

Vorabdruck April 2008
 Manuelle Medizin 2008
 DOI 10.1007/s00337-008-0597-2
 Online publiziert: 13. April 2008
 © Springer Medizin Verlag 2008

L. Beyer¹ · H. Tilscher² · C. Rizzi³ · V. Nordmeyer²

¹ Ärzteseminar Berlin

² Orthopädisches Spital, Ludwig Boltzmann

Institut für konservative Orthopädie – Cluster Orthopädie, Wien

³ Privatklinik Döbling, Wien

Eigenschaften spinaler segmentaler Beweglichkeit

Objektivierbare apparative Messung

Das Organ, mit dem sich die Manuelle Medizin an erster Stelle befasst, ist die Wirbelsäule (WS) [2]. Mit Ausnahme des 1. Halswirbels handelt es sich um 23 Wirbel, deren Wirbelkörper bei aufrechter Haltung beweglich übereinander gestapelt sind. Jeweils zwischen 2 Wirbel zwischengelagert ist eine Bandscheibe. Zusammengehalten und untereinander verbunden werden die Wirbel als Säule durch Bänder sowie durch Muskeln, die 1 oder mehrere Segmente überspannen.

In der Manuellen Medizin wurde der Arbeitsbegriff „Bewegungssegment“ von Junghans [12] vor etwa 60 Jahren eingeführt. Ein Bewegungssegment umfasst jeweils den unteren und oberen Anteil zweier benachbarter Wirbel mit ihren Gelenkflächen, der zwischengelagerten Bandscheibe, den Zwischenwirbellöchern und den Wirbelgelenken. Dazu gehören auch die Bänder, die Muskulatur sowie die die Region versorgenden Gefäße und Nerven, dann als „Vertebron“ bezeichnet. Eine Störung der Gleitvorgänge zwischen den Gelenkflächen und damit der Beweglichkeit im Bewegungssegment wird als „reversible hypomobile, artikulare Dysfunktion“ bezeichnet [20]. Die passive und aktive Beweglichkeit in den einzelnen Bewegungssegmenten ist unterschiedlich in Abhängigkeit von der Aufgabe der einzelnen Abschnitte der WS. Die Beweglichkeit im Segment wird außerdem vom Zu-

stand der umgebenden Gewebe und vom Spannungszustand der Muskulatur beeinflusst.

Die Beurteilung der Einschränkung der Beweglichkeit eines Gelenks beruht auf der Kenntnis der normalen Beweglichkeitsverteilung der Wirbelsäule.

„Aus der Kenntnis der normalen Beweglichkeitsverteilung der Wirbelsäule und aus der Wertung des patienteneigenen Bewegungstyps während der orientierenden Untersuchung hat der Untersuchende vorher bereits eine Normerwartung, mit der der erhobene Befund verglichen und so zuverlässig bewertet wird“ [20].

Zumindest im zervikalen Bereich wird neben dem passiven und aktiven Bewegungsausmaß (Flexion, Extension, Seitbeuge, Rotation) auch die Translation (lateral) manuell untersucht. Bei der so genannten Federungsprobe werden in einer Untersuchungsvariante die Kuppen des 2. und 3. Fingers von kaudal her über die Querfortsätze gelegt, über die Ulnarkante der aufgelegten anderen Hand wird der federnde Impuls ausgeübt, dadurch federt der einzelne Wirbel der Brust- und Lendenwirbelsäule. Bei Blockierung besteht erhöhter Widerstand, kein Federn [16].

Für die passive und aktive Beweglichkeit der WS gibt es anatomisch begründete und funktionell ermittelte Durchschnittswerte. Bildgebende Verfahren ermöglichen präzise Messungen der ver-

schiedenen Bewegungen an der WS [7, 17] und können so auch zur Diagnose von Hypo- und Hypermobilitäten eingesetzt werden. Es zeigen sich aber auch mit bildgebenden Verfahren größere individuelle Unterschiede [6]. Funktionstests insbesondere der Flexion, Extension und Rotation nutzen Winkelmessungen entweder direkt metrisch oder über optische oder elektrische Verfahren. Retestuntersuchungen zeigen dabei gute Ergebnisse [1]. Weniger günstig fallen allerdings Unter-



Abb. 1 ▲ Sitzposition bei der Untersuchung



Abb. 2 ◀ Stellung des Impulsgebers und Akzelerometer beim Test an der Halswirbelsäule (45°-Winkel nach kaudal)

suchungen zur Reliabilität zwischen mehreren Untersuchern aus [3, 5, 11, 23, 24].

Zur Untersuchung von Gewebsspannung verwendet man „tissue tension meter“ um z. B. objektive Werte in der Triggerpunktdiagnostik [4] oder nach Muskelrelaxanzen [18] zu erlangen. Die Eindringtiefe eines Stempels wird in Relation zum aufgewendeten Druck als Maß für die Gewebsspannung erfasst. Um von diesen biophysikalischen Überlegungen zu Gewebeeigenschaften ausgehend die Steifheit, die Elastizität oder das Schwingungsverhalten zu untersuchen, wurden auch Akzelerometer eingesetzt [8, 22]. Sie messen Schwingungen bzw. die Übertragung von Schwingungen in der Technik in Werkstoffen und – übertragen auf die Medizin – in Geweben. Akzelerometer wurden in der Manuellen Medizin zuerst zur Erfassung der Schwingung bei der Manipulation zur Behandlung von reversiblen Bewegungseinschränkungen an der Wirbelsäule eingesetzt. Der vom Therapeuten mit hoher Geschwindigkeit und geringer Kraft ausgeübte Behandlungsimpuls sollte genauer erfasst werden [9, 10, 15].

In den USA wurde ein Gerät entwickelt, das mittels dosierter Impulse sowohl zur Diagnostik als auch zur Behandlung geeignet sein soll. Ähnlich der oben genannten Federungsprobe [16] wird vom Gerät ein dosierter Impuls bei einer definierten Vorspannung auf die Körperoberfläche und damit auf die darunter liegenden Gewebstrukturen abgegeben. Damit wird eine Schwingung im Gewebe angeregt, die über einen Sensor, der als Akzelerometer fungiert, erfasst, registriert und anschließend analysiert wird. Im Fall einer Bewegungseinschränkung soll dann, wiederum mit einem dosierten Impuls – kurzer Weg, ho-

he Geschwindigkeit, geringe Kraft – die Bewegungseinschränkung behoben werden können. Wir haben in der Literatur keine Angaben zum Einsatz des Geräts gefunden. Da es aber auch in Europa verkauft und in der Manuellen Medizin eingesetzt wird, soll in einer Pilotuntersuchung die Diagnostik an der WS erprobt werden, um später in einer erweiterten Studie Normwerte für die akzelerometrisch erfasste Beweglichkeit in den einzelnen Wirbelsäulensegmenten bzw. auch an anderen Messpunkten zu bestimmen. Unsere Hypothese ist, dass mit einem definiert applizierten Kraftimpuls Eigenschaften der Beweglichkeit in Wirbelsäulensegmenten charakterisiert werden. Unterschiede bestehen zwischen unterschiedlichen Wirbelsäulensegmenten der einzelnen Wirbelsäulenabschnitte. Bei Applikation am Muskel ist eine Charakterisierung der Spannung im Muskelgewebe möglich.

Methodik

Probanden

Es handelte sich um 22 junge Männer im Alter zwischen 18 und 35 Jahren (Durchschnitt 19,95 Jahre). Vor der Untersuchung wurden sie über Ziel, Inhalte, Ablauf der Untersuchung, Zeit, Datenschutz und Risiko informiert. Der Proband konnte zu jeder Zeit seine Einwilligung verweigern und zu jedem Zeitpunkt der Untersuchung diese abbrechen. Von jedem Probanden wurden folgende Daten erhoben:

1. Geschlecht, Alter
2. Gewicht, Körperlänge, Händigkeit
3. Vermessung des zervikalen Bewegungsausmaßes mittels Goniometer
4. Ergebnis Rumpfbeuge vorwärts

5. Dicke der Haut (Hautfalte über C7 und Höhe L4-L5 in einer von Kopf bis zum Gesäß verlaufenden Falte, Beckenkamm)
6. Tageszeit der Untersuchung und körperliche Aktivitäten des Probanden vor der Untersuchung an diesem Tag

Ausschlusskriterien waren:

- Chronisches Schmerzgeschehen der Wirbelsäule [über einen Zeitraum von 3 Monaten fortwährend bestehende oder wiederholt auftretende Schmerzen der Wirbelsäule (auch nur Ausstrahlung)],
- Physiotherapie in den letzten 4 Wochen,
- Muskelrelaxanzen,
- akutes Zervikalsyndrom,
- bekannter Diskusprolaps mit neurologischem Defizit,
- rheumatische Polyarthritits,
- anamnestisch Neoplasma, Trauma, schwere klinische Osteoporose, akute Infekte,
- Fehlformen (Skoliose, z. B. Cobb-Winkel $<10^\circ$, Morbus Scheuermann),
- jede Form des Wirbelgleitens [definiert durch Verdachtsdiagnose Stufenbildung der Processus spinosus der LWS (Lendenwirbelsäule)].

Diagnostik mit Testimpuls

Zur Untersuchung wurde das computergesteuerte Gerät Spineliner® (Fa. Sigma Instruments, Inc., Pennsylvania, USA) eingesetzt. Die Abgabe des Testimpulses sowie die Registrierung der vom Impuls ausgelösten Schwingungsantwort erfolgen über einen piezoelektrischen Sensorkopf.

Die Untersuchung findet in der standardisierten Untersuchungshaltung im so genannten Spineliner-Stuhl statt (◻ **Abb. 1**). Die Probanden werden aufgefordert, entspannt zu sitzen, die HWS (Halswirbelsäule) und LWS zu entlordosieren und die BWS (Brustwirbelsäule) nicht zu kyphosieren. Die Kopfhaltung ist durch die Lagerung im Stuhl vorgegeben, der Kopf wird mit der Stirn aufgelegt. Die HWS ist entlordosiert, gleichzeitig liegen beide Unterarme bequem auf einer Stütze jeweils rechts und links vor dem Oberkörper des Probanden. Die Kopfstütze ist entsprechend der Körpergröße höhenverstellbar. Beim Lage-

Zusammenfassung · Abstract

rungsvorgang wird mittels Palpation die Spannung der paravertebralen Muskulatur vom Untersucher auf Relaxation geprüft.

Mittels eines piezoelektrischen Sensorkopfes (gabelförmig zweigeteilt) wird der Impuls über Haut und Gewebe auf das Wirbelsäulensegment bzw. die darunter liegende Struktur abgegeben. Die Stabilisierung der Lage der Enden des Sensorkopfes erfolgt mit Daumen und Mittelfinger von der Seite, der Zeigefinger palpiert auf den Dornfortsätzen.

Die Impulsabgabe erfolgt nach Aufdrücken des Sensorkopfes auf die Haut bei einer Vorspannung von 2,7 kg. Der Impuls von einer Länge <1 ms hat eine Stärke von 421,84 g/cm². Es wird pro Messpunkt nur ein Testimpuls abgegeben. Der Sensorkopf wird an der WS so aufgelegt, dass die halbkugelförmigen Gabelenden von 5 mm Durchmesser und einem Abstand von 45 mm rechts und links des Processus spinosus nach kranial gerichtet positioniert sind, der Winkel des Sensorkopfes nach kaudal beträgt 45° (■ Abb. 2).

Die vom Impuls ausgelöste Schwingung wird über den Sensorkopf abgegriffen und vom Gerät als Kurve der Schwingungsamplitude über die Zeit aufgezeichnet.

Vor der Untersuchung wird ein Probeimpuls auf die Handfläche des Probanden abgegeben, um die Schmerzlosigkeit zu demonstrieren, da sonst die Gefahr der Abwehrspannung und dadurch eine Beeinträchtigung der Ergebnisse bestehen.

Messpunkte. Die Messung erfolgte an 26 Punkten der WS (8 HWS, 12 BWS, 6 LWS und Sakrum)

1. Kopfgelenk/Co/C1 (c1a)
2. Dorsaler Atlasbogen (c1b)
3. Gelenkpaar C2/C3 (c2)
4. Gelenkpaar C3/C4 (c3)
5. Gelenkpaar C4/C5 (c4)
6. Gelenkpaar C5/C6 (c5)
7. Gelenkpaar C6/C7 (c6)
8. Gelenkpaar C7/Th1 (c7)
9. Gelenkpaar Th1/Th2 (t1)
10. Gelenkpaar Th2/Th3 (t2)
11. Gelenkpaar Th3/Th4 (t3)
12. Gelenkpaar Th4/Th5 (t4)
13. Gelenkpaar Th5/Th6 (t5)
14. Gelenkpaar Th6/Th7 (t6)
15. Gelenkpaar Th7/Th8 (t7)
16. Gelenkpaar Th8/Th9 (t8)
17. Gelenkpaar Th9/Th10 (t9)

Manuelle Medizin 2008 DOI 10.1007/s00337-008-0597-2
© Springer Medizin Verlag 2008

L. Beyer · H. Tilscher · C. Rizzi · V. Nordmeyer

Eigenschaften spinaler segmentaler Beweglichkeit. Objektivierbare apparative Messung

Zusammenfassung

Hintergrund. Mit Hilfe der Akzelerometrie werden Eigenschaften der segmentalen Beweglichkeit untersucht. Es sollen erste Normwerte für die einzelnen Segmentabschnitte der Wirbelsäule (WS) aufgestellt werden.

Methodik. Bei 22 jungen gesunden Männern wurde an allen Segmenten der WS durch einen Kraftimpuls eine Schwingung im Gewebe ausgelöst, die über einen piezoelektrischen Sensor registriert wurde. Amplitude und Schwingungsdauer wurden ermittelt. Mittelwert und Streuung wurden für jeden Messpunkt errechnet.

Ergebnis. Hohe Amplitudenwerte und kurze Schwingungsdauer sprechen für eine größere Steifheit am Ort der Messung. Wir fanden

diese insbesondere am Sakrum und im Bereich C0/C1, aber auch im zervikothorakalen Übergang und im unteren Lumbalbereich.

Diskussion. Die Methode ist anscheinend für eine objektive Charakterisierung der segmentalen Beweglichkeit geeignet. Einflüsse des methodischen Vorgehens sind weiter zu untersuchen. Im Vergleich der Messwerte der einzelnen Segmente sind die ermittelten Parameter auch für die Feststellung pathologischer Beweglichkeitseinschränkungen an der WS brauchbar.

Schlüsselwörter

Wirbelsäule · Diagnostik · Manuelle Medizin · Steifheit · Dysfunktion

Typical parameters of spinal segmental mobility. Objective measurements

Abstract

Background. We investigated typical parameters of segmental mobility by means of accelerometry. The aim of this study was to collect first normal values for all movement segments of the spine.

Methods. The study involved 22 healthy young men. A mechanical impulse evoked a vibration wave in structures below the piston, and the vibration wave was registered by means of a piezoelectric sensor. Amplitude and wave duration were calculated for each of the tested segments.

Results. High amplitudes and short duration speak in favour of greater stiffness in the tested structures. Greater stiffness could be de-

tected in the region of cervicothoracic transition and in the lower lumbar spine.

Discussion. The combined method of mechanical impulses and an accelerometer can provide objective parameters describing the stiffness and/or mobility of tested structures, which in our case were the segments of the spine. The influences of methodological variations are to be further investigated. The comparison of parameters from different segments could support diagnosis of pathological hypomobilities.

Keywords

Spine · Diagnostic · Manual medicine · Stiffness · Dysfunction

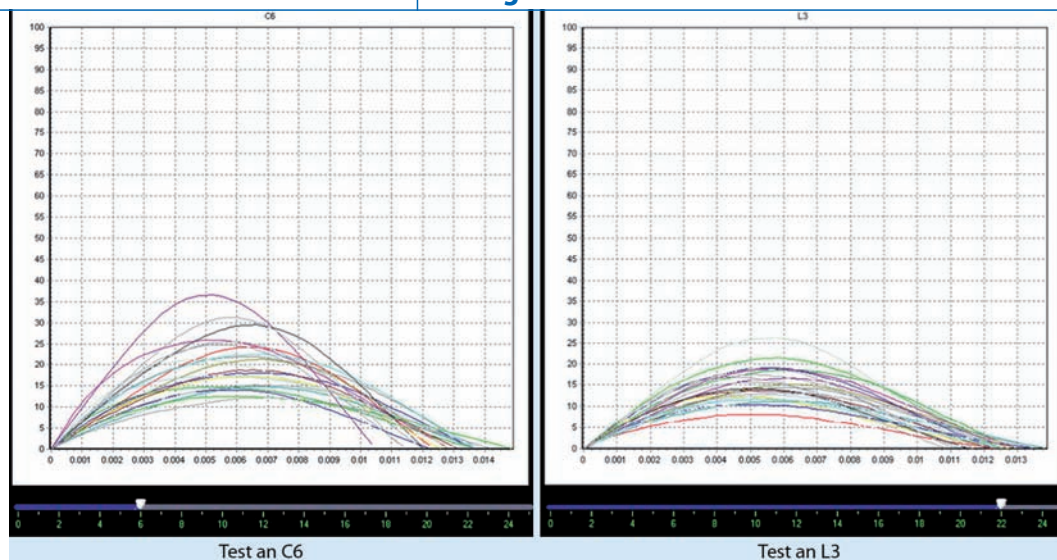


Abb. 3 ◀ Kurvenschar aller Probanden an C6 und L3; x-Achse Zeit [s], y-Achse Durometerskala 0–100

18. Gelenkpaar Th10/Th11 (t10)
19. Gelenkpaar Th11/Th12 (t11)
20. Gelenkpaar Th12/L1 (t12)
21. Gelenkpaar L1/L2 (l1)
22. Gelenkpaar L2/L3 (l2)
23. Gelenkpaar L3/L4 (l3)
24. Gelenkpaar L4/L5 (l4)
25. Gelenkpaar L5/S1 (l5)
26. Os Sacrum (s1)

Die Bezeichnungen in Klammer geben den Code für den Messpunkt bei der Computerauswertung an.

Auswertung

Die akzelerometrisch erfasste Impulsantwort als aufgezeichnete Schwingung dauerte etwa 10–12 ms (**Abb. 3**). Ermittelt wurden die Amplitude („peak“) in einer Skalierung (Durometer) zwischen 0 und 100 sowie die Dauer der Kurve in ms als Dämpfung der erfassten Schwingung. Die Amplitude der Kurve ist ein Maß für den Widerstand des Gewebes gegenüber dem Impuls, die Dämpfung der Kurve ein Maß für die Steifheit im Gewebe bzw. im Gelenk. Von allen erfassten Werten wurden der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet.

Ergebnisse

Beschreibung der Probandenpopulation

Die 22 jungen Männer waren durchschnittlich 19,95 Jahre alt, durchschnittlich 179,9 cm groß (165–197 cm) und hatten ein durchschnittliches Körpergewicht

von 79,38 kg (50–110 kg). Bei der Rumpfbeuge vorwärts betrug der Finger-Boden-Abstand durchschnittlich +1,95 cm (+20–10 cm), an der HWS war die durchschnittliche Außenrotation rechts 82,7° (minimal 65°) links 83,0° (minimal 68°), die Flexion betrug 68,9° (minimal 45°), die Extension 80,5° (minimal 60°). Die Hautfalten (Caliper) waren im Schnitt über C7 15,3, in Höhe L4–L5 18,36 und am Beckenkamm 28,59 mm dick.

Akzelerometrisch erfasste Impulsantwort

Die höchste Amplitude auf der Durometerskala mit $63,92 \pm 14,36$ und die kürzeste Schwingungsdauer mit $9,9 \text{ ms} \pm 0,8 \text{ ms}$ wurden am Atlanto-Okzipital-Gelenk gemessen. Die Mittelwerte und Streuungen der Amplitude an den übrigen Messpunkten sind in **Abb. 4** dargestellt. Die niedrigste mittlere Amplitude mit $15,21 \pm 4,3$ befand sich bei L1, das Maximum mit $23,48$ am Sakrum bzw. mit $20,91 \pm 4,7$ am Atlasbogen. Relativ hohe Werte wurden im so genannten zervikothorakalen Übergang gefunden. Im gesamten Bereich zwischen (t2) und (l3) waren die Werte etwa ähnlich niedrig wie bei (c3) und (c4).

Die Mittelwerte und Streuungen der Schwingungsdauer an den Messpunkten (ohne c1a) sind in **Abb. 5** dargestellt. Der Verlauf entlang der Messpunkte von kranial nach kaudal ist dabei etwa spiegelbildlich zum Verlauf der Amplitude an diesen Messpunkten.

Die niedrigste mittlere Schwingungsdauer mit $11,29 \pm 0,8 \text{ ms}$ wurde bei (s1), die

längste mit $13,68 \pm 0,78 \text{ ms}$ bei (c3) gefunden.

Die größte Streuung sowohl der Amplitude als auch der Schwingungsdauer wiesen wir zwischen (c3) und (t2) sowie zwischen (t12) und (l5) nach.

Individuell können die Unterschiede zwischen den einzelnen Wirbelsäulenabschnitten ein unterschiedliches Bild ergeben. In **Abb. 6** sehen wir z. B. bei einem Probanden erhöhte Werte der Amplitude zwischen (t8) und (t12) und außerdem ein Phänomen des Wechsels zwischen einem höheren und einem niedrigeren Wert bei 5 aufeinander folgenden Wertepaaren zwischen (t7) und (l5).

Zwischen den Werten der Impulsantwort und den einzelnen Werten der Probandencharakteristik konnten keine bedeutsamen Korrelationen gefunden werden.

Diskussion

Methodik

Kurze Impulse mit geringer Kraft und geringem Weg dienen in der Manuellen Medizin als therapeutische Manipulation bei reversiblen Störungen der Gelenkbeweglichkeit. Die dabei aufgewendeten Kräfte betragen zwischen 60 und 180 N, wobei die geringeren Kräfte bei weniger starken Blockierungen eingesetzt werden [21]. Verschiedene Methoden versuchen, die Führung des Manipulationsimpulses nicht über die Hand, sondern über ein Gerät oder einen mechanisch ausgelösten Impuls vorzunehmen [13, 14, 19], wobei Kräfte nur bis etwa 130 N eingesetzt werden.

Tissue-Tensiometer [4, 18] und Akzelerometer [13, 14, 19] (Infobox 1) werden eingesetzt, um unabhängig vom subjektiven Eindruck des Untersuchers die Gelenkbeweglichkeit, auch die Segmentbeweglichkeit an der WS, zu erhalten. Es werden physikalische Eigenschaften einer anatomischen Skelettstruktur unter Einschluss eines lokal zugehörigen Weichteilgewebekomplexes erhoben. Die Eigenschaften werden als Steifheit oder als Resonanzschwingung erfasst (Infobox 1).

Beim Spineliner handelt es sich um eine Härteprüfung über Messung der Eindringtiefe eines in das Gewebe gedrückten Körpers (Schlaghärteprüfung). In der Technik gibt es hierfür verschiedene Verfahren, mit unterschiedlichen Skalierungen. In den von uns durchgeführten Untersuchungen wurde die Durometerskala verwendet, wobei der Wert umso höher ist, je härter (steifer) der getestete Werkstoff (Gewebe) ist. Der Abstand vom Wert der Skala bis 100 entspricht der absorbierten Energie. Der Impuls selbst löst eine Schwingung aus, die sich im Gewebe überträgt. Der Kehrwert der Dauer dieser Schwingung entspricht der Frequenz, mit der das getestete Gewebe in Resonanz liegt. Härteres Gewebe hat eine höhere Frequenz, also eine kürzere Schwingungsdauer bzw. eine größere Dämpfung. Wir haben an allen Messpunkten mit gleicher Vorspannung und gleicher Impulscharakteristik getestet. Der Einstellwinkel von 45° an der Wirbelsäule nimmt dabei keine Rücksicht auf die Stellung der darunter liegenden Facettengelenke. Dies könnte aber für eine gezieltere Diagnostik von Bedeutung sein und ist später weiter abzuklären. Zur Charakterisierung der Gewebeeigenschaften können noch weitere Parameter als die hier verwendeten aus der Antwortkurve berechnet werden, z. B. der Gradient des Anstieges („time-to-peak“). Da es sich bei unseren Untersuchungen um eine erste Studie für Normwerte handelt, wurden vorerst nur die beiden typischen Kriterien zur Einschätzung von Materialeigenschaften berücksichtigt.

Gewebeeigenschaften

Mit einem Tissue-Tensiometer wird die Gewebespannung erfasst. Bei einer bestimmten Kraft dringt ein Körper bis zu einer bestimmten Tiefe in das Testgewe-

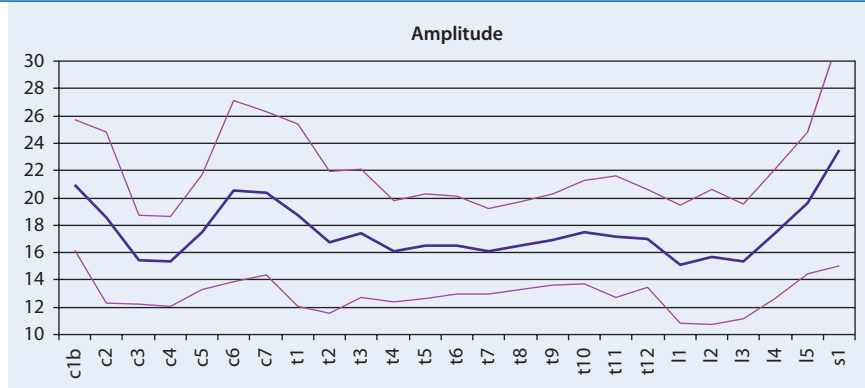


Abb. 4 ▲ Mittelwert und Streuung der Amplitude an allen Messpunkten der Wirbelsäule

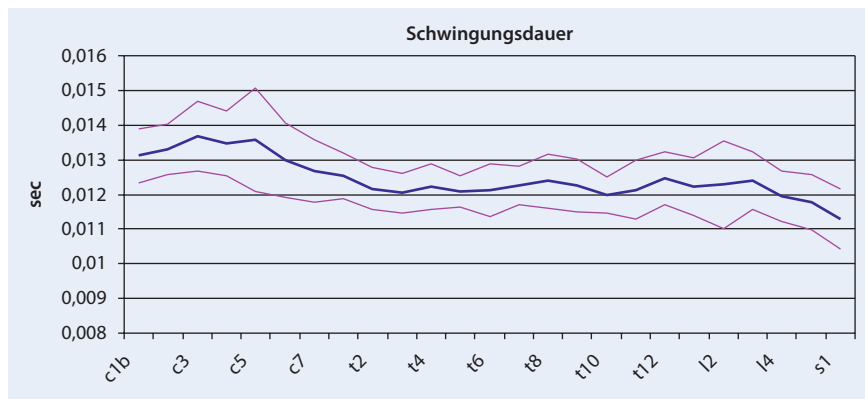


Abb. 5 ▲ Mittelwert und Streuung der Schwingungsdauer an allen Messpunkten der Wirbelsäule

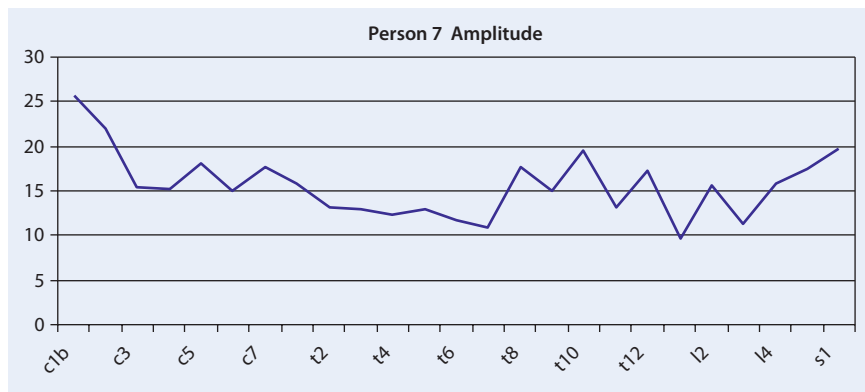


Abb. 6 ▲ Amplitude an allen Messpunkten der Wirbelsäule bei einem Probanden (VP7)

be ein [4]. Bei einer Messung über dem Muskel kann so eine Aussage über die lokale Muskelspannung gemacht werden. Bei Messung über einem Wirbelsegment oder einem Gelenk ist keine Verschiebung eines Gelenkpartners zu erwarten. Erst bei einer dynamischen Messung mittels Impuls kann eine Schwingung erzeugt werden, deren Charakteristik auch die Gelenkbeweglichkeit beschreiben kann. Geringe Beweglichkeit äußert sich in einer hohen Amplitude, da wenig Energie absorbiert wird, und in einer höheren Fre-

quenz. Wir konnten in unseren Untersuchungen nur geringe Unterschiede zwischen den Messpunkten feststellen. Die härtesten Messpunkte am Okziput und am Os sacrum wiesen die höchsten Amplituden und die kürzesten Schwingungen auf. Auch die klinisch interessanten Zonen des zervikothorakalen Übergangs und im Lendenbereich zeigten eine relativ höhere Steifigkeit. Allerdings ist es möglich, dass im zervikothorakalen Übergang die höhere Steifigkeit auf die Richtung des Impulses zurückzuführen ist,

Infobox 1: Internetlinks

- <http://www.warensortiment.de/technische-daten/durometer-shore-a.htm> (25.03.2008)
- <http://www.warensortiment.de/technische-daten/erklarung-haertemesung.htm> (25.03.2008)

die ja im Zusammenhang mit dem Neigungswinkel der Facettengelenke gesehen werden muss. Etwa abweichende einzelne Testergebnisse, die auf eine Hypomobilität hinweisen, wurden nicht beobachtet. Sie waren bei dem ausgewählten Probandenstamm junger aktiver männlicher Personen auch nicht zu erwarten.

Die erhaltenen Ergebnisse lassen durchaus die Hypothese zu, dass im Vergleich der gesamten Segmentkette hypomobile Dysfunktionen durch die hier beschriebene akzelerometrische Messung objektiv erfasst werden können. In weiteren Untersuchungen sind der Datenpool weiter auszubauen und – in Untersuchungen an Patienten – Beziehungen zum klinischen Bild herzustellen.

Fazit für die Praxis

Für die Bewertung der manuellen Untersuchungsmethoden ist es erforderlich, nach objektiven Kriterien zu suchen. Es ist zu erwarten, dass aus solchen messbaren Werten Folgerungen sowohl für die Bewertung der eigenen Befunde als auch für das therapeutische Vorgehen gezogen werden können. In weiteren Untersuchungen ist zu klären, ob und wie objektive Parameter die manuelle Untersuchung stützen können.

Korrespondenzadresse

Prof. Dr. L. Beyer
 Ärzteseminar Berlin
 Frankfurter Allee 263, 10317 Berlin
 lobeyer@t-online.de

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

1. Batavia M, Gianutsos JG (2003) Test-retest reliability of the functional rotation test in healthy adults. *Percept Mot Skills* 96: 185–196
2. Bischoff HP (2005) Manuelle Medizin, Chirotherapie – Osteopathie. Hugendubel, Kreuzlingen München
3. Brismee JM, Gipson D, Ivie D et al. (2006) Interrater reliability of a passive physiological intervertebral motion test in the mid-thoracic spine. *J Manipulative Physiol Ther* 29: 368–373
4. Buchmann J, Blümel G, Beyer L (2007) Objektivierbare apparative Messung der Gewebespannung mittels Tissue Tension Meter (TTM) in einer Triggerpunktregion im Vergleich zu definierten Vergleichsregionen bei Patienten mit triggerpunktassoziierten Schmerzsyndromen bei funktionellen Störungen im Bewegungssystem – eine Pilotstudie. *Manuelle Med* 45: 191–194
5. Degenhardt BF, Snider KT, Snider EJ et al. (2005) Interobserver reliability of osteopathic palpatory diagnostic tests of the lumbar spine: improvements from consensus training. *J Am Osteopath Assoc* 105: 465–473
6. Dvorak J, Panjabi MM, Chang DG et al. (1991) Functional radiographic diagnosis of the lumbar spine. Flexion-extension and lateral bending. *Spine* 16: 562–571
7. Frobin W, Leivseth G, Biggemann M et al. (2002) Sagittal plane segmental motion of the cervical spine. A new precision measurement protocol and normal motion data of healthy adults. *Clin Biomech* 17: 21–31
8. Fuhr AW, Smith DB (1986) Accuracy of piezoelectric accelerometers measuring displacement of a spinal adjusting instrument. *J Manipulative Physiol Ther* 9: 15–21
9. Herzog W (1992) The physics of spinal manipulation. *J Manipulative Physiol Ther* 15: 402–405
10. Hessel BW, Herzog W, Conway PJ et al. (1990) Experimental measurement of the force exerted during spinal manipulation using the Thompson technique. *J Manipulative Physiol Ther* 13: 448–453
11. Humphreys BK, Delahaye M, Peterson CK (2004) An investigation into the validity of cervical spine motion palpation using subjects with congenital block vertebrae as a gold standard. *BMC Musculoskelet Disord* 5: 19
12. Junghans H (1954) Das Bewegungssegment der Wirbelsäule und seine praktische Bedeutung. In: Kapandji IA (1985) Funktionelle Anatomie der Gelenke. Enke, Stuttgart
13. Kawchuk GN, Herzog W (1993) Biomechanical characterization (fingerprinting) of five novel methods of cervical spine manipulation. *J Manipulative Physiol Ther* 16: 573–577
14. Kawchuk GN, Herzog W, Hasler EM (1992) Forces generated during spinal manipulative therapy of the cervical spine: a pilot study. *J Manipulative Physiol Ther* 15: 275–278
15. Kawchuk GN, Prasad NG, McLeod RC et al. (2006) Variability of force magnitude and force duration in manual and instrument-based manipulation techniques. *J Manipulative Physiol Ther* 29: 611–618
16. Lewit K (1997) Manuelle Medizin. Barth, Heidelberg Leipzig
17. Miyasaka K, Ohmori K, Suzuki K et al. (2000) Radiographic analysis of lumbar motion in relation to lumbosacral stability. Investigation of moderate and maximum motion. *Spine* 25: 732–737
18. Müller-Schwefe GHH, Überall MA (2007) Analgetische und muskeltonusnormalisierende Wirkung von Flupirtin retard bei chronischen Rückenschmerzen. *MMW-Fortschr Med Orig* 149: I–IX
19. Nathan M, Keller TS (1994) Measurement and analysis of the in vivo posteroanterior impulse response of the human thoracolumbar spine: a feasibility study. *J Manipulative Physiol Ther* 17: 431–441
20. Sachse J, Schildt-Rudloff K (2000) Wirbelsäule. Manuelle Untersuchung und Mobilisationsbehandlung; 4. Aufl. Urban & Fischer, München
21. Simmonds MJ, Kumar S, Leclert E (1995) Use of a spinal model to quantify the forces and motion that occur during therapists' tests of spinal motion. *Phys Ther* 75: 212–222
22. Smith DB, Fuhr AW, Davis BP (1989) Skin accelerometer displacement and relative bone movement of adjacent vertebrae in response to chiropractic percussion thrusts. *J Manipulative Physiol Ther* 12: 26–37
23. Stochkendahl MJ, Christensen HW, Hartvigsen J et al. (2006) Manual examination of the spine: a systematic critical literature review of reproducibility. *J Manipulative Physiol Ther* 29: 475–485
24. Trijffel E van, Anderegg Q, Bossuyt PM et al. (2005) Inter-examiner reliability of passive assessment of intervertebral motion in the cervical and lumbar spine: a systematic review. *Man Ther* 10: 256–269

L. Beyer¹ · V. Nordmeyer² · R. Sief³ · H. Tilscher⁴

¹ Ärztereinigung für Manuelle Medizin, ÄMM, Berlin

² Medizinische Universität Wien

³ Stellungskommission Innsbruck

⁴ Ludwig Boltzmann Institut für konservative Orthopädie und Rehabilitation, Wien

Beweglichkeit der Wirbelsäulensegmente

In-situ-Untersuchung mittels definierter mechanischer Testimpulse

Die muskuloskeletale manuelle Medizin benutzt mehrerlei Fachbegriffe zur Beschreibung der Beweglichkeit der Wirbelsäule sowohl als Ganzes als auch in den einzelnen Bewegungssegmenten. Allgemein wird vom „joint play“, dem Gelenkspiel, gesprochen. Die Zone der passiven Beweglichkeit ist etwas größer als die des aktiven Bewegungsausmaßes. Dvorak et al. [1] sprechen von der sogenannten elastischen Zone, in der Weichteile noch ohne Trauma gedehnt werden können. Palpatrisch wird der wachsende Widerstand in der passiven Bewegung bei Annäherung an die „Barriere“ erfühlt und eingeschätzt. Man spricht deshalb vom „Endgefühl“ der Bewegung. Bewegungsausmaß und Endgefühl dienen gemeinsam als Kriterien für die Aussage, ob eine physiologische oder pathologische „Barriere“ erreicht wurde. Bei einer eingeschränkten Beweglichkeit, (Hypomobilität) wird auch von „Blockierung“ der Bewegung gesprochen. Eine Bewegungseinschränkung wird immer auf die Achse, in der die Bewegung stattfindet, bezogen. Abgesehen davon, dass die Genauigkeit des Ergebnisses einer solchen Untersuchung von der Fähigkeit und Geschicklichkeit des Untersuchers abhängig ist, bedarf es auch der Vergleichbarkeit im Verlauf der Entwicklung der Dysfunktion und zur Dokumentation des Therapieerfolges.

In der täglichen Praxis können klinische Untersuchungen nur dann für die Diagnostik und klinische Entscheidungsfindung hilfreich sein, wenn sie mit einem

Referenzbereich von Normwerten verglichen werden können. Solche Referenzbereiche bestehen für die Extremitätengelenke. Sie sind aber schwierig für die Bewegungssegmente der Wirbelsäule aufzustellen. Für die Beweglichkeit des Kopfes oder des Rumpfes wurden einige Methoden der objektiven Beweglichkeitsmessung entwickelt (z. B. [2]). Für die palpatorischen Tests ist eine Steigerung ihrer Reliabilität erforderlich [3].

Trotz weit verbreiteter Nutzung der Palpation von posterior-anteriorer intervertebraler Bewegung in der klinischen Praxis gibt es nur wenige quantitative Daten, die in Beziehung zu dieser palpatorisch-funktionellen Untersuchungsmethode an der Wirbelsäule stehen.

Die segmentale Beweglichkeit, basierend auf der Empfindung des Untersuchers, wird anhand von Bewegungsausmaß und Widerstand (Steifheit) sowie eventueller Begleitsymptomatik (z. B. Schmerz) beurteilt. Sie dient sowohl zur Feststellung einer segmentalen Dysfunktion als auch zur Beurteilung eines Behandlungserfolges. Lee u. Liversidge [5] untersuchten die posterior-anteriore Steifheit unter statischen und dynamischen Bedingungen. Sie fanden lokale und bedingungsabhängige Variationen der Steifheit an der lumbalen Wirbelsäule (LWS). Latimer et al. [6] beschreiben bei Patienten mit Kreuzschmerz eine größere Steifheit an der LWS als bei gesunden Personen. Die vorgenannten Untersuchungen fanden an kleinen Populationen und einzel-

nen Segmenten statt; sie geben also keine Normalwerte wieder und charakterisieren auch keine Unterschiede zwischen den einzelnen Segmenten an der gesamten Wirbelsäule.

Beyer et al. [4] stellten ein Gerät vor, das zur objektiven Diagnostik der segmentalen Beweglichkeit und zur Behandlung von Bewegungseinschränkungen an der Wirbelsäule entwickelt wurde. In der Literatur konnten keine Studien gefunden werden, die physiologische oder pathologische Messwerte vorstellen.

Da die Notwendigkeit objektiver Untersuchungen der segmentalen Beweglichkeit an der Wirbelsäule besteht, wollten wir diese vorgestellte Möglichkeit nutzen und erste Referenzwerte an einer gesunden jugendlichen Population erheben.

Zielstellung

Die Hypothese lautet: *Die akzelerometrische Testantwort (TA) auf einen definierten mechanischen Impuls auf einen Wirbel charakterisiert die segmentale Beweglichkeit dieses Wirbels.*

Ziel der vorliegenden Untersuchung ist die Erhebung und Beschreibung von Parametern der segmentalen Beweglichkeit an allen Abschnitten der Wirbelsäule, die mithilfe eines definierten Testimpulses gewonnen werden. Für diese Parameter sollen Referenzwerte gebildet werden. Zusammenhänge zwischen den einzelnen Parametern werden explorativ er-

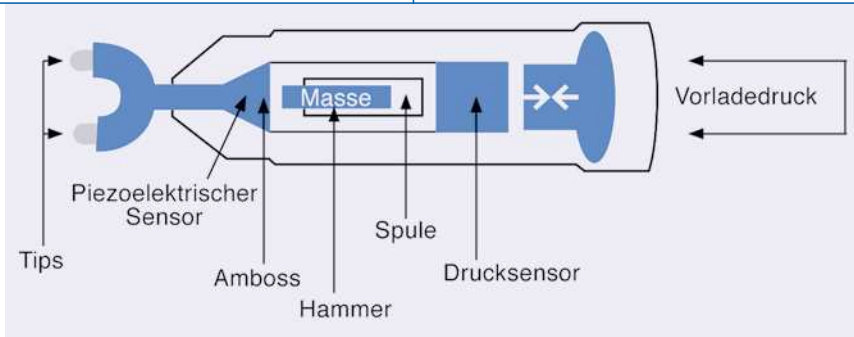


Abb. 1 ▲ Schematischer Aufbau des Impulsgebers und des piezoelektrischen Messfühlers (Mit freundlicher Genehmigung der TTC GmbH)

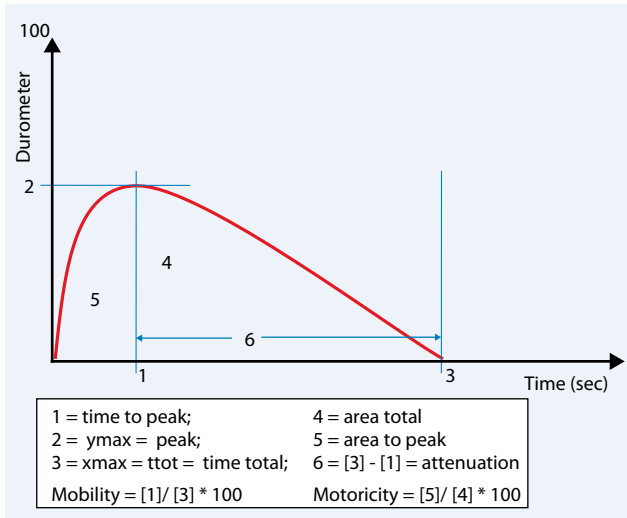


Abb. 3 ◀ Testantwort mit den beschreibenden Parametern, schematisch dargestellt.
1 Time_{topeak},
2 y_{max} (Peak),
3 x_{max} (Time_{total}),
4 Area_{total}, **5** Area_{topeak},
6 Time_{total} - Time_{topeak} (Dämpfung);
 Mobility = (Time_{topeak}: Time_{total}) × 100; Motoricity = (Area_{topeak}: Area_{total}) × 100

mittelt. Dabei ergeben sich folgende Fragestellungen:

- Ist die für die Erzeugung des Testimpulses und für die Registrierung der TA benutzte Apparatur geeignet, Referenzdaten zur segmentalen Beweglichkeit an der Wirbelsäule zu gewinnen?
- Welche Parameter, die aus der TA ermittelt werden, sind zur Beschreibung segmentaler Beweglichkeit an der Wirbelsäule geeignet?
- Können mithilfe der aus der TA ermittelten Parameter Unterschiede der Beweglichkeit an verschiedenen Segmenten und Abschnitten der Wirbelsäule beschrieben werden?
- Wie variieren die einzelnen Parameter an den einzelnen Wirbelsäulensegmenten bei einer Population junger männlicher Erwachsener?
- Gibt es eine Beziehung der einzelnen Parameter zu Persönlichkeitsdaten wie Körperlänge, Gewicht und Finger-Boden-Abstand bei Rumpfbeuge vorwärts?

Methodik

Probanden

In die Studie eingeschlossen wurden insgesamt 134 junge Männer im Alter zwischen 17 und 30 Jahren (Durchschnitt 18,26±1,7 Jahre), die sich der Einstellungsuntersuchung zum Wehrdienst unterzogen.

Vor der Untersuchung wurden die Probanden über Ziel, Inhalte, Ablauf der Untersuchung, Zeit, Datenschutz und Risiko informiert. Der Proband konnte zu jeder Zeit seine Einwilligung verweigern und zu jedem Zeitpunkt die Untersuchung abbrechen. Alle untersuchten Personen waren subjektiv frei von Beschwerden am Bewegungsapparat.

Von jedem Probanden wurden folgende Daten erhoben:

1. Alter, Gewicht, Körperlänge, Händigkeit,
2. Vermessung des zervikalen Bewegungsmaßes mittels Goniometer,
3. Finger-Boden-Abstand,



Abb. 2 ▲ Palpation des Applikationsortes und Anlegen des Sensorkopfes im Winkel von 45 Grad nach kaudal (Mit freundlicher Genehmigung der TTC GmbH)

4. Tageszeit der Untersuchung und körperliche Aktivitäten des Probanden vor der Untersuchung an diesem Tag.

Als Ausschlusskriterien galten:

- chronisches Schmerzgeschehen der Wirbelsäule (über einen Zeitraum von 3 Monaten fortwährend bestehende oder wiederholt auftretende Schmerzen der Wirbelsäule, auch nur Ausstrahlung),
- Physiotherapie in den letzten 4 Wochen,
- Einnahme von Muskelrelaxanzien,
- akutes Zervikalsyndrom,
- bekannter Diskusprolaps mit neurologischem Defizit,
- rheumatische Polyarthritits,
- anamnestisch Neoplasma, Trauma, akute Infekte,
- Fehlformen (Skoliose, z. B. Cobb-Winkel <10°, M. Scheuermann).

Gerät

Zur Untersuchung wurde das computergesteuerte Gerät Spineliner® eingesetzt (Abb. 1). Das Gerät dient der Diagnostik und Behandlung mit definierten Impulsen. Bei der Untersuchung wird ein Testimpuls abgegeben und die vom Impuls ausgelöste Schwingungsantwort über einen piezoelektrischen Sensorkopf registriert [16].

Untersuchung

Die Untersuchung findet in der standardisierten Untersuchungshaltung in einem speziellen Untersuchungsstuhl statt. Die Probanden werden aufgefordert, entspannt zu sitzen, die Hals- und

L. Beyer · V. Nordmeyer · R. Sief · H. Tilscher

Beweglichkeit der Wirbelsäulensegmente. In-situ-Untersuchung mittels definierter mechanischer Testimpulse

Zusammenfassung

Zielstellung ist die Ermittlung von Referenzwerten für die Einschätzung der Beweglichkeit einzelner Bewegungssegmente in allen Abschnitten der Wirbelsäule. Insgesamt 143 junge gesunde männliche Personen wurden mittels definierter mechanischer Testimpulse (Spineliner®) über den einzelnen Bewegungssegmenten der Wirbelsäule untersucht. Die Impulsabgabe erfolgt nach Aufdrücken des Sensorkopfes auf die Haut bei einer Vorspannung von 2,7 kg. Der Impuls von einer Länge <1 ms hat eine Stärke von 421,84 g/cm². Ein piezoelektrischer Sensor erfasst die vom Körper reflektierte Antwort auf den Impuls. Die Testantwort wird anhand mehrerer Parameter beschrieben, Mittelwerte und Abweichungen werden an allen 26 Messpunkten ermittelt.

Ausgehend von physikalischen Grundlagen und anatomischen Gegebenheiten an

der HWS und LWS sprechen folgende Parameter für eine größere Beweglichkeit des Wirbels bzw. im Segment:

- niedrige Amplitude (Peak),
- kleine Fläche ($\text{Area}_{\text{topeak}}$: $\text{Area}_{\text{total}}$),
- längere Testantwort = geringere Schwungsdauer ($\text{Time}_{\text{topeak}}$: $\text{Time}_{\text{total}}$),
- größere Dämpfung ($\text{Time}_{\text{total}}$ – $\text{Time}_{\text{topeak}}$).

Die Parameter scheinen funktionelle anatomische Merkmale an sensiblen Abschnitten der Wirbelsäule – C3, C5, C7/Th1, Th3, Th12, L3 – zu kennzeichnen. Reliabilitätsuntersuchungen und Vergleiche bei pathologischen Befunden stehen noch aus.

Schlüsselwörter

Wirbelsäule · Segmentbeweglichkeit · Test und Messung · Steifheit · Biomechanik

Mobility of segments of the spinal column. In-situ investigation by defined mechanical test impulses

Abstract

The aim of the study was to establish reference values for estimation of the mobility of individual moveable segments in all sections of the spinal column. A total of 143 young healthy men were investigated by means of defined mechanical impulses (Spineliner®) at points over each mobile segment of the spine. The test impulse was evoked at an initial pressure of 2.7 kg on skin. The duration of the impulse was <1 ms with a force of 421.84 g/cm². The response of the tissue (including part of spine) following the impulse was registered by means of a piezoelectric sensor. The mean value and the mean deviation of parameters characterizing the response were calculated for all 26 test points.

Considering physical principles and anatomical relationships of the cervical and lumbar spine the following parameters characterize a higher level of mobility of the spine or segment:

— lower amplitude (peak)

- smaller area under the response curve ($\text{area}_{\text{topeak}}$: $\text{area}_{\text{total}}$)
- longer duration of answer = lower frequency ($\text{time}_{\text{topeak}}$: $\text{time}_{\text{total}}$)
- higher attenuation ($\text{time}_{\text{total}}$ – $\text{time}_{\text{topeak}}$).

The parameters appear to characterize functionally the important parts of the spine: C3, C5, C7/Th1, Th3, Th12, L3. Reliability and pathological considerations need further investigation.

Keywords

Spinal column · Segment mobility · Motion test and measurement · Stiffness · Biomechanics

Lendenwirbelsäule zu entlordosieren und die Brustwirbelsäule nicht zu kyphosieren. Die Kopfhaltung ist durch die Lagerung im Stuhl vorgegeben, der Kopf wird mit der Stirn vorn aufgelegt. Die HWS ist entlordosiert, gleichzeitig liegen beide Unterarme bequem auf einer Stütze jeweils rechts und links vor dem Oberkörper des Probanden. Die Kopfstütze ist entsprechend der Körperlänge höhenverstellbar. Während der Proband die Sitzhaltung einnimmt, prüft der Untersucher mittels Palpation die Spannung der paravertebralen Muskulatur auf Relaxation.

Mit einem piezoelektrischen Sensorkopf, der gabelförmig zweigeteilt ist, wird der Impuls über Haut und Gewebe auf das Wirbelsäulensegment bzw. auf die darunter liegende Struktur abgegeben. Die Stabilisierung der Lage der Enden des Sensorkopfes erfolgt mit Daumen und Mittelfinger von der Seite, der Zeigefinger palpiert auf den Dornfortsätzen.

Die Impulsabgabe erfolgt nach Aufdrücken des Sensorkopfes auf die Haut bei einer Vorspannung von 2,7 kg. Der Impuls von einer Länge <1 ms hat eine Stärke von 421,84 g/cm². Es wird pro Messpunkt (MP) nur ein Testimpuls abgegeben. Der Sensorkopf wird an der Wirbelsäule so aufgelegt, dass die halbkugelförmigen Gabelenden von 5 mm Durchmesser und einem Abstand von 45 mm rechts und links des Processus spinosus nach kranial gerichtet positioniert sind; der Winkel des Sensorkopfes nach kaudal beträgt 45 Grad (■ **Abb. 2**).

Die vom Impuls ausgelöste Schwingung wird über den Sensorkopf abgegriffen und vom Gerät als Kurve der Schwingungsamplitude über die Zeit aufgezeichnet.

Vor der Untersuchung wird ein Probeimpuls auf die Handfläche des Probanden abgegeben, um die Schmerzlosigkeit zu demonstrieren, da sonst die Gefahr der Abwehrspannung und dadurch eine Beeinträchtigung der Ergebnisse besteht.

Alle Untersuchungen wurden von der gleichen Person durchgeführt.

Messpunkte

Die Messung erfolgte an 26 Punkten der Wirbelsäule (8 HWS, 12 BWS, 6 LWS und Sakrum):

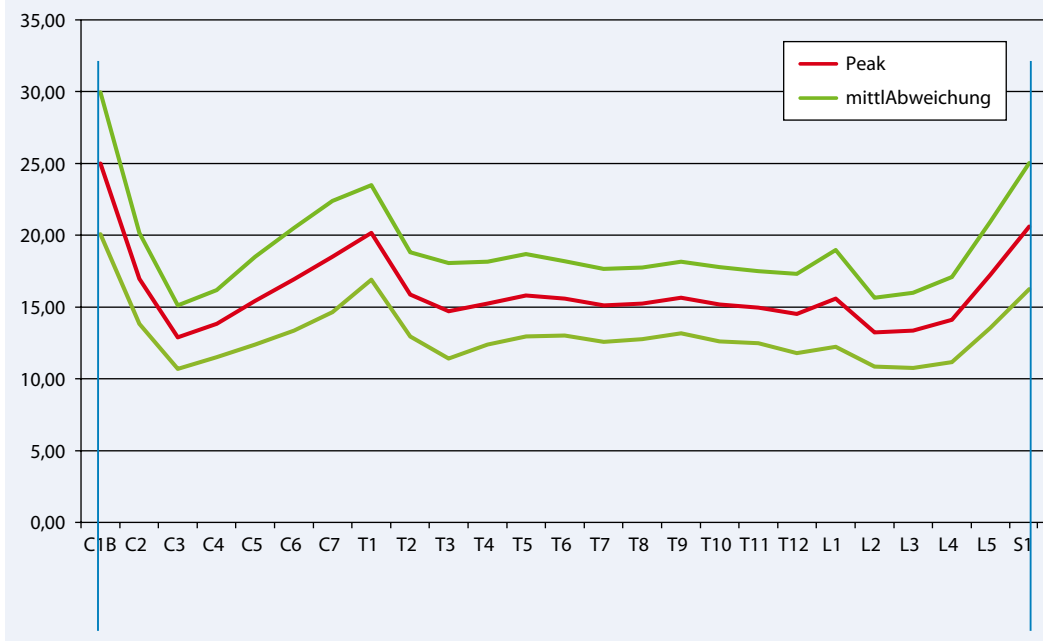


Abb. 4 ◀ Mittelwert und mittlere Abweichung der Amplitude (Peak) an allen Messpunkten der Wirbelsäule (n=134). Werte in Durometer

1. Kopfgelenk/Co/C1 (C1a)
2. dorsaler Atlasbogen (C1b)
3. Gelenkpaar C2/C3 (C2)
4. Gelenkpaar C3/C4 (C3)
5. Gelenkpaar C4/C5 (C4)
6. Gelenkpaar C5/C6 (C5)
7. Gelenkpaar C6/C7 (C6)
8. Gelenkpaar C7/Th1 (C7)
9. Gelenkpaar Th1/Th2 (T1)
10. Gelenkpaar Th2/Th3 (T2)
11. Gelenkpaar Th3/Th4 (T3)
12. Gelenkpaar Th4/Th5 (T4)
13. Gelenkpaar Th5/Th6 (T5)
14. Gelenkpaar Th6/Th7 (T6)
15. Gelenkpaar Th7/Th8 (T7)
16. Gelenkpaar Th8/Th9 (T8)
17. Gelenkpaar Th9/Th10 (T9)
18. Gelenkpaar Th10/Th11 (T10)
19. Gelenkpaar Th11/Th12 (T11)
20. Gelenkpaar Th12/L1 (T12)
21. Gelenkpaar L1/L2 (L1)
22. Gelenkpaar L2/L3 (L2)
23. Gelenkpaar L3/L4 (L3)
24. Gelenkpaar L4/L5 (L4)
25. Gelenkpaar L5/S1 (L5)
26. Os Sacrum (S1)

Die Bezeichnungen in Klammer geben den Code für den Messpunkt bei der Computerauswertung des Gerätes an.

Parameter der Impulsantwort

Die akzelerometrisch erfasste Impulsantwort (TA) als aufgezeichnete Schwingung

dauert etwa 10 bis 12 ms. Die Y-Achse ist in Durometer (0–100) skaliert [7]¹.

Die Testantwort mit den beschreibenden Parametern ist in **Abb. 3** dargestellt.

Folgende Parameter wurden ermittelt:

- Zeit bis zum Amplitudenmaximum (s), $Time_{topeak}$
- maximale Amplitude (Peak),
- maximale Dauer der Kurve, $\frac{1}{2}$ Schwingungsdauer (s), $Time_{total}$
- Fläche unter der Kurve, $Area_{total}$
- Fläche unter der Kurve bis zum Zeitpunkt der maximalen Amplitude, $Area_{topeak}$
- Zeit zwischen maximaler Amplitude und Ende der Impulsantwort, Dämpfung (s), $Time_{total} - Time_{topeak}$
- $Mobility = (Time_{topeak} \cdot Time_{total}) \times 100$
- $Motoricity = (Area_{topeak} : Area_{total}) \times 100$.

Die Parameter Mobility und Motoricity berechnet das Gerät routinemäßig. Dar-

über hinaus wird auch die Frequenz berechnet: $Frequency = 0,5 : Time_{total}$. Die einzelnen Parameter werden im Abschnitt „Diskussion“ näher definiert.

Statistik

Von allen Parametern wurden der Mittelwert und die mittlere Abweichung berechnet, bei den Persönlichkeitsdaten die Standardabweichung. Zwischen den Werten benachbarter Wirbel wurde der Pearson-Korrelationskoeffizient berechnet.

Hier muss die Formel Equi stehen.

Formeln werden vom autom. Umbruch derzeit nicht unterstützt.

In einigen Fällen wurden Unterschiede zwischen den Werten an verschiedenen Messpunkten anhand des t-Tests überprüft. Die Berechnungen erfolgten mit Microsoft Office Professional bzw. in einigen Fällen mit SPSS.

Ergebnisse

Parameter der Testantwort

Aus der TA wurden einzelne Bereiche der Fläche unter der Kurve und einzelne Teilmomente ermittelt, sowie vom Hersteller im Gerät berechnete Größen verwendet. Zwischen benachbarten Wirbeln wurde eine Korrelation berechnet, um explorativ gemeinsame Charakteristika ihrer segmentalen Beweglichkeit abzuschätzen.

¹ „Durometer is one of several measures of the hardness of a material. Hardness may be defined as a material's resistance to permanent indentation. The durometer scale was defined by Albert F. Shore (0 → 100), who developed a measurement device called a durometer in the 1920 s. The term durometer is often used to refer to the measurement, as well as the instrument itself. Durometer is typically used as a measure of hardness in polymers, elastomers and rubbers.“

Tab. 1 Maximale Amplitude der Testantwort. Korrelationskoeffizienten (KK) zwischen benachbarten Messpunkten (W1 zu W1+1) und folgenden Wirbeln (W1 zu W1+2 bzw. W1+3). KK L5–S1=0,61

W2/W1	C3	C4	C5	C6	C7							
W1+1	0,423	0,583	0,624	0,663	0,265							
W1+2	0,271	0,271	0,545	0,181	0,286							
W1+3	0,276	0,291	0,185	0,391	0,004							
W2/W1	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12	L1	L2	L3	L4
W1+1	0,685	0,64	0,568	0,607	0,654	0,695	0,532	0,239	0,509	0,618	0,642	0,757
W1+2	0,523	0,456	0,446	0,412	0,586	0,385	0,181	0,26	0,357	0,479	0,436	0,5
W1+3	0,419	0,329	0,386	0,35	0,276	-0,01	0,215	0,283	0,349	0,402	0,151	

Maximale Amplitude (Peak)

Der Mittelwert der maximalen Amplitude (Durometer) aller MP und aller untersuchten Personen betrug (18,84±6,019), das Maximum 87,78, das Minimum 12,90.

Der Mittelwert und die mittlere Abweichung der maximalen Amplitude an allen MP sind in **Abb. 4** dargestellt. Die höchsten Werte wurden bei den Messpunkten C1a (87,78±12), C1b (25,01±4,95) sowie S1 (20,63±4,4) gefunden. Einen weiteren hohen Wert wies T1 mit 20,19±3,31 auf. Dieser Wert war signifikant höher als die Werte von C3 bis C7 ($p < 0,001$). Die niedrigsten Werte lagen bei C3 (12,90±2,22), T3 (15,88±3,34) und L2 (13,26±2,41). Zwischen T3 und L4 waren die Werte auf etwa gleichem Niveau.

Die Korrelationskoeffizienten (KK) der maximalen Amplitude der TA zwischen benachbarten Wirbeln in Bereichen, in denen die KK größer als 0,5 sind, werden in **Tab. 1** dargestellt. Korrelationen waren im Bereich C4 bis C7 und T5 bis S1 zu finden.

Gesamtdauer der Kurve, 1/2 Schwingungsdauer (Frequency)

Der Mittelwert der Dauer der Kurve (Sekunden) aller MP und aller untersuchten Personen beträgt (0,0126±0,00057), das Maximum 0,014, das Minimum 0,008.

Der Mittelwert und die mittlere Abweichung der Gesamtdauer der Kurve an allen MP sind in **Abb. 5** dargestellt. Die geringsten Werte waren bei den Messpunkten C1a (0,008±0,0007), C1b (0,013±0,0008) sowie S1 (0,011±0,0008) zu finden. Der höchste Wert lag bei C3 (0,014±0,0008), danach nahmen die Werte nach kaudal bis T3 (0,012±0,001) kontinuierlich ab, um dann auf diesem Niveau bis L4 zu bleiben. Der Wert bei C3 war si-

Tab. 2 Frequenz der Testantwort (0,5: Time_{total}). Korrelationskoeffizienten (KK) zwischen benachbarten Messpunkten

W2/W1	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12
W1+1	0,223	0,574	0,664	0,602	0,632	0,462	0,452	0,541	0,164
W1+2	0,255	0,433	0,549	0,656	0,483	0,446	0,444	0,192	0,145
W1+3	0,315	0,424	0,514	0,518	0,374	0,428	0,114	0,094	0,253
W1+4	0,323	0,32	0,367	0,476	0,439	0,126	0,232	0,053	0,112

Tab. 3 Mobility. Korrelationskoeffizienten zwischen benachbarten Messpunkten

W2/W1	C3	C4	C5	C6	C7	T1	T2	T3
W1+1	0,493	0,492	0,499	0,525	0,416	0,553	0,352	0,502
W1+2	0,221	0,175	0,271	0,003	0,04	-0,14	-0,01	0,054
W2/W1	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	
W1+1	0,361	0,592	0,473	0,552	0,599	0,526	0,482	
W1+2	0,041	0,179	0,131	0,209	0,1	0,16	0,109	
W2/W1	T11	T12	L1	L2	L3	L4	L5	
W1+1	0,582	0,278	0,463	0,48	0,56	0,59	0,593	
W1+2	0,071	0,007	0,154	0,295	0,145	0,048		

Tab. 4 Fläche bis zur maximalen Amplitude. Korrelationskoeffizienten zwischen benachbarten Messpunkten

W2/W1	L1	L2	L3	L4	L5
W1+1	0,544672	0,627063	0,537163	0,691333	0,546791
W1+2	0,324136	0,442358	0,405759	0,45999	

gnifikant höher als bei C5 ($p < 0,001$) und C4 ($p < 0,005$) und bei T1 höher als bei T3 ($p < 0,05$). Der Wert bei L4 war bereits signifikant geringer als bei L3 ($p < 0,05$).

Die KK der Gesamtdauer der TA zwischen benachbarten Wirbeln in Bereichen, in denen die KK größer als 0,5 sind, werden in **Tab. 2** veranschaulicht. Korrelationen waren im Bereich T5 bis T9 und T1 bis T3 zu finden.

Im mittleren und unteren thorakalen Bereich ließen sich ähnliche Werte der Schwingungsdauer (Frequency) bei benachbarten Wirbel nachweisen, sodass eine Korrelation bei T6 auch noch zum übernächsten und drittnächsten Wirbel kaudalwärts besteht.

Mobility

Der Mittelwert der Mobility (Einheiten) aller MP und aller untersuchten Personen beträgt (40,69±1,96), das Maximum 44,91, das Minimum 31,49.

Der Mittelwert und die mittlere Abweichung der Mobility an allen MP sind in **Abb. 6** dargestellt. Die geringsten Werte waren bei den Messpunkten C1b (31,49±4,43) und L1 (37,30±4,26) zu finden. Der höchste Wert lag bei C5 mit 44,91±5,101. Zwischen C1b und C5 stiegen die Werte an und nahmen dann zu T3 hin wieder ab. Zwischen T4 und T12 war das Niveau gleichbleibend. Von L1 zu L5 steigen die Werte wieder an. Der Wert bei L1

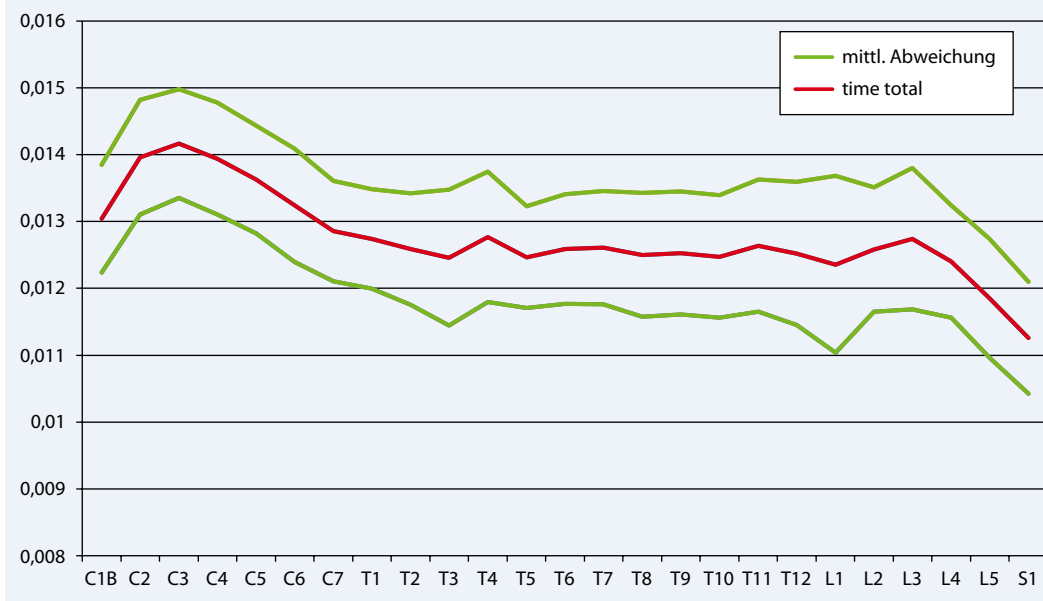


Abb. 5 ◀ Mittelwert und mittlere Abweichung der Gesamtdauer der Kurve (s) an allen Messpunkten der Wirbelsäule (n=134)

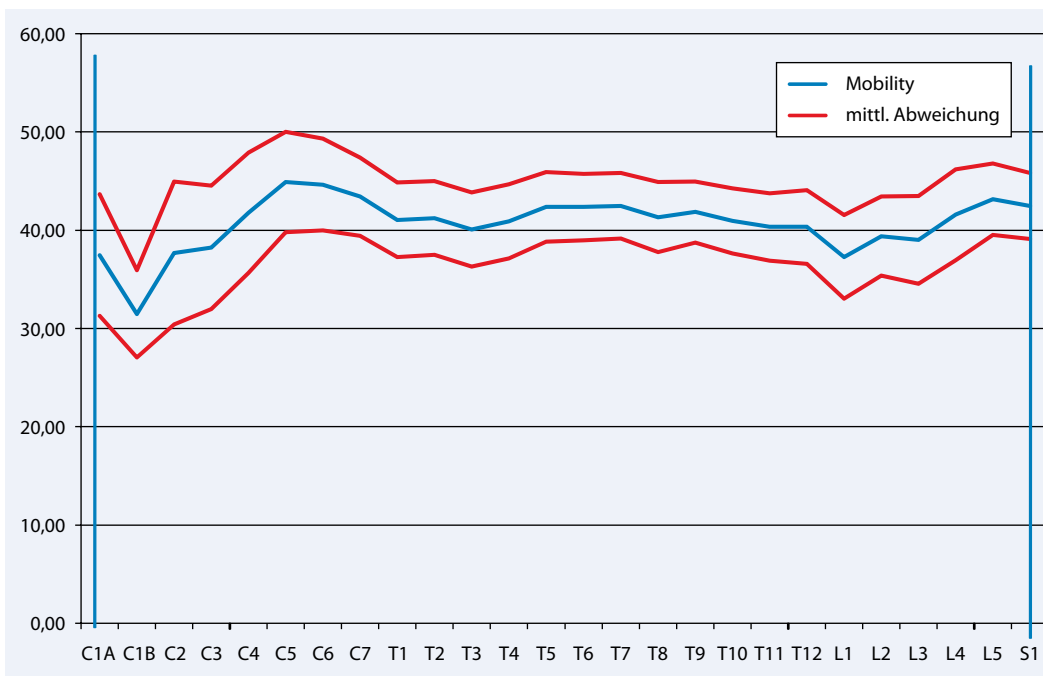


Abb. 6 ◀ Mittelwert und mittlere Abweichung der Mobility (Einheiten) an allen Messpunkten der Wirbelsäule (n=134)

war signifikant geringer als bei T12 und L2 ($p < 0,005$).

Die KK der Mobility zwischen benachbarten Wirbeln in Bereichen, in denen die KK größer als 0,5 sind, werden in **Tab. 3** veranschaulicht. Korrelationen waren in den Bereichen C5 bis T4, T7 bis T10 sowie L3 bis S1 zu finden.

Motoricity

Der Mittelwert der Motoricity (Einheiten) aller MP und aller untersuchten Personen betrug $(45,01 \pm 1,80)$, das Maximum 48,92, das Minimum 36,64.

Der Mittelwert und die mittlere Abweichung der Motoricity an allen MP sind in **Abb. 7** dargestellt. Die geringsten Werte waren bei den Messpunkten C1a ($39,14 \pm 8,87$) und C1b ($36,64 \pm 4,62$) zu finden. Der höchste Wert lag bei C5 mit $48,92 \pm 5,23$. Zwischen C1b und C5 stiegen die Werte an und sanken dann zu T1 bis T3 wieder ab. Der Wert bei T7 ist signifikant höher als bei T3 ($p < 0,005$). Zwischen T4 und T12 bestand ein gleichbleibendes Niveau. Von L1 zu L5 stiegen die Werte wieder leicht an. Der L1-Wert war signifikant geringer als der T12- und L2-Wert ($p < 0,005$).

Die Motoricity zeigte Korrelationen zwischen benachbarten Wirbeln jeweils zum Folgewirbel bei C6, T1, T5, T8, T11 und L5.

Fläche unter der Kurve bis zum Zeitpunkt der maximalen Amplitude

Der Mittelwert der Fläche bis zum Peak der Kurve (Einheiten) aller MP und aller untersuchten Personen beträgt $(0,060 \pm 0,011)$, das Maximum 0,15, das Minimum 0,044.

Abb. 7 ▶ Mittelwert und mittlere Abweichung der Motoricity (Einheiten) an allen Messpunkten der Wirbelsäule (n=134)

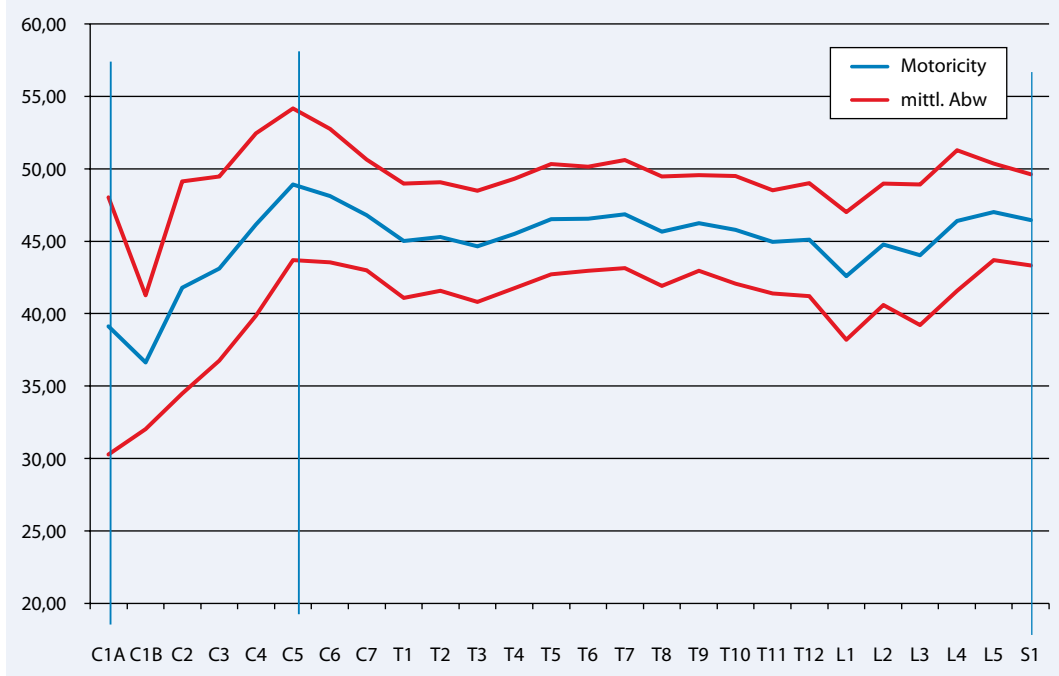
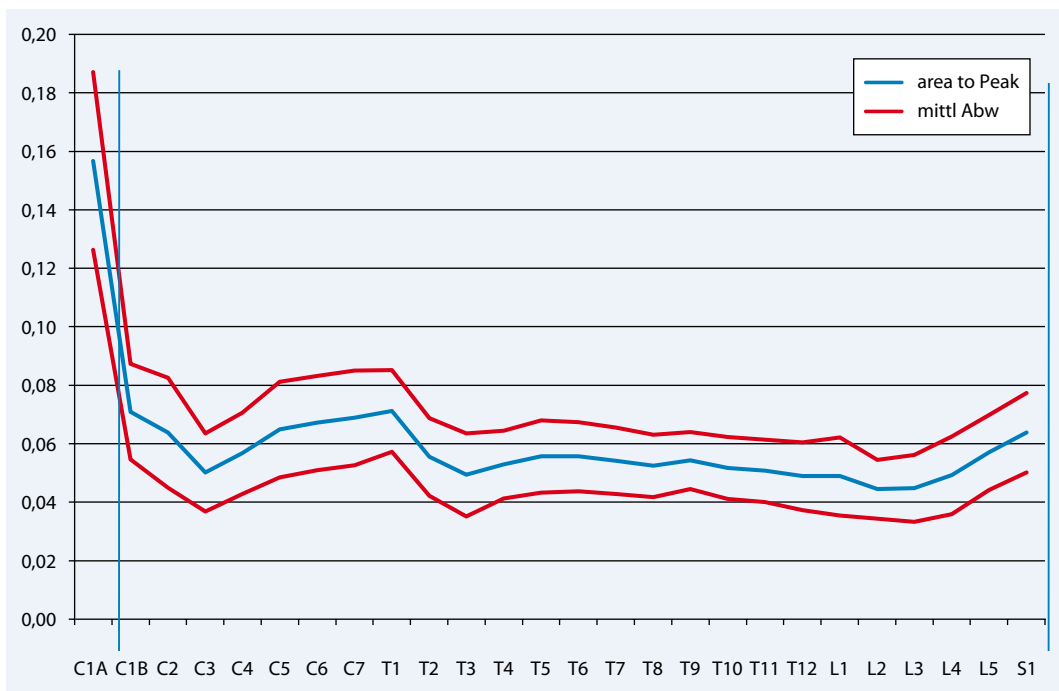


Abb. 8 ▶ Mittelwert und mittlere Abweichung der Fläche unter der Kurve bis zum Zeitpunkt der maximalen Amplitude (Einheiten) an allen Messpunkten der Wirbelsäule (n=134).



Der Mittelwert und die mittlere Abweichung der Teilfläche unter der Kurve bis zum Maximum an allen MP sind in **Abb. 8** dargestellt. Die geringsten Werte waren bei L2 und L3 ($0,044 \pm 0,01$) zu finden. Geringe Werte lagen auch bei C3 und T3. Die höchsten Werte wiesen C1a ($0,15 \pm 0,03$), C1b ($0,07 \pm 0,013$) und T1 ($0,07 \pm 0,013$) auf. Zwischen den einzelnen Messpunkten gab es nur geringe Unterschiede. Von C3 zu T1 stiegen die Werte an, um dann zu T3 ab-

zufallen. Zwischen T4 und L1 waren sie etwa gleich, stiegen dann von L3 bis S1 ($0,06 \pm 0,013$) wieder an.

Die KK der Mobility zwischen benachbarten Wirbeln in Bereichen, in denen die KK größer als 0,5 sind, werden in **Tab. 4** veranschaulicht. Die Fläche bis zur maximalen Amplitude der TA zeigt Korrelationen zwischen benachbarten Wirbeln in den Bereichen C4 bis C6, T3 bis T6, T10 zu T11 und L1 bis S1.

Fläche unter der Kurve, Gesamtfläche

Der Mittelwert der Fläche unter der Kurve (Einheiten) aller MP und aller untersuchten Personen beträgt ($0,135 \pm 0,0299$), das Maximum 0,41, das Minimum 0,099.

Der Mittelwert und die mittlere Abweichung der Gesamtfläche unter der Kurve an allen MP sind in **Abb. 9** dargestellt. Die geringsten Werte waren bei L2 bis L4 ($0,11 \pm 0,02$) zu finden. Geringe Werte lagen auch bei C3 und T3. Die höchsten Wer-

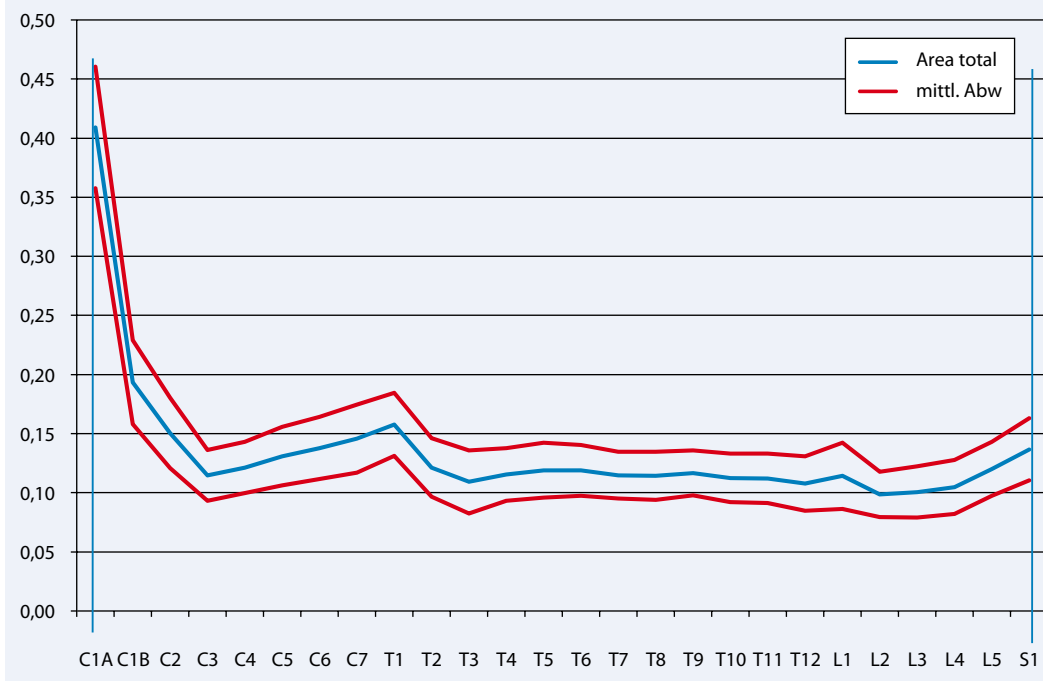


Abb. 9 ◀ Mittelwert und mittlere Abweichung der Gesamtfläche unter der Kurve der Testantwort (Einheiten) an allen Messpunkten der Wirbelsäule (n=134)

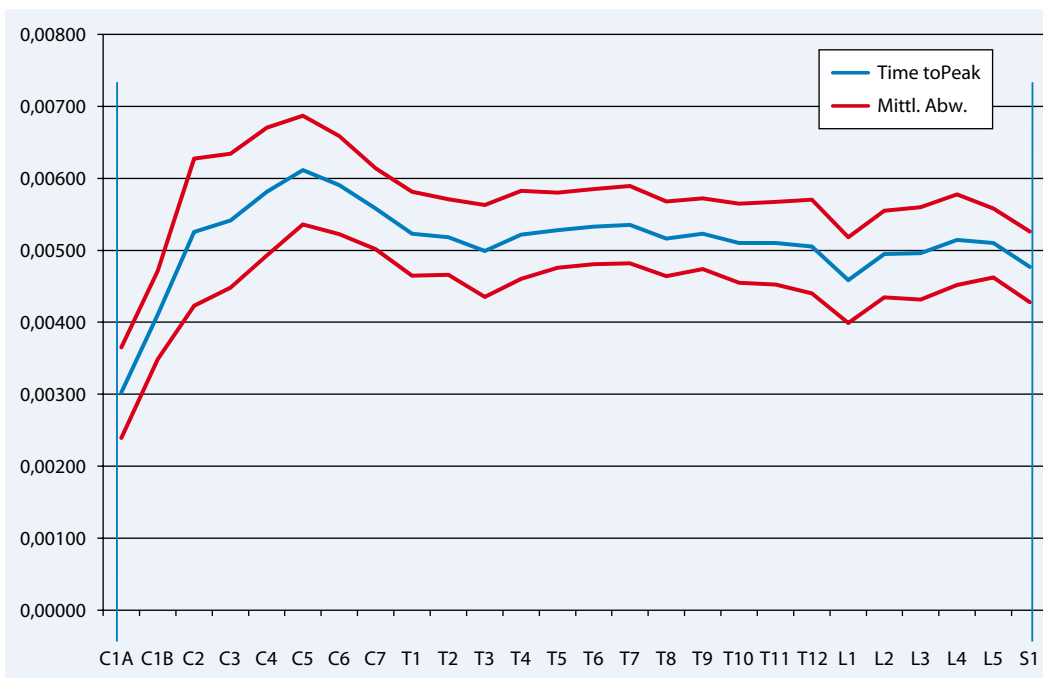


Abb. 10 ◀ Mittelwert und mittlere Abweichung der Zeit bis zum Maximum der Testantwort (s) an allen Messpunkten der Wirbelsäule (n=134)

te wiesen C1a ($0,41 \pm 0,05$), C1b ($0,19 \pm 0,35$) und T1 ($0,16 \pm 0,026$) auf. Zwischen den einzelnen MP gab es nur geringe Unterschiede. Von C3 zu T1 stiegen die Werte an, um dann zu T3 abzufallen. Zwischen T4 und L1 waren die Werte etwa gleich, stiegen dann von L3 bis S1 ($0,14 \pm 0,026$) wieder an.

Die KK der Mobility zwischen benachbarten Wirbeln in Bereichen, in denen die KK größer als 0,5 sind, werden in **Tab. 5** veranschaulicht. Die Gesamtfläche der TA zeigt Korrelationen zwischen

benachbarten Wirbeln in den Bereichen C4 bis C7 und T3 bis T11.

Zeit bis zum Amplitudenmaximum

Der Mittelwert der Zeit bis zum Amplitudenmaximum (Sekunden) aller MP und aller untersuchten Personen beträgt ($0,0051 \pm 0,00035$), das Maximum 0,0061, das Minimum 0,003.

Der Mittelwert und die mittlere Abweichung der Zeit bis zum Maximum an allen MP sind in **Abb. 10** dargestellt. Der ge-

ringste Wert war bei C1a ($0,003 \pm 0,00063$) zu finden. Danach stiegen die Werte nach kaudal bis zum höchsten Wert bei C5 ($0,0061 \pm 0,00075$) an. Von C5 nach weiter kaudal nahmen sie bis T3 ab und waren zwischen T4 und T12 etwa gleich.

Der Wert bei C5 ist gegenüber dem bei C3 sowie C7, T1, T2 und T3 signifikant höher und bei C6 höher als bei C3 ($p < 0,001$). Der Messpunkt L1 weist einen niedrigen Wert ($0,0045 \pm 0,00059$) auf, der dann geringfügig zu L5 ansteigt.

Die Zeit bis zum Maximum der Amplitude der TA zeigt Korrelationen zwischen benachbarten Wirbeln jeweils zum Folgewirbel bei C5, C6, T3, T5 bis T11 und L5.

Zeit zwischen maximaler Amplitude und Ende der Testantwort, Dämpfung

Der Mittelwert der Zeit zwischen maximaler Amplitude und Ende der Impulsantwort (Sekunden) aller MP und aller untersuchten Personen beträgt (0,0075±0,00079), das Maximum 0,0089, das Minimum 0,0049.

Der Mittelwert und die mittlere Abweichung der Dämpfung (Sekunden) an allen MP sind in **Abb. 11** dargestellt. Der geringste Wert war bei C1a (0,005±0,00059), der höchste beim benachbarten Messpunkt C1b (0,0089±0,00084) zu finden. Danach fielen die Werte nach kaudal bis C7 ab, blieben dann weiter kaudal auf etwa gleichem Niveau bis T12, dann folgte bis L3 ein kleiner Anstieg mit nachfolgender Abnahme zu S1 (0,0064±0,0007).

Die KK der Mobility zwischen benachbarten Wirbeln in Bereichen, in denen die KK größer als 0,5 sind, werden in **Tab. 6** veranschaulicht. Die Dämpfung der TA zeigt Korrelationen zwischen allen benachbarten Wirbeln jeweils zum Folgewirbel von C1b bis S1 sowie zum nächstfolgenden Wirbel bei T6 und T7 (bei T7 bis zu T10).

Beziehung zwischen den einzelnen Parametern der Testantwort

Zu jedem Messpunkt und zu jedem der oben genannten Parameter wurden die Korrelationskoeffizienten (KK) nach Pearson berechnet.

Eine Zusammenstellung der miteinander korrelierenden Parameter der TA zeigen **Tab. 7** und **Abb. 12**.

Maximale Amplitude (Peak)

Die KK zwischen der maximalen Amplitude und Gesamtfläche unter der Kurve der TA sind an allen MP >0,86. Ebenfalls sehr hoch (>0,73) sind die KK zwischen der maximalen Amplitude und der Fläche unter der Kurve bis zur maximalen Amplitude an allen MP, mit Ausnahme von C1a (KK=0,0). Der KK der Gesamtzeit zur maximalen Amplitude beträgt bei C1a -0,78, an den anderen MP

Tab. 5 Gesamtfläche der Testantwort. Korrelationskoeffizienten zwischen benachbarten Messpunkten

W2/W1	C4	C5	C6	C7					
W1+1	0,6265	0,6281	0,6294	0,2923					
W2+2	0,3465	0,5318	0,1792	0,3352					
W2+3	0,3427	0,2365	0,3506	0,0978					
W2/W1	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	
W1+1	0,5471	0,1482	0,6142	0,6383	0,5109	0,6575	0,5235	0,6108	
W2+2	0,0552	0,1444	0,5016	0,4271	0,4469	0,3963	0,4241	0,3957	
W2+3	0,1065	0,1075	0,398	0,3751	0,3946	0,3487	0,2812	0,0185	

Tab. 6 Dämpfung (Time_{total} - Time_{topeak}). Korrelationskoeffizienten zwischen benachbarten Messpunkten

W2/W1	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11
W1+1	0,70829	0,58014	0,77602	0,82407	0,7847	0,78878	0,68716	0,64411	0,70356
W1+2	0,2537	0,2683	0,40157	0,53865	0,63612	0,44116	0,41688	0,38763	0,2039
W1+3	0,25651	0,31749	0,41033	0,49201	0,50008	0,34527	0,39849	0,11587	0,08917
W1+4	0,32242	0,31455	0,29567	0,35099	0,47695	0,40925	0,1205	0,22375	0,05775

Tab. 7 Korrelationskoeffizienten der Parameter der Testantwort (TA) untereinander

	Mob	Mot	Peak	Ttot	Atot	Tpeak	Apeak	Dämpf
Mob	x							
Mot	0,94	x						
Peak			x					
Ttot				x				
Atot			0,93		x			
Tpeak	0,79	0,8				x		
Apeak	0,61	0,57	0,83		0,89		x	
Dämpf	-0,73	-0,63		0,74				x

Es sind nur Koeffizienten >0,56 angegeben. Mob Mobility, Mot Motoricity, Peak Höhe der TA, Ttot Time_{total} (Gesamtdauer der TA), Atot Area_{total} (Gesamtfläche der TA), Tpeak Time_{topeak} (Zeit bis zum Erreichen der maximalen Höhe der TA, Apeak Area_{topeak} (Teilfläche der TA bis Zeitpunkt Time_{topeak}), Dämpf Zeit von Time_{topeak} bis Ende der TA

besteht kein Zusammenhang. Alle anderen KK mit der maximalen Amplitude liegen im Bereich -0,5 bis 0,5.

Gesamtdauer der Kurve, ½ Schwingungsdauer

Die KK der Gesamtdauer der Kurve zur Dauer von der maximalen Amplitude bis zum Ende der Antwortkurve sind an allen Messpunkten >0,52, an T2 bis S1 >0,75. Die KK der Gesamtdauer der Kurve zur Dauer der TA bis zur maximalen Amplitude ist >0,50, mit Ausnahme der MP C1b-C7, T2 und L3-L5.

Fläche unter der Kurve, Gesamtfläche

Die KK der Fläche bis zur maximalen Amplitude zur Gesamtfläche sind >0,82, mit Ausnahme von C1a. Alle anderen KK zur Gesamtfläche sind <0,5.

Fläche unter der Kurve bis zum Zeitpunkt der maximalen Amplitude

Die KK der Fläche bis zur maximalen Amplitude zur Dauer bis zur maximalen Amplitude sind mit Ausnahme von L5 und S1 an allen MP >0,49.

Zeit zwischen maximaler Amplitude und Ende der Testantwort, Dämpfung

Die KK der Zeit zwischen maximaler Amplitude und Ende der TA sind im Bereich C2 bis C7 <0,53 zur Fläche bis zur maximalen Amplitude und im Bereich C2 bis C4 <-0,66 zur Zeit bis zur maximalen Amplitude.

Mobility

Die KK der Mobility zur Motoricity sind an allen MP >0,91. Die KK der Mobility

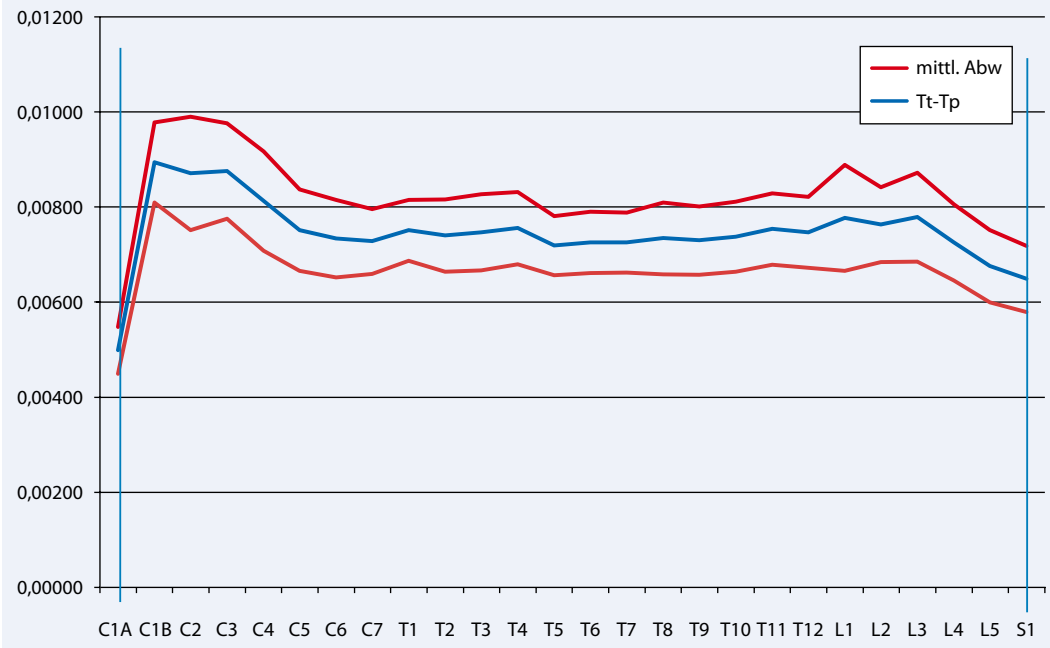


Abb. 11 ◀ Mittelwert und mittlere Abweichung der Dämpfung ($Time_{total} - Time_{topeak}$) in Sekunden an allen Messpunkten der Wirbelsäule ($n=134$)

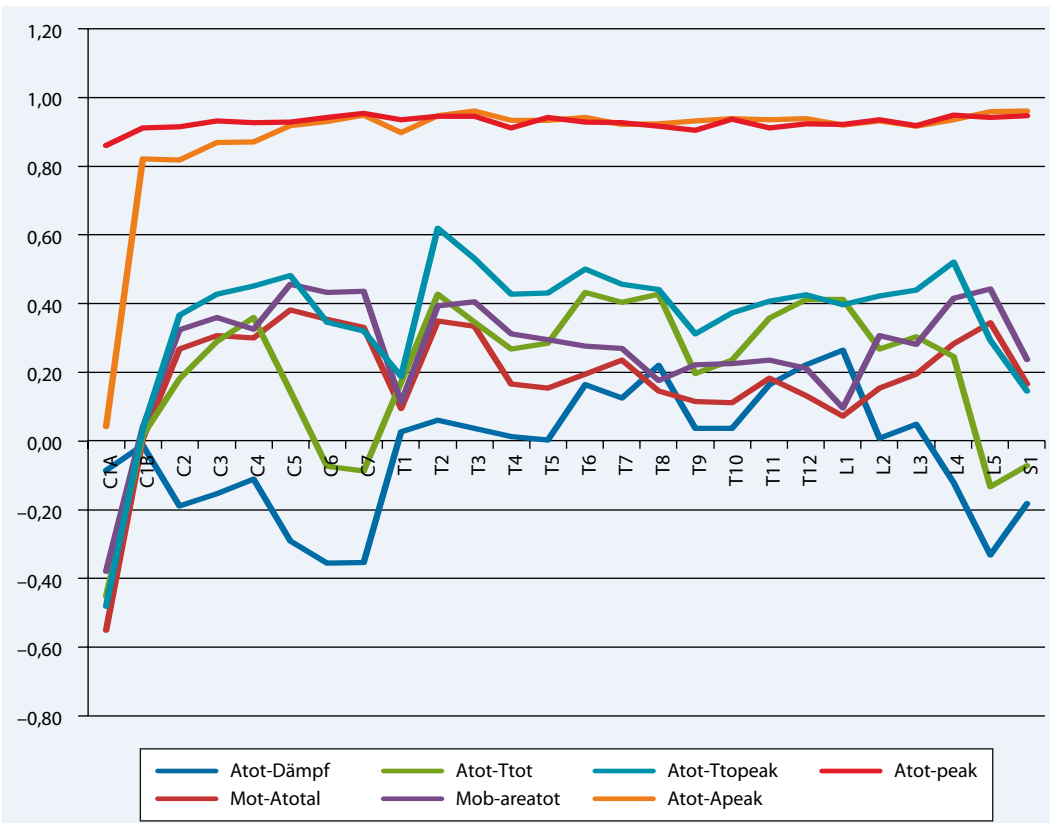


Abb. 12 ◀ Korrelationskoeffizienten nach Pearson an den verschiedenen Messpunkten zwischen verschiedenen Parametern der Testantwort (TA). *Mob* Mobility, *Mot* Motoricity, *Peak* Höhe der TA, *Ttot* $Time_{total}$ (Gesamtdauer der TA), *Atot* $Area_{total}$ (Gesamtfläche der TA), *Tpeak* $Time_{topeak}$ (Zeit bis zum Erreichen der maximalen Höhe der TA, *Apeak* $Area_{topeak}$ (Teilfläche der TA bis Zeitpunkt $Time_{topeak}$), *Dämpf* Zeit von $Time_{topeak}$ bis Ende der TA

zur Dauer der Kurve bis zur maximalen Amplitude sind an allen MP $>0,66$ und im Bereich C1a bis T1 $>0,82$. Die KK der Mobility zur Fläche bis zur maximalen Amplitude sind an allen MP $>0,50$, außer an L1 und S1. Die KK der Mobility zur Dauer der maximalen Amplitude bis TA ist an allen MP $<0,54$. Alle anderen KK zur Mobility liegen im Bereich $-0,5$ bis $0,5$.

Motoricity

Die KK der Motoricity zur Dauer der Kurve bis zur maximalen Amplitude sind an allen MP $>0,65$ und im Bereich C1a bis T1 $>0,81$. Die KK der Motoricity zur Fläche bis zur maximalen Amplitude sind an allen MP von C1a bis T8 sowie von L3 bis L5 $>0,49$. Die KK der Mobility zur Dauer der maximalen Amplitude bis TA sind an

allen MP $<0,51$, mit Ausnahme von C1a, T11 und T12.

Beziehung der Testantwort zu den Persönlichkeitsdaten der Probanden

Die Persönlichkeitsdaten der Probanden sind in **Tab. 8** zusammengefasst.

Der Korrelationskoeffizient zwischen der Körperlänge und dem Test Finger-Boden-Abstand beträgt 0,38. Somit besteht kein Zusammenhang zwischen beiden Merkmalen. Es konnten keine Beziehungen der einzelnen Parameter an den einzelnen Messpunkten zum Finger-Boden-Abstand gefunden werden. Des Weiteren ließen sich an keinem MP Korrelationen der TA-Parameter zu den Persönlichkeitsmerkmalen Körperlänge und Gewicht nachweisen.

Diskussion

Ein Bestandteil des Konzeptes der manuellen Medizin, sowohl in der Diagnostik als auch in der Behandlung, ist die Beseitigung einer reversiblen hypomobilen Dysfunktion (Bewegungseinschränkung) in Gelenken [1, 8, 9], die auch als Blockierung bezeichnet wird. Als Ursachen werden Gelenktrauma allgemein, Fehlbelastung, reflektorische Vorgänge sowie strukturelle Veränderungen der Gelenke genannt [9]. Es handelt sich also um Funktionsstörungen. Angestrebt wird, die Bewegungsstörung durch Mobilisationsbehandlung zu beseitigen bzw. zu mildern. Eine Technik dieser Mobilisation ist die „Manipulation im engeren Sinne“ [9], bei der vom Behandler mit der Hand in bestimmter Weise ein schneller Impuls mit geringer Kraft und geringem Weg auf einen der Gelenkpartner abgegeben wird. Der Impuls wird dabei als mechanischer Reiz vorwiegend auf Gelenkrezeptoren gesehen. Die dabei angewendeten Kräfte wurden von Herzog et al. [10] gemessen und an der HWS mit 100 N und an der BWS mit <450 N angegeben. Es werden aber auch geringere Kräfte zwischen 60 und 180 N genannt, wobei die geringeren Kräfte bei weniger starken Blockierungen eingesetzt werden [11]. Die aufgewendete Kraft schwankt zwischen den Therapeuten erheblich und die dabei auftretende Bewegung wird meist überschätzt [11]. Verschiedene Methoden versuchen die Führung des Manipulationsimpulses nicht über die Hand, sondern über ein Gerät oder einen mechanisch ausgelösten Impuls zu ersetzen [12, 13], wobei Kräfte gleicher Größenordnung oder auch geringer eingesetzt werden.

Tab. 8 Persönlichkeitsdaten der Probanden (n=134)

	Alter (Jahre)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Finger-Boden-Abstand (cm)
Mittel	18,26	179,34	72,28	3,93
Minimum	17	162	45	-12
Maximum	30	199	101	26
Standardabweichung	1,70	7,40	11,19	7,44
	HWS Außenrotation links (Grad)	HWS Außenrotation rechts (Grad)	HWS Flexion (Grad)	Extension (Grad)
Mittel	80,90	79,40	62,93	77,56
Minimum	65	70	40	55
Maximum	95	90	80	105
Standardabweichung	6,33	6,06	8,60	11,05

Der bei unseren Untersuchungen eingesetzte Impuls betrug 421,84 g/cm². Dies sind bei Berücksichtigung der Größe des Übertragungstempels etwa 120 N.

Vor der Behandlung ist eine gezielte Untersuchung erforderlich, bei der die Beweglichkeit in den einzelnen Wirbelsäulensegmenten festgestellt wird. Wenn eine Diagnostik mithilfe eines definierten Impulses möglich wäre, könnte anschließend mit dem gleichen oder einem ähnlichen Impuls die festgestellte Hypomobilität behandelt werden.

Methodik

Unsere Arbeitshypothese ging davon aus, dass mithilfe eines definierten Impulses vom Rücken über der Wirbelsäule nach ventral eine Aussage zur Beweglichkeit einzelner Wirbel bzw. eines Segments getroffen werden kann. Die Energie des Impulses wird auf das Gewebe unterhalb des Aufsatzpunktes auf die Haut übertragen. Je nach Gewebeeigenschaft wird die Energie in tiefere Schichten weitergeleitet oder das Gewebe verformt. Ein Teil der Energie wird als Resonanzwelle von einem piezoelektrischen Messfühler registriert und dient zur Charakterisierung der Eigenschaften des Gewebebereiches, in den ein bestimmter Abschnitt der WS eingegliedert ist. Insofern erhält der Untersucher durch die aufgezeichnete Resonanzwelle eine objektive Antwort. Subjektiv bleibt weiterhin das Aufsetzen des Impulsgebers. Der Druck, mit dem der Impuls abgegeben wird, und der Impuls selbst sind definiert, unabhängig vom Untersucher. Bei Abgabe eines Energieimpulses auf ein hartes Material ist

eine kurze hohe Antwort durch Reflexion der Impulswelle, ähnlich beim Ultraschall, zu erwarten. Bei sich durch den Impuls hydrostatisch verformendem Gewebe oder zur Bewegung angestoßenen Materialanteilen ist eine flache „gedämpfte“ Ausbreitung der Energie zu erwarten, d. h. die TA fällt flach und in der zweiten Hälfte gedämpft aus. Smith et al. [17] haben im lumbalen Bereich einen Anteil der akzelerometrischen Antwort auf Mitbewegung des Wirbels zurückgeführt. In **Abb. 13** werden aus den Mittelwerten der TA an den Messpunkten C1a und C1b schematisch gemittelte TA dargestellt. Die TA an C1a entspricht einer Kurve nach Impuls auf härterem Material, während die TA an C1b für ein Mitschwingen des darunter liegenden Gewebes spricht. Am Messpunkt C1a wird offensichtlich die Energie auf den Schädelknochen abgegeben, während am weiter kaudal liegenden Messpunkt C1b der Atlasbogen durch den Impuls zu einer geringen Mitbewegung angestoßen wird.

Aus dem Vergleich beider Kurven kann abgeleitet werden, dass die Höhe der TA und ihre Gesamtdauer bzw. die Dauer der Zeit vom Peak der Antwort bis zum Ende der Antwort Parameter zur Charakterisierung des unter dem MP befindlichen Gewebes sein können. In unserem Falle erwarten wir von den Parametern eine Aussage über die Beweglichkeit in den Wirbelsegmenten. Es ist zu vermuten, dass die TA auch von der Dicke der unter dem MP liegenden Haut, Fettschicht und Muskulatur beeinflusst wird. Diese allerdings sollte eine Vergleichbarkeit zwischen benachbarten MP nur wenig beeinflussen.

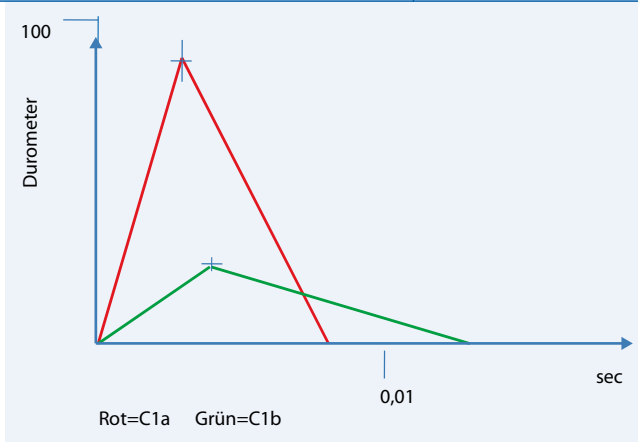


Abb. 13 ◀ Schematische gemittelte Testantwort an den Messpunkten C1a (rot) und C1b (grün). Mittelwerte und mittlere Abweichung der Amplitude, Zeit zum Maximum sowie Gesamtzeit

Parameter

Es war eine Zielstellung dieser Untersuchung, Parameter zu finden, die Aussagen über die Beweglichkeit in einem Wirbelsäulensegment ermöglichen. Wir verwenden zwei durch den Gerätehersteller vorgegebene Parameter, die Mobility und die Motoricity, zu denen der Hersteller keine weitere Erklärung liefert. Die ebenfalls vom Hersteller verwendete Frequency ist analog der Gesamtzeit der TA-Schwingung. Zur Beschreibung der Antwort benutzen wir zusätzlich die Zeiten $Time_{topeak}$ und die Zeit vom Peak bis zum Ende der TA und bezeichnen sie auch als Dämpfung.

Die beiden für die Motoricity verwendeten Flächen werden getrennt beschrieben, die maximale Höhe der TA wird ebenfalls ausgewiesen. Weitere Parameter könnten der Anstiegs- und der Abnahmegrade sein, die einer späteren Betrachtung vorbehalten sein sollen.

Anatomische Aspekte

Betrachtet man die physiologischen Bedingungen unter anatomischen Aspekten, ist die Beweglichkeit in den Wirbelsäulensegmenten abhängig von

- der Krümmung der WS,
- der Stellung der Gelenkflächen,
- der Gelenkkapsel und dem Bänderapparat sowie
- dem Tonus der Muskulatur.

Bei unseren Probanden sollten degenerative Veränderungen keine Rolle spielen. Ein mit dem Alter abnehmender Druck im Nucleus pulposus z. B. würde die Beweglichkeit zwischen zwei Wirbeln negativ beeinflus-

sen [14]. In den einzelnen Abschnitten der Wirbelsäule ist die Stellung der Gelenkflächen an den Gelenkfortsätzen unterschiedlich ausgerichtet. Die Gelenke zwischen L1 und L2 sind am stärksten in saggitaler Ebene ausgerichtet, während die Ausrichtung zwischen L5 und S1 mehr frontal ist [15]. Nach Kapandji [14] hat L3 eine Sonderstellung, da er für einige Muskel als Punctum fixum, für andere als Punctum mobile wirkt und damit wie Th12, der im Übergang zwischen Lendenlordose und Brustkyphose positioniert ist, ein sehr mobiler Wirbel ist. Im BWS-Bereich sind die Flächen der Articulationes zygapophysiales steil nach vorn auf einer Kreislinie ausgerichtet, deren Zentrum in Wirbelkörpermitte liegt. Von C3 bis C7 sind die Gelenkflächen sehr flach. Die größte Beweglichkeit im HWS-Bereich findet sich nach Dvorak et al. [1] bei C3 bis C5 unter der Berücksichtigung, dass Bewegungen in den Wirbelsegmenten in den Bewegungsebenen gekoppelt sind. Die gleichen Autoren zeigen auch eine nahezu gleiche Beweglichkeit in den Segmenten Th1 bis Th9, dann eine Abnahme sowohl in saggitaler als auch frontaler Ebene mit Wiederanstieg bei Th11/Th12. Eine größere Verschiebbarkeit in anterior-posteriorer Richtung ist deshalb in der gesamten HWS sowie im Übergang von BWS zu LWS zu erwarten.

HWS

Auf den Unterschied an den Messpunkten C1a und C1b wurde bereits hingewiesen. Das von Grieve ([18], zit. bei [19]) dargestellte durchschnittliche Bewegungsausmaß in Röntgenfunktionsaufnahmen zeigt zwischen C0/C1 und C7/Th1 starke Unterschiede mit geringem Ausmaß sowohl der Flexion als auch der Extension bei C2/C3

und ein Maximum der Extension bei C4/C5, der Flexion bei C5/C6, dann eine Abnahme zu Th1/Th2. Diesen Abnahme finden wir auch bei Dvorak et al. [1] für Bewegungen in allen drei Achsen. Betrachten wir die von uns gewonnenen Parameter, so fallen ebenfalls starke Unterschiede zwischen den einzelnen Messpunkten auf. Minimal- oder Maximalwerte waren an den Messpunkten C3, C5 oder Th1 bei einzelnen Parameter unterschiedlich. Am Messpunkt C3 fand sich der niedrigste Peak-Wert, die geringste Gesamtfläche und die kleinste Fläche bis zum Peak der TA, die Dämpfung fiel ab C3 stark ab bis C7. Die Gesamtzeit hatte den höchsten Wert bei C3. Demgegenüber stiegen die Zeit bis zum Peak sowie Motoricity und Mobility bis C5 an, zwischen C7 und Th3 nahmen alle Parameter ab – bis auf die Dämpfung, die bereits bei C7 wieder ein Minimum erreicht. Während die Gesamtzeit und die Dämpfung bereits von C3 an sanken, fiel die Zeit bis zum Peak erst ab C5, wie auch die Motoricity und die Mobility. Die Werte von Peak und der beiden Flächen stiegen vor dem Absinken zu Th3 von C3 zu Th1 an. Sowohl Dvorak et al. [1] als auch Kapandji [14] geben eine größte Beweglichkeit der HWS bei C3 bis C5 an. Unsere Parameter wiesen in diesem Bereich Maximal- bzw. Minimalwerte auf. Sowohl von den anatomischen Gegebenheiten als auch von den physikalischen Parametern ausgehend, würden folgende Parameter für eine größere Beweglichkeit sprechen:

- niedrige Amplitude (Peak),
- kleine Fläche ($Area_{topeak}$; $Area_{total}$),
- längere Testantwort = geringere Frequency ($Time_{topeak}$; $Time_{total}$) und daraus abgeleitet
- größere Mobility und Motoricity,
- größere Dämpfung ($Time_{total} - Time_{topeak}$), die aber auch bei C1b und C2 hohe Werte zeigte.

Die durch die Parameter charakterisierten Gewebe- bzw. Struktureigenschaften sind offensichtlich so unterschiedlich, dass zwischen benachbarten Wirbeln signifikante Unterschiede gezeigt werden konnten. Die allmähliche Entwicklung der Werte praktisch aller Parameter zwischen C3 bzw. C5 und C7 könnte auf die flacher ausgerichteten Gelenkfacetten der Articulationes zygapophysiales, möglicherweise aber auch auf die gebeugte Haltung

des Kopfes während der Untersuchung zurückgeführt werden. Hier sind ergänzende Untersuchungen erforderlich.

BWS

Messungen an Röntgenaufnahmen [18] zeigen für die Extension und Flexion der BWS zwischen Th₁/Th₂ und Th₉/Th₁₀ niedrige Werte mit leichtem Abfall nach kaudal. Erst ab Th₁₀/Th₁₁ nehmen beide Bewegungsausmaße lumbalwärts wieder zu. Dvorak et al. [1] berichtete aber im Rahmen von externen Messungen über eine nochmalige Abnahme des Bewegungsausmaßes in allen drei Achsen zwischen Th₈/Th₉ und Th₁₀/Th₁₁ bzw. Th₉/Th₁₀ für Extension–Flexion; für Th₁₁/Th₁₂ wird für Extension–Flexion ein Maximum an Bewegungsausmaß angegeben. Edmonson et al. [20] fanden einen linearen Zusammenhang zwischen der Steifheit der BWS und der Steifheit des Brustkorbes. Sie wiesen eine posterior-anteriore Steifheit von 9,1 N/mm bei Th₄ und von 10,7 N/mm bei Th₇ nach, wobei sie den Druck langsam um 0,05 Hz steigerten. Lee (zit. in [20]) fand bei zyklischer Druckänderung Werte von 13,6 N/mm bzw. 14,8 N/mm. Die Steifheit im Messbereich der BWS wird möglicherweise durch einen Impuls von kurzer Dauer, weniger durch das Gesamtsystem Brustkorb beeinflusst.

Zwischen Th₃ und Th₁₂ waren die Werte aller Parameter nahezu gleich, aber gegenüber denen der HWS und der LWS keine Minimal- oder Maximalwerte. Die Werte der Mobility, der Motoricity, der Zeit bis zum Peak und der Dämpfung sind bereits ab Th₁, also im Bereich der gesamten BWS, ohne größere Unterschiede. Auch hier spiegeln die gefundenen Werte die Erfahrungen der Manualmedizin wider, die den Bereich bis Th₃ als zervikothorakalen Übergang bezeichnen [8]. Da Ziel dieser Untersuchung das Auffinden von Referenzwerten war, wird hier nicht auf die individuellen Werte bei einzelnen Probanden eingegangen, die durchaus auch größere Schwankungen im BWS-Bereich aufwiesen. Leider wurde nicht auf die Atmung geachtet, sodass wir nicht wissen, ob in Inspiration oder Expiration untersucht wurde bzw. ob während der Untersuchung geatmet wurde, was sicherlich die Werte beeinflusst.

LWS

Bei Grieve [18] stiegen die Bewegungsausmaße in Extension und Flexion von L₁ zu L₅, waren aber an S₁ wieder geringer. Bei allen Parametern bestand die Tendenz, dass die Werte ab L₃ steigen oder fallen. Wenn wir unter anatomischen Aspekten davon ausgehen, dass bei gebeugter Sitzhaltung die segmentale Beweglichkeit im unteren Lendenbereich im Gegensatz zur aktiven Beweglichkeit abnimmt, so sprechen dafür die folgenden Parameter:

- niedrige Amplitude (Peak),
- große Fläche ($\text{Area}_{\text{topeak}}$: $\text{Area}_{\text{total}}$),
- kürzere TA = höhere Frequency ($\text{Time}_{\text{topeak}}$: $\text{Time}_{\text{total}}$) und daraus abgeleitet
- geringere Mobility und Motoricity und
- geringere Dämpfung ($\text{Time}_{\text{total}}$ – $\text{Time}_{\text{topeak}}$).

Unter Berücksichtigung dessen sind jeweils an den Messpunkten L₁ und L₂ Werte zu finden, die für größere Beweglichkeit als in der unteren BWS und unteren LWS sprechen.

Probandendaten

Es wurde versucht, über Korrelation einen Zusammenhang zwischen einzelnen Parametern der TA zu den Persönlichkeitsmerkmalen herzustellen. Bei unseren gesunden jugendlichen männlichen Probanden konnte ein solcher Zusammenhang nicht gefunden werden. Am ehesten wurden Korrelationen zum Test Finger-Boden-Abstand erwartet. Allerdings fließt hier neben der Flexion der WS auch die Beugung im Hüftgelenk ein. Möglicherweise lassen sich in einer späteren Auswertung mit Gruppenbildung Hinweise auf Zusammenhänge finden.

Schlussfolgerung

Die Untersuchung von Beweglichkeitseigenschaften an einzelnen Segmenten der WS mittels Testimpuls scheint geeignet, die Objektivität solcher Untersuchungen zu erhöhen. Reliabilitätsuntersuchungen stehen noch aus. Die Interrater-Reliabilität sollte durch Verwendung dieser halbobjektiven Methode verbessert werden. Es konnten deutliche Unterschiede zwischen verschiedenen Segmenten in allen

Bereichen der WS gefunden werden. Unsere Werte spiegeln anatomische Gegebenheiten an den WS-Segmenten unter realen funktionellen Bedingungen wider. Die Methode der TA nach Impuls bietet die Möglichkeit einer wenig zeitaufwendigen Untersuchung pathologisch veränderter Mobilität in Bewegungssegmenten. Wir gehen davon aus, dass die gefundenen Werte als erste Referenzwerte an gesunden Jugendlichen empfohlen werden können, die sich für Untersuchungen an Patienten bei der Diagnostik von Hypomobilitäten (oder auch Hypermobilitäten) heranziehen lassen. Wichtig für eine Befunderhebung ist aber auch der Vergleich zu mehreren Nachbarsegmenten, kranial und kaudal. Die Parameter Mobility und Motoricity, die vom Hersteller empfohlen werden, zeigen ein fast gleiches Verhalten, sodass einer der beiden Parameter genügen sollte. Zu empfehlen ist die Mobility, die aus dem Verhältnis der Teilzeiten gebildet wird. Bei der Motoricity gehen in die zugrunde liegenden Teilflächen jeweils bereits Amplituden und Zeit ein. Interessant erscheinen auch die Amplitude und die hier als Dämpfung bezeichnete Zeit vom Peak bis zum Ende der TA. Sie zeigen gerade im Bereich der HWS eine weitere Differenzierung. Zu Detailaussagen sind allerdings weitere Untersuchungen erforderlich. Beziehungen der TA zu den von uns erhobenen Persönlichkeitsdaten wurden nicht gefunden.

Fazit für die Praxis

Die vorgestellte Methode der Untersuchung an einzelnen Bewegungssegmenten der Wirbelsäule mit einem definierten Testimpuls und der Registrierung einer TA soll der objektiven und besser reproduzierbaren Einschätzung von Mobilitätsveränderungen an der WS dienen. Der zeitliche Aufwand ist dabei eher geringer als bei herkömmlichen Untersuchungen. Die Methode kann geeignet sein, die ganzheitlichen und gezielten Funktionsuntersuchungen der manuellen Medizin zu ergänzen. Die Hypothese, dass auf den Testimpuls aufbauend auch mit ähnlichen Impulsen die Dysfunktion beseitigt werden kann, war nicht Gegenstand der Untersuchung.

Korrespondenzadresse

Prof. Dr. habil. L. Beyer

Ärztevereinigung für Manuelle Medizin, ÄMM
 Frankfurter Allee 263, 10317 Berlin
 lobeyer@t-online.de

Danksagung. Wir danken für die Unterstützung der Studie durch Dr. Wolfgang Gerl vom Bundesministerium für Landesverteidigung und Sport, Wien, sowie den Herren Thomas Hüter und Oswald Aßmair von der Stellungskommission Innsbruck. Dank sagen wir auch der TTC GmbH für die leihweise Zurverfügungstellung der Apparatur. Ebenfalls zu Dank verpflichtet sind wir Herrn Dr. Dr. Masafumi Yamasaki, Japan, sowie Frau Kristin Neumer und Dr. T. Weiß in Jena für die wissenschaftliche Beratung.

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- Dvorak J, Dvorak V, Gilliar W et al (2008) Musculoskeletal manual medicine diagnosis and treatment. Thieme, Stuttgart
- Mannion AF, Knecht K, Balaban G et al (2004) A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature. Eur Spine J 13:122–136
- Seffinger MA, Najm WI, Mishra SI et al (2004) Reliability of spinal palpation for diagnosis of back and neck pain: a systematic review of the literature. Spine 29:E413–E425
- Beyer L, Tilscher H, Rizzi C, Nordmeyer V (2008) Objektivierbare apparative Messung von Eigenschaften spinaler segmentaler Beweglichkeit. Manuelle Med 46:105–110
- Lee M, Liversidge K (1994) Posteroanterior stiffness at three locations in the lumbar spine. J Manipulative Physiol Ther 17:511–516
- Latimer J, Lee M, Adams R, Moran CM (1996) An investigation of the relationship between low back pain and lumbar posteroanterior stiffness. J Manipulative Physiol Ther 19:587–591
- http://en.wikipedia.org/wiki/Shore_durometer (Gesehen 01 Aug 2009)
- Lewit K (1997) Manuelle Medizin, 7. Aufl. Barth, Leipzig
- Schildt-Rudloff K, Sachse J (2008) Wirbelsäule. Manuelle Untersuchung und Mobilisationsbehandlung für Ärzte und Physiotherapeuten, 5. Aufl. Urban & Fischer, München
- Herzog W, Conway PJ, Kawchuk GN et al (1993) Forces exerted during spinal manipulative therapy. Spine 18:1206–1212
- Simmonds MJ, Kumar S, Lechelt E (1995) Use of a spinal model to quantify the forces and motion that occur during therapists' tests of spinal motion. Phys Ther 75:212–222
- Kawchuk GN, Herzog W (1993) Biomechanical characterization (fingerprinting) of five novel methods of cervical spine manipulation. J Manipulative Physiol Ther 16:573–577
- Kawchuk GN, Herzog W, Hasler EM (1992) Forces generated during spinal manipulative therapy of the cervical spine: a pilot study. J Manipulative Physiol Ther 15:275–278
- Kapandji IA (2009) Funktionelle Anatomie der Gelenke, 5. Aufl. Thieme, Stuttgart
- Rauber A, Kopsch F (1998) Bewegungsapparat. In: Tillmann B, Töndury G, Zilles K (Hrsg) Anatomie des Menschen – Lehrbuch und Atlas, Bd 1, 2. Aufl. Thieme, Stuttgart
- <http://archives.sensorsmag.com/articles/0299/oem0299/> (Gesehen 1 Aug 2009)
- Smith DB, Fuhr AW, Davis BP (1989) Skin accelerometer displacement and relative bone movement of adjacent vertebrae in response to chiropractic percussion thrusts. J Manipulative Physiol Ther 12:26–37
- Grieve G (1981) Common vertebral joint problems. Churchill Livingstone, Edinburgh
- Schreiner M (2008) Interrater-Reliabilität passiver physiologischer intervertebraler Bewegungen in der Sagittalebene der LWS. Man Ther 12:201–205
- Edmonson SJ, Allison GT, Althorpe BM et al (1999) Comparison of ribcage and posteroanterior thoracic spine stiffness: an investigation of the normal response. Man Ther 4:157–162



Richtig und gezielt behandeln!

- ▶ Neuer Therapieansatz: orientiert an Funktionsstörungen, nicht an Diagnosen
- ▶ Überblick über Grundlagen, Diagnostik und Therapiemöglichkeiten
- ▶ Verfahren aus Physiotherapie, Ergotherapie und manueller Medizin
- ▶ Sicherheit und Kostenbewusstsein bei der Verordnung

2009, Etwa 285 S., 120 Abb., Brosch.
 € (D) 49,95; € (A) 51,36; sFr 72,50
 ISBN 978-3-540-88798