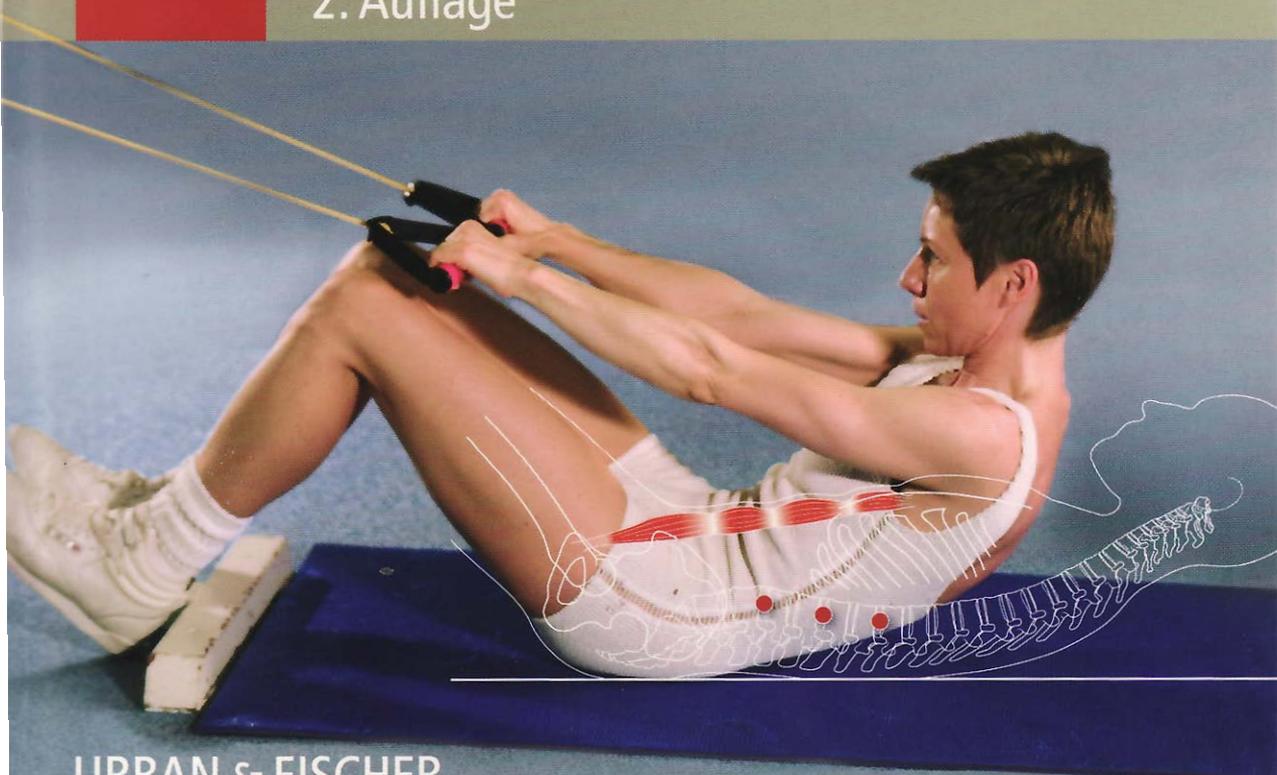


Axel Gottlob

# Differenziertes Krafttraining

mit Schwerpunkt Wirbelsäule

2. Auflage



URBAN & FISCHER

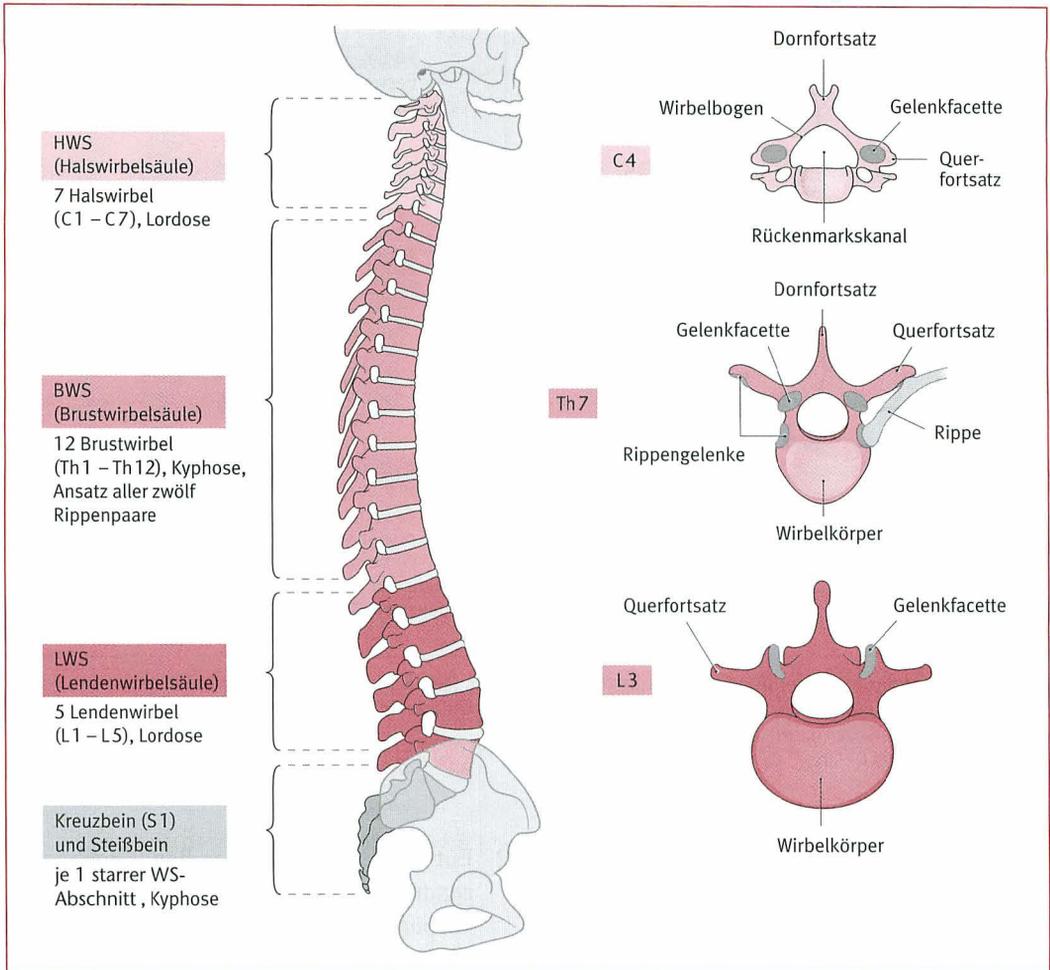
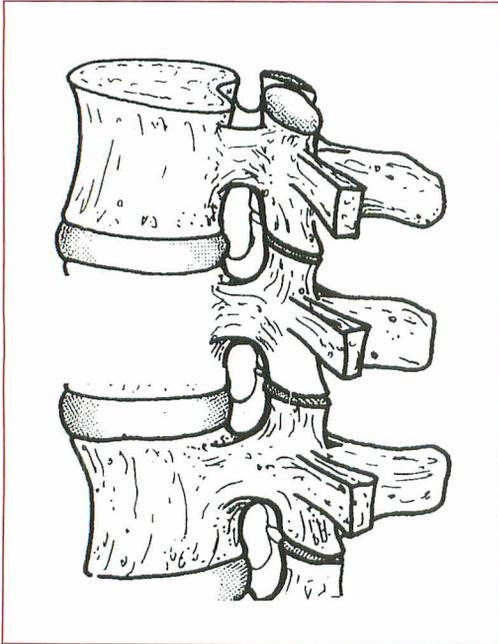


Abb. D-3 Aufbau der Wirbelsäule mit typischem Hals-, Brust- und Lendenwirbel

bel in ihrer Rotationsfähigkeit auf lediglich ca.  $\pm 1,5^\circ$  pro Wirbelsegment.

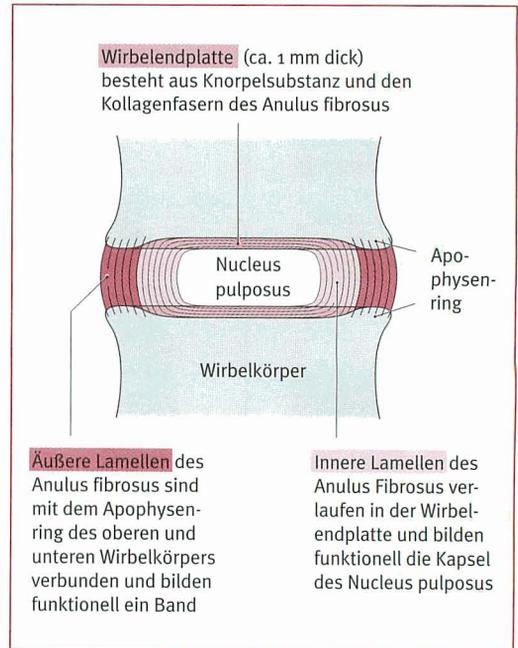
Als drittes Gelenk fungiert die zwischen den Wirbelkörpern befindliche **Bandscheibe** mittels des vom Bandscheibenkern (Nucleus pulposus) gebildeten **Intervertebralgelenks**. Der Nucleus pulposus ist von ca. 10 bis 20 kollagenen Faserringen – dem Anulus fibrosus – umgeben. Aufgrund der unterschiedlichen schrägen Verlaufsrichtungen der kollagenen Fasern erlauben sie Bewegungen wie Neigung nach vorn, nach hinten und zur Seite, Rotation um die Wirbelsäulenlängsachse sowie gewisse Schubbewegungen.

Die inneren Faserringe sind in den Wirbelendplatten eingelassen, umhüllen den Nucleus pulposus und bilden funktionell dessen „Gelenkkapsel“. Die ca. 1 mm dicke Wirbelendplatte besteht aus hyaliner Knorpelsubstanz und Faserknorpel. Die äußeren Lamellen des Anulus fibrosus sind mit dem knöchernen Ring des Wirbelkörpers fest verbunden und bilden funktionell das „Band“ des Intervertebralgelenks [Bogduk 1991]. Gemäß den Untersuchungen von *Bogduk* und *Chevrot* kann die Bandscheibe als echtes Gelenk mit Kapsel, Gelenkflächen und Ligamenten angesehen werden.



**Abb. D-4** Darstellung zweier übereinander liegender Wirbelsegmente

[aus: Blandine Calais-Germain, Anatomie pour le mouvement, 2000 Editions Désiris]



**Abb. D-5** Bandscheibenquerschnitt  
[verändert nach Bogduk 1991]

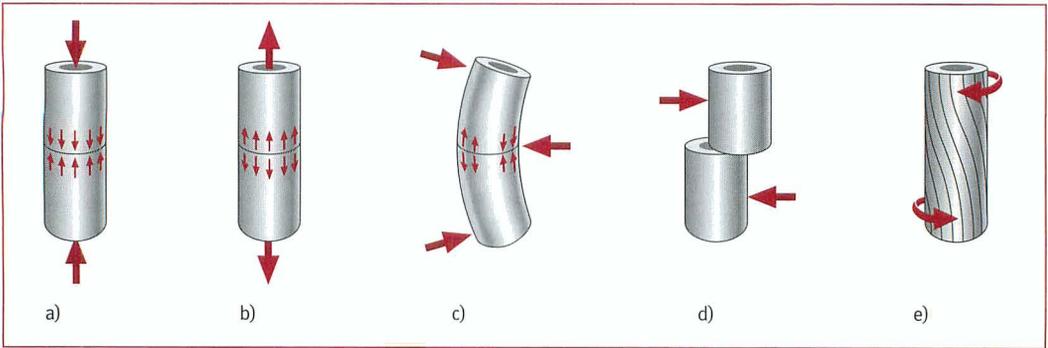
Der Bandscheibenkern besteht zu ca. 70 bis 90 % aus Wasser, aus wenigen Zellen und insbesondere aus Proteoglykanaggregaten, innerhalb derer die stark negativ geladenen Chondroitin- und Keratansulfatketten extrem wasserspeicherfähig sind. Der hierdurch aufgebaute Innendruck gibt der Bandscheibe eine Vorspannung, die sie höhere axiale Lasten aufnehmen lässt. Die Bauindustrie hat sich dieses Prinzip beim Stahlbetonbau zu Nutze gemacht.

Als größter nicht durchbluteter Teil des Körpers ist die innere Bandscheibe samt Kern in Bezug auf **Ernährung** u. a. mit Glukose, Sauerstoff, Sulfaten und Aminosäuren im Wesentlichen auf folgende 2 Versorgungsmechanismen angewiesen:

1. **Diffusion/Osmose** von den Längsbändern und den durchbluteten äußersten Lamellen des Anulus fibrosus sowie vertikal von den Kapillargeflechten der direkt in den Wirbelkörpern eingelassenen Wirbelendplatten.

2. **Ent- und Belastung** der Bandscheibe sorgen für einen Wasserstrom von den Wirbelkörpern in die Bandscheibe und von der Bandscheibe in die Wirbelkörper. Bei einem solchen Belastungswechsel nehmen ca. 70 % des Wassers der Bandscheibe am Transportvorgang teil. Hierdurch werden vermehrt Nährstoffe in die Bandscheibe und Abfallprodukte wie z. B. Laktat und verbrauchte Faser- und Zellbestandteile auch wieder heraustransportiert. Insbesondere der Transport von großen Molekülen wie Enzymen und Hormonen ist allein auf die regelmäßige Ent- und Belastung angewiesen.

Hier wird auch die Gefahr bei länger andauernder sitzender Tätigkeit, z. B. beim Autofahren oder bei der Computerarbeit, deutlich. Durch die fast völlige Bewegungslosigkeit und Dauerbelastung ist der zuletzt genannte Wasserein-/ausstrom nahezu komplett unterbun-



**Abb. B-7** Schematische Darstellung verschiedener Belastungsformen  
a) Druck, b) Zug, c) Biegung, d) Schub, e) Torsion

d. h. der Femur ist in dieser Richtung pro mm<sup>2</sup> Knochenfläche mit 16,7 kg belastbar, bevor es zum Bruch kommt! Seine Zugfestigkeit hingegen fällt mit 121 MPa deutlich geringer aus, entsprechend seiner mehr auf Druck ausgelegten Alltagsbelastung wie Laufen, Springen, Tragen. Anders verhält es sich bei Elle und Speiche. Deren Zugfestigkeit mit 148 MPa liegt deutlich über der Druckfestigkeit mit 115 MPa [Riegger-Krugh]. Schließlich erfahren diese Knochen auch in erster Linie Zugbelastungen, z. B. beim Heben, Tragen und beim Hoch- bzw. Heranziehen des Körpers.

### Biegung

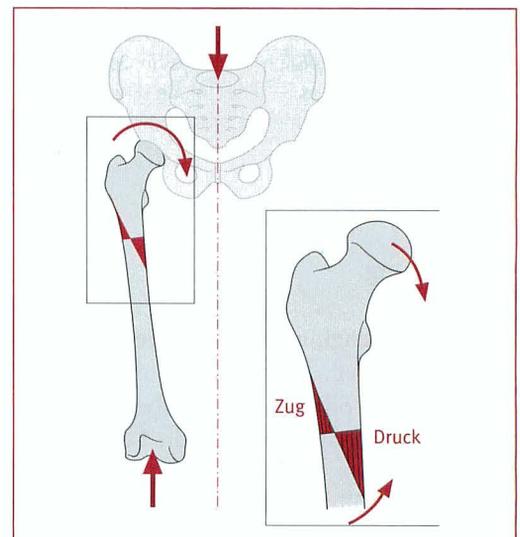
Zu einer Biegebelastung kommt es, wenn die Kraft nun nicht axial, wie bei Zug- und Druckbelastungen, sondern außerhalb der Körpermitte angreift. Die Biegebelastung  $\sigma_{\text{Biegung}}$  hängt vom Biegemoment  $M_{\text{Biegung}}$ , dem Abstand zur Körpermitte  $l$  und der Biegesteifigkeit des Körpers  $W_{\text{Biegung}}$  ab. Sie lässt sich abschnittsweise immer in eine Druckbelastung der kraftnahen Seite und in eine Zugbelastung der kraftfernen Seite zerlegen:

$$\sigma_{\text{Biegung}} = M_{\text{Biegung}} \cdot l / W_{\text{Biegung}} \quad [\text{N/m}^2]$$

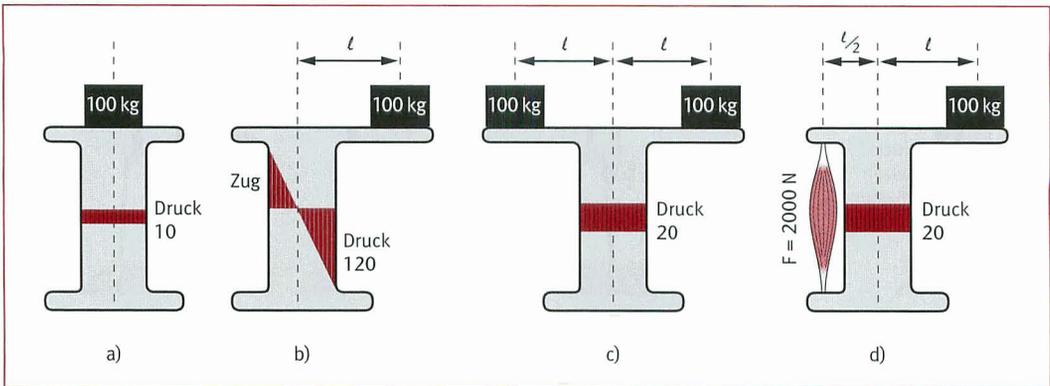
Hält man z. B. im aufrechten Stand links und rechts je eine gleich große Masse eng am Körper, so wirkt in erster Linie eine reine Druckbelastung auf die Wirbelsäule. Wird hingegen

die gleiche Last nur mit einer Hand gehalten, so kommt es neben der Druckbelastung noch zu einer recht erheblichen Biegebelastung der Wirbelsäule (s. einseitige WS-Belastungen, Kapitel D), die im Endeffekt einer um bis zur achtfachen Druckbelastung der ipsilateralen Seite entspricht.

Auch der Oberschenkelknochen erfährt aufgrund seiner winkligen Ausformung bei Druck von oben oder unten immer eine Biegebelastung (s. Abb. B-8). Hier ist insbe-



**Abb. B-8** Biegebelastung des Femur  
(Druckbelastung medial, Zugbelastung lateral)



**Abb. C-24** Unterschiedliche Belastungen einer geraden Säule bzw. eines Knochens (nach Pauwels)

- Symmetrische Lastenleitung,
- Asymmetrische Lastenleitung mit hoher Biegebelastung,
- Kompensation der hohen Biegebelastung durch zweite Last (Gesamtsymmetrie),
- Kompensation der hohen Biegebelastung durch kontralaterale Zugkraft, z. B. über eine Muskelzuggurtung.

also auf symmetrisches Greifen von Stangen, Langhanteln oder Griffen, auf symmetrisches Stehen, Sitzen oder Liegen auf symmetrisches Ziehen oder Drücken etc. zu achten.

Will man nun explizit Übungen einseitig durchführen – z. B. zum gezielten Ausgleich erheblicher Links/Rechts-Dysbalancen, zur besseren Simulation gewisser Sportteilbewegungen oder aufgrund eines besseren Konzentrationsvermögens – so muss man sich der deutlich höheren Belastungen klar sein, und man wäre gut beraten, diese mit Gegenmaßnahmen im Sinne der Abbildungen C-24 c) und d) zu kompensieren.

#### Beispiel: Einarmiges Schulterdrücken (Abb. C-25)

Will man aus bestimmten Gründen das Kurzhantel-schulterdrücken einarmig ausführen, so bietet es sich z. B. an, in die unbelastete Hand eine gleich schwere Kurzhantel zu nehmen und diese hängend (c) oder angehoben (b) einfach zu halten, bis die einseitige Übung beendet ist. Vorteilhaft ist, wie erwähnt, die hierdurch deutlich reduzierte Belastung der Wirbelsäule und der benachbarten Strukturen. Bietet sich diese Variante der zweiten Last nicht an, so kann auch durch Druck nach oben (d) oder Zug von unten (e) mit gleicher Kraft der Ausgleich erreicht werden. Je fortgeschrittener und kräftiger der Teilnehmer ist, desto besser

kann er natürlich intern durch Zug der kontralateralen aufrichtenden Muskelzüge und durch starke Muskelzuggurtungen die Biegebelastung bereits deutlich reduzieren (aber nicht gänzlich aufheben!).

#### b) Muskuläre Entlastung biegebelasteter Körperbereiche

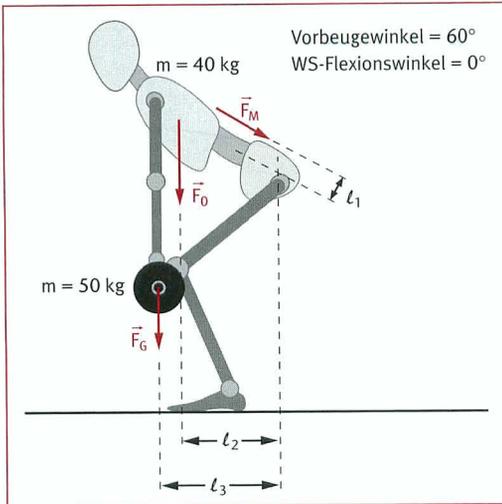
Beim Vorliegen asymmetrischer Belastungen, die äußerlich nicht auf ein symmetrisches Belastungsniveau gebracht werden können, ist der Körper allein auf seine muskulären Entlastungsmechanismen angewiesen.

#### Kontralaterale Muskelzüge

Bei einseitigen Wirbelsäulenbelastungen, die zu einer gewissen Lateralflexion der Wirbelsäule führen, können die kontralateralen Seiteneiger der Wirbelsäule (s. Kap. D 2.2c) bei ausreichender Stärke eine entsprechend große Gegenkraft im Sinne der Abbildung C-24d leisten. Hierdurch wird die Biegebelastung der Wirbelsäule erheblich reduziert.

#### Gelenkstabilisierer

Direkte gelenkumgurtende Muskelzüge können je nach Widerstandsrichtung das Gelenk



**Abb. D-12** Kräftebetrachtung beim Vorbeugen mit geradem Rücken  
Vorbeugewinkel  $60^\circ$ ; Flexionswinkel  $0^\circ$ ; Oberkörpergewicht  $F_O = 400 \text{ N}$  (40 kg); gehaltenes Gewicht  $F_G = 500 \text{ N}$  (50 kg); Höhe  $L_5/S_1$

### Kräftegleichgewicht in L5/S1

$$\sum \vec{F} = 0$$

$$\Rightarrow \text{Druckkraft: } F_D = F_M + (F_O + F_G) \cdot \cos 60^\circ$$

$$F_D = 5950 \text{ N (595 kg)}$$

$$\Rightarrow \text{Scherkraft: } F_S = (F_O + F_G) \cdot \sin 60^\circ$$

$$F_S = 780 \text{ N (78 kg)}$$

### Druckbelastung

Unter diesen stark vereinfachenden Annahmen würde bei einem Vorbeugewinkel von  $60^\circ$  somit eine Druckkraft von 5950 N (595 kg) auf die Bandscheibe wirken. Bei einer Bandscheibenfläche von angenommenen  $18 \text{ cm}^2$  verursacht diese Druckkraft einen Druck von:

$$p = F_D/A = 330 \text{ N/cm}^2 = 3,3 \text{ MPa (33 kg/cm}^2\text{)!}$$

Wie weiter oben aufgeführt, können aufgrund der Bandscheibenkonstruktion (Lamellenanordnung, osmotischer Kerndruck) sehr hohe axiale Druckbelastungen toleriert werden. Insofern kann bei einer gesunden Wirbelsäule

davon ausgegangen werden, dass diese Belastung, wenn die eigene Rückenstreckerkraft ausreicht, den Rücken gerade zu halten, mit den vorhandenen Festigkeiten der passiven Strukturen problemlos ableitbar ist.

### Scherkräfte

Weiterhin wirkt noch eine nach vorn gerichtete Scherkraft in Höhe von 780 N (78 kg). Für die Aufnahme höherer Scherkräfte sind die Lamellenringe nun weniger geeignet. Als wesentliches passives Rückstellsystem wirken hier die Facettengelenke, die die Scherbelastung über die Wirbelbögen nach kaudal ableiten [Hutton 1992]. Die Scherkräfteableitung ist umso besser gegeben, je größer der Flächenkontakt der beiden korrespondierenden, knöchernen Gelenkfacetten ist. Aufgrund der Neutralhaltung der Wirbelsäule und der hierfür erforderlichen hohen Aktivität des Erector spinae ist der Gelenkfacettenkontakt sicherlich als großflächig und als sehr kompakt zu bezeichnen. Insofern ist von einer physiologischen Scherkräfteableitung auszugehen.

Im Falle einer Spondylolyse – also einem Riss im Wirbelbogen – kann das betroffene Facettengelenk keine Scherkraft mehr aufnehmen. Hier gilt es, vornehmlich bei höheren Dynamiken, sich keinen hohen Scherkräften auszusetzen, um die Gefahr einer Spondylolisthese – einem Wirbelgleiten nach vorn – zu vermeiden. Aktiv wird einer ventral wirkenden Scherkraft auch noch über die muskuläre Vertauung der Fascia thoracolumbalis entgegengewirkt (s. Kap. D 2.3b). Hieraus ergeben sich natürlich entsprechende Trainingskonsequenzen für eine optimierte Verteilung der wirkenden Scherkraft auf einen größeren Wirbelsäulen-Abschnitt mit intakten Wirbelbögen.

### Vorbeugewinkel

Mit wachsender Wirbelsäulenvorbeugung – also mit zunehmender Beckenkipfung – nimmt der Lastarm und somit das nach vorn beugende Drehmoment zu. Im Übrigen erfahren somit auch Menschen mit einem längeren

geschwindigkeiten und den hierfür erforderlichen Beschleunigungen berücksichtigen. Da bei vielen Sportarten schnelle bis sehr schnelle Bewegungen auftreten und auch im Alltag diverse Vorgänge sehr schnell erfolgen, ist eine Betrachtung ohne dynamischen Einfluss unvollständig.

Um Lasten (auch das Körpergewicht allein) nicht nur zu halten, sondern auf eine bestimmte Geschwindigkeit zu beschleunigen und den Körper auch wieder abzubremesen, sind zusätzliche Beschleunigungs- und Abbremskräfte aufzubringen. Es gilt: Je höher die Beschleunigung/Abbremsung, desto größer die Kraft. In Ergänzung zu den Ausführungen in KT-Prinzip 7 werden die allgemeinen Überlegungen zur Dynamik nun in Bezug auf die Wirbelsäule spezifiziert.

### Beschleunigung – Energieerzeugung

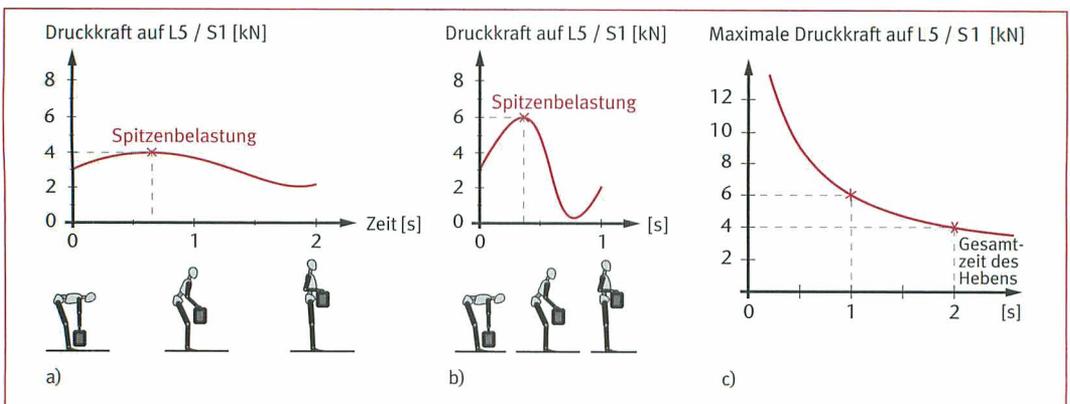
Wie wir bereits gesehen haben, nimmt beim Hochheben von Massen die hierfür erforderliche Hebekraft mit wachsender Beschleunigung zu (s. Kap. B und KT-Prinzip 7).

Jäger berechnete nun, was dieses Mehr an Beschleunigungskraft für die Belastung der Wirbelsäule bedeutet. Er betrachtete bei einem Hebevorgang die wirkende Druckbelastung im Lenden-/Kreuzbeinübergang L5/S1

bei gegebener Hebegeometrie in Abhängigkeit von der Hebezeit. Ausgehend von einer 90° vorgebeugten Haltung, aus der eine 20 kg Last in eine aufrechte Haltung gebracht werden soll, stehen für den Hebevorgang im Fall a) 2 Sekunden und im Fall b) nur 1 Sekunde zur Verfügung (Abb. D-19). Es ergab sich im Fall a) eine Druckspitzenbelastung von ca. 4000 N (400 kg), die im Fall b) um 50 % auf ca. 6000 N (600 kg) zunahm. Wird die Hebezeit immer weiter verkürzt, so kommt es schließlich zu einem dramatischen Anstieg der Druckspitzenbelastung (Abb. D-19c).

Mit zunehmender Beschleunigung steigt nicht nur die Druckbelastung, je nach Bewegungsrichtung erhöhen sich auch Scherbelastungen [Marras] sowie Biege- und Torsionsbelastungen.

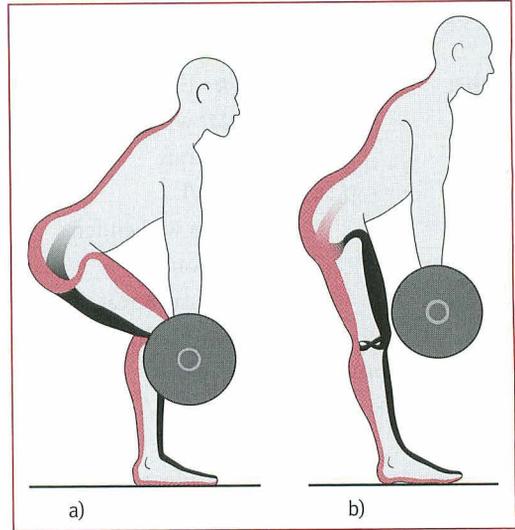
Die Fähigkeit zur Erzeugung hoher Beschleunigungswerte hängt neben den neuronalen Faktoren in erster Linie von der Muskelkraft der konzentrisch wirksamen Muskulatur, insbesondere von der Querschnittsfläche des FT-Faser-Anteils ab, je größer der FT-Faser-Querschnitt, desto größer das Beschleunigungsvermögen. Nun muss bei jeder beschleunigten Bewegung die Beschleunigungskraft gemäß dem Prinzip „Actio = Reactio“ über den Körper abgeleitet werden. Dies



**Abb. D-19** Dynamische Druckbelastung der Wirbelsäule beim Anheben von 20 kg. [modifiziert nach Jäger 1990]  
a) bei 2 Sekunden Hebezeit, b) bei 1 Sekunde Hebezeit, c) Druckspitzenwerte in Abhängigkeit der Gesamt-hebezeit

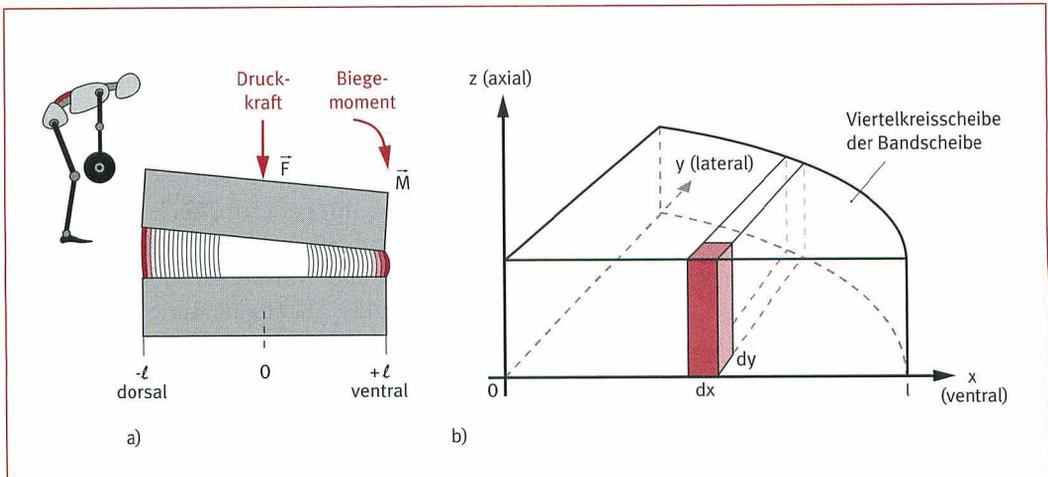
So fand *Wilke* bei seinen intradiskalen Druckmessungen im Bandscheibenkern (L4/L5), dass die gekrümmte Wirbelsäulenhaltung eine Druckerhöhung im Nukleus-Zentrum von ca. 30% bewirkte. Aufgrund der hydrostatischen Verhältnisse wird dieser erhöhte Druck im gesamten Bandscheibenkern herrschen (Druckwert abhängig vom Vorbeuge- und Flexionswinkel; gehobene Last war 20 kg).

In den äußeren Lamellenringen des Anulus fibrosus und in den dorsalen Strukturen (Längsbänder, Gelenkkapseln) werden aufgrund ungünstigerer mechanischer Verhältnisse und mangelnder Hydrostatik höhere Werte zu erwarten sein. Unter den folgenden sehr vereinfachenden Annahmen kann die Druckbelastung im ventralen Bereich der Bandscheibe bei vollständiger Wirbelsäulenkrümmung wie folgt dargestellt werden. Die vereinfachenden Annahmen hierbei sind: Isotrope Verhältnisse (homogene elastische Eigenschaften), Hydrostatik vernachlässigt, keine muskulären und sonstigen Rückstellkräfte außer durch Bandscheibe selbst, keine Scherkräfte, Bandscheibe kreisförmig und statische Betrachtung (s. a. Abb. D-15).



**Abb. D-14** Muskelschlingen beim Vorbeugen mit gebeugten oder gestreckten Beinen.

a) Gluteus maximus/Quadrizeps-Schlinge sowie synergistische Ischiokruralanteile,  
b) Gluteus maximus /Ischiokrurale/Gastrocnemius-Schlinge (In beiden Fällen ist die gerade WS-Haltung durch eine hohe isometrische Erector spinae-Aktivität gewährleistet)



**Abb. D-15** WS-Belastung beim Vorbeugen in gekrümmter Haltung (kritisch)

a) Kraftwirkung auf Bandscheibe, b) Berechnungsmodell für Biegebelastung der Bandscheibe