

J. Pospiech · H. J. Wilke · L. E. Claes · D. Stolke

Intradiskales Druckverhalten zervikaler Bandscheiben unter physiologischen und pathologischen Bedingungen In-vitro-Untersuchung

Eingegangen: 2. Mai 1996

In vitro measurements of cervical intra-discal pressure in different situations

Abstract Clinical and experimental studies concerning intradiscal pressure have mainly been carried out using the lumbar spine. It has been shown that degenerative changes in the intervertebral disc and external loads can significantly influence intradiscal pressure. To see if these findings are also relevant for cervical discs, we carried out an in vitro study using human cervical spine specimens. The specimens were tested biomechanically under various conditions with simultaneous recording of intradiscal pressure in two cervical discs. We were able to confirm in vivo measurements of intradiscal pressure reported in the literature. Simulation of muscle force led to a marked increase in intradiscal pressure. Moreover, it was demonstrated that ventral cervical fusion has a significant influence on intradiscal pressure in both adjacent segments. In general, the results improve our understanding of the basic biomechanics of the cervical spine. The experiments with fused specimens could help to explain why degeneration is accelerated in adjacent motion segments after ventral cervical fusion.

Key words Cervical spine · Intervertebral disc · Intradiscal pressure · Polymethylmethacrylate · Spine fusion

Zusammenfassung Sowohl klinische als auch experimentelle Arbeiten zur intradiskalen Druckmessung beschränken sich weitgehend auf Untersuchungen an der Lendenwirbelsäule. So konnte z.B. eine Abhängigkeit des intradiskalen Druckverhaltens vom Degenerationszustand der Bandscheibe v.a. aber von äußeren Lastenwirkungen nachgewiesen werden. Um zu überprüfen, ob diese Befunde auch auf die Halswirbelsäule zutreffen, führten wir

eine In-vitro-Studie mit humanen Präparaten durch. Diese wurden unter verschiedenen Bedingungen biomechanisch getestet und simultan der intradiskale Druck in 2 Bandscheiben registriert. Wir konnten hierbei bei der Literatur in vivo erhobene Werte für den intradiskalen Druck in Neutralstellung experimentell bestätigen. Die Simulation von Muskelkräften führte zu einer eindrucksvollen Erhöhung des intradiskalen Drucks. Zudem konnte gezeigt werden, daß die Fusion eines zervikalen Bewegungssegments erheblichen Einfluß auf den intradiskalen Druck in den beiden Nachbarsegmenten hat. Die Ergebnisse insgesamt erweitern unseren Kenntnisstand über das Verhalten intradiskaler Drücke in zervikalen Bandscheiben. Die Befunde an fusionierten Präparaten könnten dazu beitragen, ein lang bekanntes Phänomen zu erklären, und zwar die Beobachtung, daß die an ein blockiertes Segment unmittelbar angrenzenden Etagen langfristig einer vermehrten Degeneration unterliegen.

Es ist allgemein bekannt, daß die Ernährung bradytropher Bandscheibengewebes druckabhängig erfolgt [10, 11, 18]. So führen Druckbelastungen zu einer Minderperfusion des Gewebes, langfristig kann es hierdurch zu einer vorzeitigen bzw. beschleunigten Degeneration der Zwischenwirbelscheiben kommen [11]. Auf der anderen Seite bedingen alterungsbedingte strukturelle Veränderungen des Bandscheibengewebes – abnehmender Wassergehalt, Änderung der chemischen Zusammensetzung des Anulus pulposus – eine Abnahme des intradiskalen Drucks (IDD) im fortgeschrittenen Lebensalter [18, 19].

Die grundlegenden Arbeiten zum Verhalten des IDD unter verschiedenen Bedingungen einschließlich der methodischen Voraussetzungen etc. wurden größtenteils in vitro ausschließlich an der lumbalen Wirbelsäule durchgeführt [1, 8, 14–18, 21, 22], teilweise wurden die Ergebnisse auch in vivo überprüft und bestätigt [15–17]. Klinische Untersuchungen hierzu beschränken sich auf intradiskale Druckmessungen im Rahmen der präoperativen Vorbereitung vor perkutaner lumbaler Diskektomie [20] oder auf Registrie-

J. Pospiech (✉) · D. Stolke
Neurochirurgische Universitätsklinik, Hufelandstraße 55,
D-45122 Essen

H. J. Wilke · L. E. Claes
Abteilung für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik,
Universität Ulm

rung der Druck-Volumen-Beziehung nach intradiskaler Injektion einer bestimmten Menge Kochsalzlösung im Sinn einer lumbalen Diskographie vor einer Chemonukleolyse [2]. Zwei Aspekte bzw. Ergebnisse sind besonders erwähnenswert. Zum einen konnte nachgewiesen werden, daß der Flüssigkeitsgehalt der lumbalen Bandscheibe entscheidend von der äußeren Lasteinwirkung abhängt und Einfluß auf die biomechanischen Eigenschaften des Gewebes und somit auch auf den IDD hat [8]. Des weiteren war festzustellen, daß eine Druckbelastung der Wirbelsäule – also auch der Bandscheiben – hauptsächlich durch die zum Ausgleich der äußeren Momente, z.B. Körperhaltung, erforderliche Muskelkraft verursacht wird [1].

Inwieweit die gewonnenen Erkenntnisse in gleicher Weise auch für zervikale Bandscheiben gelten, läßt sich nicht sagen, da nur 2 klinische Untersuchungen zu diesem Thema vorliegen [6, 9], experimentelle Ergebnisse aber nicht verfügbar sind. Wir wählten daher für unsere Untersuchung humane Halswirbelsäulenpräparate aus. Es sollte versucht werden, das intradiskale Druckverhalten in zervikalen Bandscheiben unter physiologischen Bedingungen, nach erfolgter ventraler Fusion – Messung in den mobilen Nachbarsegmenten – sowie unter Einfluß von simulierten Muskelkräften zu beschreiben.

Material und Methode

Allgemeines

Sieben humane Halswirbelsäulen (HWS) wurden direkt nach ihrer Entnahme mitsamt einem Weichteilmantel vakuumverpackt auf -24°C tiefgefroren. Aufgrund der Krankenunterlagen waren bei den Patienten keine malignen Erkrankungen, Wirbelsäulenverletzungen oder sonstige Erkrankungen der Halswirbelsäule bekannt. Röntgenübersichtsaufnahmen der Präparate schlossen zusätzlich osteolytische Destruktionen, posttraumatische oder übermäßige degenerative Veränderungen aus. Die Patienten waren im Mittel 44,3 Jahre alt geworden (27–64 Jahre). Vor Versuchsbeginn wurden die HWS über Nacht bei 4°C langsam aufgetaut. Danach erfolgten die sorgfältige Abpräparation der umgebenden Muskelhülle – bis auf die *Mm. longus colli* –, die Abtrennung des 1. Halswirbels sowie die Entfernung des Rückenmarkes mit Nervenwurzeln. Der Kapsel- und Bandapparat wurde dabei erhalten. Zur späteren Fixation der HWS im Wirbelsäulenbelastungssimulator (Abb. 1) betteten wir den 2. und 7. Halswirbel in Polymethylmethacrylat (Technovit^R 3040, Heraeus Kulzer GmbH Wehrheim) ein. Mit zusätzlichen Schrauben quer durch die einzubettenden Wirbelkörper konnte eine zusätzliche sichere Verankerung der Präparate im Technovit^R-Block erreicht werden. Während der Versuchsreihen wurden die Wirbelsäulen mit einer Plastikfolie locker umhüllt und feucht gehalten.

Simulation von Muskelkräften

Die Experimente wurden z.T. mit, z.T. ohne Muskelkräfte durchgeführt. Hierbei wurden in Analogie zu dem im Institut für Biomechanik (Prof. Dr. Claes) erarbeiteten Modell für die Lendenwirbelsäule jeweils Muskelpaare simuliert [23]. Als Grundlage dienten anatomische Untersuchungen zur Verlaufs- und Zugrichtung verschiedener Halsmuskeln. Wir faßten einzelne Muskeln mit etwa identischem Vektorverlauf zu insgesamt 3 Muskelgruppen zusammen. Als Kennmuskeln wählten wir: *M. semispinalis cervicis*, *M. splenius cervicis* und *M. scalenus medius*. Die Realisierung der Muskelansätze an der HWS erfolgte durch Schrauben in den Querfortsätzen HWK 4 und 5, sowie im Dornfortsatz HWK 4 (Abb. 2).

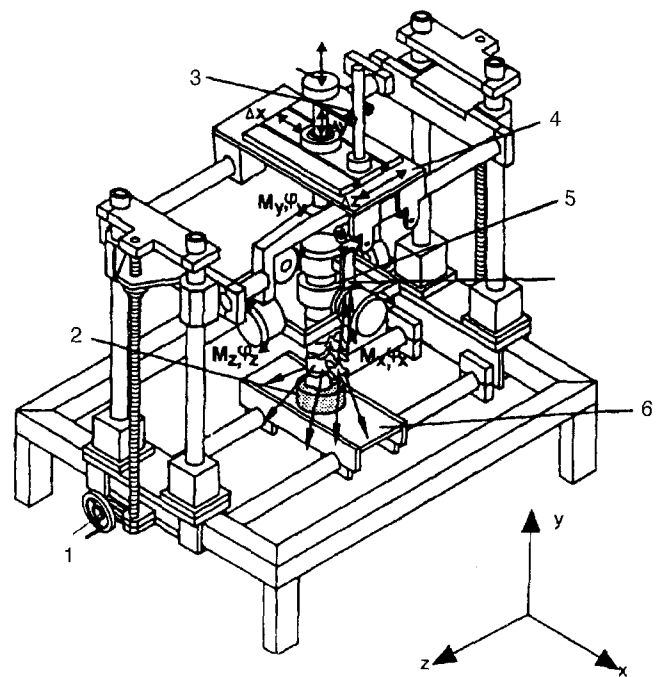


Abb. 1 Schematischer Aufbau des Wirbelsäulenbelastungssimulators (Wilke et al. [23]) (1 vertikale Verstelleinrichtung; 2 kaudale Fixierung auf horizontal verstellbarem Tisch; 3 Verdrehsicherung; 4 Oberschlitten für x- und z-Bewegungen; 5 kraniale Fixierung mit 6-Komponenten-Kraftaufnehmer; 6 Muskelkräfte)

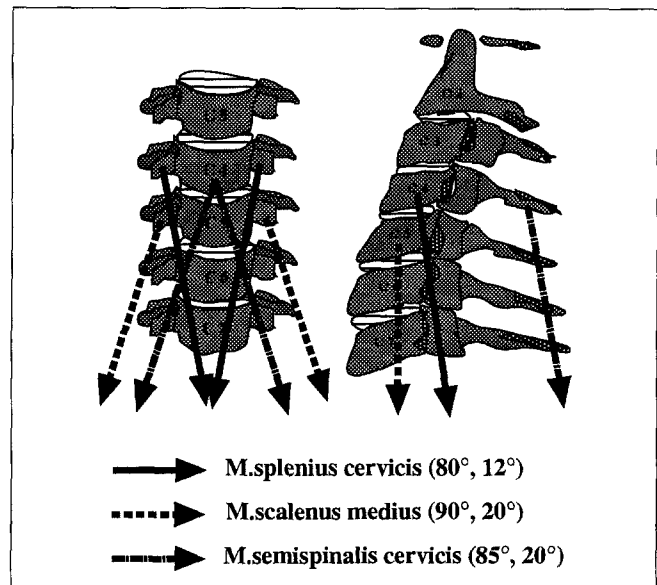


Abb. 2 Muskelmodell im Schema. Die Anfangspunkte der Vektoren entsprechen den Punkten der Lasteinwirkung. Die Winkelangaben – bezogen auf eine senkrechte Achse – geben die Zugrichtung der Muskelkräfte in der sagittalen bzw. frontalen Ebene an

Versuchsablauf

Nach Anbringen der Schrauben für die Muskelsimulation wurden die Wirbelkörper HWK 3–6 von ventral jeweils mit einer Schanzschraube versehen – zur späteren Fixierung eines Goniometermeßsystems (Messung der monosegmentalen Rotation in allen 3 Raumachsen). In die Bandscheiben HWK 3/4 und HWK 5/6 führten wir zur intradiskalen Druckmessung modifizierte Kompartiment-

druckmeßsonden (4 Charr; Mammendorfer Institut für Physik und Medizin GmbH, Hattenhofen) ein. Die Spitze der Sonde wurde exakt in die Mitte des Nucleus pulposus plaziert, die Lage wurde röntgenologisch kontrolliert. Nach Einspannen der Präparate in den Wirbelsäulenbelastungssimulator erfolgte das Anflanschen der Goniometermeßsysteme.

An der kranialen Einspannstelle leiteten wir reine Momente ein – Flexions-/Extensionsmoment ($\pm M_x$), axiales Rotationsmoment links/rechts ($\pm M_y$) und Seitneigemoment rechts/links ($\pm M_z$). Das maximale Moment betrug $\pm 0,5$ Nm. Ausgehend von der Neutralstellung ($M_x = M_y = M_z = 0$) erfolgten für jede Achse 3 kontinuierliche Belastungszyklen. Alle Versuche wurden mit 10 N axialer Vorlast durchgeführt. Im Fall der Muskelsimulation kamen in Richtung des Hauptvektors jedes Muskelpaars Zugkräfte von 20 N zur Anwendung. Es wurden immer alle 3 Muskelgruppen gleichzeitig aktiviert.

Die Wirbelsäulen wurden zunächst nativ, dann nativ mit Muskelsimulation und schließlich nach Fusion des Bewegungssegments HWK 4/5 – ebenfalls ohne und mit Muskelkrafteinleitung – getestet. Die Fusion erfolgte in der Technik der ventralen Diskektomie mit Resektion des hinteren Längsbands und Einbringen eines Polymethylmethacrylatdübels (Sulfix[®]).

Während jeder Belastung erfolgte die kontinuierliche Registrierung der eingeleiteten Momente an der kranialen Einspannstelle, der dreidimensionalen Bewegung des Gesamtpräparats (HWK 2–7), der monosegmentalen dreidimensionalen Relativbewegungen in den Segmenten HWK 3/4 und HWK 5/6 sowie des intradiskalen Drucks in den Bandscheiben HWK 3/4 und HWK 5/6.

Auswertung

Die Auswertung erfolgte anhand der Daten aus dem 3. Bewegungszyklus jedes Versuchs. Wir bestimmten den jeweiligen Mittelwert des intradiskalen Drucks und definierten den Wert des Nativpräparats ohne Muskelsimulation – für jede Wirbelsäule gesondert – als Referenzwert. Um bekannte interindividuelle Unterschiede zwischen den Präparaten zu minimieren, wurden die Werte der anderen Testungen in Relation zum Referenzwert gesetzt. Man erhält so entsprechende Relativwerte. So entspricht z.B. ein relativer intradiskaler Druck von 2,5 einem Anstieg um 150%. Die Signifikanzprüfung erfolgte mit dem Wilcoxon-Test für paarige Stichproben. Zur weiteren Charakterisierung der Verteilungen bestimmten wir den Medianwert sowie Minimum und Maximum.

Ergebnisse

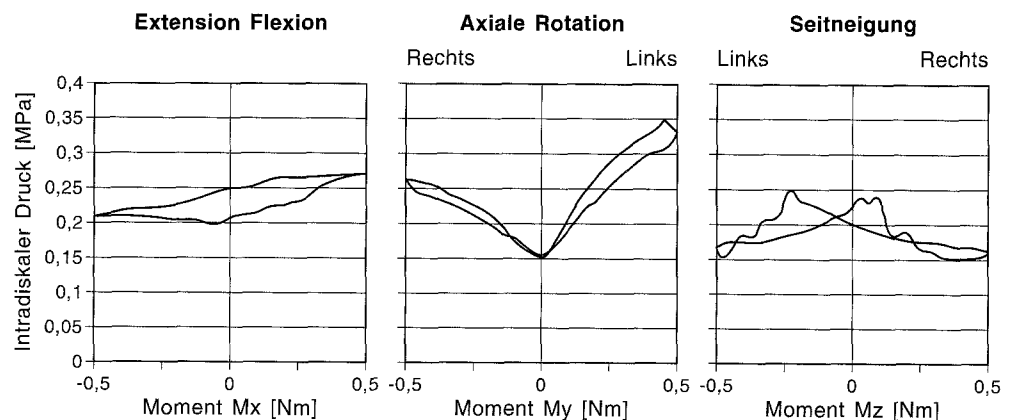
Nicht alle Versuchsdurchläufe konnten ausgewertet werden. So kam es z.B. in Einzelfällen zu Defekten an den

Druckmeßsonden, zu Softwareproblemen mit fehlerhafter Speicherung der Daten oder auch zu Störungen der Goniometermeßsysteme. In all diesen Fällen, bei denen die Messung nicht vollständig und ordnungsgemäß durchgeführt werden konnte, wurden die erhobenen Daten zur Auswertung nicht weiter herangezogen. Letztlich aber konnten mindestens 6 Wirbelsäulen unter jeweils identischen Bedingungen getestet und ausgewertet werden. Gegenstand dieser Arbeit war es, das intradiskale Druckverhalten näher zu untersuchen. Aus diesem Grund soll auf die Ergebnisse der Mobilitätsmessungen im folgenden nicht weiter eingegangen werden.

Die intradiskalen Druckkurven zeigten für die verschiedenen Bewegungsachsen charakteristische Verläufe in den Nativpräparaten. Für die Flexion/Extension konnte in den allermeisten Fällen eine flache Hysteresekurve erhalten werden (Abb. 3, links). Die Druckwerte während der Flexion lagen meist höher als während der Extension. Die Kurven bei axialer Rotation wiesen Druckspitzen jeweils an den Endpunkten der Bewegungszyklen auf. Entsprechend fand sich bei einem Moment von Null der niedrigste Druckwert (Abb. 3, Mitte). Sehr charakteristische Druckverläufe zeigten Rotationen um die z-Achse (Abb. 3, rechts). Hier fanden sich entgegengesetzt zu den Verhältnissen bei axialer Rotation die niedrigsten Werte an den Bewegungsendpunkten. Jeweils 2 symmetrische Druckmaxima dagegen wurden in der Nähe des Nulldurchgangs nachgewiesen. Die beschriebenen Kurvenverläufe waren jeweils im oberen Bewegungssegment deutlich als im unteren ausgeprägt. Nach Fusion des Segments HWK 4/5, mehr noch aber unter Muskelkraftsimulation, flachten die Kurven ab, in HWK 5/6 mehr als in 3/4.

In Tabelle 1 sind die Medianwerte für den intradiskalen Druck in den Segmenten HWK 3/4 und 5/6 des Nativpräparats für die 3 Bewegungsachsen angegeben. Die Werte für das obere Segment waren in der Regel höher als die des unteren – z.B. 0,25 MPa bei axialer Rotation in HWK 3/4 und 0,17 MPa in HWK 5/6. Die Druckwerte waren zudem abhängig von der Bewegungsachse. Für Flexion/Extension war die höchste Druckbelastung nachweisbar – 0,32 MPa in 3/4 und 0,23 MPa in 5/6. Der IDD war geringer bei axialer Rotation und am niedrigsten bei der Seitneigung.

Abb. 3 Intradiskales Druck-Belastungs-Diagramm für das Segment HWK 3/4, Nativpräparat ohne Muskelsimulation. (links: Flexion/Extension, Mitte: axiale Rotation, rechts: Seitneigung)



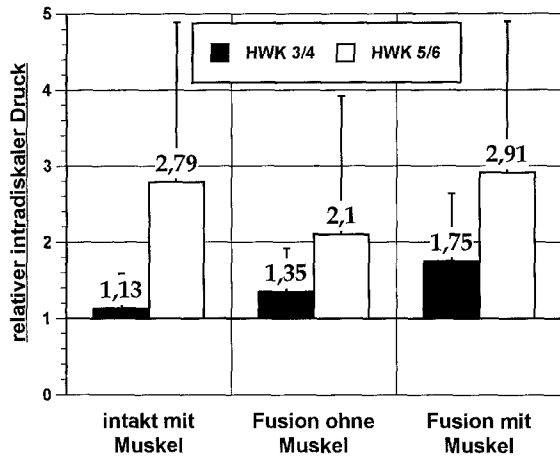


Abb. 4 Relativer intradiskaler Druck in den Segmenten HWK 3/4 und 5/6 bei Flexion/Extension

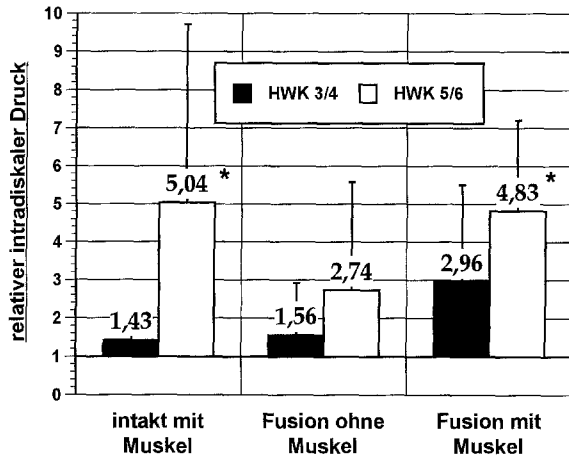


Abb. 5 Relativer intradiskaler Druck in den Segmenten HWK 3/4 und 5/6 bei axialer Rotation, * $P < 0,05$

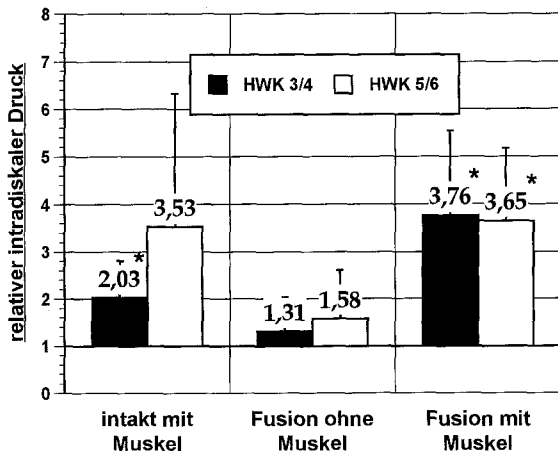


Abb. 6 Relativer intradiskaler Druck in den Segmenten HWK 3/4 und 5/6 bei Seitneigung, * $P < 0,05$

Tabelle 1 Medianwerte und Spannweite (Minimum – Maximum) des intradiskalen Drucks [MPa] für 7 Nativpräparate ohne Muskel-simulation

	Flexion/ Extension	Axiale Rotation	Seit- neigung
HWK 3/4	0,32 (0,12–0,43)	0,25 (0,14–0,36)	0,16 (0,08–0,31)
HWK 5/6	0,23 (0–0,56)	0,17 (0–0,38)	0,16 (0,04–0,49)

Die Abb. 4–6 zeigen für jede Bewegungsachse getrennt die IDD-Änderungen, ausgedrückt als relativer intradiskaler Druck. Es wird erkennbar, daß in allen Testsituationen ein Druckanstieg in beiden untersuchten Segmenten gefunden werden konnte. Das untere Segment zeigte dabei in der Regel höhere Druckanstiege als das obere – lediglich nach Fusion in 4/5 mit gleichzeitiger Muskelsimulation lag der relative IDD in 3/4 mit 3,76 für die Seitneigung etwas höher als der Wert von 3,65 im Segment 5/6 (Abb. 6). Für die Seitneigung waren die Unterschiede zwischen beiden Segmenten ohnehin geringer ausgeprägt als für die Flexion/Extension und die axiale Rotation.

Nach Fusion HWK 4/5 fanden sich Druckanstiege im Segment 5/6 zwischen 60 (Seitneigung) (Abb. 6) und knapp 180% (axiale Rotation) (Abb. 5). Das obere Segment dagegen wies nur Druckanstiege um 30–60% auf. Die Muskelsimulation bewirkte im Segment HWK 5/6 massive Erhöhungen des intradiskalen Drucks – um 180% für Flexion/Extension am Nativpräparat (Abb. 4) und um 400% für die axiale Rotation (Abb. 5). Die obere Bandscheibe zeigte deutlich geringere Druckanstiege – zwischen 13% bei der Flexion/Extension im Nativpräparat (Abb. 4) und maximal 103% für die Seitneigung (Abb. 6). Wurde die Muskelkraftsimulation nach Fusion HWK 4/5 durchgeführt, so resultierten Druckanstiege im unteren Segment, die für alle 3 Bewegungsachsen größenordnungsmäßig denen des Nativpräparats mit Muskel entsprachen. Im oberen Segment wurde dagegen ein gewisser potenzierender Effekt von Fusion und Muskelsimulation erkennbar. Bewirkte die alleinige Fusion hier Druckanstiege zwischen 30 und 60%, so erhöhte sich der Druck mit zusätzlicher Muskelsimulation um 75% bei der Flexion/Extension (Abb. 4) und 276% bei der Seitneigung (Abb. 6).

Diskussion

Fast das gesamte Wissen, das über die biomechanischen Eigenschaften von Bandscheiben bekannt ist, wurde in Untersuchungen an der Lendenwirbelsäule gewonnen. An erster Stelle sind hier sicherlich Nachemson und Nachemson u. Morris [14–18] zu nennen, die sowohl die Technik z.B. der intradiskalen Druckmessung entwickelt und verfeinert bzw. standardisiert als auch den Effekt verschiedenster Körperhaltungen und des physiologischen Alterungsprozesses auf die Biomechanik der lumbalen Bandscheibe nachgewiesen haben. Praktische und klinische Anwendung haben diese Befunde u.a. in der lumbalen Dis-

kographie gefunden. Sie wurde und wird zur diagnostischen Abklärung lumbaler Bandscheibenvorfälle eingesetzt, auf der anderen Seite ist sie auch ein notwendiger Bestandteil jeder Chemonukleolyse. So konnten z.B. je nach Ausmaß der Degeneration diskographisch und diskovolumetrisch unterschiedliche Druckverläufe für den intradiskalen Druck beobachtet werden [2]. Seitdem aber die Chemonukleolyse zur Behandlung lumbaler Bandscheibenvorfälle immer häufiger durch die Entwicklung anderer perkutaner Verfahren abgelöst wurde und darüber hinaus auch die bildgebende Diagnostik bei spinalen Prozessen heutzutage von der Magnetresonanztomographie bestimmt wird, wurde in den letzten Jahren auf diesem Gebiet nur wenig Neues berichtet. Lediglich Ramos u. Martin [20] führten bei 5 Patienten, bei denen die Indikation zu einer perkutanen lumbalen Diskektomie gestellt worden war, präoperativ in Bauchlage intradiskale Druckmessungen durch. Unter einer axialen Zugbelastung im Sinn einer Distraction kam es zu einem Druckabfall innerhalb der Bandscheibe. So konnte erstmals nachgewiesen werden, daß die intradiskalen Drücke unter bestimmten Bedingungen auch Werte unter Null annehmen können.

Arbeiten, die sich mit der Messung des intradiskalen Drucks an der Halswirbelsäule beschäftigen, sind sehr rar. Wir konnten im Rahmen einer Literaturdurchsicht nur 2 Untersuchungen zu diesem Thema finden. Kambin et al. [9] haben bei 19 Patienten, die, meist nach einem Trauma, zu einer ventralen zervikalen Diskektomie anstanden, intraoperative Messungen unmittelbar vor der Diskektomie durchgeführt. Der Nachteil intraoperativer Messungen besteht darin, daß aufgrund der applizierten Anästhetika und Relaxanzien eine eigentliche Bestimmung der intradiskalen Druckverhältnisse nicht möglich ist – Ausschaltung des physiologischen Muskeltonus durch die Relaxierung etc. Sie haben deshalb nach intradiskaler Injektion definierter Flüssigkeitsmessungen die Druck-Volumen-Beziehung analysiert. In 62% fanden sie Normalbefunde mit Druckwerten zwischen 0,6 und 1,2 MPa – nach Injektion von 0,2–0,4 ml Flüssigkeit. Pathologisch veränderte Bandscheiben mit Teilruptur des Anulus fibrosus und zerstörtem Nucleus pulposus dagegen entwickelten Maximaldrücke zwischen 0,1 und 0,4 MPa – nach Injektion von 1,5 ml Flüssigkeit. In Analogie hierzu werden verminderte intradiskale Drücke auch bei fortgeschrittenen degenerativen Veränderungen angenommen. Dies konnte u.a. schon von Nachemson 1965 für die lumbale Bandscheibe nachgewiesen werden [16]. Hattori et al. [6] haben bislang als einzige den zervikalen intradiskalen Druck am wachen Patienten in vivo bestimmt. Bei 48 Patienten, die wegen degenerativ bedingter Halswirbelsäulenbeschwerden in Behandlung waren, führten sie in 80 Halsbandscheiben diskographisch Druckmessungen durch. Die Messungen wurden sowohl in Neutralstellung am sitzenden Patienten als auch in Funktion – Flexion/Extension, axiale Rotation und Seitneigung – vorgenommen. In entspannter Rückenlage z.B. lagen die Werte im Durchschnitt bei 0,3 MPa, im Sitzen stiegen sie in Neutralstellung auf 0,45 MPa an. Die höchsten Drücke konnten in Extensionsstellung gefunden werden – bis 0,93 MPa. Es zeigte sich v.a. aber auch in die-

ser Arbeit eine deutliche Abhängigkeit der Werte vom jeweiligen Degenerationsgrad der Bandscheiben; dies ist als Bestätigung der Befunde von Nachemson anzusehen [16]. Die Anlage einer äußeren Extension im Sinn einer Distraction führte zu einer Druckabnahme um 50% in gesunden Bandscheiben, in deutlich degenerierten Fällen wurden in Übereinstimmung mit der Untersuchung von Ramos u. Martin [20] sogar Drücke um 0 gemessen. Schließlich ist von besonderer Bedeutung, daß z.T. erhebliche interindividuelle Unterschiede zwischen den einzelnen Patienten, besonders im Hinblick auf die relativen Druckänderungen bei Haltungswechsel, auftraten.

Unsere Arbeit stellt die erste Untersuchung dar, die sich experimentell mit der Messung intradiskaler Drücke an der Halswirbelsäule beschäftigt. Die Entwicklung eines speziellen Wirbelsäulenbelastungssimulators machte es möglich, biomechanische Studien an Wirbelsäulenpräparaten unter simultaner Registrierung aller interessierender Parameter durchzuführen. Vor allem aber war es möglich, kontinuierliche Belastungszyklen unter Verwendung reiner Bewegungsmomente zu testen. Die Präparate konnten sich dabei in allen 6 Freiheitsgraden uneingeschränkt bewegen, so daß die Testsituationen physiologischen Bewegungsabläufen entsprachen. Die von uns ermittelten Druckwerte (Tabelle 1) für die intakten Nativpräparate bestätigen die In-vivo-Messungen von Hattori et al. [6]. Auch wir konnten die höchsten Drücke bei der Flexion/Extension messen. Geht man davon aus, daß degenerative Veränderungen bevorzugt in der unteren Halswirbelsäule auftreten, so erklärt sich auch die konstant nachweisbare Differenz der Werte zwischen HWK 3/4 und HWK 5/6. Das Segment mit den ausgeprägteren degenerativen Veränderungen weist auch die niedrigeren Drücke auf. Auch die Tatsache, daß die charakteristischen Druck-Belastungs-Kurven im unteren Segment i.allg. weniger typisch ausgebildet waren, führen wir auf den Einfluß der Degenerationsprozesse zurück.

Die meisten experimentellen biomechanischen Untersuchungen haben bislang im Bereich der Wirbelsäule den Einfluß der Muskulatur außer acht gelassen. Insofern sind die Ergebnisse derartiger Versuche für klinische Belange nur eingeschränkt interpretierbar. Die Einflußgröße Muskelkraft ist jedoch gerade bei der Beurteilung intradiskaler Drücke von entscheidender Bedeutung, wie verschiedene klinische und experimentelle Untersuchungen gezeigt haben [1, 8, 23]. So entwickelten Wilke et al. [23] für die Lendenwirbelsäule ein Muskelsimulationsmodell, bei dem die einzelnen Muskelgruppen durch pneumatisch regelbare Seilzüge repräsentiert werden. Sie fanden Anstiege des IDD im Segment LWK 4/5 um bis zu 200% in den Fällen, bei denen alle Muskelpaare simultan aktiviert wurden. Wir haben in unseren Versuchen in analoger Weise ein Muskelmodell für die Halswirbelsäule benutzt. Die Muskelansätze wurden dabei so gewählt, daß die eingeleiteten Muskelzüge direkt auf das Segment HWK 5/6 einwirkten (Abb. 2). Unter gleichzeitiger Aktivierung aller 3 Muskelpaare resultierten Druckanstiege in dieser Bandscheibe zwischen 180 und 400%. Größenordnungsmäßig konnten damit die Ergebnisse der Studie an der LWS bestätigt wer-

den. Es war zu beobachten, daß die Muskelkräfte das Segment HWK 5/6 quasi stabilisierten, indem es unter Kompression gesetzt wurde, erkennbar auch an einer Abnahme der Bandscheibenhöhe.

Im Rahmen unserer Untersuchung sollte ein weiterer interessanter Aspekt degenerativer Halswirbelsäulenerkrankungen analysiert werden. In der Literatur wird seit langem immer wieder berichtet, daß es in bestimmten Fällen nach ventraler zervikaler Diskektomie und Fusion im weiteren Verlauf zu einer deutlich vermehrten Degeneration der unmittelbar der fusionierten Etage benachbarten Bewegungssegmente kommt [3, 4, 5, 7, 13, 24]. Diese äußert sich meist in Form dorsaler Osteophyten mit Einengung der Neuroforamina, so daß erneut radikuläre Beschwerden oder auch myelopathische Zeichen als Hinweis für eine Myelonkompression auftreten. Die Methode, nach der die Fusion durchgeführt wurde, hat keinen Einfluß auf diese Veränderungen. Es ist in diesem Zusammenhang interessant, daß dies nicht ein Phänomen zu sein scheint, das für die Halswirbelsäule spezifisch ist. Die gleichen Befunde konnten nämlich z.B. auch lumbal erhoben werden [12]. Vielmehr scheint die Ursache darin zu liegen, daß die definitive Ruhigstellung eines Bewegungssegments zu einer wie auch immer gearteten Mehrbelastung der Nachbarsegmente führt [3, 7, 13, 24]. Unterstrichen wird diese Annahme u.a. auch dadurch, daß es z.B. bei Patienten mit Morbus Bechterew schon nach banalen Traumen im Bereiche der HWS zu sehr ausgedehnten und schwerwiegenden knöchernen Verletzungsmustern kommt. Die veränderte biomechanische Situation der Nachbarsegmente kann prinzipiell zu einer Mobilitätsänderung dieser Segmente und/oder auch zu einer Mehrbelastung der beteiligten Bandscheiben im Sinn einer Erhöhung des intradiskalen Drucks führen. Unsere Testungen fusionierter Präparate ergaben Druckanstiege in beiden angrenzenden Bandscheiben, insbesondere aber im unteren Nachbarsegment – bis um 180%. Diese Befunde stehen in Einklang mit klinisch-radiologischen Beobachtungen, die ebenfalls eine besondere Belastung des unteren Segments beschrieben [5, 13]. Die intradiskale Druckerhöhung beeinträchtigt die per Diffusion erfolgende Ernährung des Bandscheibengewebes [10, 11, 18], so daß der Degenerationsprozeß beschleunigt abläuft. Dieser wiederum beinhaltet die Ausbildung reaktiver Osteophyten.

Literatur

- Andersson GBJ (1985) Posture and compressive spine loading: intradiscal pressures, trunk myoelectric activities, intra-abdominal pressures and biomechanical analyses. *Ergonomics* 28:91–93
- Brock M, Gorge HH, Curio G (1984) Intradiscal pressure-volume response: a methodological contribution to chemonucleolysis. *J Neurosurg* 60:1029–1032
- Gore DR, Sepic SB (1984) Anterior cervical fusion for degenerated or protruded discs: a review of one hundred forty-six patients. *Spine* 9:667–671
- Gore DR, Gardner GM, Sepic SB, Murray MP (1986) Roentgenographic findings following anterior cervical fusion. *Skeletal Radiol* 15:556–559
- Gruss P, Tannenbaum H (1983) Stress exertion on adjacent segments after ventral cervical fusion. *Arch Orthop Trauma Surg* 101:282–286
- Hattori S, Oda H, Kawai S (1981) Cervical intradiscal pressure in movements and traction of the cervical spine. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 119:568–569
- Hunter LY, Braunstein EM, Bailey RW (1980) Radiographic changes following anterior cervical fusion. *Spine* 5:399–401
- Johnstone B, Urban JPG, Roberts S, Menage J (1992) The fluid content of the human intervertebral disc: comparison between fluid content and swelling pressure profiles of discs removed at surgery and those taken post mortem. *Spine* 17:412–416
- Kambin P, Abda S, Kurpicki F (1980) Intradiscal pressure and volume recording. Evaluation of normal and abnormal cervical disks. *Clin Orthop* 146:144–147
- Kraemer J (1985) Dynamic characteristics of the vertebral column, effects of prolonged loading. *Ergonomics* 28:95–97
- Kraemer J, Kolditz D, Gowin R (1985) Water and electrolyte content of human intervertebral discs under variable load. *Spine* 10:69–71
- Lee CK, Langrana NA (1984) Lumbosacral spinal fusion. A biomechanical study. *Spine* 9:574–581
- Miyasaka H (1981) Clinical and radiological study on subtotal vertebrectomy for cervical myelopathy due to multilevel involvement. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi* 55:1555–1568
- Nachemson AL (1960) Lumbar intradiscal pressure. *Acta Orthop Scand Suppl* 43:1–104
- Nachemson AL, Morris J (1963) Lumbar discometry. Lumbar intradiscal pressure measurements in vivo. *Lancet* 165:1140–1142
- Nachemson AL (1965) In vivo discometry in lumbar discs with irregular nucleograms. Some differences in stress distribution between normal and moderately degenerated discs. *Acta Orthop Scand* 36:418–434
- Nachemson AL (1966) The load on lumbar disks in different positions of the body. *Clin Orthop* 45:107–122
- Nachemson AL (1981) Disc pressure measurements. *Spine* 6:93–97
- Nixon J (1986) Intervertebral disc mechanics: a review. *J R Soc Med* 79:100–104
- Ramos G, Martin W (1994) Effects of vertebral axial decompression on intradiscal pressure. *J Neurosurg* 81:350–353
- Ranu HS, Denton RA, King AI (1979) Pressure distribution under an intervertebral disc – an experimental study. *J Biomech* 12:807–812
- Ranu HS (1985) Time dependent response of human intervertebral disc to loading. *MEP* 14:43–45
- Wilke HJ, Wolf S, Claes L, Arand M, Wiesend A (1996) Influence of varying muscle forces on lumbar intradiscal pressure: an in vitro study. *J Biomech*
- Yonenobu K, Okada K, Fuji T, Fujiwara K, Yamashita K, Ono K (1986) Causes of neurologic deterioration following surgical treatment of cervical myelopathy. *Spine* 11:818–823