

# Untersuchung von Aktivierungsmustern posturaler Muskulatur durch Fazilitation über die Hände „Hands Induced Posture“ (HIP) mittels OEMG- Teil 2: Erarbeitung von Bewegungsmustern

## Investigation of Activation Patterns of Postural Musculature by Facilitation Via the Hands “Hands Induced Posture” (HIP) using Surface EMG Part 2: Development of Movement Patterns

### Autoren

Stefanie Best<sup>1</sup>, Christoph Anders<sup>2</sup> , Norman Best<sup>1,3</sup>

### Institute

- 1 Institut für Physiotherapie, Universitätsklinikum Jena, Jena, Deutschland
- 2 Funktionsbereich Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik, Experimentelle Unfallchirurgie, Klinik für Unfall- Hand und Wiederherstellungschirurgie Universitätsklinikum Jena, Jena, Deutschland
- 3 Posture and Motion Group, Universitätsklinikum Jena, Jena, Deutschland

### Schlüsselwörter

Krankengymnastik, Oberflächen-EMG, Posturale Stabilisation

### Key words

physiotherapy, surface emg, postural stabilization

eingereicht 28.09.2021

akzeptiert 18.10.2021

online publiziert 12.11.2021

### Bibliografie

Phys Med Rehab Kuror 2022; 32: 229–241

DOI 10.1055/a-1671-9561

ISSN 0940-6689

© 2021. Thieme. All rights reserved.

Georg Thieme Verlag, Rüdigerstraße 14,  
70469 Stuttgart, Germany

### Korrespondenzadresse

Dr. Norman Best  
Institut für Physiotherapie  
Universitätsklinikum Jena  
Am Klinikum 1  
07747 Jena  
Deutschland  
norman.best@gmx.de

### ZUSAMMENFASSUNG

**Hintergrund** Die sensomotorische Fazilitation über die Hände ist eine Methode, die mutmaßlich die Rumpfmuskulatur aktiviert und somit eine Alternative zur Kurzfußtechnik nach Janda darstellen soll. Nach Reliabilitätsuntersuchungen zur Messmethode soll hier der Nachweis einer Erhöhung der Muskelaktivität mittels Oberflächen-EMG (OEMG) erbracht werden.

**Methoden** Mittels OEMG wurden bei 44 jungen gesunden Probanden das Aktivierungsverhalten von 15 Muskelpaaren während der Fazilitation im Vergleich zur Ausgangsstellung geprüft.

**Ergebnisse** Die Fazilitation über die Hände führte zu einer Aktivierung der Rumpfmuskulatur, die weitgehend symmetrisch erfolgte und für die überwiegend eine klinische Relevanz nachweisbar war (Effektstärken > 0,8). Seitensymmetrische Unterschiede im Rahmen der Händigkeit zeigten ein höheres rechtsseitiges Aktivitätsniveau. Die weiblichen Studienteilnehmer reagierten im Detail anders als die männlichen Teilnehmer.

**Diskussion** Zur Vermeidung einer verstärkten asymmetrischen sensomotorischen Fazilitation auf Grund der Händigkeit ist eine therapeutische Kontrolle, zumindest zu Beginn der Behandlung, sinnvoll. Die beobachteten geschlechtsspezifischen Besonderheiten können derzeit nicht aufgeklärt werden und erfordern weitere Untersuchungen. Systematische Untersuchungen zur Seitendominanz in ihrer Auswirkung auf die posturale Rumpfmuskulatur existieren nicht, dennoch können die beobachteten generellen Seitenabweichungen der Händigkeit zugeordnet werden.

**Schlussfolgerung** Die HIP eignet sich zur Fazilitation der Rumpfmuskulatur. Weitere Untersuchungen an der eigentlichen Zielgruppe, bspw. Rollstuhlfahrer, sind notwendig um die Aspekte gehandicapter Personen weiter zu erfassen.

### ABSTRACT

**Background** The sensorimotor facilitation via the hands is a method that presumably activates the trunk muscles and is thus an alternative to the short-foot technique according to

Janda. After reliability studies on the measurement method, evidence of an increase in muscle activity is to be provided by means of OEMG.

**Methods** Surface electromyography was used to test the activation behavior of 15 pairs of muscles during facilitation in 44 young healthy volunteers in comparison to the initial position.

**Results** The facilitation via the hands led to an activation of the trunk muscles, which was largely symmetrical and for which a clinical relevance was predominantly demonstrable (effect sizes > 0.5). Side-symmetrical differences in handedness showed a higher level of right-sided activity. The female study participants reacted differently in detail than the male participants.

**Discussion** In order to avoid an increased asymmetrical sensorimotor facilitation due to the handedness, a therapeutic control, at least at the beginning of the treatment, is useful. The gender-specific peculiarities observed cannot currently be elucidated and require further investigations. Systematic studies on the side dominance in its effect on the postural trunk muscles do not exist, but the observed general side deviations can be assigned to handedness.

**Conclusion** The HIP is suitable for the facilitation of the trunk muscles. Further studies on the actual target group, e. g. wheelchair users, are necessary to further assess the aspects of handicapped persons.

## Hintergrund

Zur Aktivierung stabilisierender Muskelgruppen über die Hände wurden eine Übung und Anleitung erarbeitet [1], die es erlaubt auch Patienten, denen der Zugang über die Fußmuskulatur nicht möglich ist [2], die Haltungsmuskulatur stabilisierend zu beüben. Es wurde eine theoretische Übungsanleitung entwickelt [1]. Diese soll nun evaluiert werden. Es wurde ein Messaufbau mit OEMG erarbeitet, der die Wirksamkeit der Übung nachweisen soll. Diese Messanordnung wurde initial auf Reliabilität geprüft. Es konnte nachgewiesen werden, dass die OEMG-Messung geeignet ist, Aussagen zur Muskelaktivierung im Rahmen der HIP (hands induced posture)-Methode zu treffen [3]. Bei dieser Methode wird über Anspannung der Muskulatur der Hände, Unterarme und des Schultergürtels abgestützt an eine Wand ein aktivierender Reiz auf weitere Muskelgruppen ausgeübt, der zu Aufrichtungsbewegungen des Beckens führt.

Ziel der Evaluation soll die Beantwortung der Frage sein, ob man die HIP als Übung zur Stimulation der posturalen Haltungsmuskulatur geeignet ist.

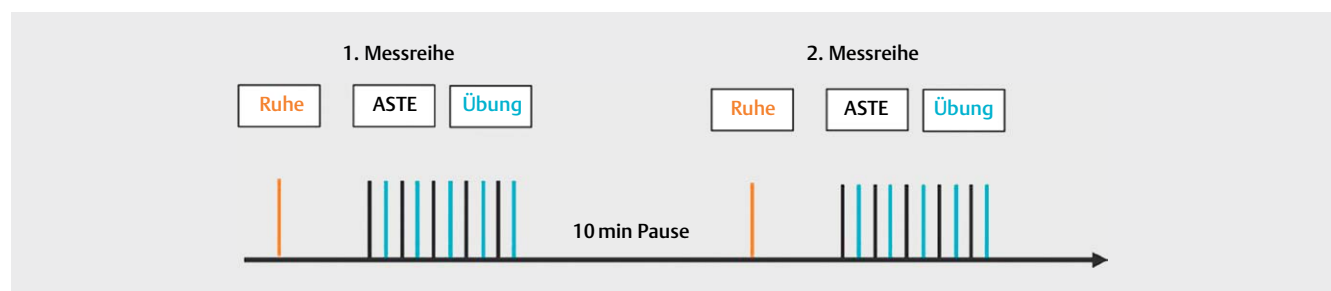
Dazu soll untersucht werden, welche der abgeleiteten Rumpfmuskulatur aktiviert wird, ob sich die in der Pilotstudie vermuteten Effekte bestätigen, ob von einer weitgehend seitensymmetrischen Muskelaktivierung ausgegangen werden kann, ob einzelne funktionelle Muskelgruppen unterschiedlich angesprochen werden und ob es einen Effektunterschied in der Kniegelenkstellung der Übungsausführung gibt.

## Material und Methoden

Die Daten, aus dem Versuchsaufbau, wie in Teil 1 beschrieben [3], wurden nach initialer Reliabilitätsstestung nun inhaltlich ausgewertet. Die Zulassung der Studie unter der Registriernummer 2018–1220-BO über die Ethikkommission der Friedrich-Schiller-Universität Jena erstreckte sich auch auf diesen Teil der Arbeit. Die ausführliche Beschreibung der Stichprobe ist im ersten Teil der Arbeit vorgenommen worden. Ebenso sind dort auch die Ein- und Ausschlusskriterien, die Elektrodenpositionen für die ausgewählten Muskelpaare und das Untersuchungssystem sowie die Auswertungsroutine dargestellt (► **Tab. 1, 2**).

Mit den gemittelten rms-Absolutdaten erfolgte nach klassischer Ausreißerelimination die statistische Auswertung mittels t-Test für die normalverteilten Daten zum Vergleich von 2 abhängigen Stichproben für die Aktivitätsänderung des entsprechenden Muskels. Für die Symmetrievergleiche der sich entsprechenden Muskelpaare links- und rechtsseitig erfolgte die statistische Auswertung mit Hilfe des nichtparametrischen Wilcoxon-Tests für nicht (annähernd) normalverteilte Daten. Das Signifikanzniveau alpha wurde auf 0,05 festgelegt.

Der zeitliche Ablauf der Messungen ist in ► **Abb. 1** dargestellt. Wie in der Reliabilitätsstudie beschrieben, erfolgte die Randomisierung der zeitlichen Abfolge der Kniegelenkposition in leichter Beugung (B) bzw. Streckung (S) [3].



► **Abb. 1** Schematischer Messablauf, aus Best et al. [3].

► **Tab. 1** Messsituationen im Stand mit unterschiedlichen Kniepositionen, Darstellung adaptiert nach Best et al. [3].

Ruhestellung S (Ruhe-S)	ca. schulterbreiter Stand im normalen Standstereotyp der Probanden mit Kniegelenken in Streckung
Ruhestellung B (Ruhe-B)	ca. schulterbreiter Stand im normalen Standstereotyp der Probanden mit Kniegelenken in leichter Beugung
Ausgangsstellung S (ASTE-S)	Ausgangsposition mit Kniegelenken in Streckung
Ausgangsstellung B (ASTE-B)	Ausgangsposition mit Kniegelenken in leichter Beugung
Übungsposition S (Übung-S)	Übungen mit Kniegelenken in Streckung
Übungsposition B (Übung-B)	Übungen mit Kniegelenken in leichter Beugung

► **Tab. 2** Studienpopulation, adaptiert nach Best et al. [3].

	MW ± SD oder %
<b>Alter (Jahre)</b>	25,4 ± 8,1
<b>Frauen, n (%)</b>	24 (54,5)
<b>Körpergröße in cm</b>	
Frauen	169 ± 7
Männer	183 ± 7
<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	22,8 ± 2,6
<b>Linkshänder, n (%)</b>	3 (6,8)

► **Tab. 3** p-Werte.

	p-Wert		
	gesamt	weiblich	männlich
Trap desc li	<b>0,001</b>	0,028	0,013
Trap desc re	<b>0,002</b>	0,099	<b>0,005</b>
Quadr lumb li	<b>0,002</b>	<b>0,001</b>	0,063
Quadr lumb re	0,028	<b>0,001</b>	0,129
MF li	0,100	<b>0,001</b>	0,238
MF re	0,144	<b>0,001</b>	0,285

## Ergebnisse

### HIP in Kniestreckung

#### Gesamtgruppe

#### Aktivierung der Rumpfmuskulatur in Kniestreckung

Bei Übungsausführung in Kniestreckung (Übung-S) ergaben sich, wie ► **Abb. 1** verdeutlicht, außer für den M. multifidus beidseits (► **Tab. 3**) für alle gemessenen Rumpfmuskeln, in der Gesamtgruppe der Probanden, signifikante MW-Differenzen der muskulären Aktivität zur Ausgangsstellung.

Dabei kam es bei allen Muskeln zu unterschiedlichen Effektstärken (ES). Diese waren mit Ausnahme des M. trapezius pars descendens beidseits, des M. serratus anterior beidseits und des M. obliquus

internus rechts für alle signifikanten Ergebnisse > 0,8 (gestrichelte Linie in ► **Abb. 2**) und damit nach Cohen von hohem Effekt [4].

Für den M. trapezius pars descendens beidseits (ES links = 0,25; ES rechts = 0,30) sowie für den M. serratus anterior links (ES = 0,46) ergaben sich kleine Effektstärken [4] und für den M. serratus anterior rechts (ES = 0,65) und den M. obliquus internus rechts (ES = 0,77) ergaben sich mittlere Effektstärken [4].

#### Seitensymmetrie der Muskelaktivität bei Kniestreckung Symmetrie in ASTE-S

In Betrachtung der seitenvergleichenden Aktivität der Muskelpaare konnten bei der Messung der Muskelaktivitäten in der Ausgangsstellung in Kniestreckung (ASTE-S) für den M. longissimus, den M. iliocostalis, den M. multifidus, den M. quadratus lumborum und den M. rectus abdominis signifikante Seitendifferenzen der Muskelaktivität mit rechtsseitig höherer Aktivität mit kleinen Effektstärken gefunden werden (► **Abb. 3**).

#### Symmetrie in Übung-S

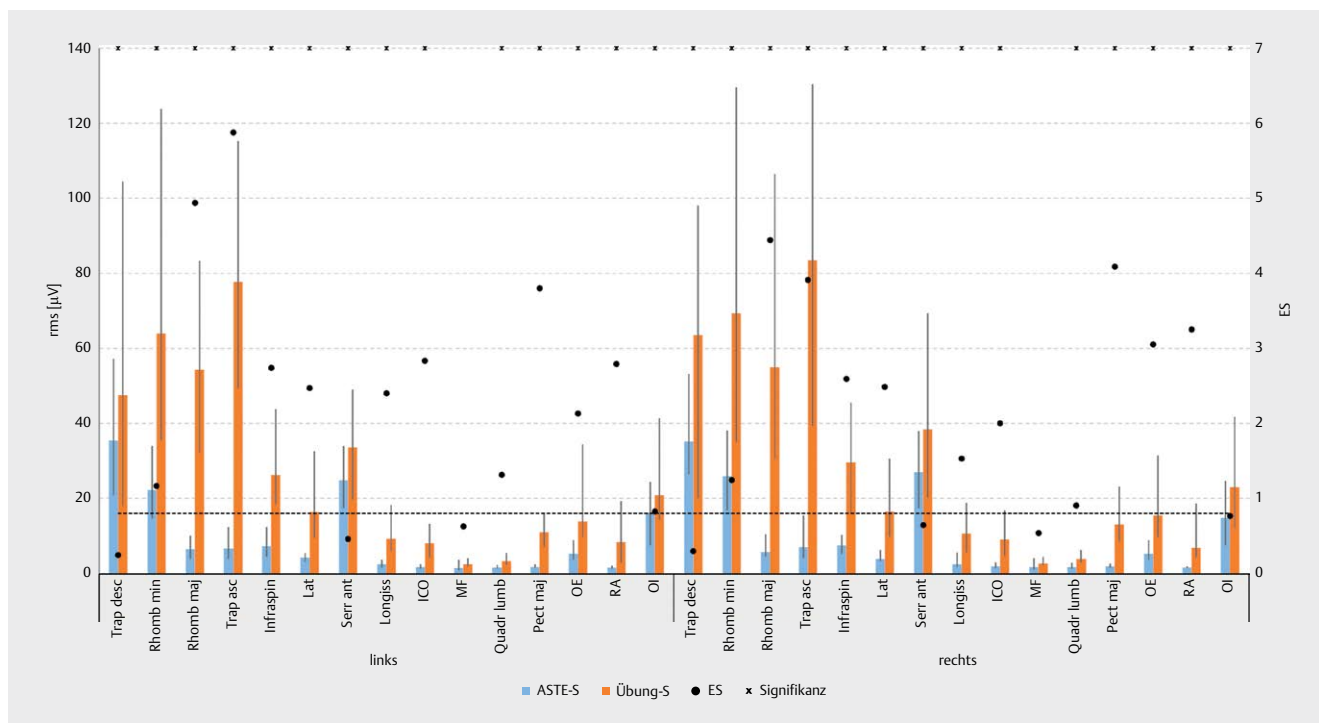
In der Übungsposition in Kniestreckung wurden bezogen auf die gesamte Probandengruppe Seitenunterschiede rechts größer links für den M. serratus anterior, M. iliocostalis, M. quadratus lumborum und M. pectoralis major signifikant. Bei den berechneten Effektstärken erreichte nur der M. pectoralis major mit einer medianen Differenz von 15,4% (q1 = 19,9%; q3 = 13,2%) eine noch mittlere Effektstärke (ES = 0,53). Der M. serratus anterior, der M. iliocostalis und der M. quadratus lumborum zeigten lediglich kleine Effektstärken (► **Abb. 3**).

#### Subgruppen: weiblich-männlich

#### Aktivierung der Rumpfmuskulatur in Kniestreckung

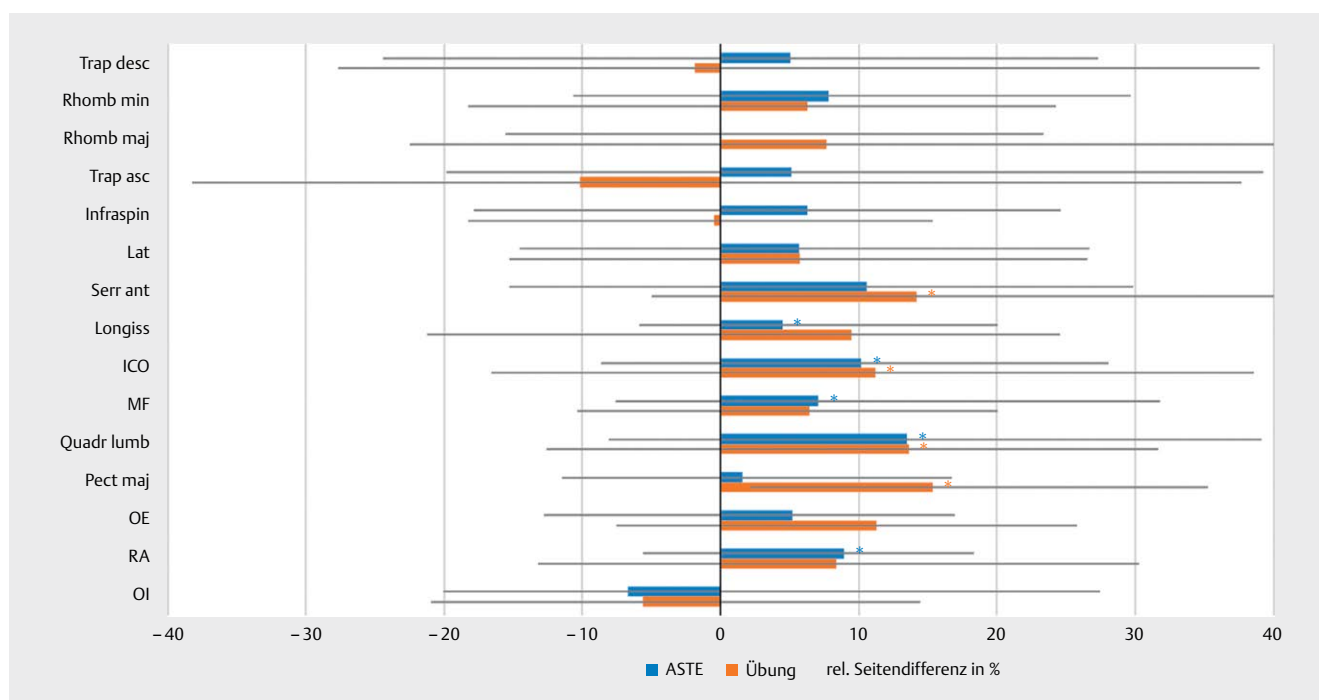
Bei Übungsausführung in Kniestreckung resultierten bei den Frauen bei allen gemessenen Rumpfmuskeln außer dem M. trapezius pars descendens rechts signifikante Mittelwert(MW)-Anstiege in der Übungsausführung. Auch der M. multifidus erreichte in der Gruppe der weiblichen Probanden signifikante Aktivitätsanstiege. Bei den Männern waren die MW-Anstiege für den M. quadratus lumborum im Gegensatz zur Gesamtgruppe sowie für den M. multifidus wie auch in der Gesamtgruppe nicht signifikant (► **Tab. 3**).

Sowohl für den M. trapezius pars descendens rechts bei den Frauen, als auch für den M. multifidus beidseits und M. quadratus lumborum beidseits bei den Männern, kam es zu einer hohen Streuung der Differenzen, weshalb sich keine Signifikanzen für diese Muskeln in der Subgruppe, sowie für den M. multifidus in der Gesamtgruppe ergeben.



► **Abb. 2** HIP in Kniestreckung.

Es ist zu beachten, dass die hier verwendete Darstellung der rms-Werte auf Basis der Mediane  $\pm$  Quartilsabstände erfolgte, die rms-Differenzen zwischen den Übungssituationen aber normalverteilt waren und deswegen mittels t-Test ermittelt wurden. Die Grenze für klinisch hochrelevante Effektstärken von 0,8 ist durch eine gestrichelte Linie gekennzeichnet.

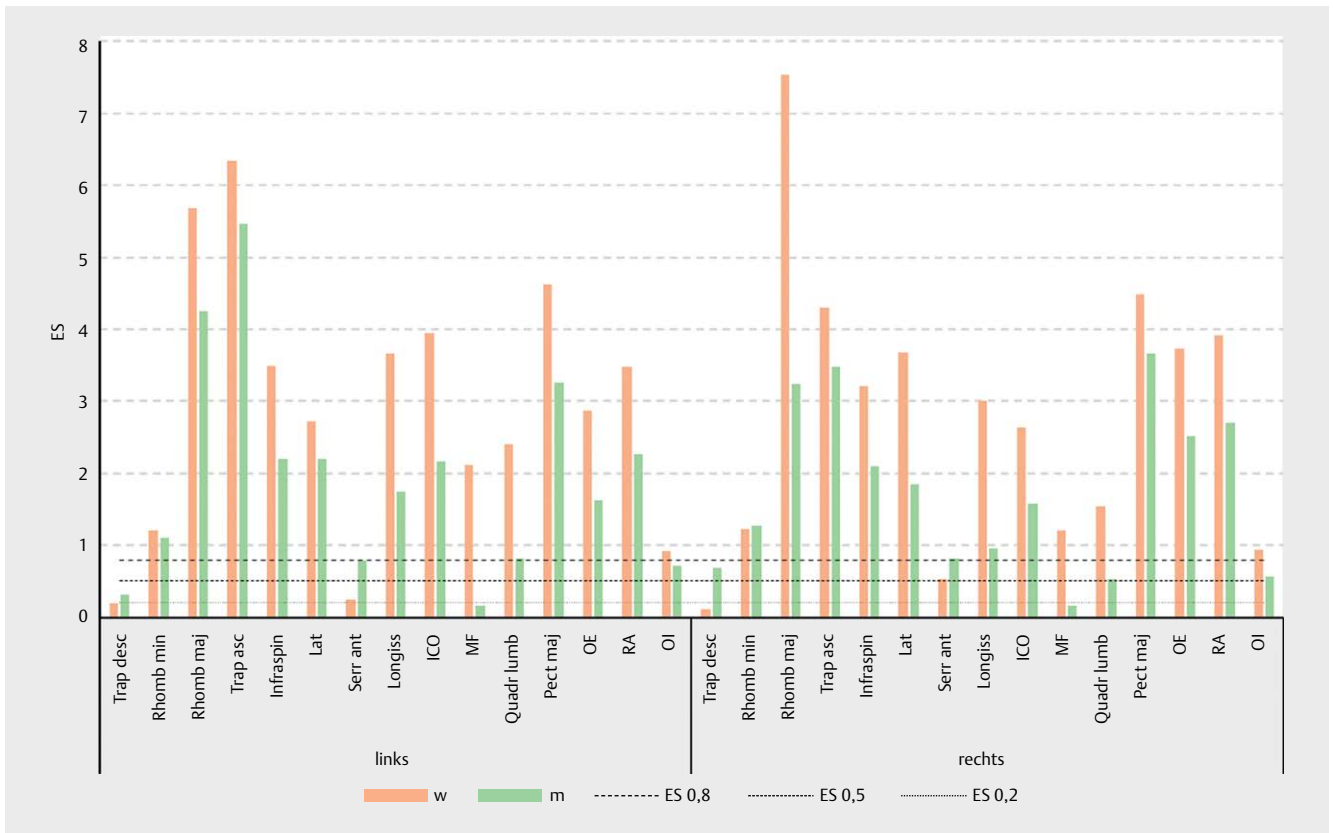


► **Abb. 3** Symmetrie ASTE/Übung-S, Balken nach rechts bedeuten stärker Aktivität der rechtsseitigen Muskeln.

Insgesamt ergeben sich höhere Effektstärken der MW-Anstiege bei den Frauen als bei den Männern für die meisten Muskeln mit Ausnahme des M. trapezius pars descendens; des M. serratus an-

terior beidseits und des M. rhomboideus minor rechts (ES w = 1,22; ES m = 1,27) (► **Abb. 4**).

Beim M. serratus anterior kam es beidseitig in der Gruppe der männlichen Probanden zu einem Aktivitätsanstieg (rel. MW-Diffe-



► **Abb. 4** Effektstärken MW-Anstiege Übung-S, Subgruppen.

renz: links = 30,2% ( $\pm 38,4\%$ ); rechts = 29,0% ( $\pm 35,5\%$ ) mit gesteigerter Effektstärke (ES links = 0,79, ES rechts = 0,82) im Vergleich zur Gesamtgruppe. Für die Frauen ergab sich ein Anstieg (rel. MW-Differenz: links = 11,2% ( $\pm 45,4\%$ ), rechts = 22,4% ( $\pm 42,3\%$ )) mit kleinem Effekt links (ES = 0,246) und mittleren Effekt rechts (ES = 0,530).

Für den M. trapezius pars descendens links blieb bei den Frauen ein signifikanter Aktivitätsunterschied (rel. MW-Differenz = 10,7%,  $\pm 55,9\%$ ) ohne klinischen Effekt (ES = 0,19).

Die Aktivitätssteigerung des M. trapezius pars descendens rechts (relative MW-Differenz = 25,5%,  $\pm 37,3\%$ ) erreichte in der männlichen Probandengruppe höhere Effektstärken (ES = 0,69) als in der Gesamtgruppe.

Bei den Frauen war die hoch signifikante MW-Steigerung des M. multifidus für beide Seiten von hohem Effekt (ES links = 2,11; ES rechts = 1,20). Dabei stieg der Mittelwert links von 1,4 auf 2,7  $\mu\text{V}$  bzw. rechts von 1,7 auf 3,1  $\mu\text{V}$ , was einem relativen Anstieg links von 46,3% ( $\pm 21,9\%$ ) und rechts von 40,3% ( $\pm 33,6\%$ ) entspricht. Bei den Männern stieg der Mittelwert für den M. multifidus links von 3,9 auf 8,0  $\mu\text{V}$  und rechts von 4,8 auf 9,5  $\mu\text{V}$ , was über die Gruppe berechnet jedoch lediglich zu einem durchschnittlichen relativen Anstieg von 9,2% ( $\pm 59,4\%$ ) links bzw. 9,6% ( $\pm 58,9\%$ ) rechts führte und somit ohne Effekt blieb. Für den M. quadratus lumborum ergab sich für die weiblichen Probanden eine höhere Effektstärke (ES links = 2,41; ES rechts = 1,54) als in der Gesamtgruppe (► **Abb. 5**).

## HIP in Kniebeugung

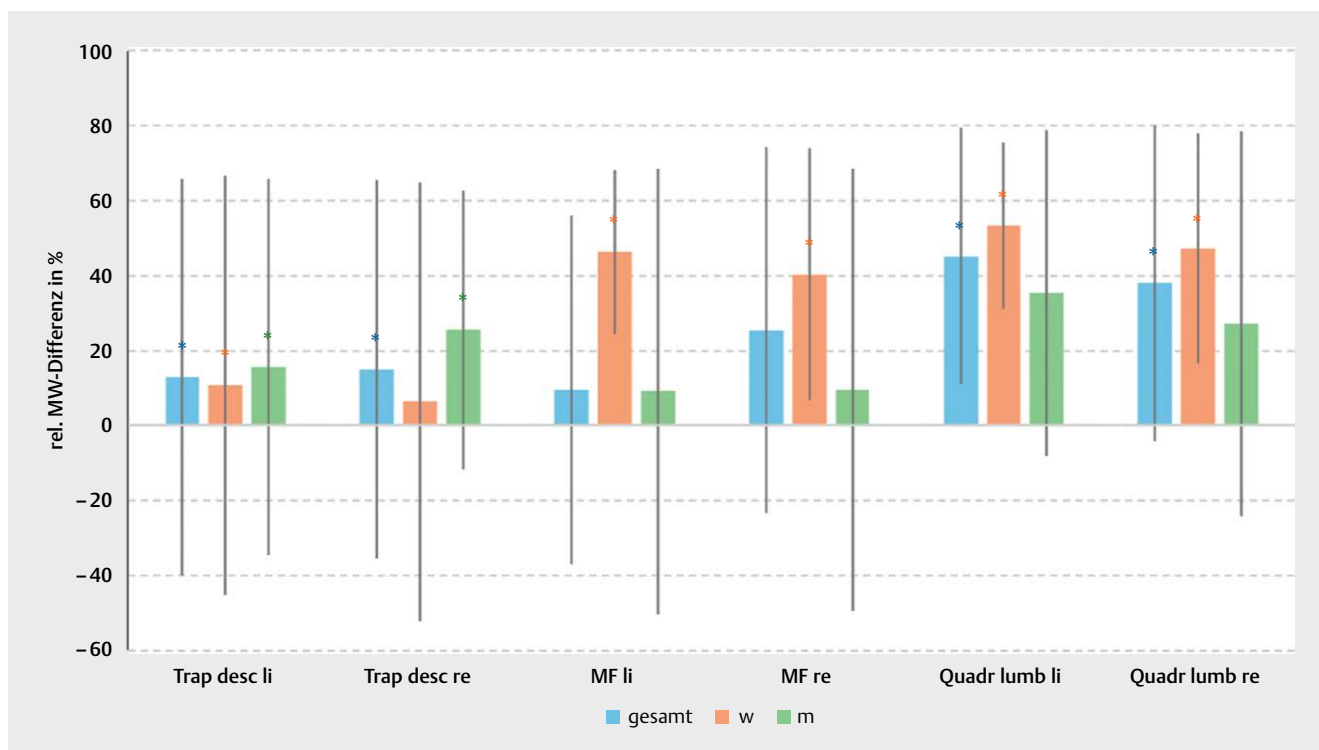
### Aktivierung der Rumpfmuskulatur in Kniebeugung

In Gegenüberstellung der relativen Mittelwertdifferenzen der Aktivitätssteigerung von Ausgangsstellung zu Übung der Kniestreckung und der Kniebeugung ergab sich einzig für den M. obliquus externus links eine Signifikanz bei kleiner Effektstärke ( $p = 0,015$ ; ES = 0,38). Alle übrigen Muskeln zeigten in dieser Gegenüberstellung keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Kniegelenkstellungen (► **Abb. 5**). In der geschlechtergetrennten Betrachtung ergab sich ein signifikanter Unterschied für den M. multifidus links ( $p = 0,0164$ ) mit mittlerer Effektstärke in der weiblichen Subgruppe (► **Abb. 6**).

### Seitensymmetrie der Muskelaktivität bei Kniebeugstellung

#### Symmetrie in ASTE-B

In Betrachtung der seitenvergleichenden Aktivierung der Muskelpaare ließen sich keine signifikanten Seitenunterschiede in Ausgangsstellung in Kniebeugung (ASTE-B) im Gegensatz zur Ausgangsstellung in Kniestreckung für die M. longissimus, M. iliocostalis, M. multifidus und M. quadratus lumborum mehr darstellen. Für den M. pectoralis major ergab sich in der Ausgangsstellung in Kniebeugung eine signifikante Seitendifferenz ( $p = 0,018$ ; ES = 0,41) mit stärkerer rechtseitiger Aktivierung im Unterschied zur Ausgangsstellung in Kniestreckung, jedoch ohne klinische Relevanz. Für den M. rectus abdominis konnten bei der Messung der Muskelak-



► **Abb. 5** MW-Unterschiede, gesamt und Subgruppen.

tivitäten in der Ausgangsstellung mit gebeugten Kniegelenken weiterhin signifikante Seitendifferenzen der Muskelaktivität in der Gesamtgruppe wie in Ausgangsstellung in leichter Kniestreckung mit mittlerem Effekt ( $ES = 0,51$ ) gefunden werden.

Alle übrigen Muskeln zeigten keine signifikanten Seitenunterschiede wie schon in Ausgangsstellung in Kniestreckung (► **Abb. 7**).

#### Symmetrie in Übung-B

In der Übungsposition mit gebeugten Kniegelenken (Übung-B) wurden bezogen auf die gesamte Probandengruppe signifikante Seitenunterschiede mit höherem Aktivierungsniveau rechts gegenüber links wie für Übungsposition in Kniestreckung beim M. serratus anterior ( $p = 0,001$ ;  $ES = 0,55$ ) und mit gestiegenem, mittlerem Effekt und beim M. pectoralis major ( $p = 0,002$ ;  $ES = 0,55$ ) in ähnlicher Ausprägung nachweisbar. Beim M. obliquus externus kam es zu signifikanten Aktivitätsunterschieden rechts stärker als links ( $p = 0,049$ ;  $ES = 0,21$ ) ähnlich zur Kniestreckung mit geringem Effekt. Im Gegensatz zur Übung in Kniestreckung zeigte sich kein signifikanter Seitenunterschied für den M. iliocostalis und M. quadratus lumborum (► **Abb. 8**).

## Diskussion

Im Rahmen der OEMG-Studie an 44 Proband\*innen konnte gezeigt werden, dass das Konzept der HIP die Rumpfmuskulatur aktivieren kann.

Die vorliegenden statistisch evaluierten Ergebnisse der OEMG-Ableitung von 15 ausgewählten Rumpfmuskelpaaren, welche posturale Funktionen wahrnehmen [5], werden zunächst für die HIP in

Kniestreckung besprochen. In dieser Position sind die Kniegelenke funktionell verriegelt. D.h. die Stabilität wird vordergründig über den Kapselbandapparat gewährleistet und erfolgt mit verminderter muskulärer Kniegelenkstabilisierung durch die Flexions- und Extensionsmuskulatur gegenüber einer leichten Flexionsstellung [6, 7]. Diese Situation kommt dem sitzenden Patienten ohne Spannungseinflüsse aus den Beinen näher und damit dem eigentlichen Fernziel der Entwicklung der HIP für Menschen mit Handicap der unteren Extremitäten.

### Muskuläre Aktivierung bei Übungsausführung in Kniestreckung

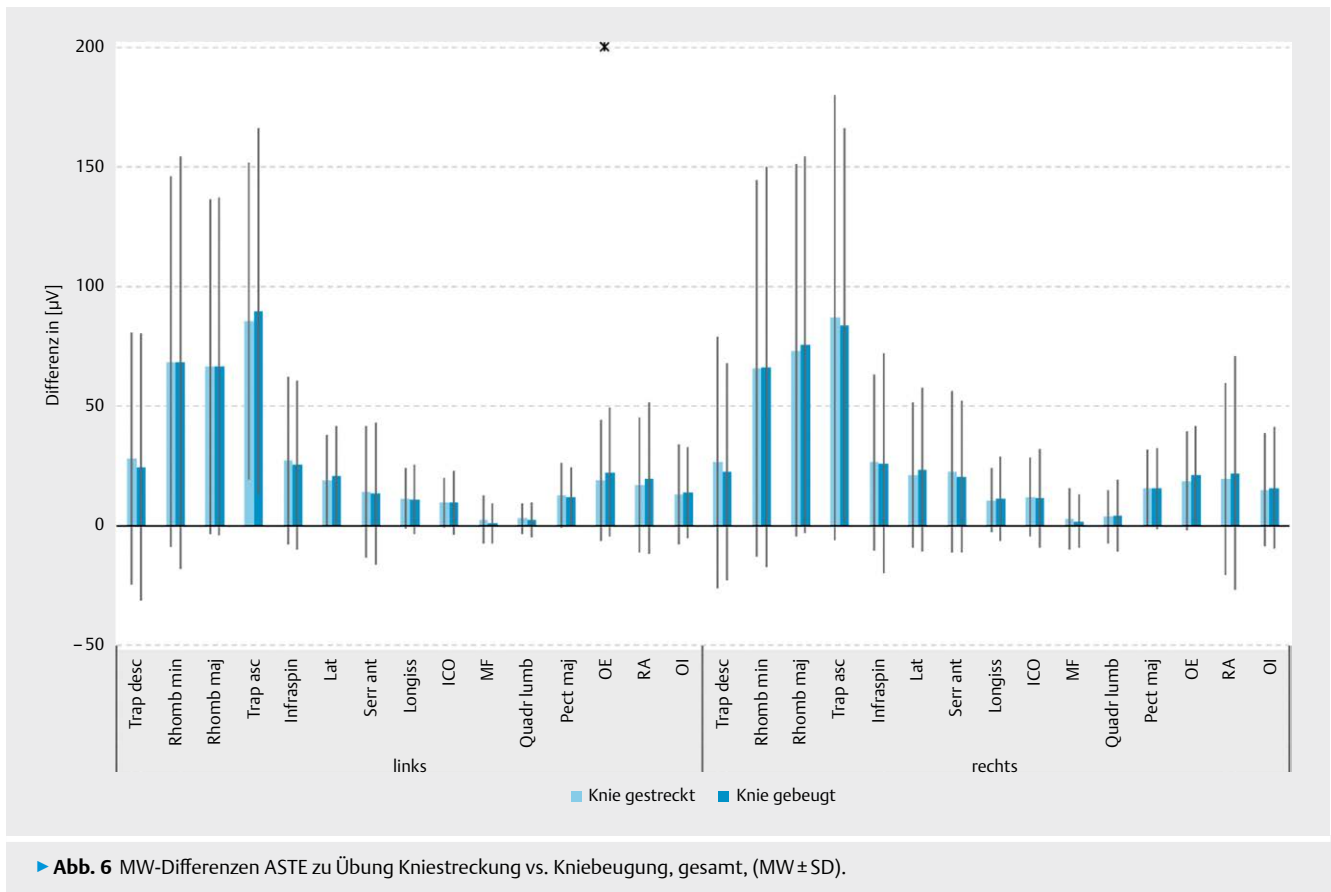
Die Übungsausführung in Kniestreckung in der Gesamtgruppe der Probanden beantworteten alle Rumpfmuskelpaare bis auf den M. multifidus mit einer Aktivitätssteigerung.

Diese Aktivitätssteigerungen waren von hohem klinischem Effekt. Ausnahmen mit geringerer Effektstärke stellten lediglich der M. trapezius pars descendens, der M. serratus anterior und der M. obliquus internus dar.

Somit ist primär nachweisbar, dass die ausgeführte Übung in Kniestreckung in der Lage ist, Haltungsmuskulatur anzusprechen.

Ausgehend von der Vorstellung, dass die Fazilitation über die Hände distoproximale Muskelketten aktiviert, welche in phylogenetisch angelegten Stützmustern ihren Ursprung haben [1], kommt es bei Übungsausführung entsprechend der Anleitung zu einem Bewegungsimpuls in Richtung eines Absenkens der glenoidalen Cavitas und der Scapulae, mit einem Aufeinanderzubewegen der Schulterblätter [1]. Diese Bewegungen werden bei physiologischer





► **Abb. 6** MW-Differenzen ASTE zu Übung Kniestreckung vs. Kniebeugung, gesamt, (MW ± SD).

Ontogenese schon beim bäuchlings liegenden Säugling erwartet und sind somit tief verinnerlichte Bewegungsabläufe [8].

Dadurch wird erklärbar, dass unter weitgehend isometrischer muskulärer Anspannung ein Kraftvektor im Sinne einer Adduktion des Schulterblattes und der Arme, sowie einer Depression und Innenrotation des Schulterblattes wirksam wird und die Muskulatur, mit unmittelbarem Kontakt zum Oberarm, sowie Muskulatur mit positionierendem Einfluss auf das Schulterblatt primär aktiviert werden. Diese Muskelgruppen sind der M. pectoralis major als Adduktor des Armes vor dem Rumpf, der M. rhomboideus major als Innenrotator des Schulterblattes und Armadduktor hinter dem Rumpf, gemeinsam mit dem M. latissimus dorsi und dem M. infraspinatus. Letzterer wirkt zudem besonders gelenkstabilisierend, den Humeruskopf zentrierend und als Außenrotator. Der M. trapezius pars ascendens realisiert die Depression des Schulterblattes im Rahmen der Elevation-Depression-Muskelschlinge der Schulter in eine mediale Richtung [9]. Dem M. latissimus dorsi kommt Bedeutung für die diagonale Gewichtsabnahme von den Armen zu den Beinen zu [10]. Er kann als ein globaler Muskel [11], die auf den Rumpf wirkenden Kräfte über die Faszia thorakolumbalis [12] vom Thorax zum Becken weiterleiten, sodass auf segmentaler Ebene wirkende Kräfte minimiert werden. Dabei presst er den unteren Schulterblattwinkel an den Thorax [9]. Die genannten Muskeln wurden in der vorliegenden Studie durch die HIP mit Effektstärken >2 klinisch relevant aktiviert.

Vorstellbar ist, dass je nach Differenzierung der Übungsausführung der Kraftvektor in Richtung Armadduktion vor oder hinter

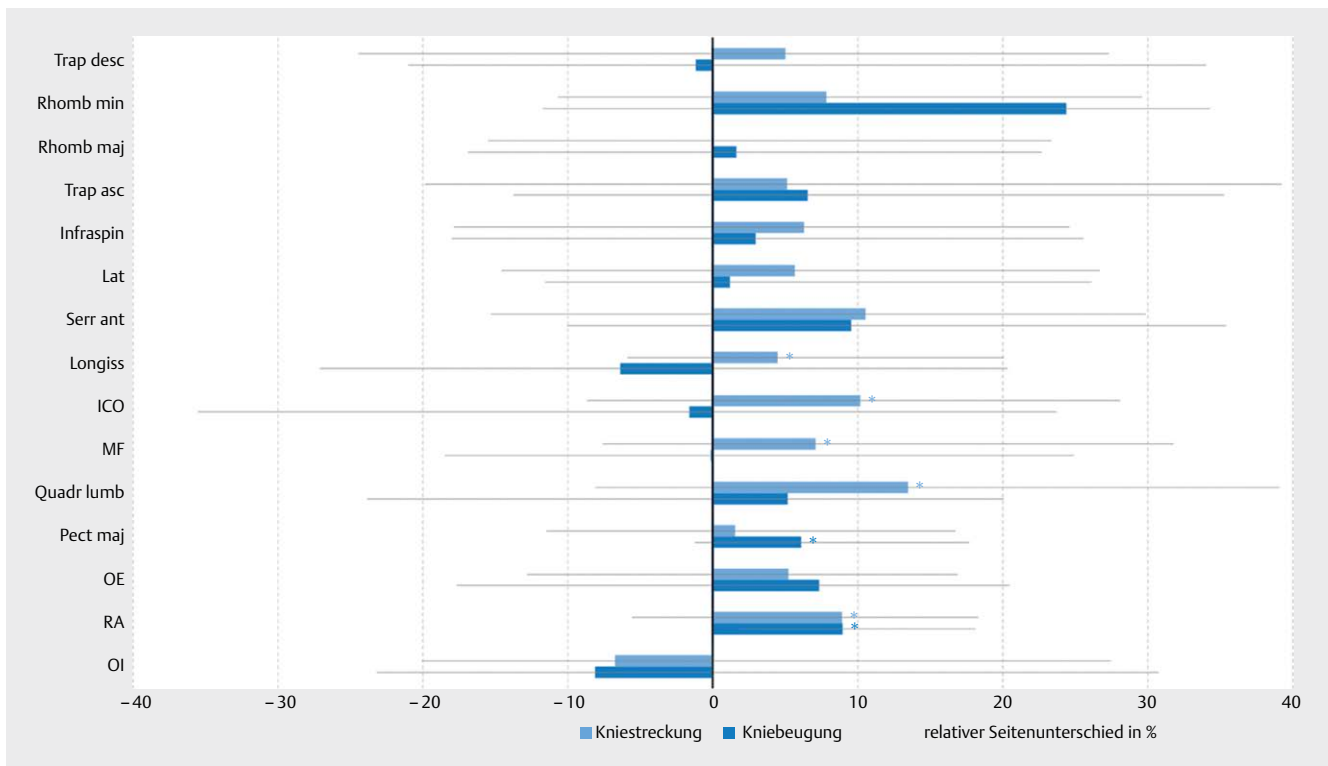
dem Rumpf das anteilige Aktivierungsverhältnis zwischen M. rhomboideus major und M. pectoralis major beeinflusst.

Beide Muskeln gehören nach Myers unterschiedlichen myofaszialen Armlinien an, die zum Tragen kommen, wenn die Arme aktiv eingesetzt werden, z. B. während Haltungen, bei denen die Arme den Körper unterstützen [13].

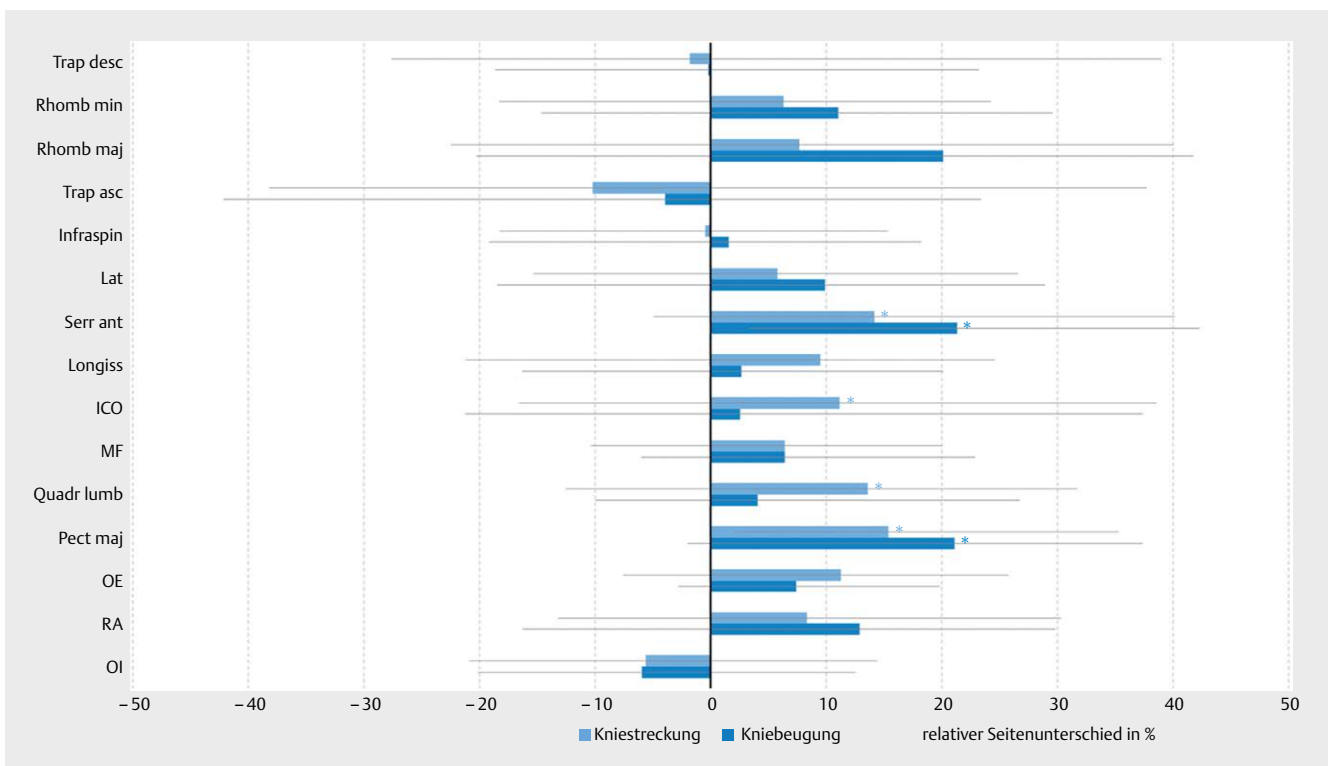
Unter Kenntnis der muskulären Dysbalance und des oberen gekreuzten Syndroms nach Janda [14] mit Verkürzungsneigung des M. pectoralis major und Abschwächung des M. rhomboideus major sind die Ergebnisse der Studie im Hinblick auf eine therapeutische Anwendung zu berücksichtigen. Aufgrund der geringeren Reizschwelle mit der Folge schneller Aktivierbarkeit kann zu Verkürzung neigende, bzw. verkürzte Muskulatur zum Verursacher unphysiologischer Bewegungsmuster werden [15]. Grundsätzlich bedürfen entsprechende Dysbalancen beim Patienten im Vorfeld des therapeutischen Ausgleichs [16, 17]. In der Übung sollte durch konkrete Anleitung bzw. Korrektur der Armhaltung und Fazilitation auf eine Armadduktion hinter oder vor dem Rumpf oder in der Frontalebene geachtet werden, um die entsprechend gewünschte Muskulatur stärker zu aktivieren. Unter diesem Aspekt bedarf die in der Pilotstudie zur HIP [1] beschriebene Anleitung der Bewegungsvorstellung „des Biegens einer Eisenstange vor dem Rumpf“ einer kritischen praktischen Überprüfung.

### M. serratus anterior

Entgegen der Erwartung einer hohen Aktivierung wurden für den M. serratus anterior geringere Aktivierungen im Gegensatz zu den



► **Abb. 7** Symmetrie ASTE, Kniestreckung vs. Kniebeugung, gesamt.



► **Abb. 8** Symmetrie Übung, Kniestreckung vs. Kniebeugung, gesamt.



meisten übrigen Muskeln gesehen, bei den weiblichen Probanden geringer als bei den Männern. Dem M. serratus anterior wird in der Literatur eine bedeutsame Rolle für den aufrechten Stand bezogen auf die Schulter zugeschrieben [8]. Er ist in der Rhomboideus-Serratus-Muskelschlinge für die Außenrotation des Schulterblattes tätig, unterstützt durch den Ansatz an den Rippen die Inspiration und bewirkt mit seiner Pars superior und Pars medialis die Schulterblattadduktion [9]. Im Zusammenspiel mit dem M. rhomboideus major wird ihm eine wichtige Aufgabe in der Positionierung der Schulter zugesprochen und von Myers auch als Rhomboserratus-Komplex bezeichnet [13]. Zur Untermauerung des Zusammenspiels, z. B. im Sinne einer Kokontraktion konnte diese Studie bisher keinen Hinweis erbringen. Allerdings ist zu vermuten, dass der M. serratus anterior in der Zusammenarbeit mit dem M. rhomboideus major bei einer Kraftwirkung in Richtung Innenrotation der Schulter nachgebend wirkt.

Letztendlich ist kritisch zu betrachten, dass die Elektroden in dieser Studie v. a. den M. serratus anterior pars inferior in der mittleren Axillarlinie erfassten, weniger die Pars medialis und nicht die Pars superior. Aussagen zur Aktivierung in ihrer Funktion als Schulterblattadduktoren sind daher sehr eingeschränkt. v. a. für den rechten M. serratus anterior fiel eine hohe Streubreite der Werte auf. In der Subgruppenanalyse erreichte der rechte M. serratus anterior bei den Männern auch mittlere bis hohe Effektstärken um 0,8. Nach Janda neigt der M. serratus anterior beim oberen gekreuzten Syndrom zur Abschwächung, was die reduzierte Steigerung in der Studie stützen könnte [15]. Im Weiteren ist eine Übernahme abduzierender Arbeit über das Anpressen des Schulterblattes an den Thorax durch den M. latissimus vorstellbar.

### M. trapezius pars descendens

Der M. trapezius pars descendens, der nach Janda zur Verspannung und Verkürzung neigt, wurde ebenfalls nur gering bis mittelgradig aktiviert [15]. Ein Aktivitätsabfall im Sinne einer erwarteten Relaxierung für diesen Muskel trat jedoch über die Gesamtgruppe während der Übungsausführung nicht auf. Bei Schulterdepression wäre ein Aktivitätsabfall zunächst plausibel gewesen. In seiner positionierenden mehrdimensionalen Funktion als Gegenspieler zu den nach kaudal und in die Innenrotation ziehenden Muskeln in dieser isometrischen Anspannung wird, mit dem Wissen um seine Neigung zu erhöhter Aktivierbarkeit, ein ausbleibender Aktivitätsabfall nachvollziehbarer. Unterschiede zwischen den Geschlechtern wurden sichtbar bezüglich Signifikanzen und Effektstärken, die entgegen der meisten anderen Muskeln, ähnlich dem M. serratus anterior, bei Männern eine stärkere Aktivierung v. a. des M. trapezius pars descendens rechts zeigt. Schaut man sich die Aktivitätshäufigkeiten bei den Probanden an, sieht man für den M. trapezius pars descendens die meisten Aktivitätsabfälle aller Muskeln mit bis 39% in der Gesamtgruppe bzw. mit bis 46% in der Subgruppe der Frauen. Das auch funktionelle Muskelanteile am Ableitungsort elektromyografisch erfasst wurden, die wie der M. trapezius transversus mit dem M. serratus anterior synergistisch in der Adduktion der Schulter wirken, ist nicht ganz auszuschließen.

### M. obliquus internus und M. transversus abdominis

Beide Muskeln wurden in ihrem gemeinsamen Faserverlauf bzw. ihren kaudalen Verflechtungen [9] elektromyografisch im inferio-

ren Anteil erfasst und gemeinsam betrachtet [18–20]. Zwischen beiden werden abschnittsweise funktionelle Gemeinsamkeiten und identische posturale Veränderungen konstatiert [21, 22].

Als Bauchwandmuskel des tiefen stabilisierenden Systems wird dem M. transversus abdominis eine wichtige Rolle in der Regulierung des intraabdominalen Drucks, der thorakolumbalen Faszienspannung [23, 24], der intersegmentaler LWS-Kontrolle [25, 26] und, über die Kompression der Sakroiliakalgelenke, der Stabilisierung des Beckens [27] zuteil. In der Übung kommt es zu einer zuverlässigen Steigerung der Aktivität um mittlere bis hohe Effektstärken geschlechtsunabhängig und mit wenig Seitenunterschied. Eine Erklärung wäre ein intraabdomineller Druckanstieg bei isometrischer Anstrengung, dem der M. transversus abdominis funktionell kompensatorisch entgegenwirkt [28]. Weiterhin wird die hier postulierte distoproximale Aktivierung gestützt durch die von Hodges entdeckte gleichzeitige Kontraktion des M. transversus abdominis und der paraspinalen Muskeln, wenn der Rumpf während Armbewegung durch ein Gewicht auf die oberen Extremitäten belastet wird [29]. Zeitgleich ist vorstellbar, dass neben dem M. erector spinae [30], der M. latissimus dorsi mit seinem Ursprung in der Faszia thorakolumbalis und seinem Ansatz am Oberarm gemeinsam mit dem M. transversus abdominis synergistisch auf Faszienspannung Einfluss nimmt und gegenüber den die LWS flektierenden Kräften spannungsausgleichend wirkt. Laut Cresswell et al. ist der M. transversus abdominis der aktivste Bauchmuskel bei Extensionsbewegungen [28].

### Muskulären Aktivierungsunterschiede zwischen Männern und Frauen

In der vergleichenden Betrachtung der Daten der Frauen und Männer musste ein komplexes für einige Muskeln auch gegensätzliches Muster hinsichtlich Signifikanzen, Effektstärken und Symmetrien festgestellt werden, über deren Entstehung hier lediglich gemutmaßt werden kann. Inwieweit geschlechterspezifische Unterschiede, wie bei SSEP- oder NSEP-Signalen nachgewiesen [31, 32] auf OEMG Messungen übertragbar sind, ist unklar.

Nach geschlechtergetrennter Subgruppenanalyse wurden für die meisten Muskeln höhere Effektstärken bei den weiblichen Studienteilnehmern offensichtlich, ausgenommen davon waren, wie bereits erwähnt, der M. trapezius pars descendens und der M. serratus anterior. Normalerweise ist aufgrund der Datenlage bezüglich der Kraft eine deutliche motorische Überlegenheit der männlichen Subgruppe zu erwarten [33, 34]. Die relativen MW-Anstiege waren für die überwiegende Zahl der Frauen jedoch größer. Für die Muskeln, bei denen die Männer höhere MW-Anstiege hervorriefen, trug wiederum die größere Standardabweichung zu geringeren Effektstärken bei. Steinhilber et al. 2013 wiesen nach, dass auf Grund der höheren muskulären Aktivierung bei gleicher Kraftentfaltung bei Frauen deutlich höhere elektrische Aktivitäten nachweisbar sind [35]. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen Kumar et al. 2001 [36].

Auch für den M. multifidus und den M. quadratus lumborum waren bei den weiblichen Studienteilnehmern signifikante Aktivierungen vorhanden und die Effektstärken waren deutlich positiv ausgeprägt, wohingegen dies in der Gruppe der Männer nicht der Fall war, obwohl die Übung im Verdacht stand, gerade auch den M. multifidus als Teil des tiefen stabilisierenden Systems [8] bei allen anzusprechen.

Ursächlich für die genannten Subgruppenunterschiede v. a. für diese beiden Muskeln war zunächst augenscheinlich die kleinere Körpergröße der weiblichen Teilnehmer. Bei festgelegtem Fußabstand zur Wand als Unterstützungsfläche musste man davon ausgehen, dass der Anstellwinkel bei durchschnittlich kleineren Probanden zu einer vermehrten Abstützreaktion führte. In einer daraufhin durchgeführten Korrelationsberechnung der MW-Unterschiede für alle Muskeln zur Körpergröße konnte die Hypothese der Abhängigkeit von der Körpergröße nicht gestützt werden. Folglich muss derzeit von einem geschlechtsabhängigen Einfluss ausgegangen werden. Die absolute MW-Differenz des M. multifidus war bei den Frauen mit 1,3–1,4  $\mu\text{V}$  deutlich geringer als bei den Männern mit Werten von 4,1–4,7  $\mu\text{V}$ . Der relative MW-Unterschied war aufgrund häufigerer Abfälle der muskulären Aktivität unter den Männern niedriger als bei den Frauen. Für den M. erector spinae sind Unterschiede in der Größe für Frauen und Männern als adaptive Antwort für unterschiedliche posturale Funktion bekannt [37]. Nach einer Studie von Deydre et al. gab es Unterschiede der Muskeldicke beim M. multifidus mit größeren Werten für Männer, allerdings war die relative Zunahme während seiner Arbeit für Männer und Frauen gleich [38]. Eventuell konnten sich Frauen in diesem Studienaufbau anders motivieren oder die Übungsanweisung zügiger umsetzen. Geschlechterunterschiede bei Lernstrategien im Rahmen des Bewegungslernen konnten nachgewiesen werden [39, 40]. Demgegenüber stehen aber die geringeren Aktivitätssteigerungen des M. serratus anterior bei den weiblichen Probanden. Bezogen auf die koordinativen Fähigkeiten sind Frauen den Männern nach Datenlage nicht unterlegen [33]. Ausgehend von einer erhöhten Kraftbeanspruchung durch die HIP scheint das weibliche Aktivierungsmuster des M. multifidus Antwort auf optimalen Ausgleich lokaler und globaler Rumpfmuskulatur zur Wirbelsäulenstabilität. Lokale Muskeln, zu denen laut Bergmark der M. multifidus gehört [41], reagieren dabei nur, wenn das Nervensystem keine ausreichende Stabilität der Wirbelsäule meldet [11]. Der M. multifidus wird über Stimulation von Mechanorezeptoren in der Bandscheibe und den Bändern [42] bei stärkerer segmentaler Belastung und reduzierter Kraftübernahme der globalen Muskulatur aktiviert. Laut Panjabi et al. [43] ist der M. multifidus in seiner segmentalen Anordnung für die neuromuskuläre Kontrolle der neutralen Zone der lumbalen Segmente ideal. Er sei ohne Effektivität auf die Kontrolle der Wirbelsäulenausrichtung, jedoch unerlässlich für die WS-Stabilität und für die aufrechte Haltung [11, 41]. Wahrscheinlich leistete ein Teil der männlichen Probanden die Stabilisierung in anderer Weise, z. B. verstärkt über die globale Muskulatur oder aber war aufgrund von Nozizeption und Fehlbelastung [44], nicht in der Lage den M. multifidus optimal anzusteuern. Einen Mangel segmentaler Kontrolle wurde bei schlechter Kraftkoordination gezeigt [45].

Es ist davon auszugehen, dass v. a. der polysegmentale Anteil des M. multifidus elektromyografisch erfasst wurde, über eine Aktivierung des medialeren, segmentalen Anteils kann keine Aussage getroffen werden. Trotzdem beobachteten wir bei deutlich mehr Männern als Frauen einen Abfall der Aktivität des M. multifidus im gemessenen Abschnitt. Während der laterale Anteil des M. quadratus lumborum nach Richardson [11] dem globalen System zugeordnet wird, trägt sein medialer Anteil, ähnlich dem M. multifidus, zur segmentalen Stabilisierung bei. Der Muskel ist kein starker Rumpfflexor, und hilft bei der aufrechten Wirbelsäulenhaltung

[9]. Seine „feine Innervation lässt noch unbekannte Funktionen (etwa der Atmung) vermuten“ [46]. Auch beim M. quadratus lumborum waren mehr Aktivitätsabfälle in der Gruppe der Männer im Vergleich zur Gruppe der Frauen ursächlich für die fehlende Signifikanz und geringere Effektstärke. Letztlich kann diese überaus interessante Frage der Ursache der Abfälle der Aktivität des M. multifidus und des M. quadratus lumborum v. a. in der Gruppe der Männer hier nicht abschließend beantwortet werden [31, 32]. Laut Hodges gäbe es „nur wenige Studien, die die Aktivitätsmuster des M. quadratus lumborum bei funktionellen Aufgaben untersucht haben“ [11].

## Symmetrie der Muskelaktivität in der Übungsausführung

Mit dem Ziel des besseren Verständnisses der Symmetrie wurde die Aktivität der entsprechenden Muskelpaare miteinander in Ausgangsstellung und in der Übung verglichen. Grundsätzlich war auf Grund der symmetrischen Körperhaltung von einer weitgehenden Symmetrie der Aktivität der Seiten ausgegangen und konnte für die meisten Muskelpaare bestätigt werden.

Lediglich für wenige Muskelpaare war eine stärkere Aktivierung der rechten Seite mit weniger als 20% relativem Seitenunterschied mit meist kleinem bis maximal mittlerem Effekt zu erkennen. Der Hauptgrund hierfür ist am ehesten in der Rechtshändigkeit zu suchen. In der untersuchten Probandengruppe waren 3 Linkshänder (2 Frauen, 1 Mann), was in etwa den Häufigkeitsschätzungen für Linkshändigkeit in der deutschen Bevölkerung von 9,34–10,6% entspricht [47]. Nach einhelliger Expertenmeinung sind relative Seitenunterschiede bis 30% im OEMG im Rahmen der Händigkeit normal. Konkrete Studien bezüglich symmetrischer Aktivierung konnten dahingehend nicht gefunden werden. Für die obere Extremität ließen sich Hinweise zu Symmetrieunterschieden in der Literatur bezüglich Handkraft [48] und dem Einfluss auf Schulterbewegung [49] entdecken. In der Arbeit von Szapala fanden sich nur Asymmetrien bei älteren Frauen für Drehmomente und Knieflexoren sowie Flexoren/Extensoren-Verhältnisse [50].

In der Ausgangsstellung in Kniestreckung ohne Übungsausführung überwog die rechte Seite in ihrer Aktivität für den M. iliocostalis, den M. longissimus, den M. rectus abdominis und den M. quadratus lumborum nur leicht, sowie lediglich für den M. multifidus mittelgradig. Bei geringer Intrasessionreliabilität  $< 0,6$  für den M. iliocostalis links und M. pectoralis rechts in der Ausgangsstellung waren entsprechende Betrachtungen der Symmetrie für diese Muskeln nicht möglich [1].

Der M. erector spinae und der M. rectus abdominis stellen wichtige Gegenspieler in der Rumpfflexion und -extension dar. Das beide Muskeln eine gering stärkere rechtsseitige Aktivierung aufwiesen, lässt auf eine Spannungskompensation in der Sagittalebene schließen. Unberührt dessen sollte es eine ausgleichende Gegenkraft in Lateralrichtung nach links geben, die in den Studienergebnissen nicht erkennbar wurde. Ein Kraftvektor gegenüber der Wand und dem Fußboden bei geschlossener Kette wäre für die Beantwortung hilfreich gewesen.

Es handelt sich, um dies nochmals zu betonen, um sehr kleine Effekte der Aktivitätsunterschiede.

## Aktivierungsunterschiede der Körperseiten

Unabhängig von den bereits beschriebenen geringen bis mäßigen Asymmetrien einiger Muskeln zugunsten der rechten Körperseite in der Übungsposition fiel auf, dass die dorsalen Muskeln, der *M. rhomboideus major*, der *M. trapezius pars ascendens*, als auch der *M. iliocostalis* und der *M. longissimus* stärkere MW-Anstiege links zeigten, während die ventralen Muskeln (*M. pectoralis major*, *M. rectus abdominis* und *M. obliquus externus*) ein umgekehrtes Muster mit stärkeren MW-Anstiegen rechts aufwiesen. Mit Ausnahme des *M. pectoralis major* und des *M. rhomboideus major* bei den Frauen, zeigte sich bei den Männern und über die Gesamtgruppe ein konsistenter Unterschied. Das Prinzip des Spannungsausgleichs wie in der Symmetrie schon angedeutet, wird auch hier im Ausgleich der Aktivierungsstärke dorsaler und ventraler Muskelgruppen erkennbar. Vermutliches Ziel ist wiederum eine Spannungskompensation in der Frontalebene herbeizuführen und einer Rotationsbewegung entgegenzuwirken. Ein Erklärungsmodell liefert Myers mit den von ihm beschriebenen myofaszialen Spannungslinien [13]. Danach ist der *M. rectus abdominis* Teil der oberflächlichen Frontallinie, welche das Gegengewicht zur oberflächlichen Rückenlinie mit dem *M. erector spinae* darstellt. Der *M. rhomboideus major* wiederum ist gemeinsam mit dem gleichseitigen *M. serratus anterior* und dem gleichseitigen *M. obliquus externus abdominis* Teil der rechten bzw. linken Spirallinie. Ausgleichende Reaktionen in der Aktivierung der gegenseitigen Muskeln werden zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichts damit nachvollziehbar. Die Spirallinie hilft das Gleichgewicht in allen Ebenen aufrechtzuerhalten und stabilisiert bei isometrischer Kontraktion Rumpf und Bein und verhindert, das „der Körper in Rotation zusammenfällt“ [13].

Es kann die Vermutung angestellt werden, dass in der Übungsausführung über Spannungseinflüsse auf das Becken über die globale Muskulatur wie den *M. latissimus dorsi* das Lot in der Sagittalebene ausgelenkt wird. Mit dem Ziel der Spannungskompensation und unter Einflüssen rotatorischer Momente im Rahmen einer vorbestehenden Seitendominanz werden Kräfteverhältnisse von Extensoren und Flexoren und rotatorisch wirkender Muskeln in den Etagen dynamisch angepasst. Dabei kann nicht von einem linearen Verhältnis von muskulärer Kraft und elektromyografischer Aktivität ausgegangen werden [51].

Muskulatur wie der *M. pectoralis major* und der *M. iliocostalis* als Teil des *M. erector spinae* imponieren ebenso wie der *M. quadratus lumborum* klinisch oftmals verkürzt, hypertont und spannungsgesteigert [11, 52]. Am ehesten bliebe dann auch das rechtsseitig erhöhte Spannungsverhältnis innerhalb des Muskelpaares auf einem veränderten allgemeinen Spannungsniveau des Muskelpaares bei gemeinsamer Aktivität bestehen.

Laut Myers ist der *M. quadratus lumborum* so positioniert, dass er als einziger eine reine Lateralflexion vermitteln kann. Er arbeitet mit der Laterallinie zusammen, die gewöhnlich für Ungleichgewichte zwischen rechter und linker Seite ausschlaggebend ist [13]. Die Behandlung des *M. quadratus lumborum* bei tiefen Rückenschmerzen ist eher auf eine Reduktion der Aktivität ausgerichtet [11]. Deshalb sollte eine Verspannung vor HIP behandelt und eine starke Aktivierung bzw. Überforderungen während Übungsausführung möglichst vermieden werden.

Sieht man das myofasziale Netzwerk des menschlichen Körpers als Tensegrity Model [53] an, kann man die Komplexität des Zusammen-

gehens von myofaszialen Verbindungen im Körper erahnen. Dabei bleibt die muskuläre Aktivität dieses System in der weitgehend isometrischen Übung in geschlossenen Muskelketten dynamisch ausgleichend. Spannungen kompensieren sich in verschiedenen Ebenen 3-dimensional im Raum, auch über Faszienvverbindungen. Die Messung mittels OEMG an definierten Orten im Faserverlauf ausgewählter Muskeln gibt daher nur einen Teileinblick in dieses schwer zugängliche System.

## Änderung der Kniegelenkstellung

Wurde die HIP in leichter Beugstellung in den Kniegelenken, wie in der Pilotstudie [1], ausgeführt und damit die kniestabilisierende Muskulatur beansprucht, sahen wir beim Vergleich der MW-Unterschiede für Kniestreckung und Kniebeugung weitgehend ähnliche Aktivierungen. Ein signifikanter Unterschied ergab sich nur für den linksseitigen *M. obliquus externus*, der aber bei kleiner Effektstärke ohne klinische Relevanz blieb. In geschlechtergetrennter Betrachtung ergab sich nur für den *M. multifidus* links bei den Frauen ein signifikanter Unterschied mit mittlerer Effektstärke ( $ES = 0,53$ ), der auch derzeit nur im Rahmen der Händigkeit zu verstehen ist.

In Betrachtung der Symmetrie in Ausgangsstellung in Kniebeugung zeigten mehr Muskeln eine seitensymmetrische Aktivität. In Übungsausführung blieb der *M. rectus abdominis* rechtsseitig stärker aktiviert mit leichter Zunahme gegenüber Kniestreckung in der Ausgangsstellung mit kleinem Effekt. Für alle anderen Muskeln, die bei Ausgangsstellung in Kniestreckung eine stärkere Aktivierung zeigten, dies sind v. a. dorsale Muskeln, war dieser Unterschied in der Übungsausführung in Kniebeugung ausgeglichener (*M. erector spinae*, *M. multifidus*, *M. quadratus lumborum*).

Dies könnte als Beleg dafür gelten, dass in Kniebeugung ein höherer sensomotorisch koordinativer Aufwand zur Stabilisierung betrieben werden muss. Dadurch können asymmetrische Einflüsse bereits im Bereich des Beckens aufgehoben werden. Man kann annehmen, dass die allgemeine Stabilität der Beckenregion, aufsteigend von den Füßen, durch die Kniebeugung gemindert wird. Stärkere myofaszial-koordinative Fähigkeiten sind durch das Gesamtsystem zu generieren.

Eine Überprüfung der Aktivitätsunterschiede der Messdurchläufe 1 und 2, d. h. unabhängig von der Kniestellung, für den *M. iliocostalis* links, den *M. longissimus* links und den *M. quadratus lumborum* links zur Beantwortung der Frage einer möglichen Erschöpfung oder eines Trainingseffekts als Ursache der fehlenden Intersessionreliabilität [3] ist im Rahmen dieser Datenevaluation nicht erfolgt und bleibt Auftrag weitergehender Betrachtungen.

## Schlussfolgerungen

Die posturale Aktivierung über die Hände (hands induced posture, HIP) ist eine neue Methode zur Aktivierung von Muskulatur des Rumpfes. Der Nachweis der Fazilitation der Rumpfmuskulatur über die Hände ist erbracht. Bislang sind Menschen mit Handicap der unteren Extremitäten, wie bspw. Unterschenkelamputierte oder Rollstuhlfahrer von der Standardtherapie der Rumpfmuskelfazilitation [2] ausgeschlossen. Bislang liegen diese Ergebnisse lediglich für gesunde Menschen ohne Handicaps vor. Es ist davon auszugehen, dass die Aktivität der Rumpfmuskulatur auch bei den oben genannten Handicap-Gruppen erfolgreich über die oberen Extremitäten fazilitiert werden können. Gezielte Studien an homogenen

Gruppen, wie bspw. Rollstuhlfahrern, sind geplant und müssen durchgeführt werden. Zur Vermeidung von Überbeanspruchung und Fehlbelastung sollte eine therapeutische Ausführungskontrolle zumindest beim Erlernen dieser krankengymnastischen Anwendung erfolgen, falls erforderlich mit Fazilitierung inhibierter Muskulatur. Schon jetzt kann diese Übung einen Baustein im rehabilitativen Kontext darstellen.

## Danksagung

Die Autoren danken den Probanden für die freiwillige Mitarbeit an dieser Arbeit.

## Interessenkonflikt

Die Autorinnen/Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

## Literatur

- [1] Best N, Schildt-Rudloff K, Strohbach D et al. Krankengymnastische Haltungskorrektur mittels Fazilitation über die Hände „Hands Induced Posture“ (HIP) – eine Einführung. *Phys Med Rehab Kuror* 2019; 29: 94–98. doi:10.1055/a-0713-0750
- [2] Rohde J. Die sensomotorische Fazilitation (Kurzfußtechnik) nach Janda. *Manuelle Medizin* 2012; 50: 183–188. doi:10.1007/s00337-012-0922-7
- [3] Best S, Anders C, Best N. Untersuchung von Aktivierungsmustern posturaler Muskulatur durch Fazilitation über die Hände „Hands Induced Posture“ (HIP) mittels O-EMG- Teil 1: Prüfung der Reliabilitäts-werte der Versuchsanordnung. *Physikalische Medizin, Rehabilitations-medizin, Kurortmedizin* 2020; 30: 307–314
- [4] Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates; 1988
- [5] Richter P, Hebgan E. In: *Triggerpunkte und Muskelfunktionsketten*. 4., unveränderte Auflage ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2015. doi:10.1055/b-0036-138810
- [6] Ebel-Paprotny G, Taxhet G, Wappelhorst U. *Leitfaden Physiotherapie*. 7. Edition. Aufl. Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH; 2021
- [7] Kapandji AI, Rehart S. *Funktionelle Anatomie der Gelenke*. Stuttgart: Thieme-Verlag; 2016
- [8] Lewit K, Kobesova A, Lepšiková M. Das tiefe stabilisierende System der Wirbelsäule. *Manuelle Medizin* 2010; 48: 440–446. doi:10.1007/s00337-010-0807-6
- [9] Hochschild J. *Strukturen und Funktionen begreifen, Funktionelle Anatomie: Band 1: Wirbelsäule und obere Extremität*. Stuttgart: Thieme; 2014
- [10] Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Hammudoghlu D et al. The function of the long dorsal sacroiliac ligament: its implication for understanding low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996; 21: 556–562. doi:10.1097/00007632-199603010-00005
- [11] Richardson C, Hodges P, Hides J. Segmentale Stabilisation im LWS- und Beckenbereich – Therapeutische Übungen zur Behandlung von Low Back Pain. Urban & Fischer/Elsevier; 2009
- [12] Paoletti S. *Faszien – Anatomie, Strukturen, Techniken, Spezielle Osteopathie*. 2. Aufl. Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH; 2011
- [13] Myers TW. *Anatomy Trains: Myofasziale Leitbahnen (für Manual- und Bewegungstherapeuten)*. 3rd. Aufl. Edinburgh: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH; 2015
- [14] Janda V. *Muskelfunktionsprüfung*. Berlin: VEB Verl. Volk u. Gesundheit; 1959
- [15] Page P, Frank C. *The Janda Approach to Chronic Muskuloskeletal Pain*. In: Thera-Band Academy 2007
- [16] Reichel HS. Krankengymnastische Behandlung bei lumbosakralen Syndromen. In: Hohmann D, Kügelgen B, Liebig K et al., Hrsg. *Lendenwirbelsäulenerkrankungen mit Beteiligung des Nervensystems*. Berlin, Heidelberg: Springer; Berlin Heidelberg; 1984: 461–469. doi:10.1007/978-3-642-68974-1\_60
- [17] Kronthaler N. Qualitätssicherung in der Trainingstherapie am Beispiel der Behandlung muskulärer Dysbalancen. *B&G Bewegungstherapie und Gesundheitssport* 2004; 20: 73–76
- [18] Konrad P. *EMG-FIBEL – Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie: Velamed*; 2011
- [19] Askar OM. Surgical anatomy of the aponeurotic expansions of the anterior abdominal wall. *Ann R Coll Surg Engl* 1977; 59: 313–321
- [20] Rizk NN. A new description of the anterior abdominal wall in man and mammals. *J Anat* 1980; 131: 373–385
- [21] Urquhart DM, Hodges PW. Differential activity of regions of transversus abdominis during trunk rotation. *European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 2005; 14: 393–400. doi:10.1007/s00586-004-0799-9
- [22] Urquhart DM, Barker PJ, Hodges PW et al. Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus and externus abdominis muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005; 20: 233–241. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.11.007
- [23] Bogduk N, Macintosh JE. The applied anatomy of the thoracolumbar fascia. *Spine (Phila Pa 1976)* 1984; 9: 164–170
- [24] Fairbank JCT, O'Brien JP. The Abdominal Cavity and Thoraco-Lumbar Fascia as Stabilisers of the Lumbar Spine in Patients with Low Back Pain. In *Engineering Aspects of the Spine*. London: Mechanical Engineering Publications; 1980: 83–88
- [25] McGill SM. *Low back disorders: Evidence-Based Prevention and Rehabilitation*. Champaign: Human Kinetics; 2002
- [26] McGill SM, Grenier S, Kavcic N et al. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13: 353–359
- [27] Snijders CJ, Vleeming A, Stoeckart R et al. *Biomechanical modeling of sacroiliac joint stability in different postures*. Philadelphia: Hanley & Belfus, Inc; 1995
- [28] Cresswell AG, Grundström H, Thorstensson A. Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. *Acta Physiol Scand* 1992; 144: 409–418. doi:10.1111/j.1748-1716.1992.tb09314.x
- [29] Hodges P, Cresswell A, Thorstensson A. Perturbed upper limb movements cause short-latency postural responses in trunk muscles. *Experimental Brain Research* 2001; 138: 243–250. doi:10.1007/s002210100693
- [30] Gracovetsky S. *Musculoskeletal Function of the Spine*. In: Winters JM, Woo SLY, Hrsg. *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization*. New York, NY: Springer New York; 1990: 410–437. doi:10.1007/978-1-4613-9030-5\_25
- [31] Mamoli B, Dal-Bianco P, Dorda W. Der Einfluß der Körpergröße, der Armlänge, des Geschlechtes und der Temperatur auf die SSEP-Latenzen. *Klinische Neurophysiologie* 1985; 16: 138–144
- [32] Dal-Bianco P, Mamoli B, Dorda W. Identifikationshäufigkeit und Konfigurationsvarianten der NSEP-Signal in Abhängigkeit vom Ableitort und Meßzeitpunkt. *Klinische Neurophysiologie* 1985; 16: 206–211

- [33] Reinders H. Sportlich-motorische Entwicklung bei Mädchen und Jungen am Beispiel historischer Daten: Wissenschaftliche Expertise zur Begründung des Bayerischen Fußball-Verbands für ein Verbot des altersversetzten Spieltriebs von Juniorinnen. 2017
- [34] Németh G, Ohlsén H. Moment arm lengths of trunk muscles to the lumbosacral joint obtained in vivo with computed tomography. *Spine (Phila Pa 1976)* 1986; 11: 158–160. doi:10.1097/00007632-198603000-00011
- [35] Steinhilber B, Anders C, Jäger M et al. S2k-Leitlinie Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft. AWMF-Register 002/016 2013
- [36] Kumar S, Narayan Y, Amell T. Cervical strength of young adults in sagittal, coronal, and intermediate planes. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2001; 16: 380–388. doi:10.1016/s0268-0033(01)00023-7
- [37] Mannion AF, Dumas GA, Cooper RG et al. Muscle fibre size and type distribution in thoracic and lumbar regions of erector spinae in healthy subjects without low back pain: normal values and sex differences. *J Anat* 1997; 190: 505–513. doi:10.1046/j.1469-7580.1997.19040505.x
- [38] Teyhen DS, Childs JD, Stokes MJ et al. Abdominal and Lumbar Multifidus Muscle Size and Symmetry at Rest and During Contracted States. *J Ultras Med* 2012; 31: 1099–1110. doi:10.7863/jum.2012.31.7.1099
- [39] Bund A, Wiemeyer J. Strategien beim selbstgesteuerten Bewegungenlernen: Ergebnisse zur Validität und Reliabilität eines neuen Fragebogens. *Zeitschrift für Sportpsychologie* 2005; 12: 22–34
- [40] Bund A. Geschlecht, Bewegung und Lernstrategien: Nutzen Frauen und Männer unterschiedliche Strategien, um Bewegungsfertigkeiten zu erlernen? Hamburg: 2007
- [41] Bergmark A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl* 1989; 230: 1–54. doi:10.3109/17453678909154177
- [42] Johansson H, Sojka P. Pathophysiological mechanisms involved in genesis and spread of muscular tension in occupational muscle pain and in chronic musculoskeletal pain syndromes: a hypothesis. *Medical hypotheses* 1991; 35: 196–203. doi:10.1016/0306-9877(91)90233-o
- [43] Panjabi M, Abumi K, Duranceau J et al. Spinal stability and intersegmental muscle forces. A biomechanical model. *Spine (Phila Pa 1976)* 1989; 14: 194–200. doi:10.1097/00007632-198902000-00008
- [44] Schlaegel W, Weimann G, Feldkamp M et al. Krankengymnastische Methoden und Konzepte. In: Gutenbrunner C, Weimann G, Hrsg. *Krankengymnastische Methoden und Konzepte: Therapieprinzipien und -techniken systematisch dargestellt*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2004: 171–462. doi:10.1007/978-3-642-18680-6\_4
- [45] Gardner-Morse M, Stokes IA, Laible JP. Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 1995; 13: 802–808. doi:10.1002/jor.1100130521
- [46] Waldeyer A, Mayet A. *Anatomie des Menschen Band 1: de Gruyter*. 1992
- [47] Papadatou-Pastou M, Ntolka E, Schmitz J et al. Human handedness: A meta-analysis. *Psychol Bull* 2020; 146: 481–524. doi:10.1037/bul0000229
- [48] Ditroilo M, Forte R, Benelli P et al. Effects of age and limb dominance on upper and lower limb muscle function in healthy males and females aged 40-80 years. *J Sports Sci* 2010; 28: 667–677. doi:10.1080/02640411003642098
- [49] Shih Y-F, Kao Y-H. Influence of pain location and hand dominance on scapular kinematics and EMG activities: an exploratory study. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2011; 12: 267. doi:10.1186/1471-2474-12-267
- [50] Szapala A. Age-related differences in the symmetry of electromyographic activity and muscle force in lower limbs. *Acta of bioengineering and biomechanics* 2019; 21: 139–146
- [51] Kuriki HU, de Azevedo FM, Takahashi LSO et al. *The Relationship Between Electromyography and Muscle Force: Intech*. 2012
- [52] Simons DG, Travell JG. Myofascial origins of low back pain. 1. Principles of diagnosis and treatment. *Postgrad Med* 1983; 73: 66–70, 73 passim. doi:10.1080/00325481.1983.11697756
- [53] Peters S. *Ingenieurporträt Richard Buckminster Fuller: Erfinder, Ingenieur und Philosoph*. Deutsche Bauzeitung 2002; 97–102