4.5Hz)

verwendet wurde. Der Schwierigkeitsgrad steigt zusammen mit der Schwingungsfrequenz, weshalb dieser Schwingstab bei Trainierenden mit koordinativen Defiziten den einfachsten Einstieg darstellt. Zusätzlich gibt es noch weitere Ausführungen des Stabes, welche die Reichweite auf 2.5 – 7.5 Hz erweitern.

## 12.2 Anhang 2 – Kraftaufwand bei Verwendung des Bodyblades

Höchste gemessene Werte, genormt nach MVIC, der einzelnen Studien im Vergleich mit Werten aus anderer Literatur, referenziert in der Arbeit von Moreside et al. (2007).

Tab. 2: Kraftaufwand bei Verwendung des Bodyblades

|    | Arora et al. (2013) | Sánchez-Zuriaga et al. (2009) | Moreside et al. (2007) | Side-Bridging | Rumpfbeugen | Liegestützen |
|----|---------------------|-------------------------------|------------------------|---------------|-------------|--------------|
| TA | 79.41% (SD: 67.06)  | k.A.                          | k.A.                   | k.A.          | k.A.        | k.A.         |
| OI | k.A.                | 47%                           | 52%                    | 57%           | 37%         | 33%          |
| OE | k.A.                | 23%                           | 16%                    | k.A.          | k.A.        | k.A.         |
| RA | k.A.                | 17%                           | k.A.                   | k.A.          | 54%         | 31%          |
| ES | 40.57% (SD: 34.97)  | 28%                           | 25%                    | k.A.          | k.A.        | k.A.         |

## 12.3 Anhang 3 – Details zu den MVIC-Messungen

Tab. 3: Detaillierte Informationen zu den MVIC-Messungen

| Studie                                |   |  |  |
|---------------------------------------|---|--|--|
| <b>Titel</b>                          | The effect of double versus single oscillating exercise devices on trunk and limb muscle activation | Trunk muscle activation patterns and spine kinematics using an oscillating blade | Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces and spine stability when using BodyBlade |
| <b>Autor</b>                          | Arora, S.<br>Button, D.<br>Basset, F.<br>Behm, D.   | Sánchez-Zuriaga, D.<br>Vera-Garcia, F.J.<br>Moreside, JM.<br>McGill, SM.         | Moreside, JM.<br>Vera-Garcia, F.J.<br>McGill, SM.  |
| <b>Jahr</b>                           | 2013  | 2009   | 2007   |
| MVIC                                  |   |  |  |
| <b>Messung gemäss</b>                 | Behm et al.   | Moreside et al.  | k.A.   |
| <b>Wiederholungen x Dauer / Pause</b> | 2x 5s / ?   | 2x 6 maximale Versuche in 3 Ebenen   | k.A.   |
| <b>Normalisiert</b>                   | Ja  | k.A.   | k.A.   |
| <b>Verwendete Messwerte</b>           | Ein 2s-Fenster mit den höchsten Werten  | k.A.   | k.A.   |
| Ausgangsstellung                      |   |  |  |
| <b>M.rectus abdominis (cranial)</b>   | - Nicht gemessen -  | Sit-up, manueller Widerstand in Flexion, Lateralflexion & Rotation               | Sit-up, manueller Widerstand in Flexion, Lateralflexion & Rotation                                   |
| <b>M.rectus abdominis (caudal)</b>    |   | - Nicht gemessen -   | - Nicht gemessen -   |
| <b>M.transversus abdominis</b>        | RL, KG 120°, Füsse flach, Arme gestreckt neben Körper   |  |  |
| <b>M.obliquus externus</b>            | - Nicht gemessen -  | Sit-up, manueller Widerstand in Flexion, Lateralflexion & Rotation               | Sit-up, manueller Widerstand in Flexion, Lateralflexion & Rotation                                   |
| <b>M.obliquus internus</b>            |   | Sit-up, manueller Widerstand in Flexion, Lateralflexion & Rotation               | Sit-up, manueller Widerstand in Flexion, Lateralflexion & Rotation                                   |
| <b>M.multifidus</b>                   |   | - Nicht gemessen -   | - Nicht gemessen -   |
| <b>M.ilioctostalis lumborum</b>       |   | - Nicht gemessen -   | - Nicht gemessen -   |
| <b>M.erector spinae T9</b>            |   | BL, überhängend von Tischkante   | BL, überhängend von Tischkante   |
| <b>M.erector spinae L1</b>            |   | - Nicht gemessen -   | - Nicht gemessen -   |
| <b>M.erector spinae L3</b>            |   | BL, überhängend von Tischkante   | BL, überhängend von Tischkante   |
| <b>M.erector spinae L5</b>            | Ext. in BL, Füsse fixiert, Arme gestreckt neben Körper  | BL, überhängend von Tischkante   | BL, überhängend von Tischkante   |

## 12.4 Anhang 4 – Studienauswertung mit STROBE

Tab. 4: Studienauswertung mit STROBE

| Studie  |  |   |  |  |  |
|---------|--|---|--|--|--|
| Titel   | Activation characteristics of trunk muscles during cyclic upper-body perturbations caused by an oscillating pole | Cyclic upper body perturbations caused by a flexible pole                     | Die Wirkung eines oszillierenden Muskel-Trainingsgeräts auf Rumpf und obere Extremität | Trunk muscle activation patterns and spine kinematics using an oscillating blade | Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces and spine stability when using BodyBlade |
| Autor   | Anders, C.<br>Wenzel, B.<br>Scholle, HC.   | Anders, C.<br>Wenzel, B.<br>Scholle, HC.                                      | Rieger, J.<br>Heitkamp HC.<br>Horstmann, T.  | Sánchez-Zuriaga, D.<br>Vera-Garcia, FJ.<br>Moreside, JM.<br>McGill, SM.          | Moreside, JM.<br>Vera-Garcia, FJ.<br>McGill, SM.   |
| Jahr    | 2008   | 2007  | 2003   | 2009   | 2007   |
| Ziel    | Effekt auf Aktivität der Rumpf-Muskulatur  | Effekt auf Koordination der Rumpf-Muskulatur                                  | Effekt auf Ansteuerung der Rumpf-Muskulatur  | Effekt auf Aktivität der Rumpf-Muskulatur und Wirbelsäulenkinematik              | Effekt auf Aktivität der Rumpf-Muskulatur, Wirbelsäulenkinematik und -druck                          |
| Design  | Querschnittsstudie   | Querschnittsstudie  | Querschnittsstudie   | Querschnittsstudie   | Querschnittsstudie   |
| STROBE  |  |   |  |  |  |
| 1       | Studiendesign / Zusammenfassung  | Studiendesign / Zusammenfassung   | Studiendesign / Zusammenfassung  | Studiendesign / Zusammenfassung  | Studiendesign / Zusammenfassung  |
| 2       | Wissenschaftlicher Hintergrund   | Wissenschaftlicher Hintergrund  | Wissenschaftlicher Hintergrund   | Wissenschaftlicher Hintergrund   | Wissenschaftlicher Hintergrund   |
| 3       | Zielsetzungen / Hypothesen   | Zielsetzungen / Hypothesen  | Zielsetzungen / Hypothesen   | Zielsetzungen / Hypothesen   | Zielsetzungen / Hypothesen   |
| 4       | Population / Gerät / Zeit  | Population / Gerät / Zeit   | Population / Gerät / Zeit  | Population / Gerät / Zeit / Link   | Population / Gerät / Zeit  |
| 5       | Setting / Ort / zeitliche Angaben  | Setting / Ort / zeitliche Angaben   | Setting / Ort / zeitliche Angaben  | Setting / Ort / zeitliche Angaben  | Setting / Ort / zeitliche Angaben  |
| 6       | Einschlusskriterien / Herkunft / Methode   | Einschlusskriterien / Herkunft / Methode                                      | Einschlusskriterien / Herkunft / Methode   | Einschlusskriterien / Herkunft / Methode   | Einschlusskriterien / Herkunft / Methode   |
| 7       | Zielgrößen / Expositionen / Prädikatoren / Störfaktoren / Effektmodifikatoren                                    | Zielgrößen / Expositionen / Prädikatoren / Störfaktoren / Effektmodifikatoren | Zielgrößen / Expositionen / Prädikatoren / Störfaktoren / Effektmodifikatoren          | Zielgrößen / Expositionen / Prädikatoren / Störfaktoren / Effektmodifikatoren    | Zielgrößen / Expositionen / Prädikatoren / Störfaktoren / Effektmodifikatoren                        |
| 8       | Datenquellen / Messmethoden  | Datenquellen / Messmethoden   | Datenquellen / Messmethoden  | Datenquellen / Messmethoden  | Datenquellen / Messmethoden  |
| 9       | Bias beschrieben   | Bias beschrieben  | Bias beschrieben   | Bias beschrieben   | Bias beschrieben   |
| 10      | Studiengröße erklärt   | Studiengröße erklärt  | Studiengröße erklärt   | Studiengröße erklärt   | Studiengröße erklärt   |
| 11      | Auswertung der Variablen beschrieben   | Auswertung der Variablen beschrieben  | Auswertung der Variablen beschrieben   | Auswertung der Variablen beschrieben   | Auswertung der Variablen beschrieben   |
| 12      | Methoden / Verfahren / Analysen  | Methoden / Verfahren / Analysen   | Methoden / Verfahren / Analysen  | Methoden / Verfahren / Analysen  | Methoden / Verfahren / Analysen  |
| 13      | Anzahl Teilnehmer während Phasen   | Anzahl Teilnehmer während Phasen  | Anzahl Teilnehmer während Phasen   | Anzahl Teilnehmer während Phasen   | Anzahl Teilnehmer während Phasen   |
| 14      | Charakteristika Teilnehmer / Störfaktoren  | Charakteristika Teilnehmer / Störfaktoren                                     | Charakteristika Teilnehmer / Störfaktoren  | Charakteristika Teilnehmer / Störfaktoren  | Charakteristika Teilnehmer / Störfaktoren  |
| 15      | Statistische Masszahlen  | Statistische Masszahlen   | Statistische Masszahlen  | Statistische Masszahlen  | Statistische Masszahlen  |
| 16      | Adjustierung / Ober- & Untergrenzen  | Adjustierung / Ober- & Untergrenzen   | Adjustierung / Ober- & Untergrenzen  | Adjustierung / Ober- & Untergrenzen  | Adjustierung / Ober- & Untergrenzen  |
| 17      | Analyse Subgruppen & Wechselwirkung  | Analyse Subgruppen & Wechselwirkung   | Analyse Subgruppen & Wechselwirkung  | Analyse Subgruppen & Wechselwirkung  | Analyse Subgruppen & Wechselwirkung  |
| 18      | Ergebnisse in Hinsicht auf Studienziele  | Ergebnisse in Hinsicht auf Studienziele                                       | Ergebnisse in Hinsicht auf Studienziele  | Ergebnisse in Hinsicht auf Studienziele  | Ergebnisse in Hinsicht auf Studienziele  |
| 19      | Einschränkungen / Bias   | Einschränkungen / Bias  | Einschränkungen / Bias   | Einschränkungen / Bias   | Einschränkungen / Bias   |
| 20      | Interpretation mit Einschränkungen/Bias  | Interpretation mit Einschränkungen/Bias                                       | Interpretation mit Einschränkungen/Bias  | Interpretation mit Einschränkungen/Bias  | Interpretation mit Einschränkungen/Bias  |
| 21      | Externe Validität  | Externe Validität   | Externe Validität  | Externe Validität  | Externe Validität  |
| 22      | Finanzierung   | Finanzierung  | Finanzierung   | Finanzierung   | Finanzierung   |
| Total   | 18.5/22  | 18/22   | 12/22  | 18.5/22  | 18/22  |
| Legende | Erfüllt  | Teilweise erfüllt (erfüllter Punkt)   | Teilweise erfüllt (nicht erfüllter Punkt)  | Nicht erfüllt  |  |

## 12.5 Anhang 5 – Studienauswertung mit PEDro

Tab. 5: Studienauswertung mit PEDro

| Studie         |   |  |  |   |
|----------------|---|--|--|---|
| <b>Titel</b>   | Oszillierende Handübungsgeräte am Beispiel des „Bodyblades“ – Eine Untersuchung der Trainingswirksamkeit hinsichtlich des Kraftzuwachses und Mobilität der Rumpfmuskulatur der Lenden- und Brustwirbelsäule | Das schwingende Blatt – eine empirische Studie über Effekte des Bodyblades bezüglich der Veränderung chronischer Rückenschmerzen und dem möglichen Zusammenhang zur Kraftentwicklung und der Veränderung der Mobilität | Electromyographic activity of trunk muscles during exercises with flexible and non-flexible pole | The effect of double versus single oscillating exercise devices on trunk and limb muscle activation |
| <b>Autor</b>   | Perchthaler, D.   | Doster, M.   | Gonçalves, M.<br>Marques, NR.<br>Hallal, CZ.<br>van Dieën, JH.                                   | Arora, S.<br>Button, D.<br>Basset, F.<br>Behm, D.   |
| <b>Jahr</b>    | 2005  | 2006   | 2011   | 2013  |
| <b>Ziel</b>    | Effekt auf Maximalkraft und Beweglichkeit des Rumpfes   | Effekt auf LBP, Maximalkraft und Beweglichkeit des Rumpfes   | Effekt auf Aktivität der Rumpf-Muskulatur  | Effekt auf Aktivität der Rumpf-Muskulatur   |
| <b>Design</b>  | RCT-Studie  | RCT-Studie   | Randomisierte Crossover-Studie   | Randomisierte Crossover-Studie  |
| PEDro          |   |  |  |   |
| <b>1</b>       | Ein-/Ausschlusskriterien  | Ein-/Ausschlusskriterien   | Ein-/Ausschlusskriterien   | Ein-/Ausschlusskriterien  |
| <b>2</b>       | Randomisierte Gruppenzuordnung  | Randomisierte Gruppenzuordnung   | Randomisierte Abfolge der Behandlungen   | Randomisierte Abfolge der Behandlungen  |
| <b>3</b>       | Verblindete Gruppenzuordnung  | Verblindete Gruppenzuordnung   | Verblindete Gruppenzuordnung   | Verblindete Gruppenzuordnung  |
| <b>4</b>       | Zu Beginn ähnliche Gruppen  | Zu Beginn ähnliche Gruppen   | Zu Beginn ähnliche Gruppen   | Zu Beginn ähnliche Gruppen  |
| <b>5</b>       | Verblindete Probanden   | Verblindete Probanden  | Verblindete Probanden  | Verblindete Probanden   |
| <b>6</b>       | Verblindete Therapeuten   | Verblindete Therapeuten  | Verblindete Therapeuten  | Verblindete Therapeuten   |
| <b>7</b>       | Verblindete Untersucher   | Verblindete Untersucher  | Verblindete Untersucher  | Verblindete Untersucher   |
| <b>8</b>       | Outcome von >85%  | Outcome von >85%   | Outcome von >85%   | Outcome von >85%  |
| <b>9</b>       | Behandlung oder "intention to treat"  | Behandlung oder "intention to treat"   | Behandlung oder "intention to treat"   | Behandlung oder "intention to treat"  |
| <b>10</b>      | Ergebnisse von Gruppenvergleich   | Ergebnisse von Gruppenvergleich  | Ergebnisse von Gruppenvergleich  | Ergebnisse von Gruppenvergleich   |
| <b>11</b>      | Punkt- & Streuungsmasse für Outcome   | Punkt- & Streuungsmasse für Outcome  | Punkt- & Streuungsmasse für Outcome  | Punkt- & Streuungsmasse für Outcome   |
| <b>Total</b>   | 5/10  | 4/10   | 6/10   | 7/10  |
| <b>12</b>      |   |  | Auswaschphase lange genug (1 Min)  | Auswaschphase lange genug (3-4 Min)   |
| <b>Legende</b> | Erfüllt   | Knapp erfüllt  | Nicht erfüllt  |   |

## 12.6 Anhang 6 - Ausgangsstellungen

Die Ausgangsstellungen wurden entsprechend der Ebene, in welcher sich der Körper stabilisieren muss, unterteilt. Die detaillierte Stellung des Schwingstabes spielt dabei lediglich noch die Intensität betreffend eine Rolle. So kann z.B. in einer Position mehr mit den Armen, in einer anderen Position mehr mit dem Rumpf stabilisiert werden.

### 12.6.1 Stabilisation in der Frontalebene

|   |  |   |
|---|--|---|
| 1 |  <p>Abb. 8: ASTE 1</p>  | <ul style="list-style-type: none"><li>- Einhändig</li><li>- 90° lateral</li><li>- Stab horizontal</li><li>- Schwung in Sagittalebene</li></ul>      |
| 2 |  <p>Abb. 9: ASTE 2</p> | <ul style="list-style-type: none"><li>- Beidhändig</li><li>- 180° cranial</li><li>- Stab horizontal</li><li>- Schwung in Transversalebene</li></ul> |

### 12.6.2 Stabilisation in der Sagittalebene

|   |  |  |
|---|--|--|
| 3 |  <p>Abb. 10: ASTE 3</p>   | <ul style="list-style-type: none"><li>- Einhändig</li><li>- Ventral</li><li>- Stab horizontal</li><li>- Schwung in Frontalebene</li></ul>      |
| 4 |  <p>Abb. 11: ASTE 4</p>  | <ul style="list-style-type: none"><li>- Beidhändig</li><li>- Ventral</li><li>- Stab horizontal</li><li>- Schwung in Frontalebene</li></ul>     |
| 5 |  <p>Abb. 12: ASTE 5</p> | <ul style="list-style-type: none"><li>- Beidhändig</li><li>- Ventral</li><li>- Stab horizontal</li><li>- Schwung in Transversalebene</li></ul> |

|   |  |  |
|---|--|--|
| 6 |  <p>Abb. 13: ASTE 6</p>   | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Beidhändig</li> <li>- Ventral</li> <li>- Stab vertikal</li> <li>- Schwung in Sagittalebene</li> </ul>           |
| 7 |  <p>Abb. 14: ASTE 7</p>  | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Beidhändig</li> <li>- 180° cranial</li> <li>- Stab horizontal</li> <li>- Schwung in Frontalebene</li> </ul>     |
| 8 |  <p>Abb. 15: ASTE 8</p> | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Beidhändig</li> <li>- 180° cranial</li> <li>- Stab horizontal</li> <li>- Schwung in Transversalebene</li> </ul> |

9

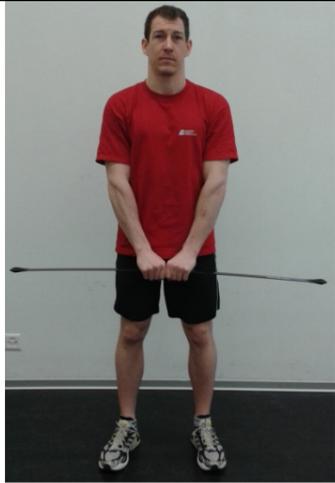


Abb. 16: ASTE 9

- Beidhändig
- Caudal
- Stab horizontal
- Schwung in Frontalebene

### 12.6.3 Stabilisation in der Transversalebene

10

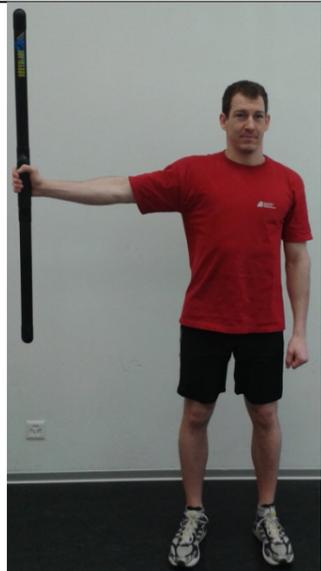
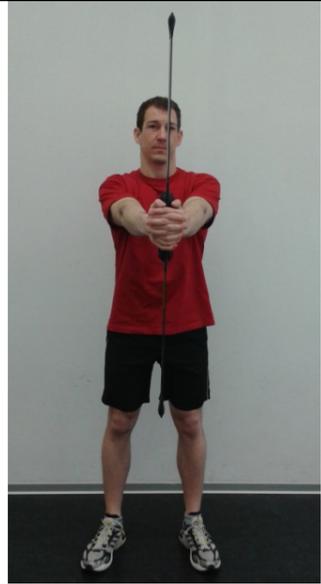


Abb. 17: ASTE 10

- Einhändig
- 90° lateral
- Stab vertikal
- Schwung in Sagittalebene

|    |  |   |
|----|--|---|
| 11 |  <p data-bbox="1596 802 1795 829">Abb. 18: ASTE 11</p>    | <ul data-bbox="1884 142 2285 304" style="list-style-type: none"> <li>- Einhändig</li> <li>- Ventral</li> <li>- Stab vertikal</li> <li>- Schwung in Frontalebene</li> </ul>  |
| 12 |  <p data-bbox="1596 1476 1795 1503">Abb. 19: ASTE 12</p> | <ul data-bbox="1884 829 2285 991" style="list-style-type: none"> <li>- Einhändig</li> <li>- Ventral</li> <li>- Stab vertikal</li> <li>- Schwung in Sagittalebene</li> </ul> |

13



- Beidhändig
- Ventral
- Stab vertikal
- Schwung in Frontalebene

Abb. 20: ASTE 13

## 12.7 Anhang 7 – Details zu den EMG-Messungen

Tab. 6: Details zu den EMG-Messungen

| Studie                        |  |      |  |      |   |                  |   |      |   |      |  |      |  |      |        |  |
|-------------------------------|--|------|--|------|---|------------------|---|------|---|------|--|------|--|------|--------|--|
| Titel                         | Activation characteristics of trunk muscles during cyclic upper-body perturbations caused by an oscillating pole                     |      | Cyclic upper body perturbations caused by a flexible pole  |      | Die Wirkung eines oszillierenden Muskel-Trainingsgeräts auf Rumpf und obere Extremität                              |                  | Electromyographic activity of trunk muscles during exercises with flexible and non-flexible pole                      |      | The effect of double versus single oscillating exercise devices on trunk and limb muscle activation |      | Trunk muscle activation patterns and spine kinematics using an oscillating blade |      | Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces and spine stability when using BodyBlade |      |        |  |
| Autor                         | Anders, C., Wenzel, B., Scholle, HC.   |      | Anders, C., Wenzel, B., Scholle, HC.   |      | Rieger, J., Heitkamp HC., Horstmann, T.   |                  | Gonçalves, M., Marques, NR., Hallal, CZ., van Dieën, JH.  |      | Arora, S., Button, D., Basset, F., Behm, D.   |      | Sánchez-Zuriaga, D., Vera-Garcia, FJ., Moreside, JM., McGill, SM.                |      | Moreside, JM., Vera-Garcia, FJ., McGill, SM.   |      |        |  |
| Jahr                          | 2008   |      | 2007   |      | 2003  |                  | 2011  |      | 2013  |      | 2009   |      | 2007   |      |        |  |
| EMG                           |  |      |  |      |   |                  |   |      |   |      |  |      |  |      |        |  |
| Typ                           | Oberflächen-EMG  |      | Oberflächen-EMG  |      | Oberflächen-EMG   |                  | Oberflächen-EMG   |      | Oberflächen-EMG   |      | Oberflächen-EMG  |      | Oberflächen-EMG  |      |        |  |
| Hautpräparation               | k.A.   |      | k.A.   |      | Ja  |                  | Ja  |      | Ja  |      | k.A.   |      | k.A.   |      |        |  |
| MVIC                          | Nein   |      | Nein   |      | Nein  |                  | Nein  |      | Ja  |      | Ja   |      | Ja   |      |        |  |
| Bilateral                     | Ja   |      | Ja   |      | Ja  |                  | Nein (dominante Seite)  |      | Nein (dominante Seite)  |      | Ja   |      | Ja   |      |        |  |
| Interelektrodenabstand        | 2.5cm  |      | 2.5cm  |      | k.A.  |                  | 2cm   |      | 2cm   |      | 3cm  |      | 3cm  |      |        |  |
| Diameter                      | 1cm  |      | k.A.   |      | k.A.  |                  | 1cm   |      | 3cm   |      | 1cm  |      | k.A.   |      |        |  |
| Referenzelektrode             | k.A.   |      | k.A.   |      | k.A.  |                  | Ja, (ipsilaterales Acromion)  |      | Ja (ipsilaterales AC)   |      | k.A.   |      | k.A.   |      |        |  |
| Verstärkungsgrad              | 2500 (-3dB, 5-700Hz)   |      | 2500 (-3dB, 5-500Hz)   |      | k.A.  |                  | 2000  |      | 1000  |      | soviel als nötig für +/-2.5V   |      | soviel als nötig für +/-2.5V   |      |        |  |
| Analog-to-digital/Sample rate | 2000Hz, 1 microV/bit, 12bit  |      | 2000Hz, 12bit  |      | 1000Hz  |                  | 1000Hz  |      | 1000Hz, 12bit   |      | 1024Hz, 12bit  |      | 1024Hz, 12bit  |      |        |  |
| Band-pass filtering           | 20-300Hz   |      | 20-300Hz   |      | k.A.  |                  | 20-500Hz  |      | 20-500Hz  |      | 2.5-*Hz  |      | 2.5-*Hz  |      |        |  |
| EMG-Positionierung            |  |      |  |      |   |                  |   |      |   |      |  |      |  |      |        |  |
| Positionierung gemäss         | Hermens & Ng et al.  |      | Hermens & Ng et al.  |      | k.A.  |                  | Marshall, Marcucci & O'Sullivan et al.  |      | Behm et al.   |      | k.A.   |      | k.A.   |      |        |  |
| M.rectus abdominis (cranial)  | 4cm lateral Nabel, caudale Elektrode auf Höhe oberer Nabelrand   |      | 4cm lateral Nabel, caudale Elektrode auf Höhe oberer Nabelrand   |      | k.A.  |                  | 2cm lateral und 1cm cranial Nabel   |      | - Nicht gemessen -  |      | 3cm lateral Nabel  |      | 3cm lateral Nabel  |      |        |  |
| M.rectus abdominis (caudal)   | - Nicht gemessen -   |      | - Nicht gemessen -   |      | k.A.  |                  | - Nicht gemessen -  |      | - Nicht gemessen -  |      | - Nicht gemessen -   |      | - Nicht gemessen -   |      |        |  |
| M.transversus abdominis       | - Nicht gemessen -   |      | - Nicht gemessen -   |      | - Nicht gemessen -  |                  | - Nicht gemessen -  |      | Superior Lig.inguinale, 1cm medial der SIAS   |      | - Nicht gemessen -   |      | - Nicht gemessen -   |      |        |  |
| M.obliquus externus           | Craniale Elektrode inferior unterstem Rippenpunkt, auf Linie zum kontralateralem Tub.pubicum   |      | Craniale Elektrode inferior unterstem Rippenpunkt, auf Linie zum kontralateralem Tub.pubicum   |      | k.A.  |                  | In der Mitte der Linie zwischen unterstem Rippenpunkt und SIAS  |      | - Nicht gemessen -  |      | 15cm lateral Nabel   |      | 15cm lateral Nabel   |      |        |  |
| M.obliquus internus           | Entlang horizontaler Linie zwischen SIAS, medial von Lig.inguinale   |      | Entlang horizontaler Linie zwischen SIAS, medial von Lig.inguinale   |      | - Nicht gemessen -  |                  | 2cm medial und inferior der SIAS  |      | - Nicht gemessen -  |      | In der Mitte der Linie zwischen SIAS und superior der Mittellinie Lig.inguinale  |      | In der Mitte der Linie zwischen SIAS und superior der Mittellinie Lig.inguinale                      |      |        |  |
| M.multifidus (lumbal)         | 1cm medial von SIPS, caudale Elektrode auf Höhe L4   |      | 1cm medial von SIPS, caudale Elektrode auf Höhe L4   |      | - Nicht gemessen -  |                  | 2cm lateral des Zwischenraums Procc.spinosi L4-L5   |      | - Nicht gemessen -  |      | - Nicht gemessen -   |      | - Nicht gemessen -   |      |        |  |
| M.ilicostalis lumborum        | - Nicht gemessen -   |      | - Nicht gemessen -   |      | - Nicht gemessen -  |                  | 6cm lateral des Zwischenraums Procc.spinosi L2-L3   |      | - Nicht gemessen -  |      | - Nicht gemessen -   |      | - Nicht gemessen -   |      |        |  |
| M.erector spinae (T9)         | - Nicht gemessen -   |      | - Nicht gemessen -   |      | k.A.  |                  | - Nicht gemessen -  |      | - Nicht gemessen -  |      | 5cm lateral des Proc.spinosus T9   |      | 5cm lateral des Proc.spinosus T9   |      |        |  |
| M.erector spinae (L1)         | Auf Muskelbauch 3cm lateral von WS, caudale Elektrode auf Höhe L1  |      | Auf Muskelbauch 3cm lateral von WS, caudale Elektrode auf Höhe L1  |      | k.A.  |                  | - Nicht gemessen -  |      | - Nicht gemessen -  |      | - Nicht gemessen -   |      | - Nicht gemessen -   |      |        |  |
| M.erector spinae (L3)         | - Nicht gemessen -   |      | - Nicht gemessen -   |      | k.A.  |                  | - Nicht gemessen -  |      | - Nicht gemessen -  |      | 3cm lateral des Proc.spinosus L3   |      | 3cm lateral des Proc.spinosus L3   |      |        |  |
| M.erector spinae (L5)         | - Nicht gemessen -   |      | - Nicht gemessen -   |      | k.A.  |                  | - Nicht gemessen -  |      | 2cm lateral des Zwischenraums Procc.spinosi L5-S1   |      | 1cm lateral des Proc.spinosus L5   |      | 1cm lateral des Proc.spinosus L5   |      |        |  |
| Rumpfmuskulatur               |  |      |  |      |   |                  |   |      |   |      |  |      |  |      |        |  |
|                               | links  |      | rechts   |      | links   |                  | rechts  |      | links   |      | rechts   |      | links  |      | rechts |  |
| M.rectus abdominis (cranial)  | Ja   | Ja   | Ja   | Ja   | Ja  | Ja               | Nein  | Ja   | Nein  | Nein | Nein   | Ja   | Ja   | Ja   | Ja     |  |
| M.rectus abdominis (caudal)   | Nein   | Nein | Nein   | Nein | Ja  | Ja               | Nein  | Nein | Nein  | Nein | Nein   | Nein | Nein   | Nein | Nein   |  |
| M.transversus abdominis       | Nein   | Nein | Nein   | Nein | Nein  | Nein             | Nein  | Nein | Nein  | Nein | Ja   | Nein | Nein   | Nein | Nein   |  |
| M.obliquus externus           | Ja   | Ja   | Ja   | Ja   | Ja  | Ja               | Nein  | Ja   | Nein  | Nein | Nein   | Ja   | Ja   | Ja   | Ja     |  |
| M.obliquus internus           | Ja   | Ja   | Ja   | Ja   | Nein  | Nein             | Nein  | Ja   | Nein  | Nein | Nein   | Ja   | Ja   | Ja   | Ja     |  |
| M.multifidus                  | Ja   | Ja   | Ja   | Ja   | Nein  | Nein             | Nein  | Ja   | Nein  | Nein | Nein   | Nein | Nein   | Nein | Nein   |  |
| M.ilicostalis lumborum        | Nein   | Nein | Nein   | Nein | Nein  | Nein             | Nein  | Ja   | Nein  | Nein | Nein   | Nein | Nein   | Nein | Nein   |  |
| M.erector spinae T9           | Nein   | Nein | Nein   | Nein |   |                  | Nein  | Nein | Nein  | Nein | Ja   | Ja   | Ja   | Ja   |        |  |
| M.erector spinae L1           | Ja   | Ja   | Ja   | Ja   | Ja  | Ja               | Nein  | Nein | Nein  | Nein | Nein   | Nein | Nein   | Nein | Nein   |  |
| M.erector spinae L3           | Nein   | Nein | Nein   | Nein | (Höhe unbekannt)  | (Höhe unbekannt) | Nein  | Nein | Nein  | Nein | Ja   | Ja   | Ja   | Ja   |        |  |
| M.erector spinae L5           | Nein   | Nein | Nein   | Nein |   |                  | Nein  | Nein | Nein  | Nein | Ja   | Ja   | Ja   | Ja   |        |  |
| Methoden                      |  |      |  |      |   |                  |   |      |   |      |  |      |  |      |        |  |
| QMW & Dauer                   | Ja, 15ms   |      | Ja, 15ms   |      | Ja, mind. 20 Schwingungen   |                  | Ja, 250ms   |      | Ja  |      | k.A.   |      | k.A.   |      |        |  |
| Zyklen relativiert            | Ja (Genauigkeit 0.5%)  |      | Ja (Genauigkeit 0.5%)  |      | Nein  |                  | Nein  |      | Nein  |      | Ja   |      | Nein   |      |        |  |
| Verwendete Messwerte          | Durchschnittliche EMG-Kurve pro Übung und Muskel, Gesamtmittel über 3 Versuche pro Ebene und Frequenz                                |      | Durchschnittliche EMG-Kurve pro Übung und Muskel, Gesamtmittel über 3 Versuche pro Ebene und Frequenz                                |      | Durchschnittliche EMG-Werte für jeden Probanden und Trainingsposition, dann die Rangplätze gemittelt (Ordinalskala) |                  | Durchschnittliche EMG-Werte für jeden Muskel und Trainingsposition zwischen 5.-10. Sekunde, relativiert nach max. QWM |      | Durchschnittliche EMG-Werte eines 2s-Fenster der 5s-Schwingung von beiden Durchläufen               |      | Durchschnittliche EMG-Werte eines 2s-Fenster und Wirbelsäulenposition            |      | Durchschnittliche EMG-Werte eines 2s-Fenster und Wirbelsäulenposition                                |      |        |  |
| Amplituden relativiert        | Ja   |      | Ja   |      | Ja  |                  | Nein  |      | Nein  |      | Ja   |      | Ja   |      |        |  |
| Zeitabhängig (Amplitude)      | Ja   |      | Ja   |      | Nein  |                  | Nein  |      | Nein  |      | Nein   |      | Nein   |      |        |  |
| Zeitunabhängig (Durchschnitt) | Ja   |      | Ja   |      | Ja  |                  | Ja  |      | Ja  |      | Ja   |      | Ja   |      |        |  |
| Weitere Einschränkungen       | Zyklen mit >10% Abweichung des Medians wurden ausgeschlossen<br>Zyklen in falscher Ebene wurden ausgeschlossen (max. 25ms zw. Peaks) |      | Zyklen mit >10% Abweichung des Medians wurden ausgeschlossen<br>Zyklen in falscher Ebene wurden ausgeschlossen (max. 25ms zw. Peaks) |      | k.A.  |                  | k.A.  |      | k.A.  |      | k.A.   |      | k.A.   |      |        |  |

## 12.8 Anhang 8 – Zusammenfassung der Studien

Tab. 7: Detaillierte Zusammenfassung der Studien

| Studie                                |  |   |  |  |  |   |  |  |                             |                                 |
|---------------------------------------|--|---|--|--|--|---|--|--|-----------------------------|---------------------------------|
| <b>Titel</b>                          | Activation characteristics of trunk muscles during cyclic upper-body perturbations caused by an oscillating pole | Cyclic upper body perturbations caused by a flexible pole | Das schwingende Blatt – eine empirische Studie über die Effekte des Bodyblades bezüglich der Veränderung chronischer Rückenschmerzen und dem möglichen Zusammenhang zur Kraftentwicklung und der Veränderung der Mobilität | Die Wirkung eines oszillierenden Muskel-Trainingsgeräts auf Rumpf und obere Extremität | Electromyographic activity of trunk muscles during exercises with flexible and non-flexible pole | The effect of double versus single oscillating exercise devices on trunk and limb muscle activation | Trunk muscle activation patterns and spine kinematics using an oscillating blade | Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces and spine stability when using BodyBlade |                             |                                 |
| <b>Autor</b>                          | Anders, C., Wenzel, B., Scholle, HC.   | Anders, C., Wenzel, B., Scholle, HC.                      | Doster, M.   | Rieger, J., Heitkamp HC., Horstmann, T.  | Gonçalves, M., Marques, NR., Hallal, CZ., van Dieën, JH.   | Arora, S., Button, D., Basset, F., Behm, D.   | Sánchez-Zuriaga, D., Vera-Garcia, FJ., Moreside, JM., McGill, SM.                | Moreside, JM., Vera-Garcia, FJ., McGill, SM.   |                             |                                 |
| <b>Jahr</b>                           | 2008   | 2007  | 2006   | 2003   | 2011   | 2013  | 2009   | 2007   |                             |                                 |
| Eigenschaften                         |  |   |  |  |  |   |  |  |                             |                                 |
| <b>Ziel</b>                           | Effekt auf Aktivität der Rumpf-Muskulatur  | Effekt auf Koordination der Rumpf-Muskulatur              | Effekt auf Kraft und Mobilität der Rumpf-Muskulatur sowie LBP  | Effekt auf Ansteuerung der Rumpf-Muskulatur  | Effekt auf Aktivität der Rumpf-Muskulatur  | Effekt auf Aktivität der Rumpf-Muskulatur   | Effekt auf Aktivität der Rumpf-Muskulatur und Wirbelsäulenkinematik              | Effekt auf Aktivität der Rumpf-Muskulatur und Wirbelsäulenkinematik und -druck                       |                             |                                 |
| <b>Design</b>                         | Querschnittsstudie   | Querschnittsstudie  | RCT Studie   | Querschnittsstudie   | Randomisierte Crossover-Studie   | Randomisierte Crossover-Studie  | Querschnittsstudie   | Querschnittsstudie   |                             |                                 |
| <b>Setting</b>                        | Physiologisches Labor an der Uni   | k.A.  | Universität Tübingen   | k.A.   | k.A.   | k.A.  | Biomechanisches Forschungslabor  | k.A.   |                             |                                 |
| Geräte                                |  |   |  |  |  |   |  |  |                             |                                 |
| <b>Typ</b>                            | Propriomed   | Propriomed  | Bodyblade & Bodyblade Pro  | Bodyblade Pro  | Flexi-Bar  | Fix-Stab  | Bodyblade  | Flexbar  | Bodyblade                   | Bodyblade                       |
| <b>Länge, Gewicht</b>                 | 170cm, 1035g   | 170cm, 1035g  | 122x4.5cm, 680g & 152x6.5cm, 1133g   | 152x6.5cm, 1133g   | 150cm, 800g  | 150cm, 800g   | 122x4.5cm, 680g  | 30cm, 590g   | 122x4.5cm, 680g             | 122x4.5cm, 680g                 |
| <b>Freiheitsgrade</b>                 | 2  | 2   | 1  | 1  | 2  | 0   | 1  | 2  | 1                           | 1                               |
| <b>Frequenzen (Hz)</b>                | 3, 3.5, 4.5  | 3, 3.5, 4.5   | 4.5  | 4.5  | 4.6  | 5 (Metronom)  | 4.5  |  | 4.5                         | 4.5                             |
| <b>Beschleunigungssensor</b>          | Ja   | Ja  | Nein   | Ja   | Nein   |   | Nein   |  | Nein                        | Nein                            |
| Teilnehmer                            |  |   |  |  |  |   |  |  |                             |                                 |
| <b>Anzahl</b>                         | 30   | 30  | 19 (Trainingsgr.)  | 10 (Kontrollgr.)   | 20   | 12  | 12   | 13   | 14                          |                                 |
| <b>Herkunft</b>                       | Universitätscampus   |   | Angeworben mit Werbeflyer  |  | Sport-/Physiotherapiestudium   | k.A.  | Universitätscampus   |  | Universitätscampus          |                                 |
| <b>Geschlecht</b>                     | 50% Männer   | 50% Frauen  | 50% Männer   | 50% Frauen   | 100% Frauen  | 100% Männer   | 100% Frauen  | 100% Männer  | 100% Männer                 | 100% Männer                     |
| <b>Alter (J)</b>                      | 25.5 (SD: 5.7)   | 23.1 (SD: 2.0)  | 25.5 (SD: 5.7)   | 23.1 (SD: 2.0)   | 37.1 (SD: 7.28)  | 32.4 (SD: 8.78)   | 27 (SD: 3.7)   | 20.4 (SD: 1.9)   | 24.1 (SD: 7.4)              | 27.62 (SD: 8.42)                |
| <b>Grösse (cm)</b>                    | 179.7 (SD: 3.9)  | 169.9 (SD: 5.8)   | 179.7 (SD: 3.9)  | 169.9 (SD: 5.8)  | 167.56 (SD: 6.7)   | 168.10 (SD: 3.81)   | 179 (SD: 4.7)  | k.A.   | 172.3 (SD: 6.5)             | 177 (SD: 5)                     |
| <b>Gewicht (kg)</b>                   | 72.7 (SD: 7.8)   | 58.8 (SD: 5.1)  | 72.7 (SD: 7.8)   | 58.8 (SD: 5.1)   | 67.47 (SD: 9.53)   | 70.4 (SD: 8.06)   | 72 (SD: 7.4)   | k.A.   | 71.5 (SD: 15.4)             | 75.91 (SD: 8.05)                |
| <b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>         | 22.5 (SD: 2.5)   | 20.4 (SD: 1.5)  | 22.5 (SD: 2.5)   | 20.4 (SD: 1.5)   | 24.0   | 24.9  | 22.5   | k.A.   | 24.1                        | 24.2                            |
| <b>Rechts-/Linkshänder</b>            | 14 R / 1 L   | 14 R / 1 L+R  | 14 R / 1 L   | 14 R / 1 L+R   | k.A.   | k.A.  | k.A.   | 12 R   | k.A.                        | 13 R                            |
| <b>Rückenbeschwerden</b>              | Nein   | Nein  | Ja   | Ja   | Nein   | Nein  | Nein (seit mind. 6 Monaten)  | Nein   | Nein (momentan)             | Nein (momentan)                 |
| <b>Schulterbeschwerden</b>            | Nein   | Nein  | k.A.   | k.A.   | Nein   | Nein  | Nein (seit mind. 6 Monaten)  | Nein   | Nein (momentan)             | Nein (momentan)                 |
| <b>Einverständniserklärung</b>        | Ja   | Ja  | k.A.   | k.A.   | k.A.   | Ja  | Ja   | Ja   | Ja                          | Ja                              |
| <b>Ethikkommission</b>                | Ja   | Ja  | k.A.   | k.A.   | k.A.   | Ja  | Ja   | Ja   | Ja                          | Ja                              |
| Interventionen                        |  |   |  |  |  |   |  |  |                             |                                 |
| <b>Vorangehendes Training</b>         | Testlauf 1 Woche vor Messungen   | Testlauf 1 Woche vor Messungen                            | k.A.   | Bekannschaft 1-2 Tage, Testlauf direkt vor jeder Messung                               | Bekannschaft 1-3 Tage vor Messungen  | Testlauf vor den Übungen  | Testlauf vor den Übungen   | Testlauf vor den Übungen   | Testlauf vor den Übungen    | Testlauf vor den Übungen        |
| <b>Anzahl Durchführungen</b>          | 1  | 1   | 2x pro Woche   | 1  | 1  | 1   | 1  | 1  | 1                           | 1                               |
| <b>Schwingungsamplitude</b>           | 50cm   | 30-50cm   | Anwender überlassen  | k.A.   | k.A.   | k.A.  | k.A.   | k.A.   | "Grosse / kleine Amplitude" |                                 |
| <b>Stehend/Sitzend (un-/gestützt)</b> | Stehend  | Stehend   | Stehend  | Stehend  | Stehend  | Stehend & sitzend (ungestützt)  | Stehend  | Stehend & sitzend (ungestützt)   | Stehend                     |                                 |
| <b>Haltungskontrolle</b>              | k.A.   | k.A.  | Durch Trainingsleiter  | k.A.   | Ja, mittels Marker (GH, HG, OSG)   | k.A.  | k.A.   | k.A.   | k.A.                        |                                 |
| <b>Abfolge randomisiert</b>           | Ja   | Ja  | k.A.   | k.A.   | Ja   | Ja  | Ja   | Ja   | Ja                          |                                 |
| <b>Wiederholungen x Dauer/Pause</b>   | 3x mind. 10s / 60s   | 3x mind. 10s / k.A.                                       | 3-4x 30-50s / 45-90s   | 1x 3-20s / "adäquat"   | 1x 15s / 60s   | 2x 8s (davon 3s aufhören) / 180-240s  | 1x 15s / -   | 1x 15s / -   | 1x 15s / -                  | 1x 15s / -                      |
| <b>Serien/Pause</b>                   | 1 / 90s  | 1 / 90s   | 10 unterschiedliche Übungen / k.A.   | 1x / -   | 1x / -   | 1x / -  | 1x / -   | 1x / -   | 1x / -                      | 1x / -                          |
| Stabilisation in Frontalebene         |  |   |  |  |  |   |  |  |                             |                                 |
| <b>Einhändig lateral, horizontal</b>  | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -                                    | Schwung sagittal [1] (Pos. 3)  | Schwung sagittal [1] (Pos. 1)  | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -  | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -      | - Nicht durchgeführt -          |
| <b>Beidhändig cranial, horizontal</b> | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -                                    | Schwung transversal [2] (Pos. 2)   | Schwung transversal [2] (Pos. 6)   | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -  | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -      | - Nicht durchgeführt -          |
| Stabilisation in Sagittalebene        |  |   |  |  |  |   |  |  |                             |                                 |
| <b>Einhändig ventral, horizontal</b>  | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -                                    | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -   | Schwung frontal [3]   | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -      | - Nicht durchgeführt -          |
| <b>Beidhändig ventral, horizontal</b> | Schwung transversal [5]  | Schwung transversal [5]                                   | Schwung frontal [4] (Pos. 7)   | Schwung frontal [4] (Pos. 3)   | Schwung transversal [5] (Pos. 1)   | - Nicht durchgeführt -  | Schwung frontal [4]  | Schwung frontal [4]  | Schwung frontal [4]         |                                 |
| <b>Beidhändig ventral, vertikal</b>   | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -                                    | Schwung sagittal [6] (Pos. 8)  | Schwung sagittal [6] (Pos. 8)  | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -  | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -      | - Nicht durchgeführt -          |
| <b>Beidhändig cranial, horizontal</b> | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -                                    | Schwung transversal [8] (Pos. 6)   | Schwung transversal [8] (Pos. 4)   | Schwung frontal [7] (Pos. 2)   | - Nicht durchgeführt -  | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -      | - Nicht durchgeführt -          |
| <b>Beidhändig caudal, horizontal</b>  | Schwung frontal [9]  | Schwung frontal [9]                                       | Schwung frontal [9] (Pos. 1)   | Schwung frontal [9] (Pos. 7)   | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -  | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -      | - Nicht durchgeführt -          |
| Stabilisation in Transversalebene     |  |   |  |  |  |   |  |  |                             |                                 |
| <b>Einhändig lateral, vertikal</b>    | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -                                    | Schwung sagittal [10] (Pos. 5)   | Schwung sagittal [10] (Pos. 2)   | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -  | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -      | - Nicht durchgeführt -          |
| <b>Einhändig ventral, vertikal</b>    | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -                                    | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -   | Schwung sagittal [12] (Pos. 3)   | Schwung frontal [11]  | Schwung sagittal [12]  | - Nicht durchgeführt -   | Schwung frontal [11]        | Schwung frontal [11] + mit Pfad |
| <b>Beidhändig ventral, vertikal</b>   | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -                                    | Schwung frontal [13] (Pos. 4)  | Schwung frontal [13] (Pos. 5)  | - Nicht durchgeführt -   | - Nicht durchgeführt -  | Schwung frontal [13]   | Schwung frontal [13]   | Schwung frontal [13]        | Schwung frontal [13]            |

## 13 Glossar

|                             |   |
|-----------------------------|---|
| Agonist                     | arbeitender Muskel bei einer Bewegung   |
| Antagonist                  | Gegenspieler des Agonisten, welcher dessen ausgeführte Bewegung bremsen kann  |
| Anterolisthesis             | Abgleiten eines Wirbels nach ventral  |
| Bridging                    | Das Abheben des Gesässes in Rückenlage, bei angewinkelten Knien   |
| caudal                      | zu den Füßen hin  |
| cranial                     | den Kopf betreffend, zum Kopf hin   |
| Crosstalk                   | unerwünschte Beeinflussung von EMG-Signalen durch andere Muskulatur   |
| dorsal                      | den Rücken betreffend, zur Rückseite des Körpers hin  |
| Extension                   | Überstreckung des Rumpfes, durch nach hinten neigen des Oberkörpers im Stand  |
| exzentrisch                 | Muskelaktivität, welche mittels Muskelverlängerung eine Bewegung, z.B. gegen die Schwerkraft oder den Agonisten, bremst |
| Flexion                     | Beugung des Rumpfes, durch nach vorne neigen des Oberkörpers im Stand   |
| Frontalebene                | Ebene, welche parallel zur Stirn und rechtwinklig zur Sagittal- und Transversalebene verläuft                           |
| intramuskuläre Koordination | Zusammenspiel der einzelnen motorischen Einheiten eines Muskels   |
| Isometrie                   | Kraftanwendung ohne Bewegung  |
| Ko-Kontraktion              | gemeinsames Anspannen des Agonisten als auch Antagonisten   |
| kontralateral               | auf der Gegenseite liegend  |
| lateral                     |   |
| Lateralflexion              | Seitneigung des Rumpfes, durch nach links/rechts neigen des Oberkörpers im Stand  |
| lumbal                      | die Gegend um die Lendenwirbelsäule betreffend  |
| Motorisches Lernen          | theoretischer Wissenshintergrund über das Erlernen eines Bewegungsablaufes  |
| Muskelspindel               | Propriozeptoren, welche der sensiblen Erfassung der Länge von Skelettmuskeln dienen                                     |
| Oszillierend                | schwingend  |
| Querschnittsstudie          | Studientyp, bei dem innerhalb einer Stichprobe eine einmalige Messung der zuvor definierten Parameter erfolgt           |
| Crossoverstudie             | Studientyp, welcher einer RCT-Studie ähnelt, aber mit weniger Probanden bessere Ergebnisse liefern kann                 |
| Rangplatzordnung            | Wertung von Resultaten, ohne in den Unterschied zweier Werte genauer bestimmen zu können (ordinal-skaliert)             |
| RCT-Studie                  | Studientyp, bei dem mit eindeutiger Fragestellung eine eindeutige Aussage generiert wird um die Kausalität zu belegen   |
| Rotation                    | Drehung des Rumpfes, durch Drehung im oder gegen den Uhrzeigersinn des Oberkörpers im Stand                             |
| Sagittalebene               | Ebene, welche den Körper in zwei symmetrische Hälften teilt und rechtwinklig zur Frontal- und Transversalebene verläuft |
| Side-Bridging               | Das Abheben des Gesässes in Seitenlage, bei gestreckten Beinen und aufgestütztem Unterarm                               |

|                        |  |
|------------------------|--|
| soziale Erwünschtheit  | soziale Erwünschtheit liegt vor, wenn Befragte Antworten geben, von denen sie glauben, sie trafen eher auf Zustimmung als die korrekte Antwort, bei der sie soziale Ablehnung befürchten |
| Synergisten            | Muskeln, welche die Bewegung durch den Agonisten unterstützen können   |
| Transversalebene       | Ebene, welche den Körper in Ober- und Unterkörper teilt, im Stand parallel zum Boden und rechtwinklig zur Frontal- und Sagittalebene verläuft  |
| Überhang-Effekt        | Auswirkungen auf den Probanden durch eine Intervention, welche bis zur nächsten Intervention nicht neutralisiert wurden  |
| unilateral             | einseitig  |
| ventral                | den Bauch betreffend, zur Vorderseite des Körpers hin  |
| zentrales Nervensystem | umfasst das Gehirn und das Rückenmark  |

## 14 Wortzahl

Das Abstract zählt genau 200 Wörter. Die Arbeit liegt mit exakt 8'000 Wörtern, ohne Abbildungen, Tabellen und deren Beschriftungen im Rahmen der vorgeschriebenen 6'000 bis 8'000 Wörter.