

A. Rohlmann<sup>1</sup>, H.-J. Wilke<sup>2</sup>, H. Mellerowicz<sup>1</sup>, F. Graichen<sup>1</sup>, G. Bergmann<sup>1</sup>

## Belastungen der Wirbelsäule im Sport

### *Loads on the spine in sports*

<sup>1</sup> Orthopädische Klinik der Freien Universität Berlin

<sup>2</sup> Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, Universität Ulm

#### Zusammenfassung

Die Wirbelsäule wird in verschiedenen Sportarten sehr unterschiedlich belastet. Degenerative Veränderungen können infolge von Leistungssport entstehen, wie auch durch Überbelastungen im Freizeit- und Breitensport. Eine direkte vollständige Messung der Belastung ist bisher aber noch nicht möglich, obwohl verschiedene Ansätze und Methoden zur Belastungsermittlung bisher beschrieben wurden. Die umfangreichsten Messergebnisse liegen für den intradiskalen Druck und für die Belastung von Implantaten zur Stabilisierung der Wirbelsäule vor. Die mit diesen Methoden ermittelten Belastungen bei unterschiedlichen Bewegungsabläufen werden ausführlicher dargestellt. Um die Werte miteinander vergleichen zu können, wurden sie auf die Belastung beim Stehen bezogen. Geringe Wirbelsäulenbelastungen wurden gemessen bei Übungen im Liegen, im Vierfüßlerstand sowie bei jenen Ausnahmefällen, wo im Bereich des Oberkörpers überwiegend eine Zugkraft wirkt, wie z.B. beim Hängen mit den Händen an der Sprossenwand. Die ventrale Flexion des Oberkörpers, das Anheben und Tragen von Gewichten sowie Übungen, bei denen die Oberkörpermasse stark beschleunigt bzw. abgebremst wird, wie beispielsweise Joggen, Seilspringen und Trampolinspringen, führen dagegen zu hohen Wirbelsäulenbelastungen. Sportarten mit hohen Wirbelsäulenbelastungen sollten von Leuten mit starken Wirbelsäulenbeschwerden und nach Wirbelsäulenoperation möglichst nicht oder, nach einer ausreichenden muskulären Stabilisierung, nur sukzessive ausgeübt werden.

**Schlüsselwörter:** Wirbelsäule, Belastung, intradiskaler Druck, Wirbelfixateur interne

#### Einleitung

Nicht wenige Leistungssportler klagen während oder nach Beendigung ihrer sportlichen Laufbahn über Rückenbeschwerden. Aber auch in der übrigen Bevölkerung sind Rückenbeschwerden sehr weit verbreitet. Rückenschmerzen sind teilweise sicher auf Überlastungen der Wirbelsäule, besonders infolge spezieller Aktivitäten im Leistungssport, zurückzuführen (9,12,14,16). Die im Sport auftretenden Wirbelsäulenbelastungen sind noch weitgehend unbekannt. Selbst für die Aktivitäten des täglichen Lebens gibt es bisher nur unzureichende Informationen über die Belastung der Wirbelsäule. Weitergehende Kenntnisse über die Wirbelsäulenbelastung im Sport sind insbesondere für die stark belastenden Sportarten erwünscht wie: Turnen, Turmspringen,

#### Summary

The spine is differently loaded in various forms of sport. This may lead to degenerative disorders due to competitive sport as well as due to excessive loads in leisure sport. A complete direct measurement of the spinal loads is not yet possible although several estimations and methods for determining the loads are described in the literature. Extensive in vivo results exist for intradiscal pressure and for loads on an internal spinal fixation device. The loads for various activities measured using these methods are described in detail. They were normalised to those measured for standing in order to allow a comparison of the different load components.

Low spinal loads were found for exercises performed in a lying body position, for kneeling on hands and knees as well as for those activities where there acts a tension force on the trunk as, for example, while hanging on hands from wall bars. Ventral flexion of the upper body, lifting and carrying weights as well as exercises where the mass of the upper body is highly accelerated as jogging, skipping, jumping on a trampoline, lead to high spinal loads. Forms of sport with high spinal loads should not be performed by people with serious back problems or after spinal surgery.

**Key words:** spine, loads, intradiscal pressure, internal spinal fixator

Kraftsport, Tennis, Golf u.v.a. Darüber hinaus wollen Patienten nach Operationen an der Wirbelsäule häufig wissen, wann und welchen Sport sie wieder gefahrlos betreiben dürfen. Ein angemessener Indikator bei der Auswahl der möglichen Sportart ist die dabei auftretende Wirbelsäulenbelastung.

#### Belastung der Wirbelsäule

Die Wirbelsäulenbelastung kann entweder berechnet oder gemessen werden.

#### Rechenmodelle

Mathematische Modelle zur Bestimmung der Wirbelsäulenbelastung wurden von verschiedenen Gruppen erstellt (7, 15,

28). *Schultz et al.* (28) haben ein aufwendiges Modell des Rumpfes erstellt, das eine Berechnung der Wirbelsäulenbelastung sowie der Muskelkräfte erlaubt. Die Rumpfmuskulatur wurde durch fünf Muskelpaare simuliert, die Querschnittsgeometrie des Rumpfes durch Messen der entsprechenden Breite und Tiefe bestimmt, während das Gewicht sowie die Orte der Schwerpunkte von Körpersegmenten geschätzt wurden. Das EMG der entsprechenden Muskeln, der Bauchinnendruck und der intradiskale Druck wurden gemessen. Antagonistisch wirkende Kräfte wurden nicht zugelassen. Die mathematisch erforderliche Optimierungsfunktion minimierte die Druckkraft in der Wirbelsäule auf ein wahrscheinlich realistisches Maß. Die Autoren haben die Kräfte für viele verschiedene Übungen berechnet. In Höhe des Wirbelkörpers L3 lagen die mittleren Druckkräfte zwischen 0,340 und 2,350 kN. Die Zugkraft im *M. erector spinae* variierte auf jeder Seite zwischen 0 und 0,890 kN. Die Zugkraft in den ventralen Muskeln war wesentlich geringer und betrug maximal 0,260 kN. Eine wichtige Aussage der Autoren ist, dass die Wirbelsäulenbelastung nicht in erster Linie durch die äußeren Kräfte bestimmt wird, sondern durch die Momente, die durch diese Kräfte hervorgerufen werden, sowie durch die Momente, die durch die Gewichte der zu tragenden Körpersegmente bedingt sind. *Han et al.* (10) berechneten beispielsweise für das Anheben eines Gewichts zwischen 0 (ohne Gewicht) und 180 N mit der Hand eine Druckkraft auf die Bandscheibe L3/4 zwischen dem 3,4 und 5,0 fachen des Körpergewichts.

Bei der Berechnung der Belastung solch komplexer Strukturen, wie der Wirbelsäule, ist eine Reihe von Annahmen und Vereinfachungen unumgänglich. Außerdem ist das System mathematisch nicht eindeutig zu lösen. Mit Hilfe von Optimierungsfunktionen können die Belastungen jedoch trotzdem berechnet werden. Verschiedene Optimierungsfunktionen wurden bisher angewandt. Dabei wurde z.B. die Summe aller Muskelkräfte oder die Druckbelastung der Wirbelsäule minimiert. Es deutet manches darauf hin, dass für verschiedene Aktivitäten unterschiedliche Optimierungsfunktionen die realistischsten Ergebnisse liefern. Die notwendigen Annahmen und Vereinfachungen haben einen großen Einfluss auf die berechneten Ergebnisse, so dass deren Aussagegewicht häufig unbekannt ist.

### Belastungsmessungen an der Wirbelsäule

Eine vollständige direkte Messung der Wirbelsäulenbelastung ist noch nicht möglich. Indirekten Aufschluss geben aber schon untersuchte Messgrößen wie z.B. die Änderung der Körpergröße nach dem Wechsel der Körperposition oder Belastung (beispielsweise vor und nach dem Tragen einer Last), der intra-abdominelle Druck, der intradiskale Druck sowie die Belastung von Implantaten zur Stabilisierung der Wirbelsäule. Die ersten beiden Methoden sollen hier nur kurz, die letzten beiden ausführlicher dargestellt werden.

#### Änderung der Körpergröße unter Last

Bei zunehmender Belastung geben die Bandscheiben Flüssigkeit ab und verlieren an Höhe. Deshalb ist der Mensch normalerweise abends kleiner als morgens. *Althoff et al.* (2) u.a. haben die Körpergröße präzise gemessen und dabei beispielsweise festgestellt, dass die Probanden größer wurden, wenn sie sich nach längerem Stehen hingesezt haben. Dies deutet stark darauf hin, dass die Wirbelsäulenbelastung im Sitzen geringer ist als im Stehen. Diese indirekte Methode zur Bestimmung der Wirbelsäulenbelastung ist jedoch nur zur Ermittlung der relativen Höhe der Wirbelsäulenbelastung geeignet und erfordert außerdem eine über einen längeren Zeitraum wirkende Last, damit eine ausreichende Flüssigkeitsmenge genügend Zeit hat um in die Bandscheibe hinein bzw. aus ihr heraus zu strömen und damit eine Größenänderung zu bewirken.

#### Intra-abdomineller Druck

Der Bauchinnendruck kann mit Hilfe eines telemetrischen, geschluckten Druckaufnehmers bestimmt werden. Der Aufnehmer misst den Differenzdruck zwischen dem Bauchinnenraum und einer internen, luftgefüllten Kavität. Der intra-abdominelle Druck wurde von verschiedenen Gruppen gemessen (8, 13, 20). Bei Aktivitäten der abdominalen Muskulatur steigt der Druck an. Die Autoren zogen aus den Messergebnissen stark voneinander abweichende Schlussfolgerungen. Man geht jedoch allgemein davon aus, dass bei einer Erhöhung des intra-abdominellen Druckes die Wirbelsäule entlastet wird, was aber noch nicht eindeutig bewiesen werden konnte.

#### Intradiskale Druckmessung

*Nachemson* (17-19), *Andersson et al.* (3), *Wilke et al.* (29, 30) und andere haben den intradiskalen Druck bei Probanden für viele Aktivitäten gemessen. Dieser Druck ist ein Maß für die Belastung der vorderen Säule der Wirbelsäule, sagt aber wenig über die Belastung der kleinen Bogengelenke aus. Der intradiskale Druck ist jedoch von allen Messgrößen wahrscheinlich diejenige, welche die Wirbelsäulenbelastung am Besten widerspiegelt. Die meisten Aktivitäten wurden wohl von *Wilke et al.* (29, 30) untersucht. Deshalb sollen sie hier näher dargestellt werden.

*Wilke et al.* (29) haben einen flexiblen Druckaufnehmer unter sterilen Bedingungen in den Nucleus pulposus einer nichtdegenerierten Bandscheibe L4/5 eines 45jährigen Probanden eingebracht. Der Aufnehmer hatte einen Durchmesser von 1,5 mm und war 7 mm lang. An seiner Spitze war ein Drucksensor angebracht, der einen Messbereich bis zu 3,5 MPa (35 bar) hatte. Über einen Zeitraum von 24 Stunden wurde der Druck für viele verschiedene Aktivitäten mittels eines Telemetriesystems aufgezeichnet.

#### Belastungsmessungen an Implantaten

Einen indirekten Weg, Informationen über die Wirbelsäulenbelastung zu gewinnen, wählten *Rohlmann et al.* (6, 21). Sie haben einen handelsüblichen Wirbelfixateur so modifiziert, dass damit die Implantatbelastung in vivo gemessen werden

kann. Wirbelfixateure werden verwendet, um instabile Wirbelsäulen wieder zu stabilisieren, beispielsweise bei Wirbelfrakturen, Tumoren oder degenerativen Veränderungen. Dazu werden Schrauben transpedikulär im Wirbelkörper verankert. An diese Schrauben wird, links und rechts von den Dornfortsätzen, jeweils ein Längsträger geklemmt. Im vom Implantat überbrückten Bereich übernimmt der Fixateur einen Teil der Wirbelsäulenbelastung. Wie die Belastung zwischen Wirbelsäule und Implantat aufgeteilt wird, ist von Patient zu Patient unterschiedlich und ist außerdem nicht für alle Aktivitäten gleich. Solche Messimplantate wurden bei 10 Patienten eingesetzt und die Belastungen wurden für viele Aktivitäten gemessen (22-26). Es konnte gezeigt werden, dass für viele Körperpositionen und Übungen das Biegemoment im Fixateur und der intradiskale Druck gut übereinstimmen, wenn die Werte auf den entsprechenden Wert beim Stehen bezogen werden (27). Der instrumentierte Wirbel-Fixateur interne, das externe Messsystem, das Patientenkollektiv sowie die Bedeutung der einzelnen Lastkomponenten sind an anderer Stelle ausführlich beschrieben worden (6, 21).

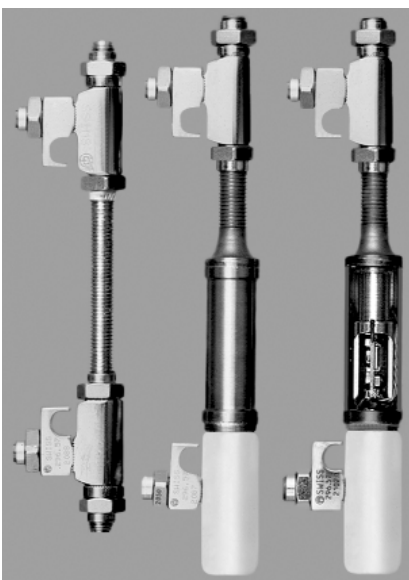


Abbildung 1: Originalimplantat (links), modifizierter Fixateur zur Belastungsmessung (Mitte) und Schnittmodell des Messfixateurs (rechts).

Im Folgenden werden Messergebnisse von zwei völlig unabhängigen Untersuchungen (intradiskale Druckmessung und Belastungsmessungen an Implantaten) vorgestellt. Da die Studien nicht aufeinander abgestimmt waren, wurden auch nicht in beiden Studien genau die gleichen Aktivitäten gemessen. Deshalb liegen für einige Übungen nur Ergebnisse für die Fixateurlastung vor.

Im Folgenden werden Messergebnisse von zwei völlig unabhängigen Untersuchungen (intradiskale Druckmessung und Belastungsmessungen an Implantaten) vorgestellt. Da die Studien nicht aufeinander abgestimmt waren, wurden auch nicht in beiden Studien genau die gleichen Aktivitäten gemessen. Deshalb liegen für einige Übungen nur Ergebnisse für die Fixateurlastung vor.

## Ergebnisse der In-vivo-Messungen

Der durchschnittliche intradiskale Druck für das Stehen betrug 0,50 MPa. Dieser Wert wurde zu 100% gesetzt und die Werte für die anderen untersuchten Aktivitäten darauf bezogen. Das Biegemoment in den Fixateuren schwankte interindividuell sehr stark. Für das Stehen wurden Werte zwischen 0,5 Nm und 7 Nm gemessen. Deshalb wurden die Ergebnisse für jeden Fixateur getrennt auf das entsprechende Biegemoment während des Stehens bezogen und der jeweilige Wert für das Stehen als 100% gesetzt. Dies ermöglicht einen Vergleich der relativen Belastungen, die mit den beiden unterschiedlichen Methoden gemessen wurden.

## Belastungen im Liegen

Der intradiskale Druck betrug in Rückenlage 20%, in Bauchlage 22% und in Seitenlage 24% des Wertes für das Stehen. Die Belastung der Wirbelfixateure war im Liegen ebenfalls gering. Im Vergleich zum Stehen betrug sie im Durchschnitt für die Rückenlage 26%, für die Bauchlage 32% und für die Seitenlage 34% (Abb. 2). Die Flexion eines ausgestreckten Beins in Rückenlage erhöhte die Fixateurlastung auf 66%, die Flexion beider Beine führte zu einem Maximalwert von 101%. Das Anheben des Beckens hatte eine Fixateurlastung von 89% zur Folge (27).

Das Anheben eines kranial gestreckten Arms in Bauchlage verursachte Biegemomente von 91%, während das Anheben eines ausgestreckten Beines die Belastung nur auf 75% steigen ließ. Die Abduktion seines ausgestreckten Beins führte zu einer Belastung der Fixateure von 82%.

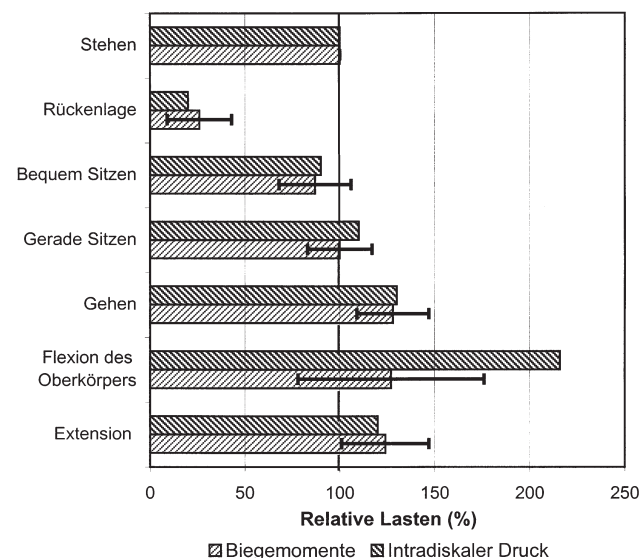


Abbildung 2: Intradiskaler Druck (1 Proband) und Biegemomente in den Wirbelfixateuren (10 Patienten) für verschiedene Übungen. Die gemessenen Maximalwerte wurden auf die entsprechenden Werte für das Stehen bezogen. Für das Biegemoment sind jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung angegeben. Die Ergebnisse für den rechten und linken Fixateur wurden gemittelt.

## Belastungen im Sitzen bzw. im Stehen

Das entspannte Sitzen auf einem Hocker bewirkte einen intradiskalen Druck von 90% des Wertes für das Stehen. Die Belastung der Fixateure betrug für das bequeme Sitzen etwa 87%. Betont aufrechtes Sitzen, wie es oft von Rückenschulen empfohlen wird, erhöhte den intradiskalen Druck auf 110% und die Belastung der Fixateure auf 101% (Abb.2). Die Art des Sitzmöbels (Pezziball, Hocker, Kniestuhl u.a.) hatte nur einen vernachlässigbaren Einfluss auf die Belastungen sowohl der Bandscheibe als auch der Fixateure (27). Wippen auf einem Pezziball führte zu einem intradiskalen Druck zwischen 80% und 120%, während die Maximalbelastung der Fixateure 105% betrug (Abb.3).

Die ventrale Flexion des Oberkörpers im Stehen erhöhte den intradiskalen Druck nahezu linear bis zu einem Wert von

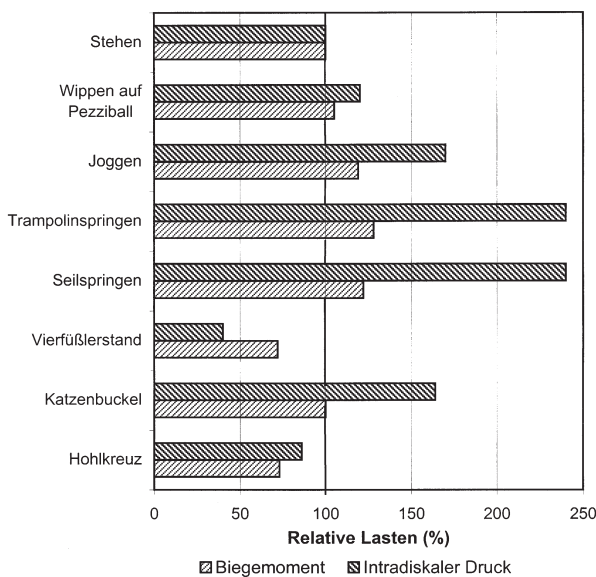


Abbildung 3: Intradiskaler Druck (1 Proband) und Biegemomente in den Fixateuren (1 Patient) für spezielle Übungen. Die gemessenen Maximalwerte wurden auf die entsprechenden Werte für das Stehen bezogen. Die Ergebnisse für den rechten und linken Fixateur wurden gemittelt.

216% für einen Winkel von 36° zwischen dem thorakolumbalen Übergang und dem Sakrum. Dagegen hatte die gleiche Übung nur einen relativ geringen Einfluss auf die Fixateurbelastungen (127%). Auch für die Extension des Oberkörpers wurde ein linearer Anstieg des intradiskalen Drucks gemessen. Der Maximalwert betrug für einen Winkel von 19° jedoch nur 120%. Der entsprechende Wert für die Fixateurbelastung war 124% (Abb.2). Der höchste intradiskale Druck hatte einen Wert von 460% und wurde für das Anheben eines Getränkekastens von 19,8 kg Gewicht gemessen. Das Halten des Kastens in Brusthöhe nahe am Körper verursachte einen Druck von 220%, während das Halten des Getränkekastens in einem Abstand von 60 cm vom Brustkorb den Wert auf 360% ansteigen ließ (29, 30). Tragen und Anheben von Gewichten führte dagegen nur zu einem geringen Anstieg der Fixateurbelastung. Das maximale Biegemoment in den Fixateuren war meistens geringer als der entsprechende Wert für das Gehen (128%) (24).

### Vierfüßlerstand

Der intradiskale Druck beim Vierfüßlerstand war 40% des Wertes beim Stehen, während die Belastung der Fixateure 69% betrug. Wenn der Proband bzw. die Patienten einen Katzenbuckel machten, stieg der intradiskale Druck auf 164% und die Fixateurbelastung auf durchschnittlich 100%. Die entsprechenden Werte für das Hohlkreuz waren 86% bzw. 80% (Abb.3). Das kraniale Ausstrecken des rechten Arms erhöhte die Fixateurbelastung auf 100%; wenn gleichzeitig das linke Bein ausgestreckt wurde, stieg der entsprechende Wert auf 106%.

### Gehen, Joggen

Beim Gehen schwankte der intradiskale Druck zwischen 80% und 130%. Die Gehgeschwindigkeit hatte nur einen geringen

Einfluss auf den Druck in der Bandscheibe. Der Maximalwert für die Fixateurbelastung betrug beim Gehen etwa 128% bezogen auf den Wert für das Stehen (Abb.2). Die Gehgeschwindigkeit hatte auch auf die Implantatbelastung nur einen geringen Einfluss (22). Jogging mit Tennisschuhen verursachte einen maximalen intradiskalen Druck von 170%, während Jogging mit 8 km/h die Belastung der Fixateure im Vergleich zum Gehen um etwa 10% erhöhte (Abb.3).

### Aktivitäten die eine Zugbelastung im Oberkörper hervorrufen

Der gleiche niedrige intradiskale Druck wie in Rückenlage wurde gemessen, wenn der Körper in einer Sitzposition nur mit den Armen hochgestemmt wurde, was einer Barrenstütze entspricht. Hängen mit den Händen an der Sprossenwand, Hängen an den Füßen mit dem Kopf nach unten sowie Balancieren des gestreckten Körpers am Barren verursachten Fixateurbelastungen ähnlich niedrig wie beim Liegen.

### Trampolin- und Seilspringen

Leichtes Springen auf dem Trampolin verursachte einen maximalen intradiskalen Druck von 240%, während für das hohe Springen der entsprechende Wert auf 380% anstieg. Der Minimalwert während dieser dynamischen Übung betrug etwa 70%. Die Biegemomente in den Fixateuren stiegen beim leichten Springen auf dem Trampolin auf 128% (Abb.3). Die Simulation des Seilspringens ergab einen Maximalwert für den intradiskalen Druck von 240%, der entsprechende Wert für die Fixateurbelastung war 122%.

### Fitnessgeräte

Übungen am Latissimus-Trainer verursachten maximale Biegemomente in den Implantaten von etwa 110%, wenn mit geringem Gewicht (5 kg) gearbeitet wurde. Eine Erhöhung des Gewichtes reduzierte die Fixateurbelastung. Bei einem Gewicht von 20 kg war die Belastung etwa so hoch wie beim Stehen.

Am Rotationstrainer führten Übungen mit Gewichten bis 5 kg zu Fixateurbelastungen von etwa 110%. Bei einem Gewicht von 7,5 kg stieg die Belastung auf 118% an.

Übungen am 45°-Gerät ohne Zusatzgewichte hatten eine Maximalbelastung der Fixateure von 116% zur Folge.

## Diskussion

In dieser Arbeit werden gemessene Wirbelsäulenbelastungen für verschiedene Aktivitäten, die im Sport relevant sind, dargestellt. Die Bandscheibe kann im Sport aus unterschiedlichen Richtungen belastet werden. Es existieren aber nicht genügend Daten über kurz- bzw. langfristig tolerierbare Bandscheibenbelastungen, um gesicherte Angaben machen zu können, welche Übungen unbedingt vermieden werden sollten. Der Trainingszustand der Muskulatur hat sicherlich einen wesentlichen Einfluss auf das Verletzungsrisiko. Experimentelle Untersuchungen haben gezeigt, dass eine mechanische Überlastung durch Kompression selten die Bandscheiben sondern im Allgemeinen die benachbarten Wirbel

verletzt (5, 11). Die einzige Lastbedingung bei der experimentell ein posteriorer Bandscheibenvorfall verursacht werden konnte war bei einer hohen Belastungskombination von Kompression, Seitneigung und Flexion (1). Eine kräftige Bauch- und Rückenmuskulatur schützt die Wirbelsäule und kann dafür sorgen, dass die Bandscheibe überwiegend auf Druck beansprucht wird, eine Belastungsart, bei der im Labor kein Bandscheibenvorfall provoziert werden konnte (4, 31, 32).

In der liegenden Körperposition braucht die Wirbelsäule das Gewicht des Oberkörpers nicht zu tragen. Deshalb sind der intradiskale Druck und die Biegemomente in den Fixateuren im Liegen gering. Das gleichzeitige Anheben beider Beine in Rückenlage führte zu den höchsten Fixateurlastungen die im Liegen gemessen wurden. Aber auch dieser Wert war nur geringfügig höher als das Biegemoment im Stehen.

Für das bequeme Sitzen wurden geringere Werte gemessen als für das Stehen. Nachemson (17-19) dagegen fand einen 40% höheren intradiskalen Druck für das Sitzen im Vergleich zum Stehen. Die Unterschiede in den Ergebnissen von Wilke et al. und Nachemson sind wahrscheinlich mit der Verwendung unterschiedlicher Aufnehmer zu erklären. Nachemson (17-19) verwendete eine steife Hohlzylinder, die durch Verbiegen wahrscheinlich Artefakte verursacht hat, während Wilke et al. (29, 30) einen modernen, flexiblen Druckaufnehmer verwendeten. Die einzige Ausnahme bei der beim Sitzen höhere Werte als beim Stehen gemessen wurden, war beim betont geraden Sitzen. Im Vergleich zum bequemen Sitzen sind beim geraden Sitzen höhere Muskelkräfte erforderlich, die wiederum eine höhere Wirbelsäulenbelastung bewirken. Wenn zum bequemen Sitzen eine dynamische Komponente hinzukommt, wie beispielsweise beim Wippen auf einem Pezziball, dann steigt die Wirbelsäulenbelastung deutlich an.

Bei der Flexion des Oberkörpers muss die ventrale Säule der Wirbelsäule deutlich mehr Last tragen. Das bewirkt einen wesentlich erhöhten intradiskalen Druck. Die Belastung der Fixateure dagegen steigt nur relativ wenig an. In der vom Implantat überbrückten Region wird die Gesamtbelastung aufgeteilt auf die Wirbelsäule und das Implantat. Wenn ventral eine knöcherne Brücke vorhanden ist, bewirkt eine Flexion des Oberkörpers nur eine geringfügige zusätzliche Verbiegung des Implantats und damit nur einen geringen Lastanstieg im Fixateur.

Das Anheben eines Getränkekastens mit gebeugtem Oberkörper führte zu einem intradiskalen Druck, der 4,6 mal so hoch war wie beim Stehen. Das Halten eines Gegenstandes vor dem Körper mit ausgestreckten Armen hatte ebenfalls hohe intradiskale Drücke zur Folge. Sportliche Übungen bei denen in gebeugter Haltung ein Gegenstand angehoben oder bei denen ein Gegenstand mit ausgestreckten Armen gehalten werden muss, sollten daher von Leuten mit starken Rückenproblemen und nach Wirbelsäulenoperation vermieden werden.

Die Belastung der Wirbelsäule im Vierfüßlerstand und beim Hohlkreuz war nicht höher als beim Stehen. Beim Katzenbuckel stieg der intradiskale Druck jedoch auf 164%.

Übungen, bei denen der Oberkörper zusätzlich mit den Armen abgestützt wird, sind problemlos zu gestatten, wenn die Wirbelsäule dabei in der Sagittalebene nicht zu stark im Sinne einer Flexion verkrümmt wird.

Die Beschleunigung und Abbremsung der Körpermassen bei dynamischen Übungen wie Gehen, Joggen, Seilspringen oder Springen auf dem Trampolin führt zu einem wesentlichen Anstieg der Wirbelsäulenbelastung. Beim normalen Gehen stieg die Maximalbelastung um etwa 30% im Vergleich zum Stehen. Beim Joggen, Seilspringen und Trampolinspringen spielt die dynamische Komponente eine noch wesentlich größere Rolle. Deshalb sollten diese Sportarten von Patienten mit Rückenproblemen nicht ausgeübt werden. Übungen, bei denen eine Zugkraft am Oberkörper wirkt, wie beispielsweise beim Hängen an der Sprossenwand oder beim Abstützen des vertikal gestreckten Körpers mit den Händen am Barren belasten die Wirbelsäule nur gering. Die Zugkraft an der Wirbelsäule, bedingt durch die Gewichtskraft des Teilkörpers unterhalb der untersuchten Querschnittsebene, wird bei diesen Übungen offensichtlich durch Muskelkräfte kompensiert, d.h. es kommt nicht zu einem eventuell vermuteten Vakuumeffekt sondern die Wirbelsäulenbelastung wird insgesamt auf einem niedrigen Niveau gehalten. Werden in dieser Position z.B. die Beine in den Hüften gebeugt, führt die dazu notwendige Muskelkraft zu einer wesentlich höheren Wirbelsäulenbelastung.

Die Belastung der Fixateure war bei den Übungen an den Fitnessgeräten nicht wesentlich höher als beim Gehen. Die Wahl des Gewichtes, gegen das gearbeitet werden muss, sollte sorgfältig gewählt werden, um eine Überlastung der Wirbelsäule zu vermeiden. Beim Latissimus-Trainer führt ein höheres Gewicht zu einer Entlastung der Wirbelsäule, während beim Rotationstrainer die Wirbelsäulenbelastung mit dem Gewicht ansteigt.

Die hier beschriebenen intradiskalen Druckmessungen wurden von der Ethik-Kommission nur für einen Probanden genehmigt. Mit Ausnahme für das Sitzen und die Seitenlage konnten jedoch die Ergebnisse der früherer Untersuchungen (3, 17-19) bestätigt werden. Die Belastungsmessungen an den Fixateuren wurden bei bis zu 10 Patienten durchgeführt. Die Streubreite der Ergebnisse war dabei hoch. Durch die Relativierung der Messwerte auf den Wert bei Stehen wurde sie allerdings drastisch reduziert. Einige spezielle Übungen wie Joggen, Seilspringen, Trampolinspringen sowie die Übungen an den Fitnessgeräten wurden bisher nur mit einem oder zwei Patienten durchgeführt, was die Aussagekraft der Ergebnisse einschränkt.

Da ein großer Teil der Untersuchungen an Patienten durchgeführt worden ist, gelten die Ergebnisse nur beschränkt für Leistungssportler. Bei ihnen können häufig erheblich höhere Wirbelsäulenbelastungen nicht ausgeschlossen werden. Durch eine kräftige Bauch- und Rückenmuskulatur können jedoch ungünstige Wirbelsäulenbelastungen vermieden und das Risiko einer Wirbelsäulenschädigung beim Sport reduziert werden.

Die intradiskalen Drücke wurden nur an einem freiwilligen gut trainierten Probanden, der nie Rückenschmerzen

hatte, gemessen. Aufgrund der individuellen Unterschiede sollten die Absolutwerte deshalb nicht verallgemeinert werden. Der Vergleich der Relativwerte dieser Druckwerte mit den Relativwerten aus der Fixateurstudie zeigt jedoch eine erstaunlich gute Übereinstimmung und scheint somit fundamentale Erkenntnisse bezüglich der Wirbelsäulenbelastung zur Verfügung zu stellen.

## Literatur

1. Adams MA, Hutton WC: Gradual disc prolapse. *Spine* 10 (1985) 524-531.
2. Althoff I, Brinckmann P, Frobin W, Sandover J, Burton K: An improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading. *Spine* 17 (1992) 682-693
3. Andersson GBJ, Örtengren R, Nachemson A: Intradiscal Pressure, Intra-abdominal Pressure and Myoelectric Back Muscle Activity Related to Posture and Loading. *Clin Orthop Rel Res* 129 (1977) 156-164
4. Brinckmann P: Injury of the Annulus Fibrosus and disc protrusions. An in vitro investigation of human lumbar discs. *Spine* 11 (1986) 149-153
5. Brinckmann P, Biggemann M, Hilweg D: Prediction of the Compressive Strength of Human Lumbar Vertebrae. *Clin Biomech* 4 (1989) S1-S27
6. Graichen F, Bergmann G, Rohlmann A: Patient monitoring system for load measurement with spinal fixation devices. *Med Eng & Phys* 18 (1996) 167-174
7. Granata KP, Marras WS: An EMG-assisted model of loads on the lumbar spine during asymmetric trunk extensions. *J Biomech* 26 (1993) 1429-1438
8. Grillner S, Nilsson J, Thorstensson A: Intra-abdominal pressure changes during natural movements in man. *Acta Physiol Scand* 103 (1978) 275-283
9. Groher W: Kreuzschmerzen und Wirbelsäulenverletzungen bei Kunst- und Turmspringern. *Sportarzt, Sportmed* 11 (1969) 444
10. Han JS, Goel VK, Ahn JY, Winterbottom J, McGowan D, Weinstein J, Cook T: Loads in the spinal structures during lifting: development of a three-dimensional compressive biomechanical model. *Eur Spine J* 4 (1995) 153-168
11. Hutton WC, Adams MA: Can the lumbar spine be crushed in heavy lifting? *Spine* 7 (1982) 586-590
12. Junghans H: Die Wirbelsäule unter den Einflüssen des täglichen Lebens, der Freizeit, des Sportes. *Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis*, Hippokrates Verlag, Stuttgart, 100, 1986, 310-448
13. Kumar S, Davis PR: Spinal loading in static and dynamic postures: EMG and intra-abdominal pressure study. *Ergonomics* 26 (1983) 913-922
14. Lohrer H: Gesteigerte Gefahr einer Wirbelsäulenschädigung bei Hochleistungsturnerinnen im Verlauf des pubertären Wachstumsschubes? *WMW* 10;148 (1998) 235-238
15. McGill SM: A myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on the lumbar spine tissues during lateral bending. *J Biomech* 25 (1992) 395-414
16. Mellerowicz H, Matussek J, Wilke S, Leier T, Asamoah V: Sportverletzungen und Sportschäden im Kindes- und Jugendalter - eine Übersicht. *Dtsch Z Sportmed* 51 (2000) 78-84
17. Nachemson A: The load on lumbar disks in different positions of the body. *Clin Orthop Rel Res* 45 (1966) 107-122
18. Nachemson A, Morris JM: In vivo measurements of intradiscal pressure. *J Bone Joint Surg* 46-A (1964) 1077-1092
19. Nachemson AL: Disc pressure measurements, *Spine* 6 (1981) 93-97
20. Örtengren R, Andersson GBJ, Nachemson A: Studies of relationships between lumbar disc pressure, myoelectric back muscle activity and intra-abdominal pressure. *Spine* 6 (1981) 98-103
21. Rohlmann A, Bergmann G, Graichen F: A spinal fixation device for in vivo load measurement. *J Biomech* 27 (1994) 961-967
22. Rohlmann A, Bergmann G, Graichen F: Loads on an internal spinal fixation device during walking. *J Biomech* 30 (1997) 41-47
23. Rohlmann A, Bergmann G, Graichen F: Loads on internal spinal fixators measured in different body positions. *Eur Spine J* 8 (1999) 354-359
24. Rohlmann A, Bergmann G, Graichen F: Influence of load carrying on loads in internal spinal fixators. *J Biomech* 33 (2000) 1099-1104
25. Rohlmann A, Bergmann G, Graichen F, Mayer H-M: Telemeterized load measurement using instrumented spinal internal fixators in a patient with degenerative instability. *Spine* 20 (1995) 2683-2689
26. Rohlmann A, Bergmann G, Graichen F, Weber U: Monitoring in vivo implant loads with a telemeterized internal spinal fixation device. *Spine* 25 (2000) 2981-2986
27. Rohlmann A, Claes LE, Bergmann G, Graichen F, Neef P, Wilke H-J: Comparison of intradiscal pressures and spinal fixator loads for different body positions and exercises. *Ergonomics*, in press
28. Schultz AB, Andersson GBJ, Örtengren R, Haderspeck K, Nachemson A: Loads on the lumbar spine. *J Bone Joint Surg* 64-A (1982) 713-720
29. Wilke H-J, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes L: New intradiscal pressure measurements in vivo during daily activities. *Spine* 24 (1999) 755-762
30. Wilke H-J, Hinze B, Seidel H, Claes LE: Intradiscal pressure together with anthropometric data - a data set for the validation of models. *Clin Biomech* 16 (2001) Suppl 1, 5111-5126
31. Wilke HJ, Wolf S, Claes LE, Arand M, Wiesend A: Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study. *Spine* 20 (1995) 192-198
32. Wilke HJ, Wolf S, Claes LE, Arand M, Wiesend A: Influence of varying muscle forces on lumbar intradiscal pressure: an in vitro study. *J Biomech* 29 (1996) 549-555

**Korrespondenzadresse:**  
**Dr.-Ing. Antonius Rohlmann**  
**Biomechanik-Labor**  
**Universitätsklinikum Benjamin Franklin**  
**Freie Universität Berlin**  
**Hindenburgdamm 30**  
**12203 Berlin**  
**e-mail: rohlmann@biomechanik.de**