

Uta Lange¹ · L. Bastian² · C. Knop³ · M. Blauth³

¹ Abteilung für Unfall-, Hand und Wiederherstellungschirurgie, Universitätskliniken des Saarlands, Homburg/Saar

² Unfallchirurgische Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover

³ Klinik für Unfallchirurgie, Universitätsklinik der Leopold-Franzens-Universität, Innsbruck, Österreich

Einfluss einer kurzstreckigen Spondylodese des thorakolumbalen Übergangs auf die angrenzenden Wirbelgelenke

Eine biomechanische Studie

Zusammenfassung

Ziel der Untersuchung war es, den Einfluss einer kurzstreckigen dorsalen Instrumentierung an thorakolumbalen Wirbelsäulenpräparaten auf die kleinen Wirbelgelenke zu untersuchen.

Wir verwendeten einen speziell für dynamische, biomechanische Messungen an der Wirbelsäule entwickelten Prüfaufbau, der die Einleitung von reinen Momenten und Ausgleichsbewegungen in allen 3 Koordinaten des Raumes zulässt. Die Bewegungsausschläge wurden mit einem Niederfrequenzmagnetfeld Messsystem bestimmt, für die Messungen der auf die Gelenkflächen einwirkenden Druckkräfte wurde ein direktes Messsystem auf Basis eines Quarzkristallsensors ausgewählt und für seine Verwendung an der Wirbelsäule eingerichtet. 18 humane Wirbelsäulenpräparate wurden kontinuierlich bis maximal 8 Nm belastet und die Bewegungsausschläge und Gelenkflächenkräfte in Flexion, Extension, Seitneigung und Rotation in den kranial und kaudal angrenzenden Bewegungssegmenten in Abhängigkeit von einer bisegmentalen Instrumentierung T12–L2 bestimmt. Die Messdaten wurden mit dem t-Test für verbundene Stichproben sowie dem Wilcoxon-Test ausgewertet ($p < 0,05$).

Im kranial angrenzenden Bewegungssegment T11/12 waren nach bisegmentaler Stabilisierung die Bewegungsausschläge in Flexion und Extension signifikant größer als

am nichtinstrumentierten Präparat. Die Gelenkflächenkräfte waren nach Anlage eines Fixateur interne im kranial angrenzenden Bewegungssegment in der Seitneigung vom Sensor weg signifikant größer als vorher. Kaudal angrenzend änderten sich weder die Bewegungsausschläge noch die Gelenkflächenkräfte signifikant. Im Vergleich der Bewegungssegmente T11/12 und L2/3 zeigten sich sowohl vor als auch nach Instrumentierung signifikant höhere Bewegungsausschläge und Gelenkflächenkräfte im oberen Segment.

Die veränderten Bewegungsausschläge und Gelenkflächenkräfte können als Hinweis auf eine Umverteilung der Gelenkbelastung angesehen werden, die zu Mehr- und/oder Fehlbelastung gerade kranial angrenzender Bewegungssegmente führt. Sie sind eine mögliche Erklärung für vorzeitige degenerative Änderungen von angrenzenden Intervertebralgelenken bei Patienten mit Stabilisierungen der Wirbelsäule. Die Ergebnisse bekräftigen die Forderung nach möglichst kurzstreckiger Spondylodese und frühzeitiger Implantatentfernung, um Einflüsse auf die biomechanischen Verhältnisse der Wirbelsäule so gering wie möglich zu halten.

Schlüsselwörter

Thorakolumbale Wirbelsäule · Biomechanik · Angrenzende Bewegungssegmente · Bewegungsausschläge · Gelenkflächenkräfte · Direktes Messsystem · Fixateur interne

Klinische und radiologische Studien geben Hinweise auf vorzeitige, degenerative Veränderungen von Facettengelenken, die direkt an Spondylodese der Wirbelsäule angrenzen [5, 20, 21]. In mehreren biomechanischen Untersuchungen des lumbosakralen Übergangs wurden größere Bewegungsausschläge nach einer Instrumentierung in den angrenzenden Bewegungssegmenten gefunden [10, 18, 25]. Der von Frakturen der Wirbelsäule neben dem zervikothorakalen Übergang am häufigsten betroffene thorakolumbale Übergang [4, 24] fand dagegen bei dieser Fragestellung bisher kaum Beachtung.

Für aussagekräftige biomechanische Ergebnisse an der Wirbelsäule sind an den Prüfaufbau spezielle Anforderungen zu stellen, die der dreidimensionalen Struktur der Wirbelsäule gerecht werden: Es dürfen keine Bewegungsachsen vorgegeben werden, sondern physiologische Bewegungen und ein Ausweichen des Präparats in alle Richtungen

Dieses Projekt wurde von der Deutschen Forschungsgemeinschaft unterstützt (DFG-BI 254/2–2)

Dr. Uta Lange

Abteilung für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Universitätskliniken des Saarlandes, Kirrberger Straße, 66421 Homburg/Saar

Effects of a spondylodesis on thoracolumbar spine to the neighboured facet joints. A biomechanical study

Abstract

This study was performed to investigate the range of motion and the forces on the facet joints that are neighboured to spondylodesis on thoracolumbar spine. We used a special testing device for a continuous application of pure moments in each direction. For measuring the ranges of motion we used a magnetic tracking device for measuring forces on facet joints we chose a direct measuring system of quartz crystal and prepared for investigation of the spine.

The biomechanical testing was done on 18 human spinal specimen. We investigated the range of motion and the forces on facet joints in T11/12 and L2/3 segment with a maximal loading of 8 Nm in each direction (flexion, extension, lateral bending and rotation). This was done before and after double level dorsal instrumentation T12–L2 with an internal fixateur. Statistical analysis was performed using the paired t-test and the Wilcoxon test ($p < 0,05$).

After double level instrumentation there were significant larger ranges of motion in flexion and extension and significant larger forces on facet joints in left lateral bending in the T11/12 segment. No significant differences were found in the L2/3 segment.

Our findings could be an indication for changing in joints loading. This could be an explanation for early degenerative changes in spinal segments adjacent to spondylodesis. The results confirm the demand of short segment instrumentation and early remove of implants to keep influence as low as possible.

Keywords

Thoracolumbar spine · Biomechanics · Adjacent segments · Range of motion · Facet joint forces · Direct measuring system · Internal fixateur

Originalien

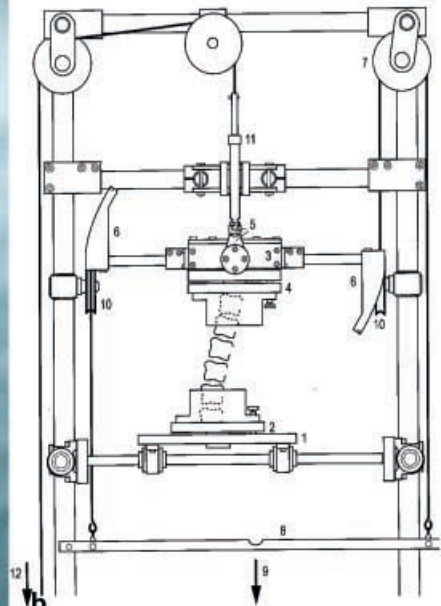


Abb. 1a, b ▲ Wirbelsäulenspezifischen Prüfaufbaus, a Gesamtansicht b Schemazeichnung

gen muss möglich sein [31]. Neben den Bewegungsausschlägen wurden in der Vergangenheit als ein weiterer Parameter der Gelenkbelastung intraartikuläre Kräfte in verschiedenen Gelenken mit unterschiedlichen Methoden bestimmt [12, 16, 28, 46].

Die Facettengelenke der Wirbelsäule stellen dabei aufgrund ihrer geringen Größe, der straffen Gelenkkapsel und einem engen Gelenkspalt besonders hohe Ansprüche an ein geeignetes Messsystem. Bisher verwendete Methoden zerstörten zum Einbringen von drucksensitiven Folien einen großen Teil der Gelenkkapsel; zusätzlich musste der enge Gelenkspalt aufgespreizt werden [9, 11, 22]. Andere Autoren bestimmten die Gelenkflächenkräfte indirekt mit extraartikulär montierten Dehnungsmessstreifen [7].

In der vorliegenden Studie sollte der Einfluss einer bisegmentalen, dorsalen Instrumentierung auf die angrenzenden Bewegungssegmente untersucht werden. Entsprechend dem klinisch belegten Verletzungsschwerpunkt am thorakolumbalen Übergang sollten Bewegungsausschläge und Gelenkflächenkräfte in den Segmenten T11/12 und L2/3 an nichtinstrumentierten Wirbelsäulenpräparaten und nach bisegmentaler, dorsaler Stabilisierung T12–L2 gemessen werden.

Material und Methoden

Testaufbau

Für die biomechanischen Versuche wurde ein spezieller Wirbelsäulenprüfaufbau verwendet [4] (Abb. 1), der die von

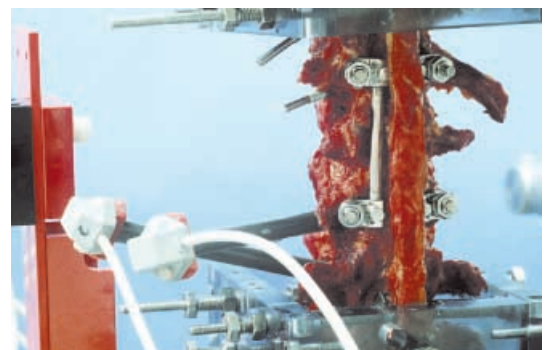


Abb. 2 ► Sensoren des Motion Trackers in Messposition, links: Magnetfeldgeber



Abb. 3 ▲ **Kraftaufnehmer und verschieden lange Stempel, Sensorhalterung, Stempel mit Konterring**

Panjabi et al. [31] aufgestellten Anforderungen für biomechanische Versuche an der Wirbelsäule erfüllt: Das Präparat kann kontinuierlich mit reinen Momenten in Flexion, Extension, Seitneigung und Rotation belastet werden, die Wirbelsäule kann nicht nur in der Belastungsrichtung sondern auch in allen anderen Richtungen in Rotations- und Translationsbewegungen ausweichen. Das Antriebssystem besteht aus einem Steppermotor, dessen Vortrieb durch eine Belastungssteuerung mit Mikroprozessor kontrolliert wird.

Messsysteme

Messung der Bewegungsausschläge (Motion Tracker)

Für die Messung der Bewegungsausschläge wurde ein Objektverfolgungssystem auf Basis von Niederfrequenzmagnetfeldtechnologie (Motion Tracker, 3Space Fastrak, Firma Polhemus, Colchester, Vermont, USA) verwendet. Das System besteht aus einer Zentraleinheit mit Signalregulator und Mikroprozessor, an die ein Magnetfeldgeber und 2 Sensoren angeschlossen werden, die jeweils elektromagnetische Wellen aussenden und empfangen können [2, 37]. Die Zentraleinheit kann aus den elektromagnetischen Wellen, die der Magnetfeldgeber aussendet und die Sensoren dann empfangen, deren aktuelle Position und Orientierung in Bezug auf den Magnetfeldgeber berechnen.

Das Messsystem hat eine angegebene Genauigkeit von 0,1 mm und 0,1°, der sich durch umgebungsbedingte Verzerrungen des Magnetfeldes ein Fehler von etwa 2% überlagert. Um äußere Einflüsse auf das Magnetfeld zu minimieren, wurden soweit möglich alle Teile im

Messbereich aus Kunststoff und amagnetischem V2A-Stahl gefertigt (Abb. 2).

Messung der intraartikulären Kräfte

Mehrere Kraftmesssysteme wurden in umfangreichen anatomischen und biomechanischen Studien getestet und auf ihre Eignung für die Messung der Gelenkflächenkräfte der kleinen Zwischenwirbelgelenke untersucht.

Als Kraftaufnehmer wurde schließlich ein Quarzkristallsensor (Quarz Miniatur Force Transducer, Typ 9213, Firma Kistler, Winterthur, Schweiz) verwendet, der zur Messung quasistatischer und dynamischer Kräfte ausgelegt ist (Abb. 3). Diese Kräfte werden in elektrische Ladung umgewandelt und diese anschließend mit Hilfe eines Ladungsverstärkers (Charge Amplifier, Typ 5058A509, Firma Kistler, Winterthur, Schweiz) erfasst und in elektrische Spannung umgesetzt. Über einen Zugang von extraartikulär und senkrecht zum Gelenkspalt wurde das Gelenk transchondral durch Bohren eines 8 mm Lochs eröffnet (Abb. 4), eine Halterung unter Aussparung dieses Lochs befestigt und in das Loch ein mechanischer Kraftaufnehmer eingebracht. Der Aufnehmer ersetzte so einen Teil der Gelenkfläche und konnte auftretende Kräfte und Kraftänderungen *direkt* am Ort ihrer Entstehung messen (Abb. 5).

Der verwendete Quarzkristallsensor ist für einen maximalen Kraftmessbereich von 0–2500 N ausgelegt, für die Versuche der vorliegenden Studie wurde der Bereich zwischen 0 und 250 N durch das Auflegen von Eichgewichten kalibriert. Die Empfindlichkeit des Sensors beträgt $-4,4 \text{ pC/N}$. Der Messbereich des Ladungsverstärkers liegt zwischen 100 und 10.000 pC. Bei einer Verstärkerdrift von $<0,03 \text{ pC/s}$ ergibt sich somit ein Messfehler von etwa 1% bei einer angenommenen maximalen Kraft von 250 N und einer Messdauer von 6 min.

Messdatenerfassung

Die Messdaten des Motion Trackers wurden über eine serielle, die des Kraftmesssystems über eine Analog-Digital-Schnittstelle direkt auf einen Computer (PC-AT 80386 CPU, VGA, Firma Avca) übertragen. Die Werte der Koordinatenverschiebung für X, Y, und Z, die dazugehörigen Winkel α , β und γ , Messwerte

der auf die Gelenkflächen wirkenden Kräfte sowie das aktuelle Belastungsmoment wurden simultan auf dem Monitor des PC wiedergegeben und anschließend binär und in ASCII-Format abgespeichert.

Präparate und Implantate

Die frisch entnommenen Wirbelsäulenpräparate wurden zur Wahrung der biomechanischen Eigenschaften kältekonserviert bei -18°C und in luftdicht verschlossenen Plastikbeuteln gelagert [32]. Abgesehen von anatomischen Studien und Vorversuchen verwendeten wir 18 humane Leichenwirbelsäulen der Höhe T10–L4. Die Präparate waren beiderlei Geschlechtes, das Durchschnittsalter lag bei 43,6 (26–63) Jahren. Durch computertomographische Untersuchung im Übersichtsscan und zusätzliche Knochendichtemessung der Wirbelkörper T12, L1 und L2 mittels quantitativer 2-Spektren-Computertomographie (DE-QCT) wurden morphologisch veränderte Präparate und solche deutlich reduzierter Knochendichte (>1 Standardabweichung unter Altersdurchschnitt) von den Versuchen ausgenommen.

Für die bissegmentale, dorsale Stabilisierung wurde das Universal-Spine-System (USS, Fa. Synthes, Bochum) verwendet.

Versuchsvorbereitungen

Die Präparate wurden von Muskeln und anhängenden Bandscheiben befreit ohne die Ligamente oder Zwischenwirbelscheiben zu verletzen. Anschließend wurden die Schanzschrauben für die Montage des USS Fixateur interne in den Pedikeln der Wirbelkörpern T12 und L2 verankert sowie im ersten Teil der Versuche

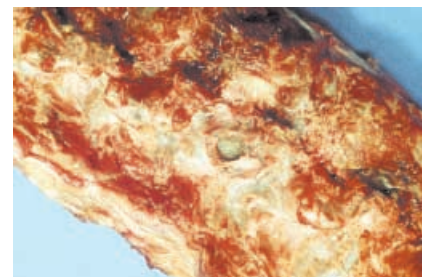


Abb. 4 ▲ **Vorbereitetes Präparat: Eröffnung des Gelenks und Blick auf die gegenüberliegenden Gelenkflächen von lateral im Bewegungssegment L2/3**

4 Gewindestangen für die spätere Montage der Motion Tracker Sensoren in den Wirbelkörpern T11, T12, L2 und L3. Für die Untersuchungen der Facettengelenkkräfte wurden die Intervertebralgelenke T11/12 und L2/3 für die spätere Montage des Kraftaufnehmers in der oben genannten Weise vorbereitet. Anschließend verankerten wir die Wirbelkörper T10/11 und L3/4 in speziellen Kunststoffaufnahmekästen mit Hilfe von Gewindestangen, Platten, Zackscheiben und Spezialschrauben mechanisch. Die Aufnahmekästen wurden anschließend im Wirbelsäulenprüfaufbau befestigt.

Die Bewegungssegmente T11/12 bis L2/3 bildeten die eigentliche Messstrecke. Bei der Präparation und während der anschließenden biomechanischen Versuche wurden die Präparate ständig mit physiologischer Kochsalzlösung feucht gehalten, um Änderungen der biomechanischen Eigenschaften durch Trockenheit zu vermeiden [31, 35].

Versuchsprotokoll

Vorbemerkung

Panjabi [30, 31] bezeichnete das Bewegungsverhalten der Wirbelsäule als viskoelastisch, d. h. nach einer Belastung kehrt das Präparat nicht mehr in seine Ausgangsposition zurück, sondern unterliegt einer bleibenden Verformung, bezeichnet als neutrale Zone (NZ). Mehrere Untersuchungen konnten zeigen, dass diese plastische Verformung vorwiegend während der ersten beiden Belastungszyklen auftritt, während sich das Präparat ab dem dritten Belastungszyklus weitgehend elastisch verhält (elastische Zone, EZ) und die Ausgangsposition nach Ende der Belastung wieder erreicht [4, 17, 31, 48]. Der Gesamtbewegungsumfang („range of motion“, ROM) setzt sich somit aus dem Bewegungsumfang der neutralen Zone (Beginn des ersten Belastungszyklus bis Beginn des dritten Belastungszyklus) und der elastischen Zone (Bewegungsumfang vom Beginn bis zum Maximalausschlag des dritten Belastungszyklus) zusammen.

Die Studie gliedert sich in 2 Abschnitte, die Messung der Bewegungsausschläge (10 Präparate) und die Messung der Gelenkflächenkräfte (8 Präparate). Es wurden die Belastungsrichtungen Flexion, Extension, Seitneigung und Rotation untersucht, bei Messung der



Abb. 5a–c ◀ Kraftaufnehmer. a Montage von dorsal im Segment T11/12, b fertig eingespanntes Präparat; c Kraftaufnehmer im Segment L2/3 bei montiertem USS Fixateur interne

Bewegungsausschläge bei angenommenem symmetrischen Aufbau der Wirbelkörper Seitneigung und Rotation nur in eine Richtung (rechts). Um für alle Versuche gleiche Ausgangsbedingungen zu schaffen, wurden die Hebelarmseile des Wirbelsäulenprüfaufbaus mit 50 Ncm vorgespannt. Nach Kalibrierung des Motion Trackers und im zweiten Versuchsteil des Quarzkristallsensors wurden alle Präparate in 3 Bewegungszyklen kontinuierlich mit reinen Momenten bis 8 Nm in den angegebenen Richtungen belastet. Die ersten Messungen erfolgten jeweils an den nichtinstrumentierten Präparaten in den Bewegungssegmenten T11/12 und L2/3. Nach Montage des USS Fixateur interne wiederholten wir die Messungen in beiden Segmenten.

Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung wurde das Programm SPSS für Windows (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA), Version 6.0.1. verwendet. Für alle gemessenen

und berechneten Werte wurden Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD) und Median berechnet sowie die Prüfung auf Normalverteilung mittels Schiefe durchgeführt. Bei annähernder Normalverteilung (Schiefe $\leq 1,5$) wurde der t-Test für verbundene Stichproben, ansonsten der Wilcoxon-Test durchgeführt (Signifikanzniveau $p < 0,05$).

Ergebnisse

Messung der Bewegungsausschläge

Vergleich der Bewegungsausschläge vor und nach Instrumentierung

Im Bewegungssegment T11/12 waren nach bisegmentaler Stabilisierung von T12 nach L2 die Gesamtbewegungsausschläge (ROM) in Flexion und Extension, die Bewegungsausschläge der elastischen Zone (EZ) in Extension signifikant größer als am nichtinstrumentierten Präparat. In Seitneigung und Rotation sowie bei der Messung aller Bewe-

Tabelle 1

Vergleich der Gesamtbewegungsumfänge (ROM) im Bewegungssegment T11/12 vor und nach Osteosynthese T12–L2

Belastungsrichtung = Bewegungsrichtung	ROM nach Osteosynthese in Grad (MW±SD)	Differenz zu Präparat ohne Osteosynthese in Grad (MW±SD)	ROM nach Osteosynthese in Grad (Median)	Differenz zu Präparat ohne Osteosynthese in Grad (Median)	Signifikanz [p]
Flexion	2,5±0,7	0,1±0,1	2,4	0,1	0,040
Extension	1,9±0,5	0,2±0,2	2,1	0,4	0,007
Seitneigung rechts	2,0±0,5	0,0±0,2	1,9	–0,1	0,363
Rotation rechts	1,1±0,5	–0,1±0,2	0,9	0,0	0,106

Tabelle 2

Vergleich der Bewegungsumfänge der elastischen Zone (EZ) im Bewegungssegment T11/12 vor und nach Osteosynthese T12–L2

Belastungsrichtung = Bewegungsrichtung	EZ nach Osteosynthese in Grad (MW±SD)	Differenz zu Präparat ohne Osteosynthese in Grad (MW±SD)	EZ nach Osteosynthese in Grad (Median)	Differenz zu Präparat ohne Osteosynthese in Grad (Median)	Signifikanz [p]
Flexion	2,1±0,6	0,1±0,2	2,1	0,0	0,095
Extension	1,5±0,5	0,2±0,2	1,7	0,3	0,018
Seitneigung rechts	1,6±0,4	0,0±0,1	1,5	0,0	0,373
Rotation rechts	1,0±0,5	0,0±0,1	0,8	0,0	0,178

Tabelle 3

Vergleich der Gesamtbewegungsumfänge (ROM) im Bewegungssegment L2/3 vor und nach Osteosynthese T12–L2

Belastungsrichtung = Bewegungsrichtung	ROM nach Osteosynthese in Grad (MW±SD)	Differenz zu Präparat ohne Osteosynthese in Grad (MW±SD)	ROM nach Osteosynthese in Grad (Median)	Differenz zu Präparat ohne Osteosynthese in Grad (Median)	Signifikanz [p]
Flexion	5,0±1,5	–0,2±0,6	4,8	0,2	0,265
Extension	2,2±0,5	0,0±0,3	2,1	0,0	0,758
Seitneigung rechts	3,3±0,6	–0,3±0,7	3,0	–0,6	0,134
Rotation rechts	1,0±0,5	0,0±0,1	0,8	0,0	1,000

Tabelle 4

Vergleich der Bewegungsumfänge der elastischen Zone (EZ) im Bewegungssegment L2/3 vor und nach Osteosynthese T12–L2

Belastungsrichtung = Bewegungsrichtung	EZ nach Osteosynthese in Grad (MW±SD)	Differenz zu Präparat ohne Osteosynthese in Grad (MW±SD)	EZ nach Osteosynthese in Grad (Median)	Differenz zu Präparat ohne Osteosynthese in Grad (Median)	Signifikanz [p]
Flexion	4,1±1,2	0,0±0,6	4,3	0,3	0,441
Extension	1,7±0,5	0,1±0,2	1,6	0,1	0,102
Seitneigung rechts	2,4±0,7	0,1±0,5	2,3	0,1	0,155
Rotation rechts	0,8±0,3	0,0±0,1	0,7	0,0	0,343

gungsrichtungen des kaudal angrenzenden Bewegungssegmentes L2/3 unterschieden sich die Bewegungsausschläge nach bisegmentaler Instrumentierung nicht signifikant von den Bewegungsausschlägen des nichtinstrumentierten Präparates (Tabelle 1, 2, 3, 4).

Vergleich der Bewegungsausschläge in den Bewegungssegmenten T11/12 und L2/3

Die Bewegungsumfänge in den einzelnen Belastungsrichtungen ändern sich im Verlauf der Wirbelsäule. Bei Messung der Gesamtbewegungsausschläge (ROM) der nativen Präparate zeigten sich signifikant höhere Werte ($p < 0,05$) für L2/3 in Flexion, Extension, und Seitneigung rechts, nicht aber Rotation rechts (Abb. 6). Im Vergleich der elastischen Zonen (EZ) waren die Flexion und die Seitneigung rechts im kaudaleren Bewegungssegment signifikant größer ($p < 0,05$; Abb. 7). Ähnliche Verhältnisse ergab der Vergleich der Gesamtbewegungsausschläge (ROM) und Bewegungsausschläge der elastischen Zone (EZ) nach bisegmentaler, dorsaler Instrumentierung T12–L2, allerdings waren die Gesamtbewegungsausschläge (ROM) in der Extension nicht mehr signifikant unterschiedlich ($p = 0,086$; Abb. 8, 9).

Messung der Gelenkflächenkräfte

Vergleich der Gelenkflächenkräfte vor und nach bisegmentaler Instrumentierung

Im Bewegungssegment T11/12 traten in Flexion, Extension, Seitneigung nach rechts (zum Sensor hin) und Rotation nach links (vom Sensor weg) sowohl vor als auch nach Instrumentierung größere Gelenkflächenkräfte auf als in der Ausgangslage, ohne signifikante Änderung durch die Instrumentierung. Bei der Seitneigung nach links (vom Sensor weg) wurde die Gelenkfläche nach Fixateur-interne-Montage signifikant mehr belastet als bei der Messung ohne Implantat. Bei der Rotation nach rechts (zum Sensor hin) war die Entlastung der Gelenkfläche im zweiten Versuchsablauf tendenziell größer als vor der Spondylose ($p = 0,064$).

Wie auch bei der Messung der nativen Präparate nahmen nach bisegmentaler Fixateur-interne-Montage im kau-

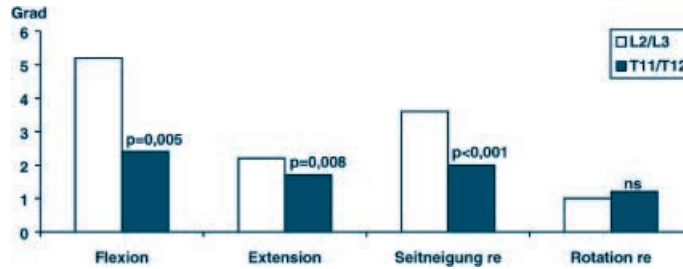


Abb. 6 ▲ Vergleich der Gesamtbewegungsausschläge (ROM) in den Bewegungssegmenten L2/3 und T11/12 vor Osteosynthese T12–L2

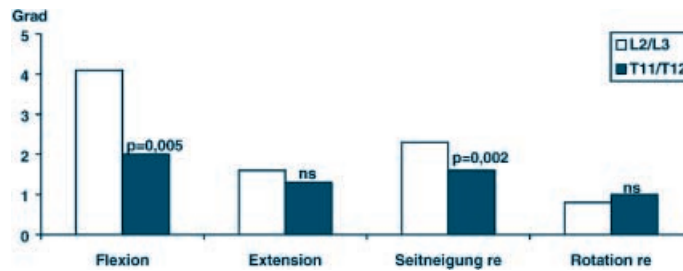


Abb. 7 ▲ Vergleich der Bewegungsausschläge der elastischen Zone (EZ) in den Bewegungssegmenten L2/3 und T11/12 vor Osteosynthese T12–L2

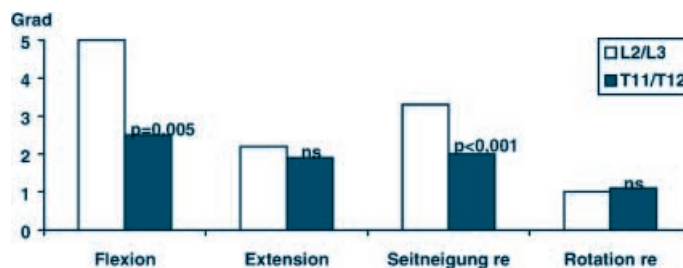


Abb. 8 ▲ Vergleich der Gesamtbewegungsausschläge (ROM) in den Bewegungssegmenten L2/3 und T11/12 nach Osteosynthese T12–L2

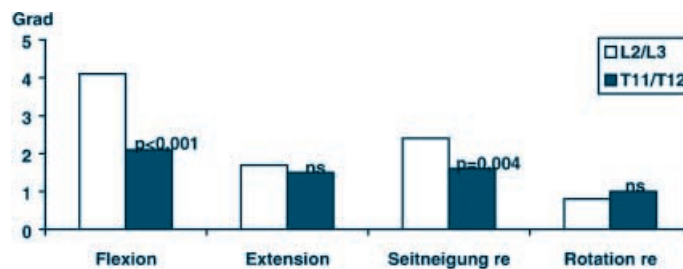


Abb. 9 ▲ Vergleich der Bewegungsausschläge der elastischen Zone (EZ) in den Bewegungssegmenten L2/3 und T11/12 nach Osteosynthese T12–L2

dal angrenzenden Bewegungssegment L2/3 die Gelenkflächenkräfte in Flexion, Extension, Seitneigung in beide Richtungen und Rotation nach links (vom Sensor weg) zu, während die Gelenkflächenkräfte bei der Rotation nach links (zum Sensor hin) entlastet wurde. Signifikante Unterschiede zwischen der Messung im nichtinstrumentierten und in-

strumentierten Zustand bestanden in keiner Belastungsrichtung (Tabelle 5, 6).

Vergleich der Gelenkflächenkräfte in den Bewegungssegmenten T11/12 und L2/3

In den Bewegungssegmenten T11/12 und L2/3 nahmen die Gelenkflächenkräfte in

Tabelle 5

Vergleich der Gelenkflächenkräfte im Bewegungssegment T11/12 vor und nach Osteosynthese T12–L2

Belastungsrichtung	Kraft [N] nach Osteosynthese (MW±SD)	Differenz zu Präparat ohne Osteosynthese (MW±SD)	Kraft [N] nach Osteosynthese (Median)	Differenz zu Präparat ohne Osteosynthese (Median)	Signifikanz [p]
Flexion	3,2±6,6	1,5±3,0	1,3	0,0	0,219
Extension	8,8±16,4	1,1±5,0	4,9	–0,1	0,779
Seitneigung rechts	7,9±14,0	–1,0±2,2	4,8	0,0	0,269
Seitneigung links	–0,2±3,4	4,2±5,8	–0,4	4,1	0,028
Rotation rechts	–2,7±3,5	–1,2±1,6	–1,4	–1,0	0,064
Rotation links	8,4±11,6	–1,6±8,7	2,2	–4,3	0,575

Tabelle 6

Vergleich der Gelenkflächenkräfte im Bewegungssegment L2/3 vor und nach Osteosynthese T12–L2

Belastungsrichtung	Kraft [N] nach Osteosynthese (MW±SD)	Differenz zu Präparat ohne Osteosynthese (MW±SD)	Kraft [N] nach Osteosynthese (Median)	Differenz zu Präparat ohne Osteosynthese (Median)	Signifikanz [p]
Flexion	0,6±4,4	–0,7±3,8	0,9	0,2	0,624
Extension	4,0±4,0	–0,7±1,9	2,6	–0,9	0,337
Seitneigung rechts	2,7±4,3	2,2±4,1	1,5	0,3	0,169
Seitneigung links	10,6±13,2	1,3±3,5	5,6	0,2	0,294
Rotation rechts	–1,8±2,0	0,9±2,7	–1,0	0,8	0,866
Rotation links	13,8±12,4	–1,0±1,6	10,6	–2,1	0,118

Flexion etwas zu. Während der Extension stiegen die Kräfte stärker an, am deutlichsten nahmen sie bei der Rotationsbewegung nach links (vom Sensor weg) zu. Bei der Rotation zum Sensor hin kam es in beiden Segmenten zu einer Entlastung der Gelenkflächen. Signifikante Unterschiede zwischen den Gelenkflächen beider Bewegungssegmente fanden sich in diesen Belastungsrichtungen weder bei den nichtinstrumentierten, noch bei den mit Fixateur interne stabilisierten Präparaten.

Bei der Seitneigung nach links (vom Sensor weg) wurde vor und nach der Instrumentierung die Gelenkfläche im kranialen Bewegungssegment entlastet, während im Segment L2/3 unter Belastung signifikant größere Gelenkflächenkräfte auftraten. Bei Seitneigung des nichtinstrumentierten Präparates nach rechts (zum Sensor hin) war die auf die Gelenkfläche wirkende Kraft im Segment T11/12 tendenziell größer ($p=0,069$) als im kaudalen Bewegungssegment, in dem auch unter Belastung fast keine Kräfte auftraten. Nach Instru-

mentierung waren die Gelenkflächenkräfte bei der Seitneigung nach links zwischen den Bewegungssegmenten T11/12 und L2/3 nicht signifikant verschieden. Bei Rotation nach rechts (zum Sensor hin) wurde die Gelenkfläche in beiden Bewegungssegmenten vor und nach Instrumentierung entlastet (Abb. 10, 11).

Diskussion

Diskussion der Methodik

Messung der Bewegungsausschläge

Die komplexen anatomischen Verhältnisse der Wirbelsäule stellen hohe Anforderungen an den verwendeten Prüfaufbau und das Messsystem zur Bestimmung der Bewegungsausschläge. Im Gegensatz zu Scharniergelenken mit großen Bewegungsausschlägen und definierten Bewegungsachsen setzt sich der Gesamtbewegungsumfang der Wirbelsäule aus den geringen Bewegungsumfängen der einzelnen intervertebralen

Bewegungssegmente zusammen. Panjabi [31] hat daraus die Forderung aufgestellt, dass bei biomechanischen Untersuchungen an der Wirbelsäule keine Bewegungsachsen vorgegeben werden sollten, sondern ein Ausweichen der Präparate in allen Richtungen gewährleistet sein sollte.

In der Vergangenheit wurden verschiedene Messmethoden beschrieben. Bei vorgegebenem Gesamtbewegungsausschlag wurden die segmentalen Bewegungsumfänge bestimmt [8, 10]. So lassen sich gerade kompensatorisch größere Bewegungsumfänge in Bewegungssegmenten, die an eine zusätzliche Instrumentierung angrenzen, gut nachweisen. Gibt man jedoch einen festen Bewegungsausschlag vor, wird dem Präparat hiermit auch gleichzeitig eine Bewegungsrichtung vorgegeben und somit das geforderte freie Ausweichen der Präparate in allen Richtungen des Raums in nicht näher bestimmbarer Art und Weise eingeschränkt. Bei Verwendung von Prüfaufbauten, die ein Ausweichen in allen Richtungen zu-

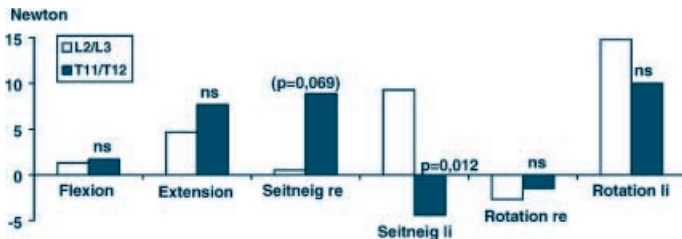


Abb. 10 ▲ Vergleich der Gelenkflächenkräfte in den Bewegungssegmenten L2/3 und T11/12 vor Osteosynthese T12–L2

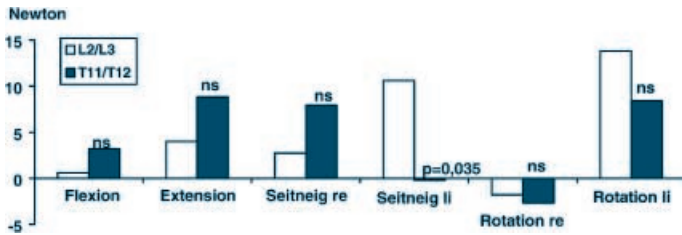


Abb. 11 ▲ Vergleich der Gelenkflächenkräfte in den Bewegungssegmenten L2/3 und T11/12 nach Osteosynthese T12–L2

lassen, können nach Applikation reiner Momente definierter Größe die resultierenden Bewegungsausschläge ohne Beeinflussung durch vorgegebene Bewegungsachsen gemessen werden. Dieses ist mit verschiedenen Messsystemen wie der Radiostereoradiographie (RSA), Videokamerasystemen oder Objektverfolgungssystemen auf Magnetfeldebasis möglich [17, 31, 47].

Messung der Gelenkflächenkräfte

Intraartikuläre Kräfte wurden in der Vergangenheit sowohl in vivo als auch in vitro an verschiedenen menschlichen und tierischen Gelenken gemessen. Eine häufig verwendete Methode macht sich die Druckübertragung über hydraulische Systeme zunutze: Nach Punktion der Gelenkkapsel wird die Punktionskanüle an ein mit physiologischer NaCl-Lösung gefülltes System angeschlossen und bewegungsabhängige Druckänderungen über einen Druckaufnehmer auf einen Computer oder Papierschreiber übertragen. O'Driscoll et al. [28] untersuchten mit dieser Methode die Druckverhältnisse im Kaninchenknie. Die Messmethode wurde von derselben Arbeitsgruppe modifiziert und für Druckmessungen an menschlichen Ellenbogenpräparaten verwendet [29]. Ebenfalls in dieser Technik wurde in vivo das menschliche Temporomandibulargelenk [26, 27]

und das menschliche Kniegelenk [14] untersucht.

Für die Messung der Gelenkflächenkräfte an den Zwischenwirbelgelenken schied dieses Messsystem wegen der kleinen Ausmaße der Gelenke, der straffen Gelenkkapseln und dem geringen Volumen der Gelenkhöhle aus.

Als eine weitere Methode wurde die Messung intradiskaler Drücke in den Zwischenwirbelscheiben beschrieben. Hierfür wurde eine stabförmige Sonde von 1–1,5 mm Durchmesser zentral in den Nucleus pulposus eingebracht. Das Messfeld dieser Sonde nimmt dann während der Versuchsdurchläufe die entsprechenden Drücke und Druckänderungen auf. Wilke et al. [46] haben mit dieser Methode Druckänderungen in der Zwischenwirbelscheibe L4/L5 in Abhängigkeit von Biegemomenten und simulierten Muskelkräften untersucht. Weinoffer et al. [42] veränderten den Bewegungsausschlag ihrer Präparate schrittweise und instrumentierten mono- und bisegmental, um dabei intradiskale Drücke in den Zwischenwirbelscheiben L3/L4 und L4/L5 zu bestimmen.

Neben den bereits beschriebenen Messmethoden können Kräfte zwischen Gelenkflächen oder in Frakturspalten mit drucksensitiven Folien bestimmt werden. Die verwendeten Folien verfärben sich im Verlauf des Versuchs druckabhängig aufgrund chemi-

scher Reaktionen der Inhaltsstoffe und stellen das Integral der während der Messung aufgetretenen Kräfte dar. Die Druckwerte können anschließend anhand der densitometrisch bestimmten Farbintensität abgelesen werden. Mit Hilfe derartiger drucksensitiver Folien bestimmten Hehne et al. [12] Kräfte und Kontaktflächen an Tibio- und Patellofemoralgelenken sowie an Sprunggelenken. Auch interfragmentäre Kraftverteilungen und Kontaktflächen bei Osteosynthesen wurden von derselben Arbeitsgruppe mit der beschriebenen Methode untersucht [13].

Als Weiterentwicklung wurden in der Folgezeit von Krödel et al. [16] kapazitive Messmatten für die Messung interfragmentärer Kräfte verwendet. Dieses Messsystem wirkt als Plattenkondensator, dessen Kapazität sich in Abhängigkeit von der aufgetragenen Kompression mit Verringerung des Kondensatorplattenabstandes verändert. Durch entsprechende messtechnische Aufarbeitung kann diese Kapazitätsänderung für Kraftmessungen herangezogen werden. Im Gegensatz zu den oben beschriebenen drucksensitiven Folien können mit den Messmatten kontinuierliche Kraftverläufe aufgezeichnet und nicht nur Summenwerte am Versuchsende abgelesen werden.

Die Intervertebralgelenke stellen eine besondere Herausforderung für Kraftmessungen an den Gelenkoberflächen dar: Die Gelenke sind klein, die Gelenkkapseln straff, der Gelenkspalt sehr eng und der Zugang zu den Gelenken aufgrund umliegender anatomischer Strukturen nur eingeschränkt möglich. Zudem ändern sich Größe, Stellung und Krümmung der Gelenkflächen von Segment zu Segment, sodass auf jeder Höhe andere Verhältnisse angetroffen werden [33, 44].

Dunlop et al. [9], Hedman [11] und Lorenz et al. [22] verwendeten drucksensitive Folien und Plattenkondensatoren, um Kraftänderungen in den Intervertebralgelenken in Abhängigkeit von der Bandscheibenhöhe und chirurgischen Manipulationen zu bestimmen. Auch für die Experimente der vorliegenden Studie wurden drucksensitive Folien erprobt, die sich als biegsam genug erwiesen, um sich der jeweiligen Krümmung der Gelenkfläche anzupassen. Letztendlich wurde dieses Methode jedoch aus 3 Gründen als nicht geeignet eingestuft:

- Die kleinen Wirbelgelenke weisen einen äußerst engen Gelenkspalt auf, der zum Einbringen der Folien aufspreizt werden muss.
- Neben einer Verletzung der umgebenden Weichteile kann es dabei auch zu Beschädigungen der Folien kommen.
- Außerdem beeinflusst bei derartigen engen Verhältnissen jeder auch noch so dünne in den Gelenkspalt eingebrachte „Fremdkörper“ die Kraftverhältnisse innerhalb des Gelenks in unbestimmbarer Art und Weise [11].

Ein Eröffnen der Gelenkkapsel ließ zudem nicht näher kalkulierbare Änderungen der Biomechanik befürchten.

Der Versuch, einen Kanal in Höhe des Gelenkspalts zu bohren, um darin einen zylinderförmigen Sensor zu befestigen, musste scheitern, weil sich die Gelenkfortsätze mit den Bohrlöchern bei Bewegungen gegeneinander verschoben. Eine indirekte Messmethode zur Bestimmung der Gelenkflächenkräfte wurde von Buttermann et al. [7] entwickelt, bei der Dehnungsmessstreifen („strain gauges“) mittels Zement und später mechanisch [6] befestigt wurden. Als nachteilig erweist sich bei diesem Verfahren – wie stets bei indirekten Messmethoden –, dass mit einem direkten Messverfahren validiert werden muss. Außerdem ist die Montage des Messsystems recht aufwendig.

Für die Versuche der vorliegenden Studie wurde ein Zugang entwickelt, bei dem durch den Processus articularis des jeweiligen Zwischenwirbelgelenks hindurch die Gelenkfläche kreisförmig eröffnet und diese Aussparung durch einen Kraftaufnehmer punktförmig ausgefüllt wurde.

Auf diese Weise wurde es möglich, Kräfte und Kraftänderungen zu bestimmen. Die verwendete Messmethode bestimmt im Gegensatz zu dem bereits beschriebenen indirekten Verfahren Kräfte *direkt am Ort ihrer Entstehung* und kann im Gegensatz zu drucksensitiven Folien, die nur Kraftintegrale liefern, auch *Kraftverläufe* aufzeichnen. Die beschriebene Methode *lässt die Gelenkkapsel intakt* und beeinflusst damit nicht die Biomechanik des Kapsel-Band-Apparats der Facettengelenke. Es wird kein Fremdkörper in den Gelenkspalt eingebracht, der die intraartikulären Kräfte beeinflusst. Durch die Sensor-

position in der Gelenkfläche können Kraftänderungen unter Belastung, nach simulierten Verletzungen und nach Instrumentierung somit an pathoanatomisch entscheidender Stelle gemessen werden. Damit kann eine mögliche Ursache für frühe degenerative Veränderungen der Facettengelenke nach entsprechenden Eingriffen experimentell untersucht werden.

Aus dem Vorteil der Kraftmessung direkt am Ort der Kraftentstehung ergibt sich aber auch ein Nachteil: Mittels drucksensitiver Folien und auch extraartikulär angebrachter Dehnungsmessstreifen lassen sich Druckprofile der Gelenkflächen erstellen [7, 9, 15] und so auch bei Verschiebung der Maximalpunkte unter Belastung weiterhin die maximalen Kraftwerte messen. Dieses ist mit den verwendeten punktförmigen Kraftaufnehmern nicht möglich, deshalb sind möglicherweise Kraftspitzen unter Maximalbelastungen in einzelnen Belastungsrichtungen der Kraftmessung entgangen.

Diskussion der Ergebnisse

Bewegungsausschläge

Die Bewegungsausschläge in den Bewegungssegmenten differieren zwischen den einzelnen Belastungsrichtungen und ändern sich von kranial nach kaudal [43]. Dabei ändert sich insbesondere die sagittale Orientierung der Facettengelenkflächen am thorakolumbalen Übergang recht abrupt um etwa 70° von 18° anterior in T11/12 auf 51° posterior in T12/L1 [33]. In der vorliegenden Studie fanden wir eine Zunahme der Bewegungsausschläge von kranial nach kaudal in Flexion, Extension und Seitneigung, nicht aber in Rotation.

In einer Zusammenstellung mehrerer eigener und fremder Studien beschreiben auch White u. Panjabi [44] ebenfalls eine Zunahme der Bewegungsumfänge in Flexion und Extension zwischen T11/12 und L2/3 und keine Änderung in Rotation. Die mittleren Werte dieser Studien liegen höher (T11/12 und L2/3 Flexion/Extension 12° und 14°, Seitneigung 9° und 6°, Rotation 2° und 2°) als die Messwerte in der vorliegenden Studie. Ein wichtiger Grund hierfür ist die Verwendung von nicht speziell angepassten Universalprüfmaschinen, die durch vorgegebene Bewegungsachsen

keine physiologischen Ausweichbewegungen der Präparate zulassen und so größere Bewegungsausschläge vortäuschen.

Ein Vergleich von Absolutwerten unterschiedlicher biomechanischer Studien ist jedoch auch aus anderen Gründen nur schwer möglich. Zum einen sind die maximal applizierten Kräfte z. T. auch innerhalb einer Studie unterschiedlich. Zum Vergleich der Werte fehlt außerdem oft auch die Angabe des maximalen Belastungsmoments. Darüber hinaus unterscheiden sich die verwendeten Messaufbauten oft erheblich voneinander, die konstruktionsbedingten Unterschiede führen zu nicht kalkulierbaren Differenzen bei den Versuchsbedingungen. Das betrifft besonders die Art und Weise der Krafteinleitung.

Eine vermehrte Belastung der an eine Spondylodese angrenzenden Bewegungssegmente mit dadurch beschleunigten degenerativen Veränderungen wird für mögliche Restbeschwerden der Patienten verantwortlich gemacht [3, 40, 45]. In biomechanischen In-vitro-Studien ist mehrfach der Einfluss von Versteifungen auf den Bewegungsumfang angrenzender, freier Segmente am lumbosakralen Übergang untersucht worden [8, 10, 18, 25, 36, 38, 47]. Demnach kommt es zu einer Umverteilung der segmentalen Bewegungsumfänge nach Spondylodese insbesondere in den direkt angrenzenden Bewegungssegmenten [8, 25, 34]. Der thorakolumbale Übergang als Verletzungsschwerpunkt wurde bis jetzt noch nicht berücksichtigt.

In der vorliegenden Studie wurden die Bewegungsausschläge in den direkt kranial und kaudal angrenzenden Bewegungssegmenten in Abhängigkeit von einer bisegmentalen dorsalen Osteosynthese T12–L2 untersucht. Wir fanden ebenfalls eine Umverteilung der Bewegungsausschläge nach Stabilisierung: Im kranial angrenzenden Bewegungssegment T11/T12 waren die Flexions- und Extensionsbewegungen signifikant größer als am nichtinstrumentierten Präparat. Diese Ergebnisse stimmen gut mit denen von Chow et al. [8], Ha et al. [10] sowie Lee u. Langrana [18] überein, die nach L7-S1-Fusionen an Hundewirbelsäulenpräparaten und nach L4-S1- und L5-S1-Fusion menschlicher Wirbelsäulenpräparate ebenfalls signifikant höhere Bewegungsausschläge in Flexion und Extension beschrieben haben.

Auch Peachy u. Burrough [34] fanden bei radiologischen Nachuntersuchungen von Patienten mit anterioren Wirbelkörperfusionen durch Funktionsaufnahmen einen signifikant höheren Bewegungsumfang im kranial angrenzenden Bewegungssegment als in allen anderen Bewegungssegmenten.

Luk et al. [23] beschrieben dagegen in einer funktionsradiologischen Nachuntersuchung von Patienten mit nicht-instrumentierten Fusionen der unteren Lendenwirbelsäule eine Abnahme nicht nur des gesamten Bewegungsumfangs der Lendenwirbelsäule, sondern auch der an die Fusion angrenzenden Bewegungssegmente. Sie meinten jedoch, dass ihre Ergebnisse möglicherweise nicht auf Patienten mit instrumentellen Fusionen übertragbar seien. Lehmann [19] bemerkte in einem Kommentar zu dieser Arbeit, dass die Ergebnisse differenzierter zu beurteilen wären, wenn Flexion und Extension jeweils getrennt und bezogen auf die Neutralposition bestimmt worden wären. Interessanterweise fand dieselbe Arbeitsgruppe in einer späteren biomechanischen Untersuchung größere Bewegungsausschläge in den angrenzenden Segmenten nach instrumenteller anteriorer Fusion als ohne Instrumentierung [8].

Demgegenüber kam es in der vorliegenden Studie bei der Untersuchung des direkt kaudal angrenzenden Bewegungssegmentes L2/L3 in keiner Belastungsrichtung (Flexion, Extension, Seitneigung rechts und Rotation rechts) zu einer signifikanten Änderung des Bewegungsausschlags nach bisegmentaler Osteosynthese T12–L2. Eine größere Beanspruchung der kranial angrenzenden Bewegungssegmente geht auch aus einer klinischen Langzeitstudie von Lehmann et al. [20] an Patienten nach Fusionen der unteren Lendenwirbelsäule hervor. Die Autoren beschreiben als Zeichen beschleunigter Degeneration von angrenzenden Bewegungssegmenten segmentale Instabilitäten bei 45% ihrer Patienten und Spinalkanalstenosen bei 42%. Während Spinalkanalstenosen am häufigsten im direkt kranial angrenzenden (30%) und dem übernächsten kranialen Bewegungssegment (12%) auftraten, fanden sich Einengungen des Spinalkanals in kaudal angrenzenden Bewegungssegmenten (15%) nur dann, wenn gleichzeitig auch kraniale Segmente betroffen waren.

Andere Studien lassen aufgrund der Versuchsanordnung keine Differenzierung kaudaler und kranialer Segmente zu, bestätigen aber dennoch den Einfluss von Fusionen auf den Bewegungsumfang. Nagata et al. [25] untersuchten an Hundewirbelsäulenpräparaten den Bewegungsumfang im lumbosakralen Übergang: Der Bewegungsumfang im kaudal angrenzenden L7-S1-Segment wurde signifikant größer, wenn sie die Osteosynthese nach kranial ausdehnten.

Die bei unseren Untersuchungen gemessenen größeren Bewegungsausschläge in Flexion und Extension im kranial an eine Osteosynthese angrenzenden Bewegungssegment sind klinisch bedeutsam: Einmal sind Flexion und Extension die häufigsten Bewegungen im täglichen Leben [8]. Außerdem sind größere Bewegungsausschläge angrenzender, nicht-versteifter Bewegungssegmente ein möglicher Befund, der häufigere Arthrosen, Instabilitäten, Spinalkanalstenosen und nicht zuletzt auch Schmerzen in diesem Bereich erklären könnte.

Gelenkflächenkräfte

In beiden angrenzenden Segmenten waren die Gelenkflächenkräfte unter Belastung bei Flexions-, Extensions- und Rotationsbewegungen vom Sensor weg größer als in Neutralstellung, während bei der Rotation zum Sensor hin die Gelenkfläche sogar entlastet wurde. Wie auch in anderen Studien [7, 10, 15, 39] waren die Kräfte in Extension stets größer als in Flexion.

Die Frage, ob sich nach Versteifung von Bewegungssegmenten die Kräfte in den Facettengelenken angrenzender Bewegungssegmente ändern, wurde in der Vergangenheit bereits diskutiert. Nach längerstreckiger Osteosynthese traten gerade in den direkt angrenzenden Bewegungssegmenten kompensatorisch größere Gelenkflächenkräfte auf [25]. Nach monosegmentaler Fusion im lumbosakralen Übergang fanden Ha et al. [10] im kranial angrenzenden Bewegungssegment größere Gelenkflächenkräfte bei der Seitneigung vom Sensor weg. Auch in der vorliegenden Studie wurden die Gelenkflächenkräfte in Abhängigkeit von Instrumentierung des Präparates untersucht. Dabei konnten auch wir nach dorsaler Instrumentierung von T12 bis L2 eine Zunahme der

Gelenkflächenkräfte im kranial angrenzenden Bewegungssegment bei der Seitneigung vom Sensor weg nachweisen. In den anderen Belastungsrichtungen sowie kaudal angrenzend änderten sich die Gelenkflächenkräfte nach Instrumentierung dagegen nicht signifikant.

Es ist aber anzunehmen, dass es in vivo Monate bis Jahre nach entsprechender Instrumentierung entsprechend mehreren tausend Be- und Entlastungszyklen auch in anderen Bewegungsrichtungen zu einer vermehrten Beanspruchung in diesen Bewegungssegmenten kommt: Während in der vorliegenden Studie jeweils nur 3 Be- und Entlastungszyklen pro Bewegungsrichtung durchgeführt wurden, wird die Wirbelsäule beim Lebenden jeden Tag unzählige Male in allen Richtungen bewegt. Schulitz et al. [41] konnten nach 10.000 Bewegungszyklen größere Bewegungsausschläge im kranial an eine Instrumentierung angrenzenden Segment nachweisen als nach nur 10 Versuchsdurchgängen. Entsprechende Versuche zur Messung der Gelenkflächenkräfte stehen noch aus.

In einer eigenen biomechanischen Studie wurde die Stabilität unterschiedlicher dorsaler Instrumentierungen an einer simulierten Rotationsverletzung (Typ C) untersucht. Nach Montage eines Fixateur interne am Verletzungsmodell wurden die Bewegungsausschläge in Flexion, Extension und Seitneigung im Vergleich zum intakten Präparat signifikant vermindert, in Rotation dagegen war das verletzte und mit Fixateur interne instrumentierte Präparat signifikant instabiler als das intakte Präparat. Durch eine zusätzliche Montage von 2 Cerclagen wurde eine geringfügige aber nicht signifikante Stabilisierung in der Rotation erzielt. Erst durch Montage eines Querverbinders wurde das „verletzte“ Präparat auch in Rotation signifikant stabilisiert.

In den Versuchen der vorliegenden Studie wurden die Präparate isoliert mit einem Fixateur interne *ohne* Querstabilisator instrumentiert. Damit entfällt eine wichtige Maßnahme zur Rotationsstabilisierung der überbrückten Bewegungssegmente. Möglicherweise treten daher nach Fixateur-interne-Montage in Rotation keine signifikant größeren Gelenkflächenkräfte in den angrenzenden Bewegungssegmenten auf, da sich das Ausmaß der Rotation nicht signifikant von der des nicht instrumentierten Präparats unterschied.

Die unterschiedliche Stellung der Facettengelenke thorakal und lumbal lässt verschiedene Belastungen unter gleichen Versuchsbedingungen erwarten. Mit indirekter Bestimmung der Gelenkbelastung durch Messung der Druckwerte in den Zwischenwirbelscheiben und Subtraktion dieser Werte von den applizierten Kräften konnten signifikant unterschiedliche Anteile der Facettengelenkkräfte an der Gesamtlast in der oberen und unteren Lendenwirbelsäule ermittelt werden [1, 22].

Beim Vergleich der Gelenkflächenkräfte der Segmente T11/T12 und L2/L3 im Rahmen der vorliegenden Studie zeigten sich ebenfalls signifikant unterschiedliche Belastungen: Bei der Seitneigung vom Sensor weg wurde bei sagittal stehenden Gelenkflächen im Segment L2/L3 das Gelenk vermehrt belastet, während es bei den weitgehend koronar ausgerichteten Gelenkflächen im Segment T11/T12 zur Entlastung kam ($p=0,028$). Bei Seitneigung zum Sensor hin waren die Verhältnisse umgekehrt, wenngleich nicht signifikant ($p=0,069$): Kraftzunahme im Segment T11/T12 und nahezu keine Kraftänderung im Segment L2/L3. Interessanterweise waren die Unterschiede der Gelenkflächenkräfte in den anderen Belastungsrichtungen trotz doch erheblicher anatomischer Unterschiede nur gering. Entweder führten hierbei unterschiedliche anatomische Gegebenheiten zu fast gleichen Gelenkflächenkräften, oder es drückt sich damit eine Begrenzung unseres Messverfahrens aus, mit dem nicht immer maximale Gelenkkräfte erfasst werden können.

Schlussfolgerungen

Zusammenfassend steht mit der vorgestellten Methode ein System zur direkten Messung der Gelenkflächenkräfte an den Facettengelenken der thorakolumbalen Wirbelsäule zur Verfügung. In den biomechanischen Versuchen zeigten sich nach bisegmentaler dorsaler Stabilisierung der Wirbelsäule im kranial an die Stabilisierung angrenzenden Bewegungssegment in einzelnen Belastungsrichtungen höhere Bewegungsausschläge und Gelenkflächenkräfte. Dieses kann als Hinweis auf eine Umverteilung der Gelenkbelastung angesehen werden, die zu Mehr- und/ oder Fehlbelastung gerade kranial angrenzender Bewegungssegmente führt.

Literatur

- Adams MA, Dolan P (1991) A technique for quantifying the bending moment acting on the lumbar spine in vivo. *J Biomech* 24: 117–126
- An KN, Jacobsen MC, Berglund LJ, Chao EY (1988) Application of a magnetic tracking device to kinesiology studies. *J Biomech* 21: 613–620
- Baker WD, Thomas TG, Kirkaldy-Willis WH (1969) Changes in the cartilage of the posterior intervertebral joints after anterior fusion. *J Bone Joint Surg* 51-B: 736–746
- Blauth M (1992) Verletzungen der thorakolumbalen Wirbelsäule und ihre operative Behandlung. Eine biomechanische und klinische Studie. Habilitation, Unfallchirurgische Klinik, Medizinische Hochschule Hannover
- Brodsky AE, Hendricks RL, Khalil MA, Darden BV, Brotzman TT (1989) Segmental („floating“) lumbar spine fusions. *Spine* 14: 447–450
- Buttermann GR, Janevic JT, Lewis JL et al. (1994) Description and application of instrumented staples for measuring in vivo bone strain. *J Biomech* 27: 1087–1094
- Buttermann GR, Kahmann RD, Lewis JL, Bradford DS (1991) An experimental method for measuring force on the spinal facet joint: description and application of the method. *J Biomech* 113: 375–386
- Chow DH, Luk KD, Evans JH, Leong JC (1996) Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments. *Spine* 21: 549–555
- Dunlop RB, Adams MA, Hutton WC (1984) Disc space narrowing and the lumbar facet joints. *J Bone Joint Surg* 66-B: 706–710
- Ha KY, Schendel MJ, Lewis JL, Ogilvie JW (1993) Effect of immobilization and configuration on lumbar adjacent-segment biomechanics. *J Spinal Disord* 6: 99–105
- Hedman TP (1992) A new transducer for facet force measurement in the lumbar spine: benchmark and in vitro test results. *J Biomech* 25: 69–80
- Henne HJ, Ficker E, Janitz W, Mahr D, Schöpf HJ (1981) Eine neue Methode zur Ermittlung lastabhängiger Druck- und Kraftverläufe an Gelenkflächen. *Morphol Med* 1: 95–106
- Henne HJ, Soltesz U, Desiderato R (1985) Kontaktflächen, Anpresskräfte und Druckverteilung bei Osteosynthesen. Modelluntersuchungen mit Druckmessfolien. *Z Orthop* 123: 27–34
- Jayson MIV, Dixon ASJ (1990) Intra-articular pressure in the rheumatoid arthritis of the knee. *Ann Rheum Dis* 29: 266–268
- Kahmann RD, Buttermann GR, Lewis JL, Bradford DS (1990) Facet loads in the canine lumbar spine before and after disc alteration. *Spine* 15: 971–978
- Krödel A, Bergmann M, Refior HJ, Lehner W (1990) Die Anwendung einer capacitiven Meßplatte zur Darstellung interfragmentärer Drücke und Druckverteilungen bei ventralen interkorporellen Spondylodesen. *Biomed Tech* 35: 238–243
- Kulhawy T (1995) Biomechanische Untersuchungen verschiedener Verletzungsmuster der thorakolumbalen Wirbelsäule. Dissertation, Unfallchirurgische Klinik, Medizinische Hochschule Hannover
- Lee CK, Langrana NA (1984) Lumbosacral spinal fusion. A biomechanical study. *Spine* 9: 574–581
- Lehmann TR (1995) Point of view. *Spine* 20: 818
- Lehmann TR, Spratt KF, Tozzi JE et al. (1987) Long-term follow-up of lower lumbar fusion patients. *Spine* 12: 97–104
- Leong JC, Chun SY, Grange WJ, Fang D (1983) Long-term results of lumbar intervertebral disc prolapse. *Spine* 8: 793–799
- Lorenz M, Patwardhan A, Vanderby RJ (1983) Load-bearing characteristics of lumbar facets in normal and surgically altered spinal segments. *Spine* 8: 122–130
- Luk KD, Chow DH, Evans JH, Leong JC (1995) Lumbar spinal mobility after short anterior interbody fusion. *Spine* 20: 813–818
- Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S (1994) A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J* 3: 184–201
- Nagata H, Schendel MJ, Transfeldt EE, Lewis JL (1993) The effects of immobilization of long segments of the spine on the adjacent and distal facet force and lumbosacral motion. *Spine* 18: 2471–2479
- Nitzan DW (1994) Intraarticular pressure in the functioning human temporomandibular joint and its alteration by uniform elevation of the occlusal plane. *J Oral Maxillofac Surg* 52: 671–679
- Nitzan DW, Mahler Y, Simkin A (1992) Intraarticular pressure measurement in patients with suddenly developing, severely limited mouth opening. *J Oral Maxillofac Surg* 50: 1038–1042
- O'Driscoll SW, Kumar A, Salter RB (1983) The effect of the volume of effusion, joint position and continuous passive motion on intraarticular pressure in the rabbit knee. *J Spinal Disord* 10: 360–363
- O'Driscoll SW, Morrey BF, An KN (1990) Intraarticular pressure and capacity of the elbow. *Arthroscopy* 6: 100–103
- Panjabi MM (1988) Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: I. A conceptual framework. *Spine* 13: 1129–1134
- Panjabi MM (1991) Dreidimensionale Testung der Stabilität von Wirbelsäulenimplantaten. *Orthopäde* 20: 106–111
- Panjabi MM, Krag M, Summers D, Videman T (1985) Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. *J Orthop Res* 3: 292–300

33. Panjabi MM, Oxland T, Takata K et al. (1993) Articular facets of the human spine. Quantitative three-dimensional anatomy. Spine 18: 1298–1310
34. Pearcy M, Burrough S (1982) Assessment of bony union after interbody fusion of the lumbar spine using a biplanar radiographic technique. J Bone Joint Surg 64-B: 228–232
35. Pfister DS, Krag MH, Johnson CC, Haugh LD, Pope MH (1997) Effect of test environment on intervertebral disc hydration. Spine 22: 133–139
36. Quinell RC, Stockdale HR (1981) Some experimental observations of the influence of a single lumbar floating fusion on the remaining lumbar spine. Spine 6: 263–267
37. Raab FH, Blood EB, Steiner TO, et al. (1979) Magnetic position and orientation tracking system. IEEE Trans Aerospace Electro Syst AES 15: 709–718
38. Rolander SD (1966) Motion of the lumbar spine with special reference to the stabilizing effect of posterior fusion. An experimental study on autopsy specimens. Acta Orthop Scand 90S: 1–144
39. Schendel MJ, Wood KB, Buttermann GR, Lewis JL, Ogilvie JW (1993) Experimental measurement of ligament force, facet force, and segment motion in the human lumbar spine. J Biomech 26: 427–438
40. Schlegel JD, Smith JA, Schleusener RL (1996) Lumbar motion segment pathology adjacent to thoracolumbar, lumbar, and lumbosacral fusions. Spine 21: 970–981
41. Schultz KP, Wiesner L, Wittenberg RH, Hille E (1996) Das Bewegungssegment oberhalb der Fusion. Z Orthop Grenzgeb 134: 171–176
42. Weinhoff SL, Guyer RD, Herbert M, Griffith SL (1995) Intradiscal pressure measurements above an instrumented fusion. A cadaveric study. Spine 20: 526–531
43. White AA, Panjabi MM (1978) The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge. Spine 3: 12–20
44. White AA, Panjabi MM (1990) Clinical biomechanics of the spine. Lippincott, Philadelphia
45. Whitecloud TS, Davis JM, Olive PM (1994) Operative treatment of the degenerated segment adjacent to a lumbar fusion [see comments]. Spine 19: 531–536
46. Wilke HJ, Claes L, Schmitt H, Wolf S (1994) A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation. Eur Spine J 3: 91–97
47. Wittenberg RH, Shea M, Hayes WC (1995) Flexibility and distraction after monosegmental and bisegmental lumbosacral fixation with angular stable fixators. Spine 20: 1227–1232
48. Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, Oxland T (1989) Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. Spine 14: 1256–1260

Welttuberkulosestag 2002 – „Stop TB, Fight Poverty“

Die Tuberkulose ist in Deutschland noch immer häufiger als in vielen anderen Industriestaaten, obwohl die Erkrankungszahlen in den letzten Jahren zurückgegangen sind (Meldezahlen 1998: 10.440, 2000: 9.064). Durch das im vergangenen Jahr in Kraft getretene Infektionsschutzgesetz (IfSG) wurden Überwachung und Bekämpfung der Tuberkulose verbessert: die Meldewege sind beschleunigt worden, die Daten werden als anonymisierte und einzelfallbezogene Angaben auf Bundesebene erhoben. Mit dem neuen Melde- oder Surveillance-System, in das Erfahrungen einer Studie des Deutschen Zentralkomitees zur Bekämpfung der Tuberkulose (DZK) eingeflossen sind, erfüllt Deutschland auch auf europäischer Ebene die Anforderungen der Tuberkuloseüberwachung. Die vom Bundesministerium für Gesundheit (BMG) geförderte Untersuchung, an der fast 2/3 der Gesundheitsämter teilgenommen haben, hatte von 1996–2000 Angaben zur genaueren Einschätzung der Situation, zur Struktur der Erkrankungen und zu Trends in Deutschlands erbracht, die jetzt als Routineparameter abgefragt werden.

Durch das IfSG ist auch eine bessere Einschätzung der Resistenzsituation möglich. Der Anteil multiresistenter Erreger (die gegen die beiden wichtigsten Medikamente Isoniazid und Rifampicin unempfindlich sind) scheint weiter leicht anzusteigen und liegt nach einer vorläufigen Auswertung der bereits für 2001 vorliegenden Zahlen bei etwa 2,5 %. Um weitere Erkenntnisse über Risikofaktoren und Übertragungsketten bei Tuberkulose in Deutschland zu gewinnen, hat das DZK 2001 eine neue Studie „Molekulare Epidemiologie, Resistenzsituation und Behandlung“ begonnen.

Weitere Informationen zu Tuberkulose:
www.rki.de/INFEKT/INFEKT.HTM

Quelle: Robert Koch-Institut, Presse- und Öffentlichkeitsarbeit, www.rki.de

Behandlungsempfehlungen für Gallensteine sind online

Jeder 10. Bundesbürger hat Gallensteine, doch nur ein Viertel der Betroffenen bemerkt diese auch irgendwann. Wenn aber Gallenkoliken, eine Gallenblasenentzündung oder gar eine Gelbsucht auftreten, ist rasches und professionelles Handeln angezeigt: Um Schmerzen zu lindern und Folgeschäden zu verhindern, muss der Hausarzt gut abgestimmt mit Diagnostikern und Chirurgen zusammenarbeiten.

Eine Grundlage für diese Zusammenarbeit liefert die neue Leitlinie „Gallensteine“ des Wissensnetzwerkes evidence.de an der Universität Witten/Herdecke. Die Mediziner haben zusammen mit Gastroenterologen und Allgemeinmedizinern aus den kooperierenden Einrichtungen der Universität die aktuellsten wissenschaftlichen Quellen ausgewertet. Das daraus erstellte Dokument umfasst Diagnostik und Therapie und beruht auf den Grundlagen der evidenzbasierten Medizin. Die Leitlinie ist für Mediziner unter www.evidence.de zugänglich.

„Wie entstehen Gallensteine?“ „Was tun bei Gallenkolik?“ „Welche Behandlungsmöglichkeiten gibt es?“ und „Kann man ohne Gallenblase leben?“ Diese Fragen werden von Patienten mit Gallensteinen häufig gestellt, und auch hier liefert die neue Leitlinie eine wissenschaftliche Grundlage. In der Patientenleitlinie „Gallensteine“ werden alle wichtigen Fragen aufgegriffen. Sie kann vom Hausarzt ausgedruckt oder von Patienten angesehen werden unter www.Patientenleitlinien.de.

Das Konzept des evidence-Teams, professionelle und Laieninformationen aus derselben Wissensbasis zu erstellen, hat sich schon bei anderen Krankheitsbildern bewährt: Ärzte und Patienten rufen etwa 300-mal täglich die Leitlinien „Demenz“, „Herzinsuffizienz“, „Harnwegsinfekt“, „Kolorektales Karzinom“ und „Dekubitus“ auf den universitären Internetseiten ab.

Quelle: Medizinisches Informationsmanagement Universität Witten/Herdecke, www.evidence.de