

Aus dem Institut für Funktionelle Morphologie  
der Ruhr-Universität Bochum

ehemaliger Leiter: Prof. Dr. phil. H. Preuschoft

---

Die Biomechanik der menschlichen Wirbelsäule in  
Abhängigkeit vom Grad der Ventralflexion

Ein theoretisches Modell mit besonderer Berücksichtigung des intradiscalen  
Drucks

Inaugural-Dissertation  
zur  
Erlangung des Doktorgrades der Medizin  
einer  
Hohen Medizinischen Fakultät  
der Ruhr-Universität Bochum

vorgelegt von  
Frank Jäger  
aus Dortmund  
2003

Dekan: Prof. Dr. med. G. Muhr  
Referent: Prof. Dr. phil. H. Preuschoft  
Coreferent:

Tag der mündlichen Prüfung:

*Für meine Eltern und für Susanne*

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG</b>	<b>1</b>
1.1	Pathophysiologie der degenerativen Dorsopathien	2
1.2	Bisherige Modelle und theoretische Erwägungen	7
1.3	Ansatz	21
1.4	Die Statik des Rumpfes	23
1.4.1	Das Modell	23
1.4.1.1	Die Biegemomente	24
1.4.1.2	Der intradiscale Druck	33
<b>2</b>	<b>MATERIAL UND METHODE</b>	<b>35</b>
2.1	Material	35
2.2	Methode	35
2.2.1	Definitionen	35
2.2.1.1	Der intradiscale Drehpunkt	35
2.2.1.2	Der Schwerpunkt eines Abschnittes	36
2.2.1.3	Die Wirkungslinie der Rückenmuskulatur	36
2.2.1.4	Konsequenzen der natürlichen Wirbelsäulenkrümmung	40
2.2.2	Datenerhebung	43
2.2.2.1	Anhand der Kernspintomographien erhobene Längenmaße	43
2.2.2.2	Abschnittsgewichte	43
2.2.2.3	Querschnittsflächen der Wirbelkörper	44
2.2.2.4	Wirbelsäulenkrümmung	44
2.2.3	Datenverarbeitung	45
2.2.3.1	Die von der Gewichtskraft ausgeübten Biegemomente	45
2.2.3.2	Die von der Rückenmuskulatur ausgeübten Biegemomente	47
2.2.3.3	Die von der Rückenmuskulatur aufzubringende Kraft	47
2.2.3.4	Die auf die Bandscheibe einwirkende Last	47
2.2.3.5	Der intraspinale Druck	48
<b>3</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	<b>49</b>
3.1	Gemessene und recherchierte Werte	49
3.1.1	Achsenparallele Strecken	49
3.1.2	Sagittale Strecken zur Berechnung des Hebelarmes der Gewichtskraft	50

3.1.3	Die Hebelarme der Rückenmuskulatur	52
3.1.4	Die tragenden Querschnittsflächen der Wirbelkörper	54
3.1.5	Die Masse der einzelnen Körperabschnitte	56
<b>3.2</b>	<b>Errechnete Werte</b>	<b>61</b>
3.2.1	Die Biegemomente	61
3.2.2	Die von der Rückenmuskulatur aufzubringende Kraft	63
3.2.3	Die auf die Bandscheiben einwirkenden Lasten	64
3.2.4	Der intradiscale Druck	67
<b>4</b>	<b>DISKUSSION</b>	<b>69</b>
<b>4.1</b>	<b>Analyse einzelner Parameter</b>	<b>69</b>
4.1.1	Die Zusammensetzung des Hebelarmes der Gewichtskraft	69
4.1.2	Die Zusammensetzung und die Änderung der Gewichtskraft-Biegemomente entlang der Wirbelsäule	75
4.1.3	Die Zusammensetzung der Last aus Gewichtskraft- und Muskelkraftanteilen	78
4.1.4	Der Zusammenhang von Wirbelkörperoberfläche, Last und intradiscalem Druck	84
<b>4.2</b>	<b>Einordnung der Ergebnisse</b>	<b>91</b>
4.2.1	Vergleich mit empirisch erhobenen Meßwerten	91
4.2.2	Diskussion des Kontextes	98
4.2.2.1	Kompressionsstabilität der Wirbelsäule	99
4.2.2.2	Risikofaktoren für Schäden an der Wirbelsäule	100
4.2.3	vereinfachende Annahmen und Grenzen des Modells	102
<b>4.3</b>	<b>Der Effekt einer -z. B. operativen- Verlängerung des Hebelarmes der Rückenmuskulatur</b>	<b>107</b>
	<b>BIBLIOGRAPHIE</b>	<b>111</b>

## Verzeichnis der Abbildungen

<i>Abbildung 1: Die Zusammensetzung des Hebelarmes der Gewichtskraft bei aufrechter Körperhaltung für den obersten Abdominalabschnitt (Th9-Th11) bezüglich der Ebene L2/L3. (Erläuterungen im Text)</i>	27
<i>Abbildung 2: Zusammensetzung des Hebelarmes der Gewichtskraft bei vorgebeugter Körperhaltung. (Erläuterungen im Text)</i>	29
<i>Abbildung 3: Kompression der Bandscheibe durch eine Kraft X, resultierend aus den beiden über die Hebelarme Q bzw. R einwirkenden Kräften C und D. Das System steht im Gleichgewicht.</i>	30
<i>Abbildung 4: Darstellung der Bandscheibenkompression durch eine Kraft X. Die Kraft C wirkt über einen Hebelarm; das Gleichgewicht wird über eine Verspannung aufrechterhalten.</i>	32
<i>Abbildung 5: Definition des Hebelarmes der Rückenmuskulatur für kleinere Beugewinkel (0°-53°); Erläuterung im Text</i>	39
<i>Abbildung 6: Definition des Hebelarmes der Rückenmuskulatur für größere Beugewinkel (53°-90°); Erläuterungen im Text</i>	39
<i>Abbildung 7: Die Hebelarme der Rückenmuskulatur entlang der Wirbelsäule für Beugewinkel kleiner und größer als 53°</i>	53
<i>Abbildung 8: Darstellung der Wirbelkörperquerschnittsflächen entlang der Wirbelsäule; Wirbelsäule nach Segmenten unterteilt</i>	55
<i>Abbildung 9: Darstellung der Wirbelkörperquerschnittsflächen entlang der Wirbelsäule; Wirbelsäule metrisch unterteilt. Hierbei wurde die Wirbelsäulenhöhe in kranio-kaudaler Richtung gemessen.</i>	55
<i>Abbildung 10: Gewichte der einzelnen Körperabschnitte des Probanden mit und ohne Berücksichtigung des Gewichtes der oberen Extremitäten</i>	57
<i>Abbildung 11: Gewichte pro cm Höhe der einzelnen Stammabschnitte mit und ohne Berücksichtigung des Gewichtes der oberen Extremitäten</i>	58
<i>Abbildung 12: Zunahme der die Wirbelsäule belastenden Gewichtsanteile nach kaudal mit und ohne Berücksichtigung des Gewichtes der oberen Extremitäten.</i>	59
<i>Abbildung 13: Gesamt-Biegemomente der Gewichtskraft entlang der Wirbelsäule für verschiedene Beugewinkel</i>	61
<i>Abbildung 14: Die von der Rückenmuskulatur entlang der Wirbelsäule aufgebraachte Kraft, dargestellt für verschiedene Beugewinkel</i>	64
<i>Abbildung 15: Veränderungen der Last entlang der Wirbelsäule für verschiedene Stellungen</i>	65
<i>Abbildung 16: Druckänderungen entlang der Wirbelsäule für verschiedene Stellungen</i>	68
<i>Abbildung 17: Zusammensetzung des Hebelarmes der Gewichtskraft: Abschnitt T1 - T8; Ebene L2/L3</i>	70
<i>Abbildung 18: Zusammensetzung des Hebelarmes der Gewichtskraft: Abschnitt L3 - L5; Ebene L5/S1</i>	71
<i>Abbildung 19: Änderung des Gewichtskraft-Hebelarmes entlang der Wirbelsäule bezüglich der Bandscheibe L5/S1, dargestellt für mehrere Beugesituationen</i>	74

<i>Abbildung 20: Von der Gewichtskraft der einzelnen Abschnitte auf L5/S1 ausgeübte Biegemomente pro cm Wirbelsäulenhöhe</i>	76
<i>Abbildung 21: Gegenüberstellung der direkt durch die Rückenmuskulatur, bzw. direkt durch die Gewichtskraft ausgelösten Lastanteile an der Gesamtlast am Beispiel der Zwischenwirbelscheibe L2/L3</i>	80
<i>Abbildung 22: Darstellung des Quotienten der durch die Gewichtskraft, bzw. durch die Rückenmuskulatur direkt ausgeübten Lastanteile</i>	82
<i>Abbildung 23: Darstellung der auf die Zwischenwirbelscheiben bei einer Vorbeugung von 0° einwirkenden Last und des durch sie bewirkten Drucks</i>	86
<i>Abbildung 24: Darstellung der Lasten und Drücke, denen die Bandscheiben bei unterschiedlichen Vorbeugungen ausgesetzt sind</i>	88
<i>Abbildung 25: Vergleich der Nachemson-Meßwerte (blau) mit den errechneten Werten (rot) Beugung: 0°; Analyseebene: s. Tabelle 12; Fall-Nummern und Werte aus Nachemson, A. und J. M. Morris, 1964</i>	94
<i>Abbildung 26: Vergleich der Nachemson-Meßwerte mit errechneten Werten: Ebene: L3; Beugewinkel: 20°; keine zusätzliche Belastung</i>	97
<i>Abbildung 27: Vergleich der Nachemson-Meßwerte mit errechneten Werten: Ebene: L3/L4; Beugewinkel: 20°; Belastung: 10 kg in jeder Hand</i>	98
<i>Abbildung 28: Intradiscle Drücke bei unterschiedlichen Beugewinkeln bei artifizierlicher Verlängerung des Kraftarmes um 2 mm, 5 mm und 10 mm im Vergleich zum normalen Druck. Untersuchte Ebene: L2 / L3</i>	110

## Verzeichnis der Abkürzungen

$a$	Entfernung eines Abschnittsschwerpunktes zum Wirbelkörpermittelpunkt auf gleicher Höhe
$A_{Wk}$	Wirbelkörperoberfläche
$b$	Strecke zwischen dem Ansatz der Processus transversales am Wirbelbogen und dem Ligamentum interspinosum, bzw. Processus spinosus
$\beta$	Beugewinkel, der sich zwischen der Rumpfachse und der Senkrechten aufspannt
$C$	Achsenparallel wirkende Kraft im Modellbeispiel
$D$	Achsenparallel wirkende Kraft im Modellbeispiel
$F_{GP}$	Achsenparalleler Anteil der auf eine Abschnittsgrenze einwirkenden Gewichtskraft
$F_R$	Kraft der Rückenmuskulatur
$G_C$	Gesamtmasse der kranial einer Abschnittsgrenze gelegenen Körperanteile
$G_I$	Masse eines Abschnitts
$h_D$	Axialer Höhenunterschied zwischen der Transversalebene durch einen Abschnittsschwerpunkt und der Analyseebene
$H_G$	Hebelarm der Gewichtskraft
$H_R$	Hebelarm der Rückenmuskulatur
$k$	Sagittaler Versatz zwischen einzelnen Wirbelsäulenabschnitten
$K_N$	Normierungsfaktor für die Wirbelkörperoberflächen
$L$	Last auf einer Bandscheibe
$L_N$	Normierungsfaktor zur Ermittlung der Wirbelsäulenhöhe
$M_G$	Gesamtmoment der Gewichtskraft, dem eine bestimmte Abschnittsgrenze ausgesetzt ist.
$M_{GI}$	Individuelles Biegemoment, welches von einem einzelnen Abschnitt auf eine bestimmte Abschnittsgrenze ausgeübt wird
$M_R$	Biegemoment der Rückenmuskulatur
$O$	Normierungsfaktor zur Umrechnung flächiger Maße anderer Probanden
$P$	Intradiscaler Druck
$P_{HR}$	Dorsaler Endpunkt des Hebelarmes der Rückenmuskulatur
$P_{Pt}$	Ansatzpunkt des Processus transversalis am Wirbelbogen
$P_{RML}$	Flächenmittelpunkt der Querschnittsfläche des linken M. erector spinae

$P_{RMR}$	Flächenmittelpunkt der Querschnittsfläche des rechten M. erector spinae
$P_{Wk}$	Flächenmittelpunkt des Wirbelkörpers
$Q$	Hebelarm der Kraft $C$ im Modellbeispiel
$R$	Hebelarm der Kraft $D$ im Modellbeispiel
$s$	Durch Vorbeugung entstehender Anteil des Hebelarmes der Gewichtskraft
$t$	Anteil am Hebelarm der Gewichtskraft, der durch den sagittalen Versatz zwischen Abschnittsschwerpunkt und Drehpunkt entsteht.
$U$	Normierungsfaktor zur Umrechnung linearer Maße anderer Probanden
$X$	Komprimierende Kraft im Modellbeispiel

# 1 Einleitung

In der Gesellschaft der heutigen Industrienationen gehören Rückenschmerzen zu den häufigsten Gründen für Arztkonsultationen, sowie auch für krankheitsbedingte Arbeitszeitausfälle. Für 1988 wurde beschrieben, daß 60 – 80% aller Menschen irgendwann in ihrem Leben einmal unter Rückenschmerzen leiden. Bei Menschen unter 45 Jahren waren damals Rückenleiden nach Geburten die zweithäufigste Ursache für einen Krankenhausaufenthalt und die häufigste Ursache für eine Einschränkung der körperlichen Aktivität. Bei Menschen im Alter von 45 bis 65 Jahren lagen sie als Ursache eines Krankenhausaufenthaltes immer noch an dritter Stelle hinter Herz-Kreislauf-Erkrankungen und Arthritis bzw. Rheumatismus (Ashton-Miller, J. A. und A. B. Schultz, 1988). Im Jahr 1993 wurden in Deutschland im Bereich der gesetzlichen Krankenversicherung insgesamt ca. 3,7 Mio. Fälle von Arbeitsunfähigkeit mit ca. 75,5 Mio. Arbeitsunfähigkeitstagen allein wegen Krankheiten der Wirbelsäule und des Rückens ausgewiesen. Das bedeutet, daß 15% aller Arbeitsunfähigkeitstage mit Rückenbeschwerden begründet wurden. In den letzten 10 Jahren wurden in Deutschland jeweils zwischen 18 und 21% aller vorzeitigen Berentungen aufgrund von Rückenleiden vorgenommen. Seit der Anerkennung von Rückenleiden als Berufskrankheit im Jahre 1993 wurden jährlich ca. 20% aller Anzeigen wegen des Verdachtes auf Vorliegen einer Berufskrankheit aufgrund von Rückenleiden getätigt. Im ambulanten Krankenversorgungsbereich liegt die Quote der Arztkonsultationen wegen Rückenbeschwerden bei ca. 5%, im stationären Bereich bei ca. 2,2% aller Krankenhaustage. Insgesamt ergab sich hieraus beispielsweise für das Jahr 1994 ein Leistungsaufkommen der Krankenkassen allein wegen Krankheiten der Wirbelsäule und des Rückens von ca. 20,2 Mrd. DM. Dies waren 5,9% aller direkten Kosten. Die oben aufgeführten volkswirtschaftlichen Daten sind dem Gesundheitsbericht für Deutschland für das Jahr 1998 entnommen und illustrieren die sowohl medizinische, als auch ökonomische Aktualität von Dorsopathien.

Ein Heer von Arbeitsmedizinern beschäftigt sich sowohl auf der wissenschaftlich forschenden, als auch auf der unmittelbar betriebsüberwachenden und -beratenden Ebene mit der weitestmöglichen Sicherstellung der „Rückengesundheit“ von

Arbeitsbedingungen. Aufgrund des immer mehr an Bedeutung gewinnenden Kostendruckes und der wachsenden Einsicht bezüglich der - auch finanziellen - Vorteile der Prävention gegenüber der Therapie bereits eingetretener Rückenschäden, organisieren inzwischen nicht nur die gesetzlichen Krankenkassen, sondern auch größere Betriebe kostenlose „Rückenschulen“ für ihre Versicherten bzw. Angestellten.

### **1.1 Pathophysiologie der degenerativen Dorsopathien**

Wenn auch ein großer Teil der Rückenschmerzen, der Bundesgesundheitsbericht für das Jahr 1998 geht von bis zu 80% aus, idiopathisch, also unklaren Ursprungs ist, so ist bei vielen Dorsopathien der Einfluß mechanischer Faktoren durchaus erwiesen. So haben Kelsey et al. beispielsweise beschrieben, daß Arbeiter, die öfter als 25mal am Tag Lasten von über 11,3 kg Gewicht heben und dabei Bewegungen mit axial rotierender Komponente ausführen, im Vergleich zu Arbeitern ohne eine derartige Beanspruchung einem 7,2fach erhöhten Risiko für einen lumbalen Bandscheibenvorfall ausgesetzt waren (Kelsey et al. , 1984). Weitere Hinweise auf die pathogenetische Bedeutung mechanischer Beanspruchung fanden Jäger et al., die in einer Gruppe von Transportarbeitern einen um 27% höheren Anteil von Personen mit Wirbelsäulenerkrankungen feststellten, als in einer beruflich kaum körperlicher Beanspruchung ausgesetzten Kontrollgruppe (Jäger, M. et al., 1990). Burgdorf und Laan fanden in einer Umfrage unter Fabrikarbeitern eine Prävalenz von Rückenschmerzen von 46% und von Nackenschmerzen von 34% (Burgdorf, A. und J. Laan, 1991). Bei einer Untersuchung unter Pflegehelfern fand Kumar heraus, daß solche mit Rückenbeschwerden in ihrem bisherigen Berufsleben einer signifikant höheren kumulativen körperlichen Arbeitsbelastung ausgesetzt waren als diejenigen, die keine Rückenbeschwerden beklagten (Kumar, S., 1990).

Sowohl die subjektiven Beschwerden, als auch die objektivierbaren Leiden konzentrieren sich vor allem im Bereich der Lendenwirbelsäule, aber auch der Halswirbelsäule. Beschwerden im Bereich der Brustwirbelsäule sind deutlich seltener (Jäger, M. et al., 1990); (Oehmke, H.-J., 1986). Beispielsweise sind die häufigsten Lokalisationen für Bandscheibenvorfälle die Disci intervertebrales C5/C6, C6/C7, L4/L5 und L5/S1 (Ashton-Miller, J. A. und A. B. Schultz, 1988).

Die Ursache für das gehäufte Auftreten von Beschwerden gerade in diesen Regionen wird in der Tatsache gesehen, daß die Wirbelsäule hier am mobilsten ist und sich die Bewegung daher in diesen Abschnitten konzentriert (Oehmke, H.-J., 1986). Ergänzend scheint auch gerade die unmittelbare Nachbarschaft zu bewegungsarmen Wirbelsäulenabschnitten wie der thorakalen und der sakralen Wirbelsäule einen zusätzlichen Risikofaktor darzustellen (Mathiash, H.-H., 1955). Neben dem Bandscheibenvorfall sind jedoch noch zahlreiche andere Dorsopathien kausal mit mechanischer Belastung verbunden: So beschreiben Smith und Fernie eine Kette degenerativer Prozesse, an deren Ende die Spondylolisthesis steht (Smith, T. J. und G. R. Fernie, 1991). Weitere pathologische Prozesse, die mit mechanischer Belastung in ursächlichem Zusammenhang stehen, sind degenerative Bandscheiben-Veränderungen, die ab dem 20. Lebensjahr auftreten und in deren Folge auch Umbauten der Facettengelenke stattfinden können. Schließlich sind noch Frakturen der Wirbelkörper-Endplatten und der Wirbelbögen beschrieben, die meistens in Form von Ermüdungsfrakturen auftreten und bei regelmäßig Sport treibenden Personen bis zu 4mal häufiger auftreten, als bei anderen (Ashton-Miller, J. A. und A. B. Schultz, 1988), (Butler, D. et al., 1990). Insbesondere Frakturen der Wirbelkörper-Endplatten können jedoch durchaus auch als Folge eines einzelnen Traumas in Form von zu hoher Druckbelastung auftreten (s. u.).

Hinsichtlich der Art der mechanischen Belastung, die zur Schädigung einzelner Anteile der Wirbelsäule führt, herrscht in der Literatur weitgehend Einigkeit, wengleich ein großer Teil der diskutierten pathologischen Mechanismen nach wie vor nicht endgültig gesichert ist. Einhellig ist die Meinung, daß für die Discopathien in der Regel eine Kombination aus erhöhtem Druck und biegenden, scheren oder axial rotierenden Momenten verantwortlich zu machen ist (Adams, M. A. und P. Dolan, 1991), (Shirazi-Adl, 1994), wohingegen eine Fraktur der Wirbelkörper-Endplatten in der Regel ausschließlich durch erhöhten intraspinalen Druck zu erklären ist. Dieser kann, wie bereits erwähnt, entweder in Form eines einmaligen massiven axialen Kompressionstraumas, das heißt einer einmaligen Episode stark erhöhten intraspinalen Drucks, oder aber in Form rezidivierend einwirkender, dann jedoch weniger deutlich erhöhter intraspinaler Drücke auftreten. Jäger et al. schreiben hierzu: „Ein Vergleich der mittleren Festigkeit der Wirbelsäulenpräparate mit den Druckkraftwerten aus

biomechanischen Modellrechnungen zeigt, daß die mechanische Belastung der Wirbelsäule bei üblichen Lastenmanipulationen in der gleichen Größenordnung liegt wie die Festigkeit von Wirbelsäulenelementen. Damit können die hohen biomechanischen Belastungen der Wirbelsäule eine Erklärung für die nachgewiesene Erkrankungshäufigkeit sein.“ (Jäger, M. et al., 1990). Der Sicherheitsfaktor bezüglich der Stabilität der Wirbelsäule ist also bereits bei normaler Tätigkeit sehr gering.

Der intraspinale Druck resultiert in seiner Höhe aus der Summe aller axial komprimierend wirkenden Kräfte.

Die Reaktion einzelner Wirbelsäulenelemente auf diese axiale Kompression ist vielfältig: Bereits 1957 hat Perey beschrieben, daß bei reiner axialer Kompression von Bewegungssegmenten zunächst die Wirbelkörper-Endplatten frakturieren. Als zweitschwächstes Glied kollabiert danach der Wirbelkörper selbst, und erst anschließend kommt es zur Austreibung des Nucleus pulposus aus der Bandscheibe in der Transversalebene. Dieser Sachverhalt ist seitdem vielfach nachvollzogen worden (siehe hierzu Adams, M. A. und P. Dolan, 1991). Allerdings haben Yoganandan et al. in in-vitro-Experimenten an Bewegungssegmenten gezeigt, daß bei reiner axialer Kompression der Vorfall des Nucleus in den Wirbelkörper hinein dem Zusammenbruch der Trabekelstruktur vorausgeht. Auch in diesen Experimenten war jedoch das erste nachgebende Glied die Endplatte eines der beiden Wirbelkörper (Yoganandan, N. et al., 1994 a+b).

Der Körper ist zwar in der Lage, sich an hohe axiale Belastungen durch Umbau der Wirbelkörper anzupassen, jedoch ist eine regelmäßige und sehr hohe Belastung vonnöten, um derartige Umbauvorgänge einzuleiten. So läßt sich bei Gewichthebern erst ab einer jährlichen Gesamthebeleistung von 1000 Tonnen eine signifikante Erhöhung der Knochendichte im Wirbelbereich nachweisen. Dies weist abermals auf einen niedrigen Sicherheitsfaktor hin. Mit höherer Belastung steigt die Knochendichte dann jedoch exponentiell an (Granhed, H. et al., 1987).

Die oben erwähnte Endplattenfraktur hat als Folge eines axialen Kompressionstraumas auch Folgen für die Bandscheibe selbst. Diese ist nämlich als „largest avascular structure of the human body,, (Ashton-Miller, J. A. und A. B. Schultz, 1988) auf die Ernährung durch Diffusion von den angrenzenden

Strukturen her angewiesen. Insofern kann man die Endplattenfraktur als eine Vorläuferläsion von degenerativen Bandscheibenerkrankungen ansehen, da durch sie die Diffusionswege unterbrochen werden und damit die Ernährung der Bandscheibe beeinträchtigt wird (Ashton-Miller, J. A. und A. B. Schultz, 1988).

Die Bandscheibe selbst reagiert jedoch nicht erst nach Degeneration anderer Wirbelsäulenelemente auf das Einwirken axialer Kompression: So sind die Bandscheiben in den frühen Morgenstunden nach der nächtlichen Erholung noch sehr flüssigkeitsreich. Dies erhöht die Widerstandskraft der Wirbelsäule gegenüber Biegebelastung um ca. 300% (Adams, M. A. et al., 1987). Dieser Flüssigkeitsgehalt und damit die Widerstandskraft der Wirbelsäule nimmt jedoch aufgrund des höheren intraspinalen Drucks in aufrechter Haltung rasch ab: Im Tagesverlauf verliert eine normale Bandscheibe ca. 20% ihres Wassergehaltes. Adams et al. führten diese Situation in einem in-vitro-Experiment künstlich herbei und fanden heraus, daß sich durch anhaltende axiale Kompression der hydrostatische Druck innerhalb des Nucleus pulposus um 13-36% reduziert. Hierdurch veränderten sich die mechanischen Eigenschaften der Bandscheiben erheblich. Der Anteil der Last, der vom Nucleus getragen wurde, reduzierte sich zu Lasten des Anulus fibrosus. Hier wurden nach länger anhaltender Kompression der Bandscheibe insbesondere im posterioren Bereich deutlich höhere Belastungsspitzen gemessen als vorher. Wenn man die Bandscheibe stärker als mit 2kN belastete, so wurden die äußeren Lamellen des Anulus fibrosus nach außen gedrückt, die inneren fielen jedoch in den Nucleus vor. Diese sogenannte „structural disruption“ zieht eine zellgebundene Schädigung der Bandscheibe nach sich: Im Bereich des Anulus steigt der Druck an und dies beeinflusst den Stoffwechsel der Chondrozyten nachhaltig. In der Mitte des Anulus, wo die Drücke am höchsten sind, ist die Produktion von Proteoglykanmatrix durch die Chondrozyten am ausgeprägtesten. Hierdurch verlängern sich die Diffusionswege und es kommt zum Absterben einiger Chondrozyten. Dies wiederum beeinträchtigt die Regenerationsfähigkeit der Bandscheibe bei weiteren Läsionen (Adams, M. A. et al., 1996). Die mechanischen Eigenschaften der Bandscheibe hängen also nicht nur von der aktuellen Belastung ab, sondern werden auch durch die „Belastungsgeschichte“ dieser Bandscheibe beeinflusst.

Gracovetsky und Farfan beschrieben bereits 1984, daß zwischen den einzelnen Kollagenschichten des Anulus fibrosus Brücken bestehen, die bei kurzen

Belastungen ( $< 0,2$  sec.) dafür sorgen, daß sich die einzelnen Faserbündel nicht gegeneinander verschieben können, der Anulus somit nicht nachgeben kann und einen größeren Teil der axialen Last trägt, als bei längeren Belastungen. Hält die Belastung an, so geben diese Brücken nach, die einzelnen Faserbündel verschieben sich gegeneinander und die Bandscheibe verhält sich wie ein hydraulisches Druckgefäß, wobei der Nucleus als Flüssigkeitsbehälter dient. Die vom Anulus getragenen Lastanteile verringern sich dann zu Lasten des Nucleus (Gracovetsky, S. und H. Farfan, 1984).

Hinsichtlich des klassischen Bandscheibenvorfalls ist die Kette pathologischer Ereignisse und Faktoren nicht genau bekannt, Einigkeit herrscht jedoch darüber, daß die betroffene Bandscheibe in der Regel vorgeschädigt sein muß: Gracovetsky und Farfan beschreiben für diese Vorschädigungen zwei grundsätzliche Prozesse: Einerseits ist da die bereits oben erwähnte zentrale Läsion, bei der die Deckplatte beschädigt wird und in der Folge Granulationsgewebe in den Nucleus einwächst und ihn teilweise zerstört. Zwar heilt eine solche Verletzung von Trabekelknochen innerhalb von 10 Tagen ab, das zurückbleibende Narbengewebe beeinträchtigt jedoch sowohl die mechanischen Eigenschaften des Nucleus, als auch die Diffusionswege. Der zweite hier beschriebene Mechanismus bezieht sich auf die Verletzung der Anulusfasern: Durch hohe Druckbelastung und eventuell auch Torsion kommt es zur Vorwölbung des Anulus nach außen, dadurch zur Separation der einzelnen Faserbündel und zum Einriß einzelner Fasern. Der Anulus weist nun einzelne diskontinuierliche radiäre Fissuren auf, die seine Stabilität gegenüber dem intradiscalen Druck einschränken (Gracovetsky, S. und H. Farfan, 1984). Beide Läsionsarten spielen sich in mikroskopischer Größenordnung ab. Wenn sich solche Ereignisse jedoch häufen, so kommt es zu einer Einschränkung der Funktionsfähigkeit der einzelnen Bandscheibenteile und zu Folgeschäden wie zum Nachgeben der inneren dorsalen Anulusfasern und damit zum Bandscheibenvorfall (Ashton-Miller, J. A. und A. B. Schultz, 1988).

Eine solche Kette „degenerativer“ Vorgänge, an deren Ende der Bandscheibenvorfall stand, ist auch von Wilder et al. für Personen, die eine sitzende Tätigkeit ausübten und die länger andauernden Vibrationen ausgesetzt waren, gezeigt worden (Wilder, D. G. et al., 1988).

Die „degenerativen“ Bandscheiben-Erkrankungen sind jedoch nicht nur prädisponierend für das Auftreten eines Prolaps disci intervertebralis, sondern auch für Umbauten an den Facettengelenken: Durch die mikroskopischen Narben nach Verletzung des Nucleus nimmt die Höhe der Bandscheibe ab. Den gleichen Effekt haben auch die Verletzungen des Anulus, die ja die Aufweichung seiner Struktur und damit ein stärkeres seitliches Nachgeben bei erhöhtem intradiscalen Druck zur Folge haben. Auch dies führt zu einer Abnahme der Höhe der Bandscheibe zumindest in Belastungssituationen. Dadurch kommt es aber zu um so stärkerer Subluxation der Facettengelenke je größer die äußere Belastung ist. Diese werden nun nicht mehr adäquat, sondern unphysiologisch belastet. Arthrotische Umbauvorgänge sind die Folge (Ashton-Miller, J. A. und A. B. Schultz, 1988); (Gracovetsky, S. und H. Farfan, 1984).

Es läßt sich also festhalten, daß der intraspinaler Druck in der Regel nicht die alleinige Ursache pathologischer Prozesse im Bereich der Wirbelsäule ist, aber dennoch eine wesentliche Komponente in der Pathophysiologie vieler Dorsopathien darstellt.

## **1.2 Bisherige Modelle und theoretische Erwägungen**

Angesichts der bislang aufgeführten Sachverhalte ist verständlich, daß auf dem Gebiet der Wirbelsäulenmechanik ausgiebig Forschung betrieben wird. Eine ausführliche Darstellung sämtlicher existierenden biomechanischen Modelle ist an dieser Stelle sicherlich nicht sinnvoll, dennoch soll versucht werden, im folgenden einen kurzen Abriß der bisherigen Entwicklung der biomechanischen Wirbelsäulenforschung zu geben:

Eines der ersten Modelle der Wirbelsäulenmechanik wurde von H.-H. Mathiash entwickelt (Mathiash, H.-H.; 1955). Er setzt als mechanisches Äquivalent ein einfaches Lastarm-Kraftarm-Modell ein, wobei der sagittale Abstand des Körperschwerpunktes zum Drehpunkt der Bandscheibe L5/S1 als Lastarm und der Hebelarm der Rückenmuskulatur mit festgelegten 5cm als Kraftarm eingeht. Mathiash betrachtet lediglich statische Positionen und muß somit keine dynamische Komponente berücksichtigen. Die mit Hilfe dieses Modells berechneten Lasten, denen die Bandscheibe L5/S1 ausgesetzt ist, betragen 61kg bei aufrechter Körperhaltung und 421kg bei 90° Vorbeugung. Allerdings geht

Mathiash von einigen falschen Grundannahmen aus, die seine Ergebnisse wesentlich beeinflussen und somit verfälschen. So sagt Matthiash: „Die direkte Belastung durch das Gewicht von Rumpf, Kopf und Armen nimmt mit zunehmender Vorbeugung pro Grad um rund 1,11% ab.“ Diese Abnahme ist jedoch nicht linear (vgl. unter 1.4.1.1). Die zweite Tatsache, die Mathiash übersieht, ist die, daß der Schwerpunkt und der Mittelpunkt der Bandscheibe L5/S1 auch in aufrechter Haltung sagittal versetzt sind und diese Strecke in die Berechnung des Hebelarmes der Gewichtskraft eingehen muß.

Geringfügig modifizierte Modelle dieser Art wurden von mehreren Autoren genutzt um statische Berechnungen anzustellen.

Im Jahre 1950 veröffentlichten Floyd und Silver die Ergebnisse ihrer elektromyographischen Untersuchungen zur Funktion der Rumpfmuskulatur (Floyd, W. F. und P. H. Silver, 1950; 1955) und entfachten damit eine Diskussion über die Bedeutung des Bauchrauminnendruckes für die Entstehung des intraspinalen Druckes, die bis heute noch nicht abgeschlossen ist. Die erstmals von Bartelink aufgestellte Theorie besagt, daß der Bauchrauminnendruck, der auf sämtliche die Bauchhöhle begrenzenden Wände gleichmäßig wirkt, auch das Zwerchfell nach kranial drückt und damit eine dorsalexstendierende Komponente besitzt, die die Rückenmuskulatur entlastet und somit den intraspinalen Druck senkt (Bartelink, D. L., 1957). Der Angriffspunkt dieser Kraft wird in der Zwerchfellmitte angesiedelt (Morris, J. M., D. B. Lucas et al., 1961). Das Ausmaß dieses „pneumatic mechanism“ wurde von Davis für das Heben schwerer Lasten mit 1/6 der gehobenen Last quantifiziert (Davis, P. R., 1959). Morris und Lucas sprechen sogar von einer Reduktion der LWS-Belastung um 30% und der BWS-Belastung um 50% allein durch die Steigerung des Bauchrauminnendruckes (Morris, J. M., D. B. Lucas et al., 1961). Auch Preuschoft et al. haben sich bei der Analyse des Bewegungs- und insbesondere Sprungverhaltens kleiner Primaten dieser Theorie bedient und deutliche Reduktionen der mechanischen Wirbelsäulenbelastung errechnet (Preuschoft, Fritz und Niemitz, 1979). Die von Floyd und Silver durchgeführten Untersuchungen zeigten, ergänzt durch die von Asmussen und Klausen beschriebenen Ergebnisse, daß der Bauchrauminnendruck im wesentlichen über die Aktivität der schrägen und transversalen Bauchmuskulatur geregelt wird. Die Mm. recti abdominis stehen zum M. erector spinae in einem Agonist-Antagonist-Verhältnis: Elektromyographisch läßt sich

nachweisen, daß auch beim Heben von Lasten, also bei stark erhöhtem Bauchrauminnendruck, stets nur ein Set aktiv ist, entweder die gerade Bauchmuskulatur oder die autochthone Rückenmuskulatur (Floyd, W. F. und P. H. Silver, 1950; 1955), (Asmussen, E. und Klausen, K., 1962). Dagegen ist eine gleichzeitige Aktivität der Mm. obliqui und transversus abdominis und des M. erector spinae, insbesondere beim Heben schwerer Lasten, die Regel. Der entwickelte intraabdominelle Druck ist hierbei der elektromyographisch nachweisbaren Aktivität der Bauchmuskeln direkt proportional. Außerdem ließ sich eine Proportionalität zwischen der gehobenen Last und dem intraabdominellen Spitzendruck feststellen (Morris, J. M., D. B. Lucas et al., 1961). Ein erhöhter intraabdomineller Druck beim Heben von Lasten ist oft nachgewiesen worden, schließlich wurde sogar der Bauchrauminnendruck als Indikator der spinalen Belastung gewertet und Arbeitsbelastungen daran gemessen (Davis und Stubbs, 1977,1978). Alle diese Untersuchungen beschäftigen sich mit Bewegungsabläufen, nicht mit statischen Körperhaltungen. 1997 indessen untersuchte Kumar das Verhalten des Bauchrauminnendrucks in statischen Situationen, nämlich beim Halten von Lasten in verschiedenen, in der Sagittalebene gebeugten Stellungen. Er fand keinerlei Assoziation zwischen dem Bauchrauminnendruck und der spinalen Belastung, noch einen Anstieg des intraabdominellen Drucks mit zunehmender Ermüdung der dorsalen Rumpfmuskulatur. Er zieht somit den Schluß, daß der Bauchrauminnendruck keine geregelte Größe ist, sondern sich in Abhängigkeit von der Körperhaltung und Tätigkeit zwangsläufig aus der Aktivität der die Bauchhöhle einschließenden Muskelgruppen ergibt. „Based on these observations it has been concluded that the intra-abdominal pressure is not an active spine load-relieving mechanism.“ (Kumar, S., 1997).

Hierfür sprechen auch die Ergebnisse von Nachemson et al., die den intradiscalen Druck während der Durchführung eines Valsalva-Manövers maßen. Dieser Begriff bezeichnet die willkürliche Erhöhung des intraabdominellen und intrathorakalen Drucks durch Bauchpresse und Anspannung der Expirationsmuskulatur nach maximaler Inspiration gegen die geschlossene Glottis. Nachemson et al. zeigten, daß in aufrechter Körperhaltung der intradiscale Druck durch die Durchführung eines Valsalva-Manövers deutlich erhöht wird. Bei 30° Vorbeugung ging jedoch der intradiscale Druck während des Valsalva-

Manövers zurück (Nachemson et al., 1985). Krag et al. zeigten eine signifikante Zunahme der Erector-spinae-Aktivität bei einem Valsalva-Manöver (Krag et al., 1987). Auch dieses Ergebnis rechtfertigt Zweifel an der Annahme einer intraspinalen Druckreduktion durch erhöhten Bauchrauminnendruck. Allerdings wird die Aussagefähigkeit dieser Ergebnisse dadurch eingeschränkt, daß beim Valsalva-Manöver die Mm. recti abdominis mit aktiviert werden und damit das Aktivitätsmuster nicht dem entspricht, welches beim Heben von Lasten zur Erhöhung des intraabdominellen Drucks führt. 1995 führten McGill et al. Untersuchungen zum Heben von Lasten unter forcierter Ventilation durch und zeigten, daß sowohl beim isometrischen Halten, als auch beim dynamischen Heben von schweren Lasten zwischen 73 kg und 95 kg unter forcierter Ventilation eine nur geringe Aktivität der Bauchmuskulatur (geringer als 5% der maximal möglichen Aktivität) nachzuweisen ist. Der intraabdominelle Druck bleibt dabei unterhalb von 10 mmHg, erhöht sich also nicht wesentlich gegenüber der Situation bei körperlicher Ruhe. Sie interpretierten ihre Ergebnisse dahingehend, daß bei offener Glottis ein erhöhter intraabdomineller Druck nicht zu erzeugen sei. Wenn es also einen Regelkreis zur Protektion der Wirbelsäule durch Erhöhung des intraabdominellen Drucks gebe, so sei dieser zumindest anderen Regelkreisen, wie zum Beispiel dem zur Erhöhung der Atemfrequenz bei erhöhtem Sauerstoffbedarf, untergeordnet (McGill, S. M. et al., 1995). Ein weiterer Kritikpunkt am oben beschriebenen Modell wurde 1984 von Gracovetsky und Farfan formuliert, welche die von Morris beschriebenen intraabdominellen Druckwerte extrapolierten und feststellten, daß beim Heben schwerer Lasten der Bauchrauminnendruck den arteriellen Blutdruck ca. um das zehnfache überschreiten müsste, eine unter physiologischen Gesichtspunkten unhaltbare Annahme.

Man muß jedoch bedenken, daß die Untersuchungen, in denen ein erhöhter Bauchrauminnendruck nachgewiesen wurde, sich sämtlich mit dem dynamischen Heben von schweren Lasten, also mit Situationen erhöhter mechanischer Belastung der Lendenwirbelsäule befaßten. In solchen Situationen ist eine Stabilisierung des Lendenabschnittes, der im Gegensatz zum thorakalen und sakralen Rumpfabschnitt über keinerlei knöchernen Unterstützung neben der Wirbelsäule verfügt, sicherlich wünschenswert. Die Kontraktion mehrerer antagonistisch wirkender, achsenparallel verlaufender Muskelgruppen führt

zweifellos zu einer derartigen Stabilisierung, ist also auch dann statisch sinnvoll, wenn der diskutierte „pneumatic mechanism“ nicht entscheidend ist. Da trotz vielfältiger Untersuchungen die Rolle des intraabdominellen Drucks nicht geklärt ist, wurde er in der vorliegenden Arbeit nicht berücksichtigt.

Die wesentliche den bislang beschriebenen Modellen entgegengebrachte Kritik ergab sich stets aus der Konfrontation mit der Realität: Die mit ihrer Hilfe errechneten intraspinalen Drücke lagen jeweils weit oberhalb der Drücke, die man auf einzelne Bewegungssegmente ausüben kann, ohne sie zu zerstören. Diesem Problem versuchten Gracovetsky und Farfan 1984 in einem sehr ambitionierten Artikel mit dem Titel „The optimum spine“ gerecht zu werden: Die Verfasser gehen hier davon aus, daß die menschliche Wirbelsäule, als fortgeschrittenes Produkt der Evolution, optimal an die an sie gerichteten Anforderungen angepaßt sein muß. Somit verbietet sich das Auftreten von Drücken, die zur Zerstörung der Wirbelsäule geeignet sind. Gracovetsky und Farfan postulierten damals unter der Formel „minimization and equalization“ die Existenz zweier Regelkreise für intraspinale Belastung. So forderten sie einen inneren Regelkreis, dessen Aufgabe es ist, die lokale Belastung zu minimieren und einen äußeren, der durch Variation des Reaktionszentrums innerhalb der Wirbelsäule die Belastung im Bereich der gesamten Wirbelsäule angleicht und dadurch lokale Extrembelastungen verhindert. Gracovetsky fordert als afferentes Element dieses Regelkreises die Existenz von Stress-Sensoren im Intervertebralgelenk (Gracovetsky, S., 1985). Solche Rezeptoren konnten jedoch bis heute nicht nachgewiesen werden.

Als Instrument der Druckreduktion beschreiben Gracovetsky und Farfan die Unterstützung der Rückenmuskulatur durch die dorsalen Bandstrukturen: Bereits Floyd und Silver haben nachgewiesen, daß bei stärker als 40° vorgebeugten Körperhaltungen die Rückenmuskulatur nicht aktiv ist (Floyd, W. F. und P. H. S. Silver, 1955). Bei diesen Beugewinkeln wird also das beugende Moment nicht von der Rückenmuskulatur, sondern von den dorsalen Bandstrukturen antagonisiert, die bei Beugewinkeln unter 40° allenfalls einen Teil der Belastung aufnehmen. Gracovetsky und Farfan unterteilen die Funktionsmechanismen der dorsalen Bandstrukturen in einen aktiven und einen passiven Anteil: Den passiven Anteil stellt das sogenannte „middle ligament“, also die in der Medianebene gelegenen Bandstrukturen, dar. Dieses „middle ligament“ wird nur bei maximaler Flexion wirksam und verspannt die benachbarten Wirbel miteinander. Als aktiver

Teil wird die Fascia thoracolumbalis bezeichnet: Die Autoren beziehen sich hier auf Fairbanks und O'Brien, die 1980 nachgewiesen haben, daß ein Anspannen der schrägen Bauchmuskulatur durch Zug an der Fascia thoracolumbalis zu einer Aufrichtung der Lendenwirbelsäule führt (Fairbanks und O'Brien, 1980). Somit kann also durch Kontraktion der schrägen Bauchmuskulatur ein im Sinne einer Dorsalextension wirkendes Moment ausgeübt werden, welches natürlich eine Entlastung des M. erector spinae zur Folge hat. Auf die Auswirkung der von Gracovetsky und Farfan vorgeschlagenen Mechanismen auf den intraspinalen Druck wird unter 1.4.1 noch ausführlich eingegangen.

Da dieser aktive Anteil in den unterschiedlichen Segmenten der Wirbelsäule unterschiedlich stark wirksam wird, nehmen Gracovetsky und Farfan einen hierüber erfolgenden Belastungsausgleich im Sinne des oben beschriebenen äußeren Regelkreises an. Das pathologische Agens hinsichtlich der Gelenkschädigung ist dann eine nicht ideal koordinierte Muskelaktivität und der dadurch unvollkommene Belastungsausgleich entlang der Wirbelsäule. Als Anhalt für die Richtigkeit der „equalization“-Theorie wertet Gracovetsky die Tatsache, daß sämtliche Wirbelkörper die gleiche Knochendichte aufweisen, gemäß dem Wolff'schen Gesetz also auch gleichen Belastungen ausgesetzt sein müssen. Hierzu muß man allerdings sagen, daß Granhed, Johnson et al. 1987 in einer Studie über Wirbelsäulenbelastungen von Weltklassegewichthebern festgestellt haben, daß sich die Knochendichte der Wirbelkörper zwar auch erhöhten Belastungen anpaßt, daß jedoch eine jährliche Hebeleistung von über 1000 Tonnen erbracht werden muß, um einen signifikanten Anstieg der Knochendichte zu bewirken (Granhed, H., R. Jonson et al., 1987). Ob sich bei einem unter normalen Umständen lebenden Menschen also Unterschiede in der Belastung auch in unterschiedlicher Knochendichte einzelner Wirbelkörper niederschlagen würden, ist zumindest zweifelhaft, zumal ja eine Belastungszunahme von kranial nach kaudal in ihrer eventuellen Wirkung auf den Knochenstoffwechsel noch dadurch abgemildert wird, daß ja auch die Querschnittsfläche der Wirbelkörper in kranio-kaudaler Richtung zunimmt. Als weiteren Anhalt für die Existenz eines zentralen Regelmechanismus' wertet Gracovetsky die Tatsache, daß die größtmögliche Anstrengung lediglich 2/3 der Ressourcen nutzt. Aus der Tatsache, daß die Strukturen theoretisch das Heben von bis zu ca. 300 kg verkraften, man aber maximal ca. 210 kg heben kann, schließt er auf das Vorhandensein eines

sogenannten „fail-safe-mechanism“, der vor Versagen des Systems zum Aufgeben zwingt.

Die Empfehlung, die Gracovetsky aus seinen Erläuterungen ableitet, lautet, beim Heben von Gegenständen möglichst die Lendenlordose aktiv aufzuheben, also soweit wie möglich zu kyphosieren und somit die dorsalen Bänder zur Entlastung der Rückenmuskulatur in Anspruch zu nehmen (Gracovetsky, S., H. Farfan, 1984). Schramm et al. und Busching haben allerdings gezeigt, daß eine Vorbeugung über eine bestimmte Grenze hinaus ohnehin mit einer zunehmenden Aufhebung der Lendenlordose verbunden ist (Schramm, J.C. et al., 1997; Busching, K., 1998).

Ein gänzlich anders geartetes Modell der Lendenwirbelsäule wurde 1989 von R. M. Aspden beschrieben. Es ist weitgehend unbeachtet geblieben und soll daher an dieser Stelle vorgestellt werden: Aspden betrachtet die Lendenwirbelsäule im Gegensatz zu anderen Autoren nicht als gekrümmten, senkrecht stehenden Stab, der im wesentlichen der Gewichtskraft der kranial gelegenen Körperabschnitte ausgesetzt ist, sondern als Gewölbebogen, der entsprechend der lordotischen Krümmung in aufrechter Körperhaltung nach anterior konvex ist. Bei dem statischen System der Wirbelsäule handelt es sich laut Aspden ebenso wie beim Gewölbebogen um ein nicht determiniertes System, da zu viele nicht bestimmte Faktoren Einfluß nehmen, als daß man Kraftverteilungslinien sicher festlegen könnte. Dennoch kann man für bestimmte Situationen denkbare Kraftverteilungslinien ermitteln, die jedoch aufgrund von marginalen Veränderungen der äußeren Umstände allenfalls für einen kurzen Moment der wirklichen Kraftverteilung entsprechen. Trotzdem kann man für diesen Moment Aussagen über die Stabilität des Bogens treffen: Er wird dann stabil sein, wenn die Kraftverteilungslinie an allen Stellen innerhalb der Bogenquerschnitte verläuft. Verläßt die Kraftverteilungslinie den Querschnitt des Bogens, so wird das System potentiell instabil. Daß die berechnete Kraftverteilungslinie nicht unbedingt der tatsächlichen Kraftverteilung entspricht, ist hierbei nicht von Bedeutung. Aspden bezieht sich hier auf das sogenannte „safe theorem“ der Plastizitäts-Theorie: „Having demonstrated that the arch can be stable, the safe theorem implies that it will be stable.“

Aspden führt den Vergleich zwischen der Lendenwirbelsäule und dem Gewölbebogen folgendermaßen aus: Je flacher ein Gewölbebogen ist, desto

größer wird die horizontale Zugkraft, die unter ihm auftritt. Belastet man nun die konvexe Seite des Bogens, so erhöht sich ebenfalls die horizontale Zugkraft. Solange diese auftretenden Kräfte ertragen werden, erhöht sich natürlich die Standfestigkeit des Gewölbebogens. Eine sehr große Kraft indessen kann die Beanspruchung wesentlich verändern, indem sie statt zur Druckbelastung der tragenden Elemente zu einer Biegebeanspruchung führt, die möglicherweise eine Instabilität des Bogens zur Folge hat. Überträgt man diese Überlegungen nun vom Gewölbebogen auf die lordotische Krümmung der Lendenwirbelsäule, so wird der beim Gewölbebogen erforderliche Zug hier durch den M. erector spinae erzeugt. Die Belastung der konvexen Seite des Bogens erfolgt durch den Bauchrauminnendruck. Demnach ist es logisch, daß es bei erhöhtem intraabdominellem Druck über eine verstärkte M.-erector-spinae-Aktivität zu einem gesteigerten intradiscalen Druck kommt. Sinn des erhöhten Bauchrauminnendruckes ist es nach Aspden, über einen erhöhten intraspinalen Druck die Steifigkeit der Wirbelsäule und damit ihre Widerstandsfähigkeit gegenüber Biegekräften zu erhöhen. Aspden berechnet, daß es unmöglich ist, die Resultierende aller auf die Wirbelsäule einwirkenden Kräfte nach außerhalb des Bogens zu verlegen und diesen damit zum Nachgeben zu bringen, wenn die Lendenlordose beibehalten wird und ein intraabdomineller Druck auf die konvexe Seite dieser Lordose einwirkt. Lediglich eine Belastung der konkaven Seite des Bogens würde zu einer Instabilität führen.

Dieses Modell steht in Übereinkunft mit den von Nachemson ermittelten Meßergebnissen, die beim aufrecht stehenden Individuum einen Anstieg des intradiscalen Druckes bei Durchführung eines Valsalva-Manövers verzeichneten. Bei Vorbeugung und damit verbundener Aufhebung der Lendenlordose hingegen führt eine Erhöhung des Bauchrauminnendruckes zur Reduktion des intraspinalen Druckes und somit zur Minderung der Stabilität. Aspden schreibt zu dieser Situation: „No mechanical advantage is to be gained by raising the intra-abdominal pressure. [...] increasing the pressure in the absence of lordosis is, in fact, dangerous.,, Tatsächlich findet sich bei Nachemson eine Reduktion des intradiscalen Druckes bei Durchführung eines Valsalva-Manövers in vorgebeugter Körperhaltung. Die Handlungsempfehlung, die Aspden aus seinen Überlegungen ableitet, stellt sich den von Gracovetsky (s. o.) gezogenen Schlüssen entgegen: Aspden rät, beim Heben von Gegenständen stets die maximal mögliche Lordose

beizubehalten, da, nach seinem Modell, die maximale Traglast mit zunehmender Lordose ansteigt (Aspden, R. M., 1989). Wie bereits oben erwähnt, haben Schramm und Busching jedoch festgestellt, daß eine Beugung des Hüftgelenks unter Beibehaltung der Lendenlordose nicht möglich ist (Schramm, J. C. et al., 1997; Busching, K., 1998) Das von Aspden ausgearbeitete Modell erklärt einige bis dahin offen gebliebene Fragen insbesondere bezüglich der Rolle des Bauchrauminnendruckes.

Im Gegensatz zu den bislang geschilderten, statisch determinierten Modellen sind mit zunehmender Entwicklung der Computertechnologie wesentlich komplexere Modelle entstanden in die eine Vielzahl von Informationen einfließen. Einige der berücksichtigten Größen, wie zum Beispiel die Aufteilung der Kraft auf die einzelnen Anteile der Erector-spinae-Muskulatur, sind jedoch letztlich nicht sicher zu ermitteln. Somit zeichnen sich diese statisch nicht determinierten Modelle dadurch aus, daß die Anzahl der Unbekannten größer ist als die Anzahl der Gleichungen, die zur Verfügung stehen, um eine Lösung zu finden. Berechnungen können also nur erfolgen, nachdem bestimmte Zusatzannahmen getroffen wurden. Ein Verfahren zur Berechnung solcher statisch unbestimmten Modelle ist das sogenannte „optimization-programming“. Hier werden anhand von optimierten Rahmenbedingungen maximal und minimal mögliche Kräfte berechnet, aufgrund derer dann wiederum die Berechnungen beispielsweise des intradiscalen Druckes erfolgen können. Beispiele für dieses Verfahren finden sich reichlich in der Literatur (Ashton-Miller, J. A., A. B. Schultz, 1988), (Han, J. S. et al., 1995), (Cholewicki, J. et al., 1995), (Nussbaum, M. A. et al., 1995) etc. Solche Modelle sind im wesentlichen entwickelt worden, um komplexe, dreidimensionale Bewegungsvorgänge zu analysieren. Derartige Analysen sind mit einfachen, statisch bestimmten Modellen nicht in befriedigender Form durchzuführen. Gegenstand des „optimization-programming“ war, wie bereits angedeutet, stets der Versuch, die Aufteilung der Kraft auf die einzelnen Rumpfmuskeln zu ermitteln. Hierin konkurrierte das beschriebene Verfahren allerdings stets mit den EMG-basierten Techniken: Hierbei wurde immer wieder die Aktivität bestimmter Muskelgruppen bei maximaler willkürlicher Kontraktion gemessen. Man ging nun davon aus, daß diese EMG-Aktivität der maximal möglichen Kraft, also ca.  $35\text{N pro cm}^2$  Muskelquerschnittsfläche (Cholewicki J. et al., 1995), entspricht (siehe hierzu aber auch Erläuterungen weiter unten). Nun

wird die Aktivität derselben Muskelgruppe unter den jeweils interessierenden Umständen gemessen und ins Verhältnis Aktivität bei stärkster Willkür-Kontraktion gesetzt. Geht man nun von einem konstanten Verhältnis zwischen elektromyographischer Aktivität und erzeugter Kraft aus, so läßt sich die Muskelkraft in der jeweiligen Situation berechnen. Solche EMG-basierten Modelle finden sich ebenfalls zahlreich in der Literatur (Cholewicki, J. et al., 1995), (Granata, K. P. und W. S. Marras, 1995 a), (Callaghan, J. P. und S. M. McGill, 1995), (McGill, S. M. et al., 1995).

Beide beschriebenen Verfahren haben wesentliche Schwachpunkte: 1995 stellten Cholewicki et al. eine vergleichende Untersuchung an, bei der sie beide Verfahren auf die gleichen Situationen anwandten. Hier stellte sich das EMG-basierte Verfahren als deutlich überlegen heraus, da es in der Lage ist, individuelle Variationen im Bewegungsmuster zu erkennen und zu berücksichtigen. Insbesondere die Koaktivierung antagonistischer Muskelgruppen bei Spitzenbelastungen (s. o.) wird durch das Optimization-basierte Modell nicht erfaßt. Dieses Modell sucht stets die Muskelkombination, bei der der intraspinalen Druck optimal, das heißt möglichst klein ist. Eine gleichzeitige Aktivierung von antagonistischen, achsenparallelen Muskeln muß die axiale Kompression jedoch verstärken, wird bei dieser Methode also keine Berücksichtigung finden. Somit bleiben nach Cholewicki et al. Optimization-basierte Modelle zumindest solange zweite Wahl, bis Methoden zur Voraussage von Koaktivierung etabliert sind (Cholewicki J. et al., 1995). Auch Callaghan und McGill kamen durch elektromyographische Untersuchungen zu dem Schluß, daß es kein Kontroll-System gibt, welches die Muskelaktivität so verteilt, daß unter verschiedensten Anforderungen die axiale Kompression minimal ist. Damit wird vielen Optimization-basierten Modellen die Grundlage entzogen (Callaghan, J.P. und S. M. McGill, 1995).

Die Problematik, die sich mit dem Gebrauch von EMG-basierten Modellen verbindet, liegt darin, daß der Zusammenhang zwischen elektromyographischer Aktivität und Kraftentwicklung letztlich unklar ist, da die Lage der Elektrode zur nächsten neuromuskulären Endplatte immer unbekannt ist. Zwar ist eine gewisse Proportionalität der beiden Größen unstrittig, jedoch herrscht Uneinigkeit darüber, ob das Verhältnis linear oder exponentiell ist (Granata, K. P. und W. S. Marras, 1995 a). Ebenfalls nicht geklärt ist das Verhältnis von elektromyographischer

Aktivität und produzierter Kraft bei dynamischen Untersuchungen. Durch die Bewegung ändern sich hier Kraftentfaltung, Wirkungslinie der Muskulatur, aber auch Querschnitt der Muskulatur kontinuierlich (Granata, K. P. und W. S. Marras, 1995 a). Gerade letzteres stellt ein Problem dar, da die elektromyographische Aktivität abhängig von der Querschnittsfläche des Muskelbauches ist. Somit müßte die Normierung an der „maximum-voluntary-contraction“ für alle Kontraktionszustände eines Muskels erfolgen, was unter dynamischen Bedingungen kaum gelingen kann. Es wurden jedoch Ansätze unternommen, diesen Sachverhalten dadurch Rechnung zu tragen, daß man in die Berechnung der tatsächlichen Muskelkraft Koeffizienten einbezieht, die die Änderung von Länge und Wirkungsrichtung des Muskels berücksichtigen (McGill et al., 1995).

Ein weiteres Problem der EMG-basierten Modelle ist die Schwankungsbreite des Kraftpotentials pro Querschnittseinheit: Hier schwanken die Angaben zwischen 30 N und 100 N pro  $\text{cm}^2$  Querschnittsfläche. Dieses Kraftpotential ist interindividuell verschieden, intraindividuell jedoch bei konstanten Außenbedingungen in etwa konstant (Granata, K. P. und W. S. Marras, 1995 a). Bei einer derart hohen Schwankungsbreite muß diese Größe also für jedes Individuum für eine definierte Konstellation von Außenbedingungen einzeln ermittelt werden, zumal die berechnete Kraft sich bei voller Ausschöpfung des Spielraumes um bis zu 200% verändern würde; denn die tatsächliche Kraft ist der maximal möglichen Kraft direkt proportional, wenn man sie auf die oben beschriebene Weise ermittelt. Guzik et al. haben ein Verfahren zur nicht invasiven Bestimmung des Kraftpotentials pro Querschnittseinheit der Muskulatur entwickelt, welches jedoch mit erheblichem Aufwand verbunden ist (Guzik, D. C. et al., 1996).

Im folgenden soll noch kurz auf die Koaktivierung antagonistischer Muskeln eingegangen werden, die bereits mehrfach kurz angesprochen wurde. Nachdem die Theorie eines belastungssenkenden Effektes des Bauchrauminnendruckes bezüglich der Lendenwirbelsäule nicht mehr im Mittelpunkt der Diskussion stand (s. o.), deutete man die gleichzeitige Kontraktion antagonistischer Rumpfmuskeln nun dahingehend, daß hierdurch zwar der intradiscal Druck erhöht, die Stabilität der LWS jedoch deutlich gesteigert wird. Die osteoligamentäre Wirbelsäule als Ganzes verkräftet eine axiale Kompression mit einer Kraft von ca. 90N. Bei

stärkeren Belastungen wird sie instabil oder nimmt sogar Schaden (Callaghan, J.P. und S. M. McGill, 1995). Andere Autoren beschreiben noch wesentlich geringere Maximalwerte von 19,5N axialer Kompressionskraft bei kaudal fixierter osteoligamentärer Wirbelsäule, die jedoch auf 170 N gesteigert werden können, wenn man auch das kraniale Ende in frontaler und sagittaler Richtung fixiert (Kiefer, S. und A. Shirazi-Adl, 1997). Die Instabilität bezieht sich hier wohlgerne nicht auf Kompressionstraumata in Form der oben beschriebenen Deckplatteneinbrüche oder Bandscheibenvorfälle, sondern auf einen Stabilitätsverlust der Wirbelsäule im Ganzen, also Knick- und Biegeeffekte. Es bedarf also offensichtlich einer zusätzlichen Stabilisierung, die durch gleichzeitig kontrahierende, antagonistische, achsenparallele Muskulatur durchaus erreicht werden kann. Durch zusätzliche achsenparallel komprimierende Kräfte, die durch antagonistisch wirkende Muskeln ausgeübt werden, wird die Wirkungslinie der Druckkraft zentriert, ohne daß ein biegendes Netto-Moment zustande kommt. Die Anfälligkeit der Wirbelsäule gegenüber externen, destabilisierenden Momenten wird dadurch deutlich reduziert.

Es wurde nachgewiesen, daß der Grad der Koaktivierung um so größer ist, je größere Lasten gehoben werden (Cholewicki, J. et al., 1995), je schneller diese Lasten gehoben werden und je asymmetrischer der Hebevorgang gestaltet ist (Granata, K. P. und W. S. Marras, 1995 a+b). Durch diese Koaktivierung kann der intradiskale Druck um bis zu 47% erhöht werden (Granata, K. P. und W. S. Marras, 1995 b). Die Theorie, daß der Sinn dieser Koaktivierung darin liegt, die Wirbelsäule zu stabilisieren, wird dadurch gestützt, daß bei statischen Situationen die Aktivität der jeweils antagonistischen Muskulatur sehr gering (weniger als 3% der „maximum voluntary contraction“-Aktivität) ist (Lavender, S. et al., 1994). Bei aufrechter Körperhaltung ohne äußere Belastung liegt der Anteil der Koaktivierung sogar nur bei 1,7% des Anteils bei maximaler Willkür-Kontraktion, steigt jedoch bei zusätzlicher äußerer Belastung an (Cholewicki, J. et al., 1997). Bei Vorbeugung nimmt die Aktivität der abdominellen Muskulatur mit dem Beugewinkel ab (Lavender, S. et al., 1994), hier wird das ventral beugende Moment dann von der Gewichtskraft übernommen. Man kann also sagen, daß die Koaktivierung von antagonistischen Muskeln immer dann zu einem wesentlichen Faktor wird, wenn die betrachteten Situationen entweder dynamisch, oder zusätzlichen äußeren Belastungen ausgesetzt sind. Bei statischen Situationen ohne

äußere Belastung und ohne wesentliche Asymmetrie ist keine bedeutsame Erhöhung des intraspinalen Drucks durch Koaktivierung antagonistischer Muskulatur zu erwarten.

Aufgrund der unter 1.1 erläuterten pathogenetischen Bedeutung des intradiscalen Drucks war die Berechnung dieses Drucks oder einer druckäquivalenten Größe wie der auf den Bandscheiben ruhenden Last das Ziel der meisten dargelegten biomechanischen Modelle. Wie bereits erwähnt, waren die berechneten Werte zu Anfang oftmals so hoch, daß sie mit der experimentell in-vitro ermittelten maximalen Drucktoleranz von einzelnen Wirbelkörpern oder auch von Bewegungssegmenten nicht in Einklang zu bringen waren: Ein jedes Individuum litte - entsprächen diese Werte der Realität - auch ohne besondere Belastung unter multiplen Wirbelfrakturen. Es fehlte jedoch an Möglichkeiten, die Gültigkeit der Modelle zu überprüfen, bis Nachemson in den 60er Jahren ein Verfahren zur Messung des intradiscalen Drucks entwickelte. Seine Messungen fanden zunächst an Autopsiepräparaten statt, die jeweils ein Bewegungssegment, also eine Bandscheibe und die beiden angrenzenden Wirbelkörper umfaßten (Nachemson, A., 1959), später führte er diese Messungen unter verschiedensten Bedingungen in vivo durch (Nachemson A., J. M. Morris, 1964; Nachemson, A., 1965; Nachemson, A., 1966). Seitdem ist zumindest die Größenordnung, in der sich die intradiscalen Drücke bewegen, vorgegeben, und die von Nachemson empirisch ermittelten Werte dienen zur Überprüfung der Validität biomechanischer Modelle. Nachemson stellte in seinen Untersuchungen die gemessenen Drücke dem Körpergewicht seiner Probanden gegenüber und fand einen linearen Zusammenhang. Er leitete aus seinen Ergebnissen für unterschiedliche Körperhaltungen Formeln ab, die in Abhängigkeit vom Körpergewicht eine ungefähre Abschätzung des intradiscalen Drucks ermöglichten. Diesen Experimenten folgte jedoch bis heute keine umfassende theoretische Aufarbeitung: Tatsächlich sind inzwischen viele hochkomplexe biomechanische Modelle entwickelt worden und intradiscale Drücke sowohl unter hohen, als auch unter komplizierten Belastungen untersucht worden: So liegen Studien vor über die intradiscalen Drücke von Weltklassegewichthebern (Granhed, H. et al., 1987), von Transportarbeitern bei typischen Tätigkeiten (Jäger, M. et al., 1990) und von Leuten, die Lasten auf dem Kopf tragen (Joosab, M. et al., 1994), (Jäger, H. J. et al., 1997). Es wurden Untersuchungen angestellt über die intradiscalen Drücke an

der Halswirbelsäule bei kombinierten Beuge- und Kompressions-Stoßbelastungen (Crowell, R. R. et al., 1993), über die Auswirkungen der Arbeitshaltung an unterschiedlichen Sortiertischen auf den intradiscalen Druck von Paketsortierern (Derksen, J. C. M. et al., 1994) über den Einfluß von Kniebeugung (Dolan, P. et al., 1994) oder Vorbeugung in Kombination mit zusätzlich einwirkendem seitlichen Moment (Lavender, S. et al., 1994) auf den intradiscalen Druck, Unterschiede bei Rechts- und Linkshändern in Verbindung mit asymmetrischen Hebevorgängen bei ein- und beidhändigem Heben (Marras, W. S. und K. G. Davis, 1998) und sogar über den Einfluß einer erhöhten Atemfrequenz auf den intradiscalen Druck (McGill, S. M. et al., 1995). Alle diese Studien erbrachten wertvolle Erkenntnisse, es wird jedoch immer nur ein „Spotlight“ auf eine ganz bestimmte Ausnahmesituation oder Konstellation von Rahmenbedingungen geworfen. Dieser Effekt wird noch verstärkt dadurch, daß die meisten Studien sich nur auf ein bestimmtes Bewegungssegment beziehen. Die einzelnen Faktoren, die die Höhe des intradiscalen Drucks unter normalen Bedingungen beeinflussen und - als insbesondere für die Praxis wichtige Fragestellung - die „Rangfolge“, bzw. Gewichtung dieser Faktoren sind nach wie vor unklar.

Diesbezüglich bringen auch weder die Kenntnis der intradiscalen Drücke einzelner Individuen noch die Möglichkeit der ungefähren Berechnung solcher Drücke mit Hilfe von nach den Meßwerten abgeleiteten Formeln großen praktischen Nutzen. Eben weil diese Formeln und damit auch die mit ihrer Hilfe ermittelten Daten empirisch hergeleitet sind, geben sie keinerlei Aufschluß über die Bedeutsamkeit und Gewichtung einzelner Parameter beim Zustandekommen des gemessenen Druckes. Dies jedoch ist unbedingt zu fordern, denn nur so ist es dem Therapeuten, dem Forschenden und auch dem Beratenden möglich, kontrolliert Einfluß auf einzelne Komponenten wie zum Beispiel Körpergewicht oder Habitus zu nehmen, die Konsequenzen seines Eingreifens im Vorhinein abzuschätzen und so verantwortlich Strategien zur Therapie, wie auch zur Prophylaxe von degenerativen Wirbelsäulenerkrankungen zu entwickeln.

Die Basis für solche Tätigkeit kann nur ein theoretisches Modell liefern. Ein Kompromiß zwischen wissenschaftlicher Exaktheit einerseits und Übersichtlichkeit, Brauchbarkeit und Praktikabilität andererseits ist für ein solches Modell unabdingbar; denn seine Aufgabe muß es sein, aufgrund von mechanischen Betrachtungen sämtliche für die Höhe des intradiscalen Drucks in

wesentlichem Maße verantwortlichen Faktoren einzubeziehen, und dennoch einen für den Praktiker brauchbaren Ansatz zum Verständnis des intradiscalen Druckes, bzw. seines Zustandekommens zu liefern. Somit wird ein solches Modell an vielen Stellen zu Vereinfachungen gezwungen sein. Des weiteren kann es nicht der Sinn eines solchen Modells sein, sich auf möglichst viele, speziell definierte Situationen auszudehnen, sondern es sollte das Zustandekommen des intradiscalen Druckes in unkomplizierten Positionen erfassen und erläutern. Zur Kontrolle der Realitätsnähe des Modells bieten sich hier die oben erwähnten empirischen Meßwerte an.

So wurden an die vorliegende Arbeit verschiedene Ansprüche gestellt: Sie sollte zum einen eine analytische Betrachtung der Statik der Wirbelsäule in verschiedenen Körperhaltungen darstellen aus der ein Algorithmus zur Berechnung des intradiscalen Druckes auf der Höhe verschiedener Wirbelsäulensegmente hervorgeht. Zum anderen sollte anhand eines bestimmten Individuums eine Analyse der Belastungsentwicklung entlang der Wirbelsäule für diese verschiedenen Körperhaltungen durchgeführt werden und schließlich sollte die Validität des Modells durch einen Vergleich mit den seinerzeit von Nachemson ermittelten Meßwerten überprüft werden.

### **1.3 Ansatz**

Das vorrangige Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, eine Anleitung zum Verständnis des Zustandekommens des intradiscalen Drucks zu liefern und Belastungsverläufe entlang der Wirbelsäule abzuschätzen. Daher erscheint es nicht zweckmäßig, die Betrachtungen und Berechnungen auf alle Wirbelsegmente in allen denkbaren Körperhaltungen auszudehnen; vielmehr sollten einige statisch möglichst unkomplizierte Positionen exemplarisch herausgegriffen werden und die entstehenden Drücke in mehreren, über die gesamte Länge der Wirbelsäule verteilt liegenden Zwischenwirbelscheiben analysiert werden.

Um also einen im Sinne des Problems hilfreichen Ansatz zu schaffen, wurde der Rumpf in sechs Abschnitte unterteilt: ein Kopfabschnitt (Kopf - C2), ein Halsabschnitt (C3 - C7), ein Thoraxabschnitt (Th1 - Th8) - als intrakorporale

Thoraxgrenze wurde der mittlere Stand der Zwerchfellkuppeln gewählt -, sowie drei Abdominalabschnitte (Th9 - Th11), (Th12 - L2), (L3 - L5).

Die Masse der kranial einer Abschnittsgrenze liegenden Körperanteile wirkt nun belastend auf die jeweilige in der Grenzebene liegende Zwischenwirbelscheibe. Als kaudale Grenze der belastenden Körperanteile kann eine durch die jeweilige Abschnittsgrenze verlaufende Transversalebene angenommen werden. Dieses gilt zumindest beim stehenden Menschen, der seinen Rumpf um nicht mehr als 90° zur Senkrechten vorbeugt.

Damit ergeben sich im Verlauf der Wirbelsäule folgende sechs Abschnittsgrenzen als Analysepunkte: C2/C3, C7/Th1, Th8/Th9, Th11/Th12, L2/L3, L5/S1.

Bei der Auswahl der zu analysierenden Situationen wurde bewußt auf jegliche kinetische Betrachtung verzichtet. Die bei Bewegungen auf den intradiscalen Druck Einfluß nehmenden Kräfte umfassen neben Beschleunigungs- und Verzögerungskräften auch Trägheitsmomente. Damit ergibt sich eine wesentliche Abhängigkeit dieser Kräfte von der Bewegungsgeschwindigkeit, der Beschleunigung und der Masse jedes einzelnen Körperteils und seiner Stellung zum übrigen Körper in jedem Moment der Bewegung. Eine differenzierte Analyse ist durch ein einfaches mechanisches Modell nicht zu leisten und würde darüber hinaus zum Verständnis des intradiscalen Drucks keinen wesentlichen Beitrag leisten. Im übrigen stellt sich aufgrund der geschilderten Abhängigkeiten die interindividuelle Vielfalt des Ablaufs einer jeden Bewegung als so groß dar, daß der Sinn eines Normierungsversuches fraglich erscheint. Für eine differenzierte Betrachtung der Belastung einzelner Wirbelsäulenabschnitte bei Bewegung wäre eine Normierung der analysierten Bewegungsvorgänge allerdings unabdingbar. Aus diesen Gründen und um der Übersichtlichkeit willen entschied ich mich für die Analyse ausschließlich statischer Körperpositionen.

Exemplarisch, weil zu den am weitesten verbreiteten Rumpfhaltungen bei verschiedenen körperlichen Arbeiten gehörend, wurde eine Reihe von vorgebeugten Körperhaltungen beim stehenden Menschen ausgewählt. Außerdem ist die Mobilität des Rumpfes und damit die mögliche Abweichung von der aufrechten Haltung in der Sagittalebene am größten. Somit trifft man bei der Untersuchung dieser Ebene auch auf die höchsten Belastungen und Spannungen. Die Beugung des Hüftgelenks und der unteren Lendenwirbelsäule in der

Sagittalebene bringt die Rumpfachse in einen bestimmten Winkel zur Senkrechten und damit zur Wirkungslinie der Schwerkraft, so daß sich die Belastungssituation der Wirbelsäule in Abhängigkeit von diesem Beugewinkel ändert.

Bei der Festlegung der zu analysierenden Beugewinkel sollte das Spektrum zwischen  $0^\circ$  und  $90^\circ$  vollständig abgedeckt werden. Daher wurde die Belastung der Wirbelsäule zum einen bei halbmaximalem Beugewinkel, zum anderen bei jeweils  $1/3$  und  $2/3$  der maximalen Vorbeugung untersucht. Somit wurden folgende Winkel zwischen der Körperachse und der Senkrechten zur näheren Betrachtung ausgewählt:  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$ .

## **1.4 Die Statik des Rumpfes**

### **1.4.1 Das Modell**

Der Konstruktion von Algorithmen oder sogar der Berechnung von Werten muß naturgemäß die Erstellung eines problemadäquaten und tragfähigen Modells vorausgehen, aufgrund dessen eine differenzierte Analyse der Einfluß nehmenden Faktoren vorgenommen werden kann:

Eine Zwischenwirbelscheibe nimmt innerhalb des Körpers eine Rolle ein, die als physikalisch - mechanisches Denk- und Rechenäquivalent eine Balkenwaage nahelegt:

Das, was eine Waage ausmacht, ist das durch äußere Einflüsse bewegbare Gelenk mit nur einem Freiheitsgrad. Natürlich hat das Intervertebralgelenk zwei, eingeschränkt auch einen dritten Freiheitsgrad, diese Inkongruenz ist jedoch zulässig, da die von mir betrachteten Stellungen ausschließlich in der Sagittalebene gebeugt sind, und so nur einen dieser Freiheitsgrade nutzen.

An jedem Ende des Querbalkens einer Waage greifen Kräfte an, die als Produkt mit der Länge des Hebelarmes ein auf den Drehpunkt einwirkendes Drehmoment ausmachen. Solange die in gegensätzliche Drehrichtungen wirkenden Drehmomente gleich groß sind, ist der Balken in Ruhe. In dem Moment, wo eines der beiden resultierenden Drehmomente größer wird als das gegensätzlich

wirkende, wird sich der Balken so lange in die vorgegebene Richtung drehen, bis die Drehmomente wieder ausgeglichen sind.

Diese Betrachtung ist durchaus umkehrbar: Ist der Querbalken einer Waage in Ruhe, - es ist hierbei belanglos, ob er „waagrecht“ steht, oder nicht - sind die in beide Drehrichtungen wirkenden Momente ausgeglichen, also gleich groß (Ausführungen zur Statik nach Bochmann; 1979).

Wendet man diese Erkenntnis auf das Modell der Bandscheibe als „Waage“ mit dem Freiheitsgrad in der Sagittalebene an, so folgt daraus, daß in den betrachteten statischen Situationen die ventral beugenden Momente stets genau so groß sein müssen wie die in Richtung einer Dorsalextension wirkenden. Dieses Faktum gilt für alle statischen Situationen, unabhängig vom Beugewinkel und von der Stellung des Körpers.

In der Folge beschäftigen wir uns mit dem Zustandekommen der auf die Zwischenwirbelscheibe ausgeübten Drehmomente - allerdings sind die im Intervertebralgelenk ausführbaren Bewegungen mit dem Begriff der „Drehung“ so unangemessen charakterisiert, daß die einwirkenden Momente in der vorliegenden Arbeit als „Biegemomente“ bezeichnet werden sollen.

#### *1.4.1.1 Die Biegemomente*

In einem Körper, der - frei von äußeren Belastungen - ausschließlich damit beschäftigt ist, in verschiedenen sagittal gebeugten Situationen seine Position stabil zu halten, erwartet man nur zwei Gruppen von Biegemomenten: Zum einen die von der Gewichtskraft ausgehenden, die beim stehenden Menschen in der Regel destabilisierend wirken und zum anderen die von der Muskulatur ausgeübten, die bestrebt sind, die Vorgenannten auszugleichen und so die gewählte Position zu stabilisieren.

Wenden wir uns zunächst dem von der Gewichtskraft ausgeübten Biegemoment zu: Aufgrund der Tatsache, daß die Wirbelsäule in der dorsalen Rumpfhälfte liegt und damit die dorsal der Wirbelkörper liegenden Gewichtsanteile bereits bei aufrechter Rumpfhaltung gering sind, wirkt die im Schwerpunkt der einzelnen Abschnitte angreifende Gewichtskraft auf den Großteil der kaudal gelegenen Intervertebralgelenke beugend. In der Literatur finden sich Angaben darüber, daß in 75% der Fälle beim aufrecht stehenden Menschen lediglich die Rückenmuskulatur zum Balancieren der Schwerkraft aktiv ist und daß die

Schwerkraftlinie im Durchschnitt ca. 1 cm ventral des Wirbelkörpermittelpunktes von L4 verläuft (Asmussen, E. und K. Klausen, 1962). L4 liegt zudem noch sehr weit ventral im Vergleich zu den übrigen Wirbelkörpern, da sich das Maximum der Lendenlordose im Bereich der unteren Lendenwirbelsäule befindet. Bei aufrechter Körperhaltung kommt es für einzelne Rumpfabschnitte dennoch dazu, daß der Schwerpunkt des Abschnitts dorsal einzelner betrachteter intradiscaler Drehpunkte liegt. Die von diesem Abschnitt auf die jeweiligen Drehpunkte ausgeübten Biegemomente wirken dann in Richtung einer Dorsalflexion.

Für die nicht aufrechten Stellungen existiert dieses Problem nicht, da sich bei Rumpfbeugung die kranial der Analyseebene gelegenen Abschnitte in jedem Fall ventral der untersuchten Zwischenwirbelscheibe befinden.

Die auf die jeweils kaudal liegenden Körperanteile wirkende Gewichtskraft ist nicht von Belang.

Die Gewichtskraft, die auf jeden Abschnitt wirkt, errechnet sich als das Produkt aus der Masse dieses Abschnitts und der Erdbeschleunigung ( $9,81 \text{ m/s}^2$ ), und ist somit eine für jeden Abschnitt konstante Größe, die sowohl von der eingenommenen Körperhaltung, als auch von der betrachteten Abschnittsgrenze unabhängig ist.

Die zweite für das Entstehen eines Biegemomentes notwendige Komponente ist der Hebelarm. Er entspricht der horizontalen Projektion des Abstandes zwischen dem Schwerpunkt des untersuchten Abschnitts und dem Bandscheibenmittelpunkt in der analysierten Abschnittsgrenze. Als solcher setzt er sich bei aufrechter Körperhaltung aus zwei Teilen zusammen (s. Abbildung 1): Zum einen muß die horizontale Projektion der Entfernung zwischen dem Abschnittsschwerpunkt und dem Mittelpunkt des Wirbelkörpers auf gleicher Höhe ( $a$ ) berücksichtigt werden. Zum zweiten entsteht durch die der Wirbelsäule eigene Krümmung eine Sagittalverschiebung ( $k$ ) zwischen ihren Anteilen auf der Höhe des Abschnittsschwerpunktes und denen auf Höhe der Analyseebene, die wiederum in horizontaler Projektion in die Berechnung des Hebelarmes der Gewichtskraft mit eingehen muß. Bei aufrechter Körperhaltung entspricht der Hebelarm der Gewichtskraft also der in Abbildung 1 mit  $(a-k)$  bezeichneten Strecke.

Bei vorgebeugter Körperhaltung ist die Ermittlung des Hebelarmes der Gewichtskraft etwas komplizierter (s. Abbildung 2). Die Strecke  $(a-k)$  setzt sich genauso zusammen, wie in Abbildung 1 dargestellt, geht jedoch nicht vollständig,

sondern als horizontale Projektion in die Berechnung des Hebelarmes ein. Dieser Anteil ist in Abbildung 2 mit  $t$  bezeichnet. Der andere Anteil des Hebelarmes ist in Abbildung 2 mit  $s$  bezeichnet und resultiert aus der bei Vorbeugung entstehenden Vorverlagerung der kranialen Wirbelsäulenabschnitte - die ja die belastenden sind - vor die kaudalen. Somit ist ( $s$ ) die horizontale Projektion der Wirbelsäulenhöhe ( $h_D$ ), die zwischen der durch den Schwerpunkt des belastenden Abschnitts verlaufenden Transversalebene und der Analyseebene besteht. Die Summe der Strecken ( $s$ ) und ( $t$ ) ergibt den Hebelarm der Gewichtskraft ( $HA_{GK}$ ).

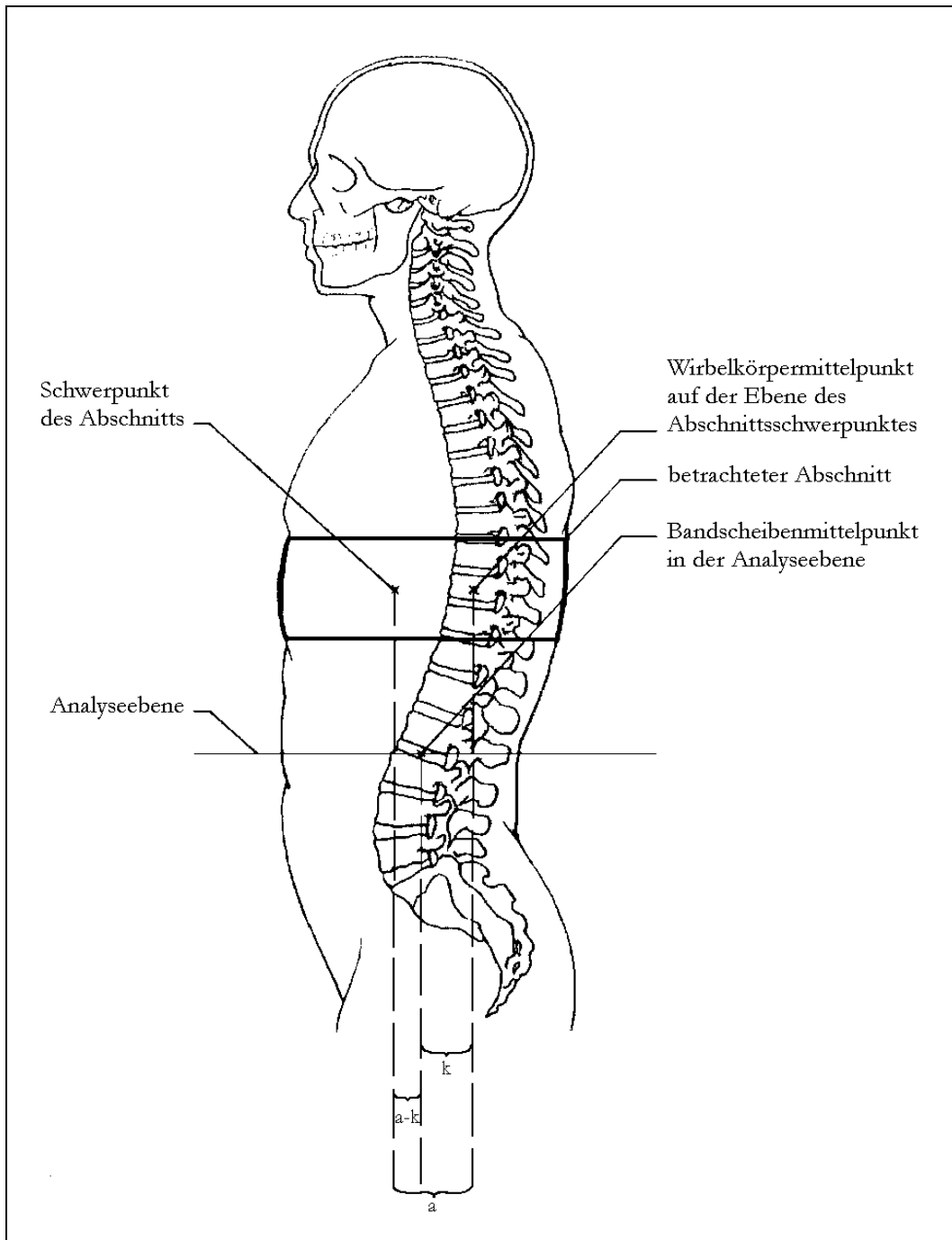


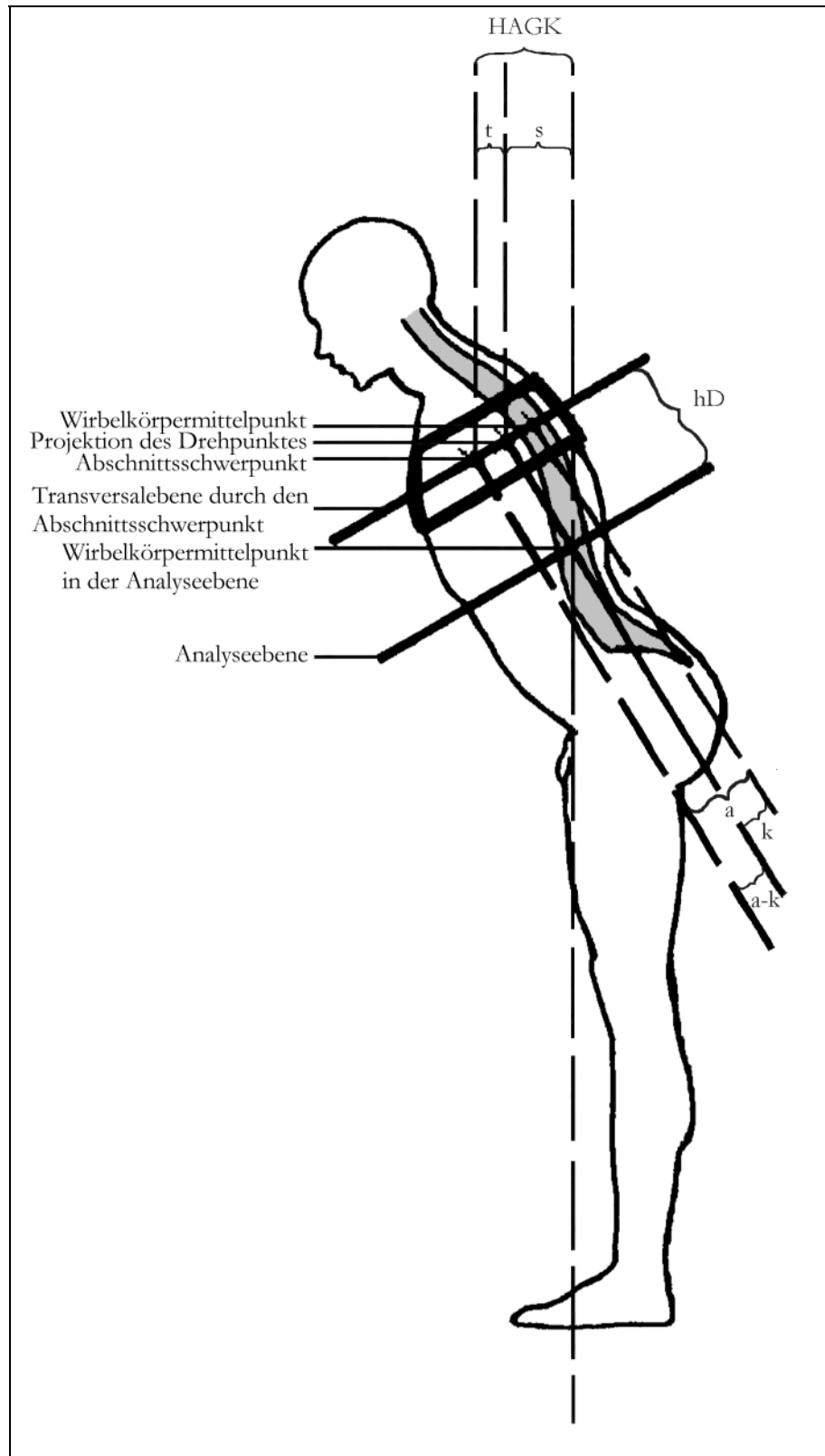
Abbildung 1: Die Zusammensetzung des Hebelarmes der Gewichtskraft bei aufrechter Körperhaltung für den obersten Abdominalabschnitt (Th9-Th11) bezüglich der Ebene L2/L3. (Erläuterungen im Text)

Zu beachten ist, daß alle Strecken in horizontaler Projektion in die Berechnung des Hebelarmes eingehen, da ein Hebelarm definitionsgemäß senkrecht zur Wirkungslinie der Kraft zu messen ist. Die hier betrachtete Kraft, nämlich die auf den jeweiligen Abschnitt einwirkende Schwerkraft, verläuft immer vertikal, also muß der Verlauf ihres Hebelarmes horizontal sein.

Aus diesen Überlegungen folgt, daß der Hebelarm der Gewichtskraft eine Größe ist, die sowohl mit dem Beugewinkel, als auch mit der untersuchten Abschnittsgrenze, als auch mit dem betrachteten Abschnitt variiert.

Folglich kann man festhalten, daß eine feste Anzahl von kranial gelegenen Abschnitten auf eine bestimmte Abschnittsgrenze in einer bestimmten Beugesituation mit jeweils abschnittseigener (Gewichts-) Kraft, aber über einen von Abschnitt, Analyseebene und Beugewinkel abhängigen Hebelarm Biegemomente ausübt, die damit von den gleichen Faktoren abhängig sind. Diese lassen sich zu einem nach ventral beugenden Gesamtmoment summieren.

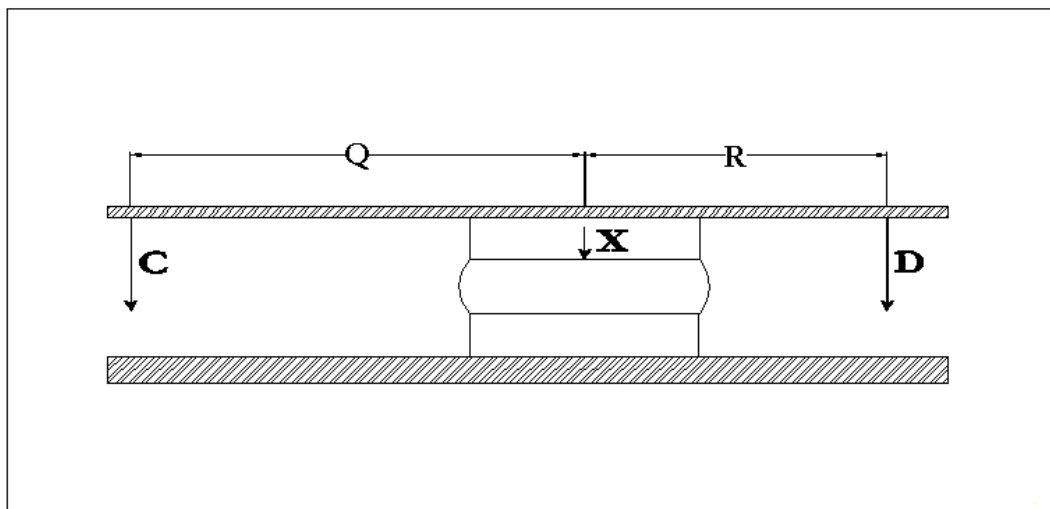
Das in Richtung einer Dorsalextension wirkende und damit die Stellung „stabilisierende“ Biegemoment wird von der dorsalen Rumpfmuskulatur ausgeübt: Der hierfür verantwortliche *M. erector spinae* enthält zum einen achsenparallele Muskeln: Es sind dies die kleinen *Mm. interspinales* und der *M. spinalis*, die das spinale oder Geradsystem des medialen Traktes der autochthonen Rückenmuskulatur darstellen und die ebenfalls kleinen *Mm. intertransversarii*, der große *M. longissimus* und der ebenfalls große *M. iliocostalis*, die dem intertransversalen (*Mm. intertransversarii*) beziehungsweise dem sakrospinalen (*Mm. longissimus* und *iliocostalis*) System des lateralen Traktes zuzurechnen sind. Im Gegensatz dazu gibt es aber auch Muskeln, deren Verlaufsrichtung schräg zur Körperachse liegt: Hier sind zu nennen einerseits das transversospinale oder Schrägsystem des medialen Traktes mit den *Mm. rotatores*, dem *M. multifidus* und dem *M. semispinalis* und andererseits die *Mm. levatores costarum* und der *M. splenius* aus dem intertransversalen beziehungsweise dem spinotransversalen System des lateralen Traktes (anatomische Angaben nach Rauber & Kopsch 1987; S.246-257).



*Abbildung 2: Zusammensetzung des Hebelarmes der Gewichtskraft bei vorgebeugter Körperhaltung.  
(Erläuterungen im Text)*

Während nun die von den achsenparallel verlaufenden Muskeln ausgeübte Kraft vollständig dazu dient, den beugenden Momenten entgegenzuwirken, dient nur ein Teil der von den schräg verlaufenden Muskeln ausgeübten Kraft diesem Zweck. Die Kraftanteile aber, die in frontaler und sagittaler Richtung verlaufen, sind für die vorliegende Betrachtung nicht von Belang, da sie weder das dorsalexstendierende Biegemoment, noch den intradiscalen Druck beeinflussen. Lediglich die longitudinale Kraftkomponente geht in die Berechnung des von der Rückenmuskulatur ausgeübten Biegemomentes und ebenso in die Berechnung der in kranio-kaudaler Richtung komprimierend wirkenden Kraft und damit in die Berechnung des intradiscalen Druckes ein.

Der Hebelarm, über den das Biegemoment der Rückenmuskulatur wirken muß, ist durch die anatomischen Gegebenheiten wie Muskelansatz und Lage des Muskelbauches festgelegt. Daher bleibt hier als variabler und damit regelbarer Anteil nur die Kraft, die der Muskel aufbringen muß, um das von der Gewichtskraft ausgeübte Moment zu kompensieren.



*Abbildung 3: Kompression der Bandscheibe durch eine Kraft X, resultierend aus den beiden über die Hebelarme Q bzw. R einwirkenden Kräften C und D. Das System steht im Gleichgewicht.*

An dieser Stelle soll kurz auf die bereits unter 1.2 angesprochene Theorie eingegangen werden, die besagt, daß ab einem bestimmten Beugewinkel die Beugung zunehmend nicht mehr durch die Rückenmuskulatur, sondern durch das

dorsale Bandsystem antagonisiert werde und daß dies zu einer Entlastung der Bandscheiben führe (Gracovetsky, S. und H. Farfan, 1984). Diese Auffassung läßt sich mathematisch leicht widerlegen:

Die Abbildung 3 zeigt schematisiert ein Bewegungssegment, welches den beiden Kräften C und D ausgesetzt ist, die über die Hebelarme Q und R auf die Bandscheibe einwirken. Diese Zeichnung entspricht dem oben skizzierten Modell. Will man nun die druckerzeugende Kraft X berechnen, so ergibt sich als Summe aller die Bandscheibe komprimierenden Kräfte:

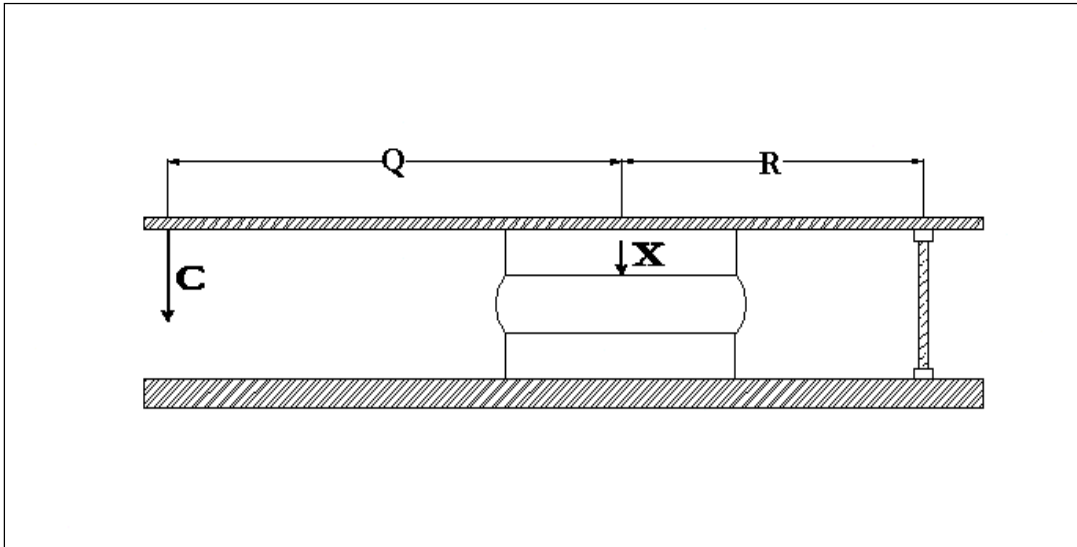
$$X = C + D$$

Betrachtet man C nun als feststehende Komponente, die auf einen bestimmten Abschnitt einwirkende Gewichtskraft ist ja eine solche, so berechnet sich D bei ausgeglichenen Biegemomenten folgendermaßen:

$$D = \frac{C \times Q}{R}$$

Setzt man nun diese Formel für D in die Vorige ein, so ergibt sich für die druckerzeugende Kraft X in Abhängigkeit von C die folgende Formel:

$$X = C + \frac{C \times Q}{R}$$
$$\Leftrightarrow X = C \times \left( 1 + \frac{Q}{R} \right)$$



*Abbildung 4: Darstellung der Bandscheibenkompression durch eine Kraft X. Die Kraft C wirkt über einen Hebelarm; das Gleichgewicht wird über eine Verspannung aufrechterhalten.*

Im Gegensatz dazu ist in Abbildung 4 die Situation schematisch wiedergegeben, in der anstelle der Rückenmuskulatur ausschließlich die dorsalen Bandstrukturen für die Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes verantwortlich sind. Wiederum wirkt eine Kraft C über einen Hebelarm Q. Diese Kraft ist jedoch die einzige. Anstelle einer zweiten Kraft ist in einer Entfernung R vom Mittelpunkt der Bandscheibe eine nicht elastische Verspannung angebracht. Statisch ist diese Konstruktion nun anders zu betrachten als die obige: der Drehpunkt des Modells ist nun nicht mehr der Mittelpunkt der Bandscheibe, sondern der Mittelpunkt der Verspannung. Die Bandscheibe wird nun nach dem „Nußknacker-Prinzip“ durch die Kraft X komprimiert. Berechnet man nun diese Kraft X, so muß man zunächst das auf den Drehpunkt einwirkende Biegemoment berechnen. Dieses Biegemoment berechnet sich als Produkt aus einwirkender Kraft C und dem Hebelarm über den diese Kraft einwirkt. Da der Drehpunkt sich nun aber ganz am Ende des oberen Balkens befindet, berechnet sich das Moment M als:

$$M = C \times (Q + R)$$

Das gleiche Moment wirkt natürlich auch am Mittelpunkt der Bandscheibe aber der Hebelarm, also die Entfernung zum Drehpunkt ist natürlich viel kürzer,

nämlich nur die Strecke  $R$ . Folglich berechnet sich für den in Abbildung 4 dargestellten Fall die druckerzeugende Kraft  $X$  nach der Formel

$$X = \frac{C \times (Q + R)}{R}$$
$$\Leftrightarrow X = C \times \left(1 + \frac{Q}{R}\right)$$

Für beide Varianten ergibt sich bei gleicher Kraft  $C$  also die gleiche druckerzeugende Kraft  $X$ . Der intradiscscale Druck ist demnach unabhängig davon, zu welchen Anteilen die Gewichtskraft durch aktive Muskelkraft bzw. durch passive Bandverspannungen antagonisiert wird. Nichtsdestotrotz hängt der Druck natürlich von den Hebelarmen  $R$  der stabilisierenden Zugkräfte ab und je nachdem, welche Bandstrukturen man betrachtet, mag der Hebelarm kürzer oder länger sein, als derjenige der Muskulatur. Die Bänder spannen sich jedoch erst bei maximaler Vorbeugung an. Solange der Rumpf sich also in einer willkürlich eingenommenen Stellung befindet, erst recht in einer Vorbeugung zwischen  $0^\circ$  und  $90^\circ$ , sind die Bandstrukturen noch nicht gespannt, und die dorsalexstendierenden Momente werden ausschließlich von der Muskulatur erzeugt.

#### 1.4.1.2 *Der intradiscscale Druck*

Nach der physikalischen Definition ist der Druck der Quotient aus Kraft und Fläche. Da in meinem Modell der Druck innerhalb der Bandscheibe bestimmt werden soll, wurde als belastete Fläche die jeweilige Querschnittsfläche ( $A_{wk}$ ) des auf der Höhe der untersuchten Abschnittsgrenze befindlichen Wirbelkörpers, bzw. der Bandscheibe gewählt.

Die für die Druckentstehung verantwortlichen Kräfte müssen insbesondere ein Kriterium erfüllen: Ihre Wirkungslinie muß achsenparallel und damit senkrecht zur druckexponierten Wirbelkörperoberfläche verlaufen.

Entsprechend der Aufteilung der Biegemomente setzt sich auch die innerhalb der Wirbelsäule nach kaudal druckerzeugend wirkende Kraft aus zwei Komponenten zusammen:

Der eine Teil wird von der dorsalen Rumpfmuskulatur aufgebracht und wirkt aufgrund der wirbelsäulenparallelen Ausrichtung des M. erector spinae vollständig achsenparallel (Hinsichtlich nicht achsenparalleler Muskelzüge siehe Erläuterungen unter 1.4.1.1).

Als zweite Komponente wirkt nun die Gewichtskraft der kranial liegenden Körperabschnitte in beugewinkelabhängigen Anteilen druckerzeugend: Bei  $0^\circ$  Beugung wirkt sie komplett achsenparallel und geht insofern ganz in die Druckberechnung ein, bei  $90^\circ$  Beugung hingegen stehen Körperachse und Wirkungslinie der Gewichtskraft senkrecht zueinander, und der intraspinale Druck wird ausschließlich von der Rückenmuskulatur erzeugt. Bei Vorbeugungen zwischen  $0^\circ$  und  $90^\circ$  wirken in Funktion des Beugewinkels nur gewisse Anteile der Gewichtskraft achsenparallel und damit druckerzeugend.

## **2 Material und Methode**

### **2.1 Material**

Der Großteil der Längen- und Flächenmaße wurde anhand von Kernspinnresonanztomographien eines 21 Jahre alten, männlichen, 167 cm großen Probanden ermittelt. Dieser war dem Augenschein nach normal proportioniert und nach eigenen Angaben rückengesund, mußte aber aus technischen Gründen unterdurchschnittlich groß gewählt werden. Diese Tatsache machte eine Normierung vieler anderweitig erhobener Daten auf Größe und Gewicht des Probanden notwendig.

Die Ermittlung der Wirbelkörperoberflächen erfolgte an Wirbel-Abgüssen der Firma SOMSO.

Die Kernspinaufnahmen wurden mit dem Gerät **Magnetom SP 63; 1,5 Teslar** der Firma Siemens erstellt. Die Ausmessung der Kernspinaufnahmen erfolgte unter Verwendung der dazugehörigen Software.

Zur Datenverarbeitung wurde das Programm MS EXCEL '97; Fa. Microsoft verwendet.

### **2.2 Methode**

#### **2.2.1 Definitionen**

Um die verschiedenen Hebelarme zu bestimmen, ist die Kenntnis einiger intrakorporaler Abstände und Strecken erforderlich, deren Endpunkte theoretischer Natur sind und nicht immer ein eindeutig zuzuordnendes morphologisches Korrelat aufweisen. Daher erscheint an dieser Stelle eine Festlegung dieser Punkte und damit auch der Strecken anhand bestimmter morphologischer Strukturen sinnvoll und notwendig:

##### ***2.2.1.1 Der intradiscale Drehpunkt***

Über die genaue Lage des Drehpunktes eines Zwischenwirbelgelenkes herrscht in der Literatur keine Einigkeit. So gehen Gracovetsky und Farfan davon aus, daß sich der Drehpunkt am Übergang zwischen mittlerem und dorsalem Drittel der Bandscheibe befindet. Diese Meinung wird auch von anderen Autoren vertreten (Resnik, D. K. et al., 1997). Experimente der gleichen Autoren zeigen jedoch, daß der Drehpunkt eines Zwischenwirbelgelenkes nicht konstant ist, sondern mit zunehmender Vorbeugung nach vorne wandert (Gracovetsky, S. und H. Farfan, 1984). Inzwischen ist vielfach nachvollzogen worden, daß sich das Rotationszentrum der Bandscheibe im Verlauf von Bewegungen verschiebt (Wilder, D. G. et al., 1988; Smith, T. J. und G. R. Fernie, 1991). Pearcy und Bogdug hingegen plazieren den Drehpunkt im geometrischen Mittelpunkt der Bandscheibe (Pearcy und Bogdug, 1988). Dieser Auffassung schließen sich beispielsweise Adams und Dolan bei ihren Berechnungen an (Adams, M. A. und P. Dolan, 1991). Für die Halswirbelsäule existieren gesonderte Untersuchungen, die zeigen, daß hier der Drehpunkt ca. 0,5cm bis 1cm ventral des Ligamentum longitudinale posterius anzusiedeln ist (Pintar, F.A. et al., 1995). Angesichts des geringen sagittalen Durchmessers der Halswirbelkörper entspricht dies etwa einer Lokalisation in ihrem geometrischen Mittelpunkt (Snijders, C. J. und G. A. Hoek von Dijke, 1991), (vgl. auch Methfessel J., 1984). Auch für die vorliegende Arbeit wurde der Flächenmittelpunkt der Zwischenwirbelscheibe als Endpunkt der beiden Hebelarme und damit als Drehpunkt des beschriebenen Modells gewählt.

#### ***2.2.1.2 Der Schwerpunkt eines Abschnittes***

Zur Ermittlung der Lage der Schwerpunkte der einzelnen Abschnitte wurde jeweils der Flächenmittelpunkt des auf halber Abschnitthöhe gelegenen transversalen Rumpfquerschnittes bestimmt. Somit wurden die geometrischen Mittelpunkte der einzelnen Abschnitte als Abschnittsschwerpunkte angenommen.

#### ***2.2.1.3 Die Wirkungslinie der Rückenmuskulatur***

Bei der Festlegung des Hebelarmes der Rückenmuskulatur stößt man im wesentlichen auf zwei Probleme: Zum einen erstreckt sich der Ansatz der einzelnen Anteile des M. erector spinae sowie übrigens auch der dorsalen Bandstrukturen über fast den gesamten Arcus vertebralis, einschließlich der beiden Processus transversi und des Processus spinosus. Diese Ausdehnung ist

angesichts des sowieso kurzen Hebelarmes der Rückenmuskulatur problematisch, da sie eine große Variabilität in der Längenzumessung des Hebelarmes erlaubt. So ist der Hebelarm der Rückenmuskulatur in den bisher vorliegenden Modellen zum Teil sehr unterschiedlich eingeschätzt worden: Die Angaben für den Bereich der Lendenwirbelsäule schwanken beispielsweise zwischen 5cm (Mathiash, H.-H., 1955; Chaffin, 1975; Ayoub und El-Bassoussi, 1978) und 7,5cm (Neméth und Ohlsen, 1986; McGill et al., 1988; Leskinen, T. P. und H. R. Stalhammar, 1992). Tveit et al. zeigten erstmals, daß die effektive Länge der Hebelarme der Rückenmuskulatur im Lendenwirbelbereich bei Lordose mit 60-63mm deutlich größer ist, als bei Kyphose mit 49-57mm. Bei Lordose verlängert sich der Hebelarm also um 10 - 24% (Tveit, P. et al., 1994). Der statische Vorteil, der sich aus dem Vorhandensein einer Lendenlordose ergibt, ist von Preuschoft et al. bereits ausführlich diskutiert worden, allerdings nicht für Menschen, sondern für japanische Makaken, die über Jahre auf aufrechtes, bipedes Gehen trainiert worden waren. Aufgrund der veränderten Belastungsbedingungen entwickelten sie morphologische Veränderungen an Wirbelkörpern und Bandscheiben und es bildete sich eine Lendenlordose aus, die auch in den von wildlebenden Makaken häufig eingenommenen Haltungen wie Hocken, quadrupedes Stehen und Gehen, etc. persistierte (Preuschoft, H., S. Hayama und M. M. Günther, 1988).

Wie bereits unter 1.4.1.1 ausgeführt ist aber der Hebelarm in wesentlichem Maße bestimmend für die Größe der von der Rückenmuskulatur aufzubringenden Kraft und damit für einen Teil der Verhältnisse, die für die Höhe des intraspinalen Drucks verantwortlich sind. Der Hebelarm der Rückenmuskulatur sollte also wohlüberlegt definiert werden, da eine falsche Einschätzung zu erheblichen Abweichungen des intradiscalen Drucks führen kann.

Ein weiteres Problem besteht darin, daß die Lage des M. erector spinae zur Wirbelsäule von der Körperhaltung abhängig ist: Liegen beim aufrecht stehenden Menschen im Lendenwirbelbereich die Muskelbäuche des M. erector spinae zum größeren Teil dorsal der knöchernen Strukturen, so wird bei Ventralflexion des Rumpfes die Rückenkontur durch die Endpunkte der Processus spinosi bestimmt. Dies geschieht dadurch, daß bei Ventralflexion die Lendenlordose aufgehoben wird (s. Busching, K., 1998 und Schramm, J. C. et al., 1997) und sich dadurch die beiden Stränge des M. erector spinae an die Wirbelsäule annähern und in die Furche zwischen Processus transversus und Processus spinosus verlagert werden.

Durch diese Ventralverschiebung der Rückenmuskulatur bei Rumpfbeugung verkürzt sich natürlich auch ihr Hebelarm. So kommen auch die von Tveit et al. beschriebenen unterschiedlichen Hebelarmlängen bei Lordose und Kyphose der Lendenwirbelsäule zustande (s. o.).

Um dieser Tatsache gerecht zu werden, wurden in Abhängigkeit vom Beugewinkel  $\beta$ , der sich zwischen der Rumpfachse und der Senkrechten aufspannt, zwei verschiedene Strecken als Hebelarm der Rückenmuskulatur definiert:

Für kleinere Beugewinkel  $\beta$  ( $0^\circ$ - $53^\circ$ ) wurde der Endpunkt des Hebelarmes der Rückenmuskulatur  $P_{HR}$  anhand der Weichteilposition bestimmt (siehe Abbildung 5): Als „landmark“ diente hier der Schnittpunkt der Medianebene mit der Verbindungslinie zwischen den Flächenmittelpunkten des rechten ( $P_{RMR}$ ) und linken ( $P_{RML}$ ) Muskelbauches des M. erector spinae. Der Hebelarm der Rückenmuskulatur  $H_R$  stellt sich dann als die Strecke zwischen dem Flächenmittelpunkt des Wirbelkörpers  $P_{Wk}$  und dem oben beschriebenen Endpunkt des Hebelarmes  $P_{HR}$  dar.

Für größere Beugewinkel  $\beta$  ( $53^\circ$ - $90^\circ$ ) wurde die Lage der Wirkungslinie des M. erector spinae ausschließlich anhand des Wirbelskeletts definiert (siehe Abbildung 6): Hier wurde unter Berücksichtigung der Ausdehnung des Muskelansatzes der Mittelpunkt  $P_{HR}$  der Strecke  $b$  zwischen den Ansatzpunkten  $P_{PT}$  der Querfortsätze am Wirbelbogen und der Projektion des Dornfortsatzendpunktes (Ligamentum supraspinale) ausgewählt. Der Hebelarm der Rückenmuskulatur  $H_R$  ist nun die Entfernung zwischen dem Wirbelkörpermittelpunkt  $P_{Wk}$  und dem Endpunkt  $P_{HR}$  des Hebelarmes nach obiger Definition.

Damit ergeben sich für zwei unterschiedliche Gruppen von Beugewinkeln zwei unterschiedliche Definitionen des Hebelarmes der Rückenmuskulatur, jedoch scheint diese Tatsache durch die oben ausgeführten Überlegungen durchaus gerechtfertigt.

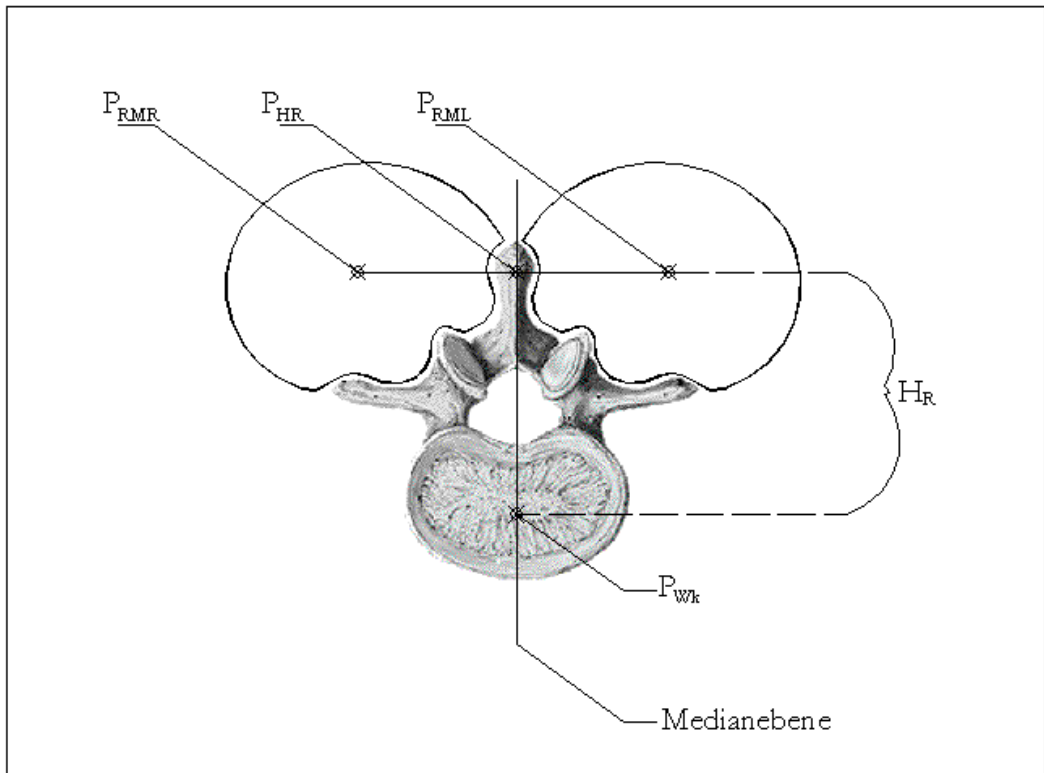


Abbildung 5: Definition des Hebelarmes der Rückenmuskulatur für kleinere Beugewinkel ( $0^{\circ}$ - $53^{\circ}$ ); Erläuterung im Text

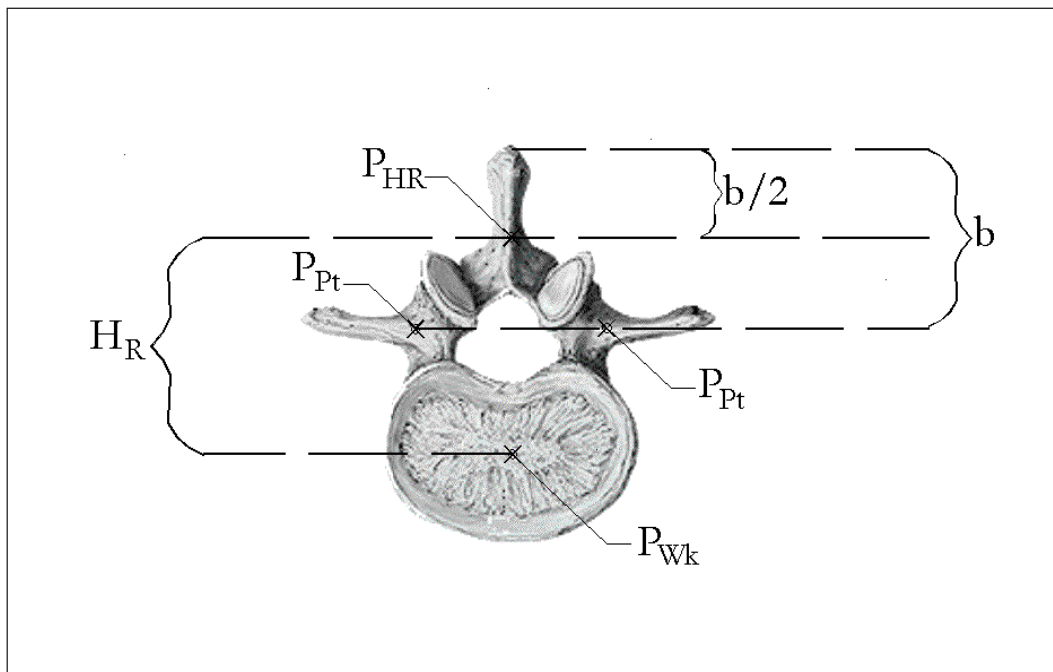


Abbildung 6: Definition des Hebelarmes der Rückenmuskulatur für größere Beugewinkel ( $53^{\circ}$ - $90^{\circ}$ ); Erläuterungen im Text

#### 2.2.1.4 Konsequenzen der natürlichen Wirbelsäulenkrümmung

Wie bereits an mehreren Stellen angedeutet wurde, hat die natürliche Lordosierung und Kyphosierung der Wirbelsäule durchaus Auswirkungen auf die Höhe des intraspinalen Drucks und findet daher an zwei Stellen Eingang in die vorliegende Betrachtung:

Zum einen erfolgt durch sie eine sagittale Verschiebung der einzelnen Abschnitte gegeneinander: Liegen beispielsweise die Wirbelkörper eines höher gelegenen Rumpfabschnitts weiter ventral als die untersuchte Bandscheibe, so erhöht sich die Hebelarmlänge für die Gewichtskraft um den entsprechenden Betrag  $k$  (s. Abbildung 1), also um den sagittalen Versatz des Wirbelkörpers auf Höhe des Abschnittsschwerpunktes zur untersuchten Bandscheibe. Bei einer Verschiebung des belastenden Abschnitts bezüglich der untersuchten Ebene nach dorsal verkürzt sich der für die betrachtete Bandscheibe wirksame Hebelarm um die Strecke  $k$ . Selbstverständlich geht die Strecke  $k$  jeweils in ihrer horizontalen Projektion in die Berechnung des Hebelarmes der Gewichtskraft ein.

Zum zweiten ändert sich die Lage des *M. erector spinae* zum jeweiligen Wirbelkörper in Abhängigkeit von der Krümmung der Wirbelsäule (s. unter 2.2.1.3). Dies hat die bereits oben beschriebenen Auswirkungen auf den Hebelarm der Rückenmuskulatur.

Beide Gegebenheiten finden in dieser Betrachtung in der bereits geschilderten Weise Berücksichtigung.

Ein besonderes Problem stellt sich dadurch, daß die Lendenlordose bei Vorbeugung abflacht und das Wirbelsäulenprofil sich dem einer Geraden annähert. Die Rumpfbeugung findet sowohl in den Hüftgelenken, als auch in den lumbalen Intervertebralgelenken statt. Während die Beugung der Lendenwirbelsäule und damit die Aufhebung der Lordose in der ersten Hälfte des Beugevorgangs stattfindet, dominiert ab einem Beugewinkel von etwa  $50^\circ$  die Flexion des Hüftgelenks. Beim Aufrichten ist die Reihenfolge umgekehrt, so daß bei Beugewinkeln zwischen  $50^\circ$  und  $90^\circ$  also in jedem Fall von einer gestreckten oder sogar kyphosierten Lendenwirbelsäule auszugehen ist (Anderson, Ch. K. und D. B. Chaffin, 1983), (Busching, K., 1998), (Schramm, J. C. et al., 1997). Innerhalb der Lendenwirbelsäule ist die Ventralflexion nicht gleichmäßig aufgeteilt, sondern konzentriert sich in den unteren Anteilen, das heißt zwischen L3 und S1 (Anderson, Ch. K. und Chaffin, D. B., 1983). Dieser Sachverhalt

spiegelt sich auch in den von Adams und Hutton bestimmten durchschnittlichen maximal möglichen Flexionen in den einzelnen LWS-Gelenken wieder: Während im L1/L2-Gelenk maximal 8° Beugung erfolgen können, liegt dieser Wert für die Gelenke L2/L3 und L3/L4 bei 9° und für L4/L5 und L5/S1 sogar bei 12°. Damit limitiert sich die in der Lendenwirbelsäule mögliche Flexion auf ca. 50° (Adams und Hutton, 1986). Es wird angenommen, daß die Flexion unter den einzelnen LWS-Gelenken in festen Proportionen aufgeteilt wird. Diese Proportionen sind für jeden Punkt der Bewegung die gleichen (Adams, M. A. und P. Dolan, 1991). Damit erfolgt jegliche Beugung der Lendenwirbelsäule mehrheitlich in den unteren LWS-Gelenken.

Auch Gracovetsky und Farfan beschreiben den Ablauf der Rumpfbeugung folgendermaßen: „[...] the first phase from 0° upright to about 45° of the motion has negligible pelvic rotation. The motion is due to forward rotation of the four joints, as the lordosis is eliminated. The remainder of the motion is rotation of the pelvis with a negligible motion at the four joints.“ Die Autoren sehen den Sinn dieser Aufteilung des Bewegungsablaufes darin, daß die dorsalen Bandstrukturen möglichst früh in Spannung versetzt werden und so die Rückenmuskulatur entlasten können (Gracovetsky, S. und H. Farfan, 1984; Gracovetsky, S., 1985). Diese Bewegungsabläufe werden durch das Halten oder Heben von Lasten nicht wesentlich beeinflusst (Anderson, Ch. K. und Chaffin, D. B., 1983), wohl aber durch die Beugung der Kniegelenke: Durch die Vorrotation des Beckens bei Kniebeugung ist es nicht nur nicht möglich bei gleichzeitiger, auch nur geringer Vorbeugung die Lendenlordose beizubehalten (Dolan, P., M. Earley et al., 1994), sondern der Anteil der Beugung im Lendenwirbelbereich steigt mit zunehmender Kniebeugung an (Anderson, Ch. K. und Chaffin, D. B., 1983) (vgl. hierzu auch Busching, K., 1998 und Schramm, J. C. et al., 1997). Eine weitere einflussnehmende Größe ist das Alter des Individuums. So nimmt mit zunehmendem Alter die Fähigkeit, die Lendenlordose aktiv zu vermindern, ab, und der vom Hüftgelenk übernommen Anteil an der Rotation steigt. Dies wird auf eine mit dem Alter zunehmende Bewegungseinschränkung im Bereich der Lendenwirbelsäule zurückgeführt, so daß dieser Mobilitätsverlust durch vermehrte Beugung im Hüftgelenk ausgeglichen werden muß (Gracovetsky, S. et al., 1995).

Eine klinische Untersuchung unseres Probanden stimmte mit den Literaturangaben überein: Ab einem Beugewinkel  $\beta$  des Oberkörpers zur Senkrechten von  $53^\circ$  war die Lendenlordose vollständig aufgehoben.

Aus den angegebenen Gründen wurde für Beugewinkel von mehr als  $53^\circ$  zum einen der knöchern definierte Hebelarm für die Rückenmuskulatur anstelle des durch die Weichteile definierten verwendet, zum anderen fand die Verschiebung der einzelnen Abschnitte gegeneinander keine Berücksichtigung mehr. Diese Vorgehensweise stellt natürlich eine Vereinfachung dar, da dadurch die gesamte Wirbelsäule gleichsam wie ein gerader Stab behandelt wird. Eine eventuelle Kyphosierung der Lendenwirbelsäule bei starken Vorbeugungen findet ebensowenig Eingang in die vorliegenden Berechnungen, wie die bestehen bleibenden Krümmungen im Bereich der Hals- und Brustwirbelsäule: Nach der Literatur ändern sich weder die Krümmungen der Halswirbelsäule (Penning, 1978) noch die der Brustwirbelsäule (Anderson, Ch. K. und Chaffin, D. B., 1983) in Abhängigkeit von der Rumpfbeugung. Der durch diese Vereinfachung entstehende Fehler erscheint jedoch marginal, da, wie oben ausgeführt, der Großteil der Beugung in den untersten Zwischenwirbelgelenken und bei stärkerer Vorbeugung im Hüftgelenk stattfindet und die Bewegung somit nach Aufhebung der Lordose tatsächlich eher einer Abknickung als einer Kyphosierung größerer Wirbelsäulenabschnitte gleicht. Des weiteren ist die maximal mögliche Flexion in den einzelnen LWS-Gelenken begrenzt, somit ist eine starke Kyphosierung dieses Wirbelsäulenabschnittes nicht zu erwarten, erst recht nicht bei einer Vorbeugung von höchstens  $90^\circ$ .

Die Vernachlässigung der HWS- und BWS-Krümmungen bei großen Beugewinkeln zieht keine großen Folgen nach sich, da sie im Vergleich zur Lendenlordose nur geringe Ausmaße haben. Hinsichtlich des intradiscalen Drucks sind sie allenfalls in der Lage, die durch die Lendenlordose bewirkten Sagittalverschiebungen leicht zu verstärken oder abzumildern. Bei Wegfall der Krümmung der Lendenwirbelsäule halte ich also eine Berücksichtigung der Krümmungen der Hals- und Brustwirbelsäule nicht mehr für wesentlich.

Eine weitere Vereinfachung, die das geschilderte Vorgehen darstellt, besteht in dem abrupten Wechsel, der bei  $53^\circ$  Vorbeugung angenommen wird. Selbstverständlich flacht die Lordose der Lendenwirbelsäule zwischen  $0^\circ$  und  $53^\circ$

in Wahrheit sukzessive ab (vgl. Busching, K., 1998 und Schramm, J. C. et al., 1997).

## 2.2.2 Datenerhebung

Zur Durchführung der vorgesehenen Berechnungen war zunächst die Erhebung einiger Daten vonnöten:

### 2.2.2.1 *Anhand der Kernspintomographien erhobene Längenmaße*

Im einzelnen wurden anhand der NMR - Aufnahmen folgende Daten erhoben:

Mittels eines Median-Sagittalschnittes wurden die *Höhe der Wirbelsäule* insgesamt, sowie die *Höhe der einzelnen Abschnitte* ermittelt.

Anschließend wurden anhand von auf Höhe der Abschnittgrenzen gelegenen Querschnitten folgende Messungen durchgeführt:

Als Grundstock für die Berechnung des *Hebelarmes der Gewichtskraft* wurde die Entfernung zwischen dem Flächenmittelpunkt des Körperquerschnittes und dem als Drehpunkt angenommenen Flächenmittelpunkt des Wirbelkörpers ausgemessen. Der Fehler, der dadurch entsteht, daß diese Bestimmung der Strecke *a* (s. Abbildung 1) nicht auf halber Abschnitthöhe erfolgt, sondern in Höhe der Abschnittgrenze, wird als geringfügig erachtet, da der sagittale Durchmesser des Rumpfes sich innerhalb der einzelnen Rumpfabschnitte nicht wesentlich verändert (s. Meßwerte bei Preuschoff, Witte und Demes, 1992). Die Messung für den Halsabschnitt erfolgte auf der Höhe von C7 und entspricht damit in Annäherung dem Querdurchmesser auf mittlerer Halshöhe. Lediglich der Schwerpunkt des Kopfabschnittes wurde anhand eines Querschnittes in Höhe der Mitte des Abschnitts ermittelt, da dieser Querdurchmesser sich von dem auf der Höhe der Abschnittgrenze C2/C3 durchaus unterscheidet.

Der *Hebelarm der dorsalen Rumpfmuskulatur* wurde, wie unter 2.2.1.3 beschrieben, in zwei Varianten jeweils für Beugewinkel  $\beta > 53^\circ$ , bzw.  $\beta < 53^\circ$  ausgemessen (s. 2.2.1.3).

### 2.2.2.2 *Abschnittsgewichte*

Die Angaben über die Aufteilung des Körpergewichtes auf die einzelnen Körperabschnitte wurden der Literatur (Dempster, W. T. & G. R. L. Gaughran; 1967) entnommen und auf das Körpergewicht des Probanden umgerechnet.

Hierbei wurde das Gewicht der oberen Extremitäten vereinfachend vollständig dem Abschnitt T1–T8 zugeschrieben. Bezüglich des Gewichts der drei Abdominalabschnitte wurde der von Dempster und Gaughran für das Abdomen bestimmte Anteil am Körpergewicht in drei Teile aufgeteilt. Da die Abschnittsgrenzen aus Plausibilitätsgründen jedoch in Höhe eines Zwischenwirbelgelenkes gelegen sein müssen und sich die Abdominalabschnitte infolgedessen in ihrer Höhe geringfügig unterscheiden, wurde das Gewicht des Abdomens in dem durch die Höhe der einzelnen Abschnitte vorgegebenen Verhältnis aufgeteilt. Nähere Ausführungen hierzu finden sich unter 4.1.2.

### 2.2.2.3 Querschnittsflächen der Wirbelkörper

Zur Berechnung der innerhalb der Bandscheiben auftretenden Drücke ist die Kenntnis der Querschnittsflächen erforderlich, über welche sich die Kompressionskräfte verteilen.

Die Ausmessung dieser Querschnitts- oder auch Frontflächen erfolgte an Wirbel-Abgüssen der Firma SOMSO. Die Frontflächen der Abformungen wurden graphisch auf Millimeterpapier übertragen und dann ausgemessen. Die so ermittelten Flächen wurden auf die Dimensionen des Probanden normiert. Somit wird die Aussagefähigkeit der Ergebnisse durch die Tatsache, daß die Werte einer anderen Quelle entstammen, als die sonstigen Längen- und Flächenmaße, nicht beeinträchtigt. Als Normierungskriterium wurde der Höhenunterschied zwischen der Wirbelsäule des Probanden und dem Abgußmodell gewählt. Der Normierungsfaktor errechnete sich folgendermaßen:

$$K_N = \left[ \frac{\text{Wirbelsäulenhöhe}_{\text{Proband}}}{\text{Wirbelsäulenhöhe}_{\text{Abgußmodell}}} \right]^{2(*)}$$

(\*) *Da es sich bei den Wirbelkörperoberflächen um Flächenmaße handelt, muß der aus linearen Größen errechnete Quotient quadriert werden*

Mit dem so errechneten Korrekturfaktor  $K_N$  wurden die ausgemessenen Wirbelkörperfrontflächen multipliziert, um die Flächen zu erhalten, die den Wirbelkörperfrontflächen des Probanden entsprechen.

### 2.2.2.4 Wirbelsäulenkrümmung

Anhand eines der Literatur entnommenen, fotografisch dokumentierten Median-Sagittalschnittes der Wirbelsäule (Rohen & Yokochi, 1988; S. 211) wurde die Lage der Wirbelsäule in den einzelnen Abschnitten ausgemessen. Die so gewonnenen Werte wurden ebenfalls an der Wirbelsäulenhöhe des Probanden normiert. Der Normierungsfaktor ergab sich hier als:

$$L_N = \frac{\text{Wirbelsäulenhöhe}_{\text{Proband}}}{\text{Wirbelsäulenhöhe}_{\text{Photographie}}}$$

Die aufgrund des Median-Sagittalschnittes ermittelten Sagittalverschiebungen wurden nun mit dem Korrekturfaktor  $L_N$  multipliziert, um sie auf die Maße unseres Probanden zu beziehen.

### 2.2.3 Datenverarbeitung

#### 2.2.3.1 *Die von der Gewichtskraft ausgeübten Biegemomente*

Wie bereits ausführlich erläutert (s. unter 1.4.1.1) setzt sich ein Biegemoment aus der Kraft und dem Hebelarm zusammen, über den diese Kraft auf den Drehpunkt wirkt.

Die Gewichtskraft, die auf jeden Abschnitt wirkt, errechnet sich als das Produkt aus Abschnittsmasse  $G_I$  und Erdbeschleunigung ( $9,81 \text{ m/s}^2$ ).

Der Hebelarm setzt sich wie unter 1.4.1.1 beschrieben aus den zwei Teilen  $t$  und  $s$  zusammen (s. auch Abbildung 2):

Der Anteil  $t$  ergibt sich als die horizontale Projektion des Abstandes  $a$  zwischen dem Flächenmittelpunkt des Abschnitts und dem des Wirbelkörpers auf gleicher Höhe, der bei geringeren Beugewinkeln korrigiert wird um die Strecke  $k$ , um die die Wirbelsäule in Höhe des Abschnittschwerpunktes, bzw. in Höhe der untersuchten Abschnittgrenze sagittal versetzt sind. Als Hebelarm ist aber immer nur die zur Wirkungslinie der Kraft senkrechte Entfernung zwischen Angriffspunkt der Kraft und Drehpunkt relevant. Da die Gewichtskraft immer senkrecht nach unten wirkt, hier also die aus  $a$  und  $k$  errechnete Strecke in waagerechter Projektion von Belang ist, ergibt sich in Abhängigkeit vom Beugewinkel  $\beta$  als Formel für den Teil  $t$  des Gesamthebelarmes:

$$t = \cos \beta \cdot [a - k^{(*)}]$$

(\*) Die Korrektur erfolgt nur für 0°, 30° und 45° Beugung

Dieser Hebelarmanteil ist abhängig vom betrachteten Abschnitt, von der analysierten Abschnittsgrenze und auch vom Beugewinkel  $\beta$ , der sich zwischen der Rumpfachse und der Senkrechten aufspannt. Er muß also sowohl für jede Flexionsstellung, als auch für jede betrachtete Abschnitt-Analyseebene-Kombination individuell berechnet werden.

Der Teil ( $s$ ) des Hebelarmes der Gewichtskraft ergibt sich daraus, daß durch die Vorbeugung die kranialen Wirbelsäulenanteile ventral des jeweiligen Drehpunktes zu liegen kommen (s. Abbildung 2). Die Länge dieser Strecke  $s$  errechnet sich als die horizontale Projektion des Höhenunterschiedes  $h_D$  zwischen der analysierten Abschnittsgrenze und halber Höhe des betrachteten Abschnitts. Daher ist die Länge von  $s$  sowohl dem Beugewinkel  $\beta$ , als auch der Höhendifferenz  $h_D$  proportional, und es ergibt sich für den Teil  $s$  des Gesamthebelarmes der Gewichtskraft die Formel:

$$s = \sin \beta \cdot h_D$$

Die beiden Teilstrecken  $s$  und  $t$  addieren sich zum Gesamthebelarm  $H_G$  der Gewichtskraft. Nun errechnet sich das beugende Moment  $M_{Gl}$ , welches von einem bestimmten Abschnitt auf eine bestimmte Abschnittsgrenze ausgeübt wird, als das Produkt aus Hebelarm und Gewichtskraft nach der Formel:

$$M_{Gl} = G_I \cdot 9,81 \frac{m}{s^2} \cdot [\sin \beta \cdot h + \cos \beta \cdot (a - k^{(*)})]$$

(\*) Die Korrektur erfolgt nur für 0°, 30° und 45° Beugung

Damit ergibt sich das beugende Gesamtbiegemoment, dem eine bestimmte Abschnittsgrenze ausgesetzt ist, als Summe aller von den kranial liegenden Segmenten auf diese Wirbelgrenze ausgeübten Einzelbiegemomente:

$$M_G = \sum M_{GI}$$

### 2.2.3.2 Die von der Rückenmuskulatur ausgeübten Biegemomente

Wie bereits oben dargelegt, ist in den betrachteten Stellungen das durch die Gewichtskraft ausgeübte, beugende Biegemoment  $M_G$  zwangsläufig gleich dem streckenden Biegemoment  $M_R$ , das von den auf der Höhe der untersuchten Abschnittsgrenze liegenden Rückenmuskeln aufzubringen ist. Letzteres bedarf daher keiner gesonderten Berechnung:

$$M_R = M_G$$

### 2.2.3.3 Die von der Rückenmuskulatur aufzubringende Kraft

Ist nun das von der dorsalen Rumpfmuskulatur zur Erhaltung einer statischen Situation aufzubringende Biegemoment bekannt, so kann die Berechnung der zu leistenden Muskelkraft  $F_R$  aus eben diesem Biegemoment  $M_R$  und dem Hebelarm der Rückenmuskulatur  $H_R$  erfolgen. Die anzuwendende Rechenvorschrift ergibt sich durch Umformung der Definition des Biegemomentes als

$$F_R = \frac{M_R}{H_R}$$

### 2.2.3.4 Die auf die Bandscheibe einwirkende Last

Die Wirbelsäule wird einerseits durch die achsenparallele Komponente der Gewichtskraft komprimiert und andererseits durch die Kraft der Rückenmuskulatur, die aufgrund ihres achsenparallelen Verlaufs ungeteilt in die Berechnung eingeht (s. unter 1.4.1.1). Aufgrund des zwischen Rückenmuskulatur und Gewichtskraft herrschenden Gleichgewichtszustandes (vgl. Rauber & Kopsch; 1987, S.14-20) ist die Länge der Hebelarme über die diese Kräfte wirken für die Berechnung der auf dem einzelnen Discus intervertebralis ruhenden Last nicht von Interesse. Diese achsenparallelen Anteile  $F_{GP}$  der Gewichtskraft lassen

sich in Funktion der Gesamtmasse  $G_C$  der kranial liegenden Körperanteile und des Beugewinkels  $\beta$  nach folgender Formel berechnen:

$$F_{GP} = \cos \beta \cdot G_C \cdot 9,81 \frac{m}{s^2}$$

Somit ergibt sich die Last  $L$  der eine Bandscheibe ausgesetzt ist als

$$L = F_R + \left[ \cos \beta \cdot G_C \cdot 9,81 \frac{m}{s^2} \right]$$

#### 2.2.3.5 Der intraspinale Druck

Die nun noch ausstehende Aufgabe ist die Berechnung des auf die einzelnen Disci intervertebrales ausgeübten Druckes  $P$  als Quotient aus der einwirkenden Last und der ihr ausgesetzten Bandscheibenquerschnittsfläche  $A_{Wk}$ . Der zu verwendende Algorithmus ist folgender:

$$P = \frac{F_R + \left[ \cos \beta \cdot G_C \cdot 9,81 \frac{m}{s^2} \right]}{A_{Wk}}$$

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Gemessene und recherchierte Werte

##### 3.1.1 Achsenparallele Strecken

Die aufgrund des MNR-Sagittalschnittes ermittelten achsenparallelen Strecken (s.2.2.2.1) sind in Tabelle 1 aufgeführt:

*Tabelle 1: Höhe der Wirbelsäule des Probanden sowie Höhe der einzelnen Abschnitte*

	Kopf – C2	C3 – C7	T1 – T8	T9 – T11	T12 – L2	L3 – L5	Gesamt C3 – L5
Höhe / [mm]	139,0	101,2	148,2	73,7	93,3	90,0	506,4

Es sind dies zum einen die Höhe der Wirbelsäule insgesamt und zum anderen die Höhen der einzelnen Abschnitte. Die Gesamthöhe der Wirbelsäule unseres Probanden zwischen C3 und L5 beträgt 506,4 mm, der Höhenunterschied zwischen der Schädelhöhe und der Bandscheibe C2/C3 mißt 139,0 mm. Die Wirbelsäule wurde nun in die unter 1.3 beschriebenen Abschnitte aufgeteilt. Der Thoraxabschnitt ist mit einer Höhe von 148,2 mm der höchste Abschnitt, gefolgt vom Kopfabschnitt mit 139 mm. Die Höhe des Halsabschnittes mißt 101,2 mm. Die flachsten Abschnitte sind die drei Abdominalabschnitte mit Höhen von 93,3 mm (T12 – L2), 90 mm (L3 – L5) und 73,3 mm (T9 – T11). Damit sind, wie bereits unter 2.2.2.2 erwähnt, die drei Abdominalabschnitte nicht gleich hoch, eine Tatsache, die sich aus der Notwendigkeit ergibt, die Abschnittsgrenzen durch eine Zwischenwirbelscheibe zu legen.

Aus diesen Abschnitthöhen lassen sich nun die in Tabelle 2 aufgeführten Abstände zwischen den analysierten Ebenen und der Höhe der einzelnen Abschnittschwerpunkte berechnen. Diese Abstände gehen als Strecken  $h_D$  in die Berechnung des effektiven Hebelarmes der Gewichtskraft ein (s. 2.2.3.1; Abbildung 2).

Tabelle 2: Abstände  $h_D$  zwischen den jeweiligen Abschnittsgrenzen und der halben Höhe der einzelnen Abschnitte

Abstände / [mm]	Kopf – C2	C3 – C7	T1 – T8	T9 – T11	T12 – L2	L3 – L5
C2 / C3	69,5					
C7 / T1	170,7	50,6				
T8 / T9	318,9	198,8	74,1			
T11 / T12	392,6	272,5	147,8	36,9		
L2 / L3	485,9	365,8	241,1	130,2	46,7	
L5 / S1	575,9	455,8	331,1	220,2	136,7	45,0

### 3.1.2 Sagittale Strecken zur Berechnung des Hebelarmes der Gewichtskraft

Neben der Strecke  $h_D$  gibt es noch zwei weitere morphologisch definierte Größen, die in die Berechnung des effektiven Lastarmes eingehen (s. unter 2.2.3.1 und Abbildung 1): Tabelle 3 zeigt die Abstände der einzelnen Abschnittschwerpunkte ( $SP$ ) zum Flächenmittelpunkt des Wirbelkörpers ( $P_{Wk}$ ) auf gleicher Höhe. Diese Strecken sind in Abbildung 1, Abbildung 2 und in den obigen Formeln stets mit dem Buchstaben  $a$  bezeichnet. Betrachtet man die Werte für  $a$ , so fällt auf, daß für den Abschnitt C3 – C7 in Tabelle 3 ein Wert mit negativem Vorzeichen vermerkt ist. Der Grund hierfür liegt darin, daß im Halsbereich der Flächenmittelpunkt des Körperquerschnitts dorsal des Wirbelkörpermittelpunktes liegt. Dies führt nicht etwa dazu, daß zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes die infrahyale Muskulatur in Anspruch genommen werden müsste, da die Bandscheiben des Halses immer auch dem durch den Kopf ausgeübten Biegemoment ausgesetzt sind. Dessen Schwerpunkt liegt ca. 7 cm ventral der Wirbelsäule. Außerdem verfügt der Kopf über ein weit höheres Gewicht, als der Hals, so daß das Gesamtmoment, dem die Bandscheiben des Halses ausgesetzt sind, immer nach ventral beugend wirken wird (s. unter 3.2.1). Bezüglich des Halsabschnittes wird die Strecke  $a$  den effektiven Lastarm jedoch immer verkürzen: entweder um ihren vollen Betrag – bei aufrechter Körperhaltung – oder um ihre horizontale

Projektion – in gebeugten Stellungen. Daher geht die Strecke  $a$  für den Halsbereich mit negativem Vorzeichen in die Berechnung des effektiven Lastarmes und damit auch des Biegemomentes der Gewichtskraft ein (s. 2.2.3.1).

*Tabelle 3: Abstände  $a$  zwischen den Abschnittsschwerpunkten und den Flächenmittelpunkten der Wirbelkörper auf gleicher Höhe*

	Kopf – C2	C3 – C7	T1 – T8	T9 – T11	T12 – L2	L3 – L5
Strecke $a$ / [mm]	22,60	-8,75 (*)	53,05	45,15	30,45	26,25

(\*) Im Halsbereich liegt der Flächenmittelpunkt des Körperquerschnitts dorsal des Wirbelkörpers (s. Text)

Die dritte zur Berechnung des Gewichtskraft-Hebelarmes erforderliche Strecke ist der sagittale Abstand zwischen dem Wirbelkörpermittelpunkt in Höhe des untersuchten Abschnittes und dem Drehpunkt der Analyseebene. Diese Strecke ist in Abbildung 1, Abbildung 2 und im Text mit  $k$  bezeichnet. Da diese Strecken im Unterschied zu den übrigen Längenmaßen nicht den MNR-Aufnahmen des Probanden entstammen, wurden sie auf die Maße des Probanden normiert (s. 2.2.2.4): Die Höhe der Wirbelsäule auf der Abbildung betrug 16,5 mm; also ergab sich ein Normierungsfaktor  $L_N = 3,069$ . Die ausgemessenen Sagittalverschiebungen wurden dann mit  $L_N$  multipliziert. Die sich ergebenden Werte für die Strecken  $k$  sind in Tabelle 4 aufgeführt. Hierzu ist zu bemerken, daß nach der Formel für das Biegemoment der Gewichtskraft (s. unter 2.2.3.1) der gesamte sagittale Abstand zwischen betrachtetem Schwerpunkt und betrachtetem Drehpunkt sich nach der Formel  $a-k$  berechnet. Die Strecken  $k$  also, die Abschnitte beschreiben, auf deren Höhe die Wirbelsäule ventral des betrachteten Drehpunktes liegt, die also den Lastarm verlängern, sind daher in Tabelle 4 mit einem negativen Vorzeichen versehen. Nach der Formel  $a-k$  wird die Strecke  $a$  dann also um den entsprechenden Betrag verlängert. Liegt die Wirbelsäule im Bereich des untersuchten Abschnittes jedoch dorsal des betrachteten Drehpunktes, wird der sagittale Versatz also vermindert, so ist die Strecke  $k$  in Tabelle 4 mit positivem Vorzeichen genannt.

Tabelle 4: Sagittaler Abstand  $k$  der kranialen Abschnitte gegen die kaudalen Abschnittsgrenzen

Sagittaler Versatz / [mm]	Kopf – C2	C3 – C7	T1 – T8	T9 – T11	T12 – L2	L3 – L5
C2 / C3	0,0					
C7 / T1	-2,1	0,0				
T8 / T9	-10,4	-8,3	0,0			
T11 / T12	-0,9	1,2	9,5	0,0		
L2 / L3	16,9	19	27,3	17,8	0,0	
L5 / S1	15,3	17,5	25,8	16,3	-1,5	0,0

Die sich daraus ergebenden Strecken ( $a-k$ ) zeigt Tabelle 5 für jeden Abschnitt bezüglich jeder Analyseebene.

Tabelle 5: Strecken ( $a-k$ ): Abstände der Abschnittsschwerpunkte zur durch den Drehpunkt der Analyseebene verlaufenden Frontalebene

$a-k$ / [mm]	Kopf – C2	C3 – C7	T1 – T8	T9 – T11	T12 – L2	L3 – L5
C2 / C3	22,6					
C7 / T1	24,7	-8,8				
T8 / T9	33,0	-0,5	53,1			
T11 / T12	23,5	-10,0	43,6	45,2		
L2 / L3	5,7	-27,8	25,8	27,4	30,5	
L5 / S1	7,3	-26,3	27,3	28,9	32,0	26,3

### 3.1.3 Die Hebelarme der Rückenmuskulatur

Schließlich sind anhand der MNR-Aufnahmen noch die Hebelarme der Rückenmuskulatur bestimmt worden. Wie unter 2.2.1.3 anhand von Abbildung 5 und Abbildung 6 ausführlich erklärt wurde, sind für jeden Abschnitt ein knöchern definierter Hebelarm für Beugewinkel von mehr als  $53^\circ$ , sowie ein anhand der Weichteile bestimmter Hebelarm für Beugewinkel von unter  $53^\circ$  ausgemessen worden. Beide Meßwerte sind in Tabelle 6 für jeden Abschnitt aufgeführt.

Tabelle 6: Die Hebelarme der Rückenmuskulatur ( $H_R$ ) für Beugewinkel von  $0^\circ$  -  $53^\circ$  und von  $53^\circ$  -  $90^\circ$

	Kopf - C2	C3 - C7	T1 - T8	T9 - T11	T12 - L2	L3 - L5
$H_R 0^\circ - 53^\circ$ / [mm]	51,8	43,5	44,1	44,7	49,4	42,9
$H_R 53^\circ - 90^\circ$ / [mm]	37,7	40	34,7	39,4	38,4	39,4

Die graphische Darstellung in Abbildung 7 zeigt für den anhand der Weichteile definierten Hebelarm deutliche Maxima im Bereich der beiden Lordosen der Wirbelsäule: Im Halsbereich finden sich Werte von ca. 50 mm. Diese gehen im Bereich der Brustkyphose zurück auf Werte um 44 mm, um dann im Bereich der Lendenlordose wieder auf 49 mm anzusteigen. Durch ihre Lage in Form einer „Bogensehne“ in den lordotisch gekrümmten Bereichen entfernt sich die Rückenmuskulatur natürlich von der Wirbelsäule und verlängert so ihren Hebelarm.

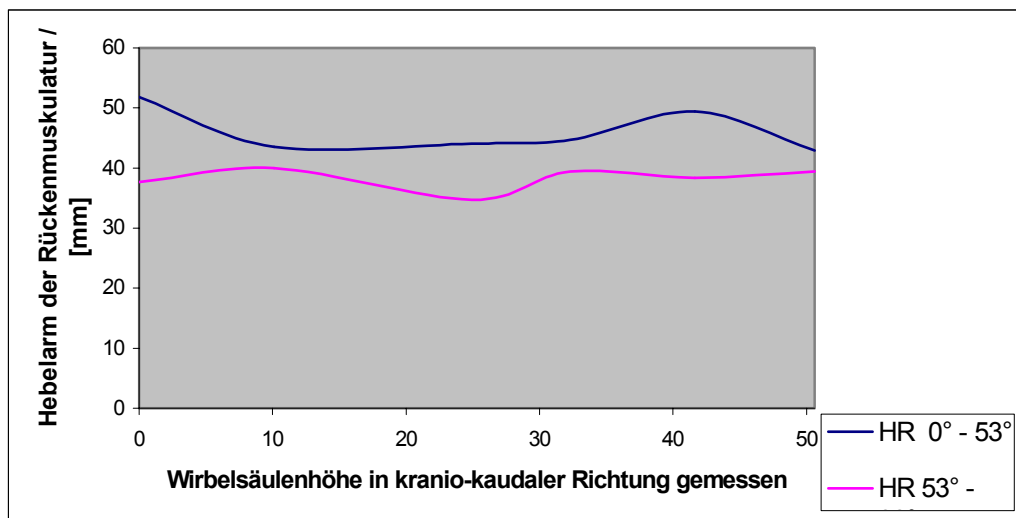


Abbildung 7: Die Hebelarme der Rückenmuskulatur entlang der Wirbelsäule für Beugewinkel kleiner und größer als  $53^\circ$

Bei Beugewinkeln von mehr als  $53^\circ$  verschwinden nun die Lordosen und die Rückenmuskulatur verlagert sich zwischen die Processus spinosi und die Processus transversi (s. unter 2.2.1.3). Dadurch verkürzt sich der Hebelarm der Rückenmuskulatur deutlich (s. Abbildung 7). Im übrigen entfallen auch die beiden Maxima. Die graphische Auftragung der Hebelarme der

Rückenmuskulatur für Beugewinkel von mehr als 53° nähert sich, ebenso wie die Rückenkontur bei derartiger Vorbeugung, dem Bild einer Geraden an.

### 3.1.4 Die tragenden Querschnittsflächen der Wirbelkörper

Die Querschnittsflächen der Wirbelkörper wurden in der unter 2.2.2.3 beschriebenen Weise ermittelt. Als Korrekturfaktor errechnete sich aus der Wirbelsäulenhöhe des Abgußmodells von 605 mm und einer Höhe der Wirbelsäule des Probanden von 506,4 mm ein Wert  $K_N$  von 0,7. Tabelle 7 zeigt sowohl die an der Abformung ausgemessenen, als auch die daraus errechneten, auf die Maße des Probanden normierten Wirbelkörperfrontflächen.

*Tabelle 7: Wirbelkörperfrontflächen in mm<sup>2</sup> an der Abformung gemessen und korrigiert auf die Maße des Probanden*

	C3	C4	C5	C6	C7	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7
$A_{Wk}$ / [mm <sup>2</sup> ] an der Abformung	257,0	245,0	259,0	297,0	397,0	540,0	520,0	528,0	575,0	619,0	735,0	842,0
$A_{Wk}$ korrigiert für den Probanden	179,9	171,5	181,3	207,9	277,9	378,0	364,0	369,6	402,5	433,3	514,5	589,4

	T8	T9	T10	T11	T12	L1	L2	L3	L4	L5	S1
$A_{Wk}$ / [mm <sup>2</sup> ] an der Abformung	871,0	956,0	958,0	1095,0	1208,0	1329,0	1388,0	1580,0	1685,0	1683,0	1683,0
$A_{Wk}$ korrigiert für den Probanden	609,7	669,2	670,6	766,5	845,6	930,3	971,6	1106,0	1179,5	1146,6	1146,6

Diese Werte wurden in Abbildung 8 und Abbildung 9 in kranio-kaudaler Richtung entlang der Wirbelsäule aufgetragen:

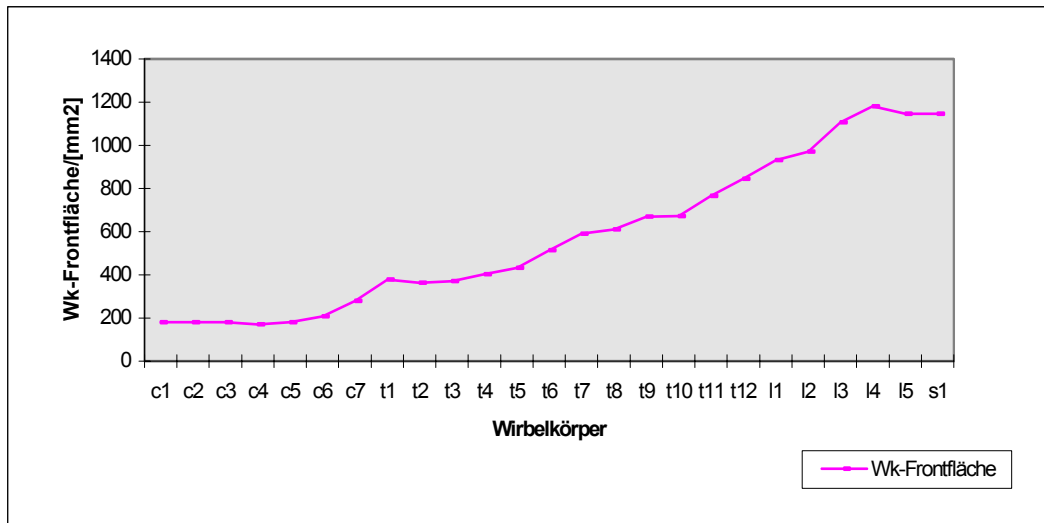


Abbildung 8: Darstellung der Wirbelkörperquerschnittsflächen entlang der Wirbelsäule; Wirbelsäule nach Segmenten unterteilt

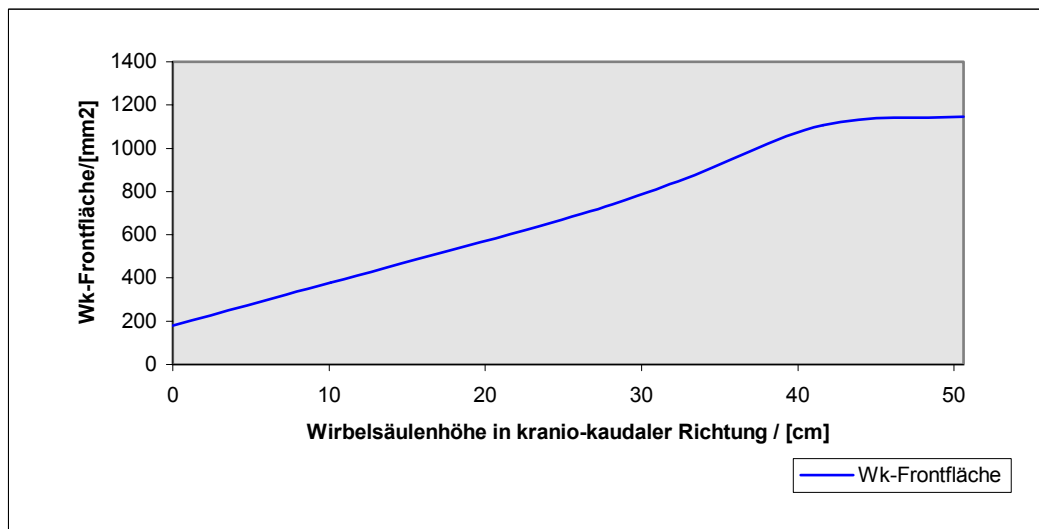


Abbildung 9: Darstellung der Wirbelkörperquerschnittsflächen entlang der Wirbelsäule; Wirbelsäule metrisch unterteilt. Hierbei wurde die Wirbelsäulenhöhe in cranio-kaudaler Richtung gemessen.

Die in Abbildung 8 leicht unregelmäßig ansteigende Kurve glättet sich, wenn man der Tatsache gerecht wird, daß sich die Höhe der einzelnen Wirbelkörper in cranio-kaudaler Richtung ebenfalls verändert, und die Wirbelkörperoberflächen, wie in Abbildung 9 dargestellt, über der Wirbelsäulenhöhe aufträgt. C3 als der am weitesten kranial gelegene und über einen Wirbelkörper verfügende Wirbel, weist

eine Wirbelkörperfrontfläche von 180 cm<sup>2</sup> auf. Von hier aus steigt der Graph nun annähernd linear mit einer Steigung von ca. 200 mm<sup>2</sup> pro 10 cm WS-Höhe an, bis er die Höhe von T9 erreicht. Im unteren BWS- und oberen LWS-Bereich steigt die Kurve nun mit einer Steigung von etwa 250 mm<sup>2</sup> pro 10 cm WS-Höhe etwas steiler an, um dann im unteren LWS-Bereich (L4 bis S1) bei einer Wk-Frontfläche von ca. 1150 mm<sup>2</sup> ein Plateau zu erreichen. Damit ergibt sich für die unteren Lendenwirbel eine Frontfläche, die 6,37 mal so groß ist, wie die des Wirbelkörpers C3.

Die Tatsache, daß die Frontflächen der Wirbelkörper von kranial nach kaudal derart gleichmäßig zunehmen, ist durchaus nicht selbstverständlich. Ähnliche Kurven für andere Vertebraten zeigen beispielsweise parabolische Formen (Pferd) oder umgekehrt parabolische Verläufe (Diplodocus) mit dem Maximum am Übergang vom Rumpf zum Schwanz und anschließendem Abfall (Preuschoft, 1976). Preuschoft zeigt, daß sich die jeweiligen Kurven stets aus den biomechanischen Anforderungen erklären, denen die Wirbelsäulen der einzelnen Vertebraten ausgesetzt sind. Unter 4.1.4 werden die Belastungen, denen die menschliche Wirbelsäule ausgesetzt ist, näher diskutiert und in Beziehung zur oben dargestellten Kurve gesetzt.

### 3.1.5 Die Masse der einzelnen Körperabschnitte

*Tabelle 8: Abschnittsgewichte und korrelierte Größen*

	<b>Kopf – C2</b>	<b>C3 – C7</b>	<b>T1 – T8</b>	<b>T1 – T8 ohne Berücksichtigung der Armgewichte</b>	<b>T9 – T11</b>	<b>T12 – L2</b>	<b>L3 – L5</b>
Anteil am Körpergewicht / %	7,0	0,92	25,81	16,24	7,57	9,58	9,24
Abschnittsgewicht / [kg]	3,75	0,49	13,81	8,69	4,05	5,13	4,94
Gewicht pro cm Abschnitthöhe / [kg]	0,270	0,048	0,932	0,586	0,550	0,550	0,550
Die kaudale Abschnittsgrenze belastendes Gesamtgewicht / [kg]	3,75	4,24	18,05	X	22,10	27,23	32,17
Die kaudale Abschnittsgrenze belastendes Gesamtgewicht abzüglich des Armgewichtes / [kg]	3,75	4,24	12,93	X	16,98	22,11	27,05

Tabelle 8 zeigt die Anteile der einzelnen Körperabschnitte am Gesamtgewicht in %, wie sie der Literatur (Dempster, W. T. & G. R. L. Gaughran, 1967) entnommen wurden. Der von Dempster und Gaughran vorgegebene Anteil des Abdomens am Gesamtgewicht von 26,39 % wurde, wie unter 2.2.2.2 beschrieben, in durch die Abschnittshöhen vorgegebenen Verhältnis auf die drei Abdominalabschnitte aufgeteilt.

Weiterhin sind die folgenden, hieraus berechneten Größen aufgeführt: Die absoluten Abschnittsgewichte ergeben sich durch Umrechnen dieser Anteile auf das Körpergewicht des Probanden von 53,5 kg. Außerdem wurden die an der Abschnittshöhe normierten Abschnittsgewichte berechnet, also gewissermaßen das Gewicht eines 1cm starken Querschnittes aus dem jeweiligen Abschnitt. Schließlich wird das jeweils auf der kaudalen Abschnittsgrenze lastende Gesamtgewicht angegeben, also die Summe der Massen aller Abschnitte, die kranial der unteren Abschnittsgrenze liegen, und zwar einmal einschließlich des Armgewichtes und zum anderen ohne Berücksichtigung der Arme.

Die Aufteilung des von der Wirbelsäule zu tragenden Gewichtes auf die einzelnen Abschnitte ist in Abbildung 10 graphisch wiedergegeben:

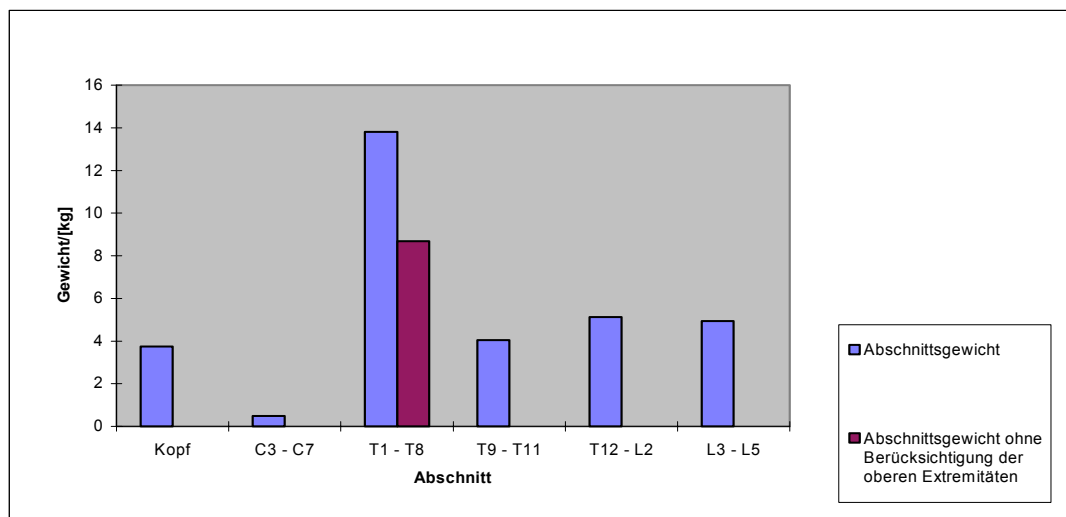


Abbildung 10: Gewichte der einzelnen Körperabschnitte des Probanden mit und ohne Berücksichtigung des Gewichtes der oberen Extremitäten

Kopf und Hals machen den geringsten Teil aus, wobei der Kopf aufgrund des größeren Volumens, des zum Teil flüssigkeitsgefüllten Hirnschädels und nicht

zuletzt auch des voluminösen Schädelskeletts mit 3,75 kg ungefähr das 7,5fache an Gewicht aufweist wie der Hals mit 0,49 kg.

Der nachfolgende Thoraxabschnitt (T1 - T8) ist der schwerste Abschnitt von allen und übertrifft auch die Abdominalabschnitte an Gewicht um etwa das Doppelte. Dieser Unterschied erklärt sich nur zum Teil aus der Tatsache, daß der Thoraxabschnitt mit einer Wirbelsäulenhöhe von 14,8 cm der höchste Abschnitt von allen ist. Ein anderer Faktor, der in beträchtlichem Maße für diesen Sachverhalt verantwortlich zu machen ist, ist die Tatsache, daß dem Thoraxgewicht auch das Gewicht der beiden Arme zugerechnet wurde (s. 2.2.2.2); schließlich befindet sich ihre Verankerung in Höhe der oberen Brustwirbelsäule. Zur Unterstreichung der Plausibilität wurde in Abbildung 10 das Gewicht des Thoraxabschnittes sowohl einschließlich, als auch ohne das Armgewicht von 5,12 kg dargestellt, was den Unterschied zu den anderen Rumpfabschnitten bereits deutlich verringert.

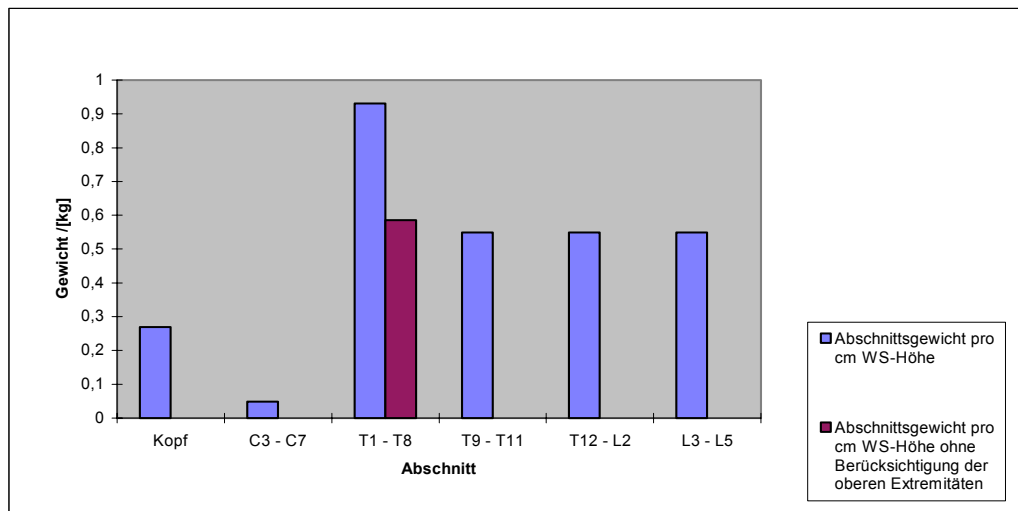


Abbildung 11: Gewichte pro cm Höhe der einzelnen Stammabschnitte mit und ohne Berücksichtigung des Gewichtes der oberen Extremitäten

Normiert man nun das Gewicht der einzelnen Abschnitte an ihrer Höhe (s. Abbildung 11), so unterscheidet sich das Gewicht pro cm Wirbelsäulenhöhe im Abschnitt T1 - T8 mit, abzüglich des Armgewichtes, 0,59 kg nicht wesentlich vom Gewicht pro cm Wirbelsäulenhöhe in den drei Abdominalabschnitten: Diese wiegen pro cm Wirbelsäulenhöhe jeweils 0,55 kg. Die Gleichheit dieses Wertes für alle drei Abdominalabschnitte ist einleuchtend, da das Gewicht des Abdomens

ja im durch ihre Höhe vorgegebenen Verhältnis auf die jeweiligen Abschnitte verteilt wurde (s. Kapitel 2.2.2.2). Diese Vorgehensweise ist somit dafür verantwortlich, daß T9 - T11 als „flachster“ Abdominalabschnitt (Höhe: 7,34 cm) pro cm Wirbelsäulenhöhe genauso schwer ist, wie der „höchste“ Abdominalabschnitt T12 - L2 mit einer Höhe von 9,33 cm, nämlich 550 g. Der Abschnitt L3 - L5 liegt mit einer Höhe von 9 cm zwischen diesen beiden, das Gewicht pro cm Wirbelsäulenhöhe ist jedoch definitionsgemäß mit diesen identisch.

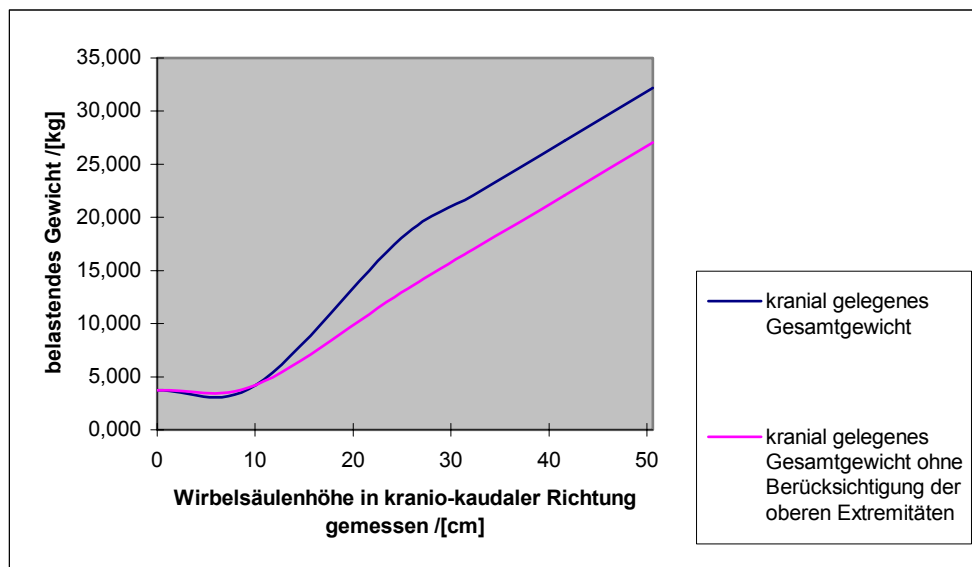


Abbildung 12: Zunahme der die Wirbelsäule belastenden Gewichtsanteile nach kaudal mit und ohne Berücksichtigung des Gewichtes der oberen Extremitäten.

Trägt man nun die auf den einzelnen Disci intervertebrales ruhenden Gesamtgewichte (s.

Tabelle 8) graphisch auf, so erhält man die in Abbildung 12 gezeigte Kurve: Am kranialen Ende der Wirbelsäule lastet lediglich das Kopfgewicht auf den Wirbelkörpern und die Gewichtszunahme im Halsbereich ist gering. Die Steigung der Kurve beträgt hier 48 g pro cm WS-Länge. Auf der Höhe des cervikothorakalen Überganges nimmt dann die Steigung auf ca. 930 g pro cm WS-Länge einschließlich des Armgewichtes, beziehungsweise 590 g pro cm WS-Länge ohne Berücksichtigung des Armgewichtes zu. Das heißt, die Zunahme des von der

Wirbelsäule zu tragenden Gewichtes erfährt in diesem Bereich eine Verzwanzigfachung, bzw., wenn man das Armgewicht nicht berücksichtigt, eine Verzwölfachung. Im Lendenwirbelbereich flacht die Kurve nun mit einer Steigung von 550 g pro cm WS-Länge wieder etwas ab, jedoch ist diese Steigung durchaus vergleichbar der Steigung im Thoraxbereich, wenn man das Gewicht der Arme nicht berücksichtigt.

Die Betrachtung der Gewichtszunahme im Thoraxbereich erfolgt sowohl einschließlich als auch ohne Berücksichtigung des Armgewichtes, weil keine gesicherten und experimentell überprüften Erkenntnisse darüber vorliegen, zu welchen Teilen sich dieses Gewicht auf einzelne Wirbelsäulenabschnitte verteilt: Auch die Musculi trapezius pars clavicularis und pars spinalis, levator scapulae und rhomboideus haben eine senkrechte Komponente, die den Schultergürtel trägt. Der Oberarm wird über die Musculi deltoideus, coracobrachialis, biceps und über die Muskeln der Rotatorenmanschette mit dem Schultergürtel verbunden. Somit verteilt sich in aufrechter Körperhaltung das Armgewicht neben der thorakalen sicherlich auch auf die cervikale Wirbelsäule und das Kopfskelett. Je größer allerdings der Grad der Vorbeugung ist, desto größer wird der Anteil des Armgewichtes sein, der von der thorakalen Wirbelsäule getragen wird. Die gleichmäßige Verteilung des Armgewichtes ausschließlich auf die obere Brustwirbelsäule stellt somit vor allem für die aufrechte Körperhaltung sicherlich eine vereinfachende Annahme dar. Dies erscheint mir jedoch zulässig, da die tatsächliche Aufteilung des Armgewichtes nicht bekannt ist. Weil es sich bei der meinen Berechnungen zugrundeliegenden Verteilung des Armgewichtes auf die obere Brustwirbelsäule also um eine Annahme handelt, habe ich die Analyse jeweils mit und ohne Berücksichtigung des Armgewichtes durchgeführt.

## 3.2 Errechnete Werte

### 3.2.1 Die Biegemomente

Wie oben erläutert (s. unter 2.2.3.1), sind die beugenden Momente, denen die Wirbelsäule ausgesetzt ist, die Summe vieler einzelner Biegemomente, die von den einzelnen Abschnitten erzeugt werden. Tabelle 9 zeigt sowohl die Summen der beugenden Momente für jede Ebene, als auch ihre einzelnen Komponenten. Da diese Biegemomente vom Beugewinkel abhängen, sind sie in der Tabelle für alle analysierten Positionen getrennt aufgeführt. Die Erläuterung dieser Werte erfolgt gemeinsam mit der Analyse des Verhaltens und der Zusammensetzung der Biegemomente in Kapitel 4.1.2.

In Abbildung 13 ist der Verlauf der beugenden Gesamtmomente entlang der Wirbelsäule für alle Positionen graphisch dargestellt.

An dieser Stelle sei noch einmal darauf hingewiesen, daß die beugenden Gesamtmomente stets gleich den streckenden Momenten sein müssen. Aus diesem Grund gelten sämtliche Aussagen bezüglich des Betrages der Biegemomente, bezüglich der auf diesen Betrag Einfluß nehmenden Faktoren, bezüglich des Verlaufs entlang der Wirbelsäule oder bezüglich der Beugewinkelabhängigkeit zumindest indirekt auch für die im Sinne einer Dorsalextension wirkenden Biegemomente.

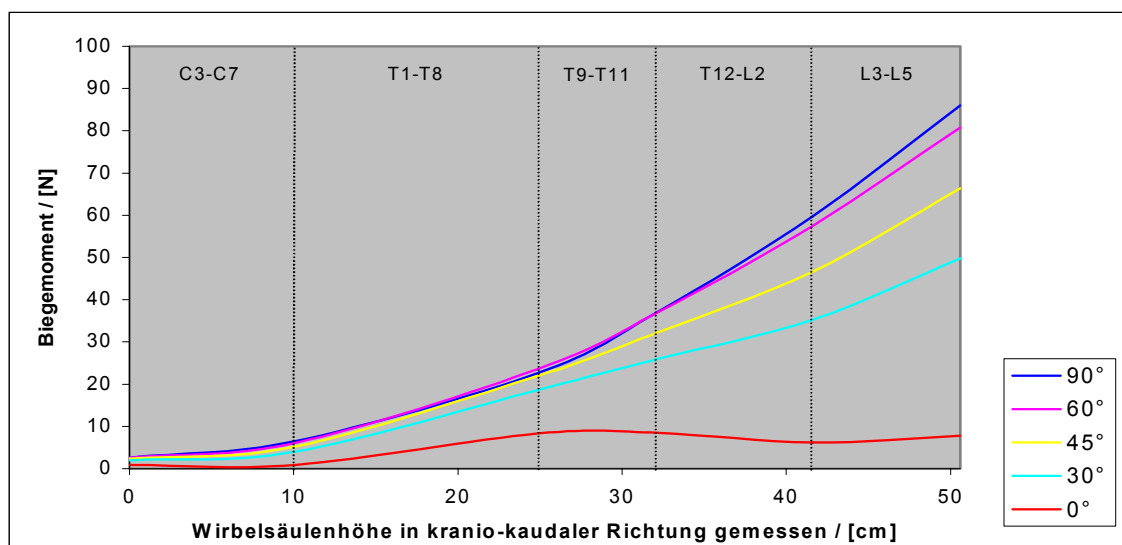


Abbildung 13: Gesamt-Biegemomente der Gewichtskraft entlang der Wirbelsäule für verschiedene Beugewinkel

*Tabelle 9: Die von der Gewichtskraft der einzelnen Abschnitte auf die jeweiligen Segmentgrenzen ausgeübten Biegemomente und das daraus resultierende beugende Gesamtmoment. Werte sind angegeben in [Nm].*

0°

Moment / [Nm]	Kopf – C2	C3 – C7	T1 – T8	T9 – T11	T12 – L2	L3 – L5	Gesamtmoment
C2 / C3	0,83						0,83
C7 / T1	0,91	-0,04					0,87
T8 / T9	1,21	-0,002	7,19				8,40
T11 / T12	0,86	-0,05	5,90	1,79			8,51
L2 / L3	0,21	-0,13	3,49	1,09	1,53		6,18
L5 / S1	0,27	-0,13	3,69	1,15	1,61	1,27	7,86

30°

Moment / [Nm]	Kopf – C2	C3 – C7	T1 – T8	T9 – T11	T12 – L2	L3 – L5	Gesamtmoment
C2 / C3	2,00						2,00
C7 / T1	3,92	0,09					4,01
T8 / T9	6,91	0,48	11,24				18,63
T11 / T12	7,91	0,62	15,12	2,29			25,98
L2 / L3	9,11	0,77	19,35	3,53	2,50		35,25
L5 / S1	10,81	0,10	25,62	5,37	4,83	2,19	49,81

45°

Moment / [Nm]	Kopf – C2	C3 – C7	T1 – T8	T9 – T11	T12 – L2	L3 – L5	Gesamtmoment
C2 / C3	2,39						2,39
C7 / T1	5,08	0,14					5,22
T8 / T9	9,14	0,68	12,18				22,00
T11 / T12	10,81	0,90	18,33	2,30			32,34
L2 / L3	12,77	1,15	25,56	4,43	2,74		46,65
L5 / S1	15,15	1,47	34,33	7,00	6,00	2,44	66,38

60°

Moment / [Nm]	Kopf – C2	C3 – C7	T1 – T8	T9 – T11	T12 – L2	L3 – L5	Gesamtmoment
C2 / C3	2,63						2,63
C7 / T1	5,84	0,19					6,04
T8 / T9	10,56	0,81	12,29				23,66
T11 / T12	12,91	1,12	20,93	2,17			37,12
L2 / L3	15,87	1,51	31,88	5,37	2,80		57,43
L5 / S1	18,74	1,89	42,44	8,47	6,72	2,53	80,77

90°

Moment / [Nm]	Kopf – C2	C3 – C7	T1 – T8	T9 – T11	T12 – L2	L3 – L5	Gesamtmoment
C2 / C3	2,55						2,55
C7 / T1	6,27	0,24					6,51
T8 / T9	11,72	0,96	10,04				22,71
T11 / T12	14,42	1,32	20,02	1,46			37,22
L2 / L3	17,85	1,77	32,66	5,17	2,35		59,79
L5 / S1	21,16	2,20	44,85	8,75	6,87	2,18	86,01

### 3.2.2 Die von der Rückenmuskulatur aufzubringende Kraft

Die Werte für die Kraft der Rückenmuskulatur die sich nach den in Kapitel 2.2.3.3 geschilderten Vorgaben berechnen, wurden in Tabelle 10 aufgeführt. Zur Illustration wurden diese Werte in Abbildung 14 in ihrem Verlauf entlang der Wirbelsäule graphisch dargestellt.

*Tabelle 10: Die von der Rückenmuskulatur auf Höhe der einzelnen Abschnittsgrenzen ausgeübte Kraft bei unterschiedlichen Beugewinkeln*

Kraft / [N]	C2 / C3	C7 / T1	T8 / T9	T11 / T12	L2 / L3	L5 / S1
0°	16,04	19,93	190,42	190,32	125,10	183,28
30°	38,57	92,15	422,43	581,20	713,53	1161,16
45°	46,23	120,01	498,84	723,42	944,33	1547,25
60°	69,67	150,92	681,77	942,16	1495,62	2050,05
90°	67,73	162,89	654,56	944,78	1557,12	2182,96

Der in Abbildung 14 gezeigte Verlauf der von der Rückenmuskulatur aufzubringenden Kraft zeigt deutliche Ähnlichkeiten zu dem in Abbildung 13 gezeigten Verlauf der Biegemomente entlang der Wirbelsäule. Diese Ähnlichkeit erklärt sich dadurch, daß sich die Kraft der Rückenmuskulatur ja durch Division eben dieser Biegemomente durch den Hebelarm der Rückenmuskulatur errechnet (s. 2.2.3.3). Der Hebelarm der Rückenmuskulatur aber verändert sich entlang der Wirbelsäule insbesondere für Beugewinkel von mehr als 53° nicht wesentlich (s. 3.1.3). Somit findet sich auch für die Beugewinkel von 60° und 90° eine ausgeprägte Parallelität der Kurven der Biegemomente der Gewichtskraft und der Kurven für die von der Rückenmuskulatur aufzubringende Kraft. Für Beugewinkel, die kleiner sind als 53°, finden sich im Verlauf des Hebelarmes der Rückenmuskulatur Maxima im Bereich der Hals- und Lendenlordose (s. 3.1.3, Abbildung 7). Eine solche relative Verlängerung des Hebelarmes führt bei vorgegebenem Biegemoment natürlich zu einer Verminderung der zum Halten der Position erforderlichen Kraft. Diese Tatsache äußert sich in einem Steigungsrückgang der Kraftkurven für 30° und 45° Vorbeugung im Lendenbereich und sogar einem deutlichen Rückgang der Absolutwerte der Kraft in diesem Bereich für aufrechte Körperhaltung. Da die Kraft der

Rückenmuskulatur aber ein wesentlicher Bestandteil der Kraft ist, die für den intradiscalen Druck verantwortlich ist (s. 1.4.1.2), wirkt eine Verminderung dieser Rückenmuskelkraft natürlich auch senkend auf den intradiscalen Druck. Insofern kann man der Lendenlordose bereits durch den unter 3.1.3 beschriebenen Effekt der Hebelarmverlängerung zugunsten der Rückenmuskulatur eine intradiscal drucksenkende und damit protektive Funktion zuschreiben.

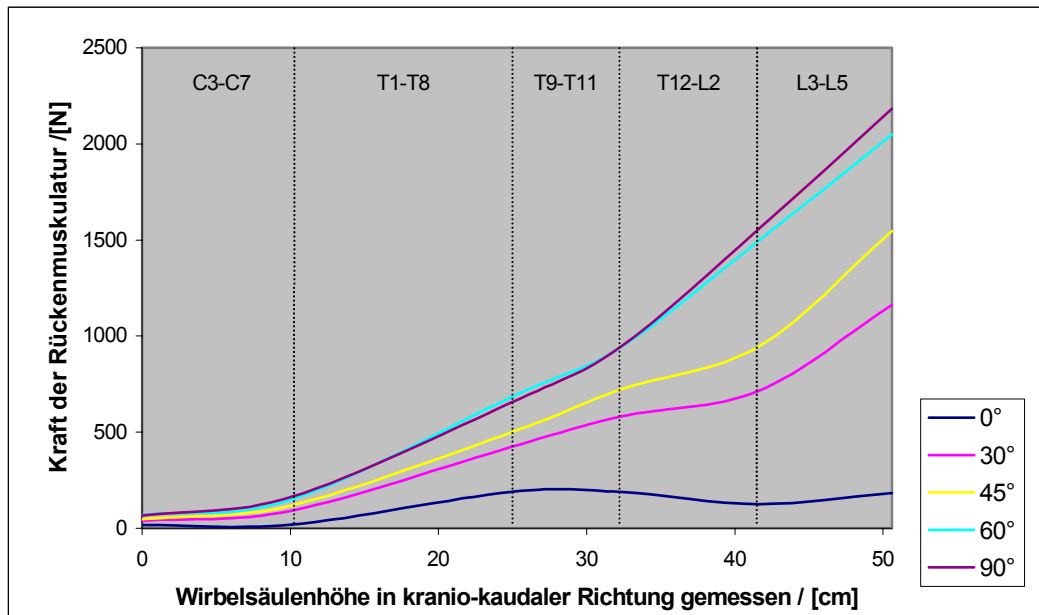


Abbildung 14: Die von der Rückenmuskulatur entlang der Wirbelsäule aufgebrachte Kraft, dargestellt für verschiedene Beugewinkel

### 3.2.3 Die auf die Bandscheiben einwirkenden Lasten

Die nach der in Kapitel 2.2.3.4 aufgeführten Vorschrift berechneten Lasten sind zusammen mit den sich aus ihnen ergebenden intradiscalen Drücken (s. hierzu 3.2.4) in Tabelle 11 dargestellt. Graphisch ist die Belastungsentwicklung entlang der Wirbelsäule in Abbildung 15 für verschiedene Stellungen aufgetragen:

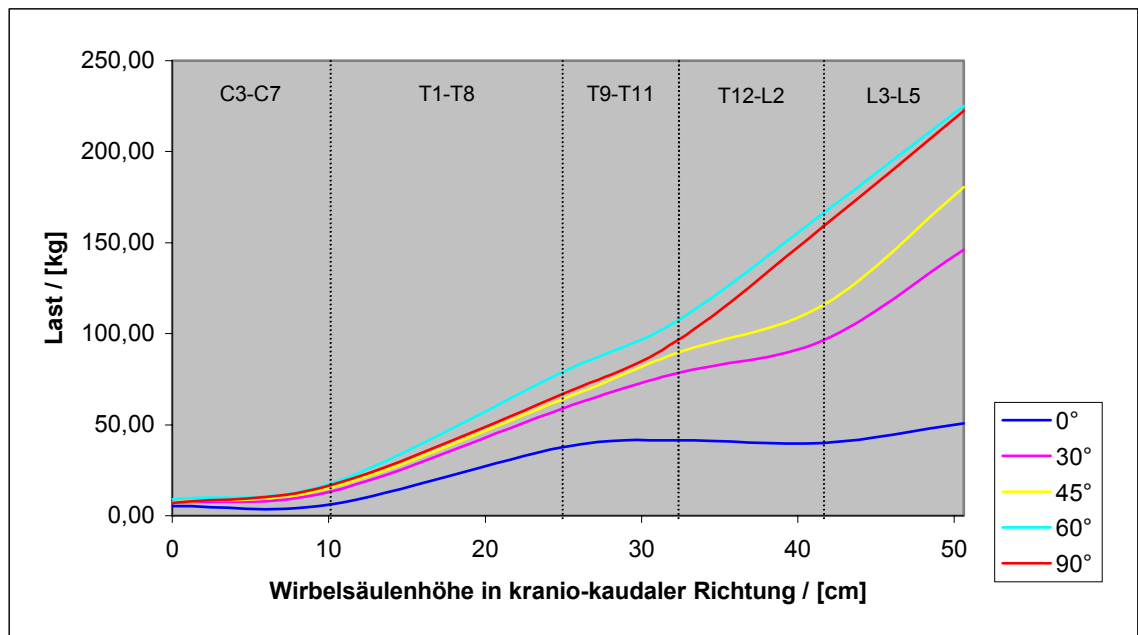


Abbildung 15: Veränderungen der Last entlang der Wirbelsäule für verschiedene Stellungen

Betrachten wir zunächst die Entwicklung der Belastung entlang der Wirbelsäule für einen Beugewinkel von  $0^\circ$ : Die Belastung im oberen Halsbereich beträgt 5,38 kg und steigert sich zunächst geringfügig auf 6,27 kg in Höhe des cerviko-thorakalen Übergangs. Nun erhöht sich die Steigerungsrate und in Höhe von T9 beträgt die Last bereits 37,46 kg, in Höhe von T12 41,50 kg. Im oberen LWS-Bereich fällt die Last nun wieder leicht ab, um in Höhe von L3 39,97 kg zu betragen. Anschließend steigt die Last wieder an, so daß das Os sacrum einer Belastung von 50,85 kg ausgesetzt ist.

Bei der Betrachtung der graphischen Darstellung der Last entlang der Wirbelsäule für Beugewinkel von  $30^\circ$  bis  $90^\circ$  (s. Abbildung 15) fallen zwei Phänomene besonders auf: Zum einen steigen die Kurven um so gleichmäßiger an, je größer der Beugewinkel ist: Die bei  $0^\circ$ -Beugung durchaus vorhandenen Schwankungen in der Steigung des Graphen werden mit zunehmender Vorbeugung immer geringer.

Zum anderen verändert sich die Steilheit der Kurven in Abhängigkeit vom Beugewinkel (s. Tabelle 11): Während die Last auf den jeweiligen Wirbelkörperoberflächen bei aufrechter Körperhaltung von C3 bis S1 um 45,47 kg zunimmt, werden die Belastungskurven mit zunehmender Vorbeugung immer steiler: Bei einem Beugewinkel von  $30^\circ$  beträgt die Belastungszunahme entlang

der Wirbelsäule bereits 139,05 kg, bei 45° 173,11 kg und schließlich bei 60° Vorbeugung 216,09 kg. Die Differenz zwischen der Last auf C3 und der auf S1 bei einem Beugewinkel von 90° unterscheidet sich mit 215,62 kg kaum von der Differenz bei 60° Vorbeugung. Dennoch zeigt sich die größte Belastungszunahme im Verlauf der Wirbelsäule bei einer Vorbeugung von 60°. Die Erklärung für diese Tatsache findet sich in den unter 4.1.3 geäußerten, die Zusammensetzung der Last betreffenden Überlegungen.

*Tabelle 11: Drücke, Lasten und deren Änderungen entlang der Wirbelsäule*

		Druck [kg/cm <sup>2</sup> ]	Druck [kg/cm <sup>2</sup> ]	Druck [kg/cm <sup>2</sup> ]	Druck [kg/cm <sup>2</sup> ]	Druck [kg/cm <sup>2</sup> ]
Wk	Ws-Höhe	0°	30°	45°	60°	90°
C3	0	2,99	3,99	4,09	4,99	3,84
T1	10,1	1,66	3,46	4,03	4,63	4,39
T9	24,9	5,60	8,77	9,51	11,73	9,97
T12	32,3	4,91	9,27	10,57	12,66	11,39
L3	41,6	3,61	8,71	10,44	15,02	14,35
S1	50,6	4,43	12,75	15,74	19,63	19,41
absolute Zunahme		<b>1,44</b>	<b>8,76</b>	<b>11,65</b>	<b>14,64</b>	<b>15,57</b>
Vervielfachung C3-S1		<b>1,48</b>	<b>3,20</b>	<b>3,85</b>	<b>3,93</b>	<b>5,05</b>
		Last [kg]	Last [kg]	Last [kg]	Last [kg]	Last [kg]
Wk	Ws-Höhe	0°	30°	45°	60°	90°
C3	0	5,38	7,17	7,36	8,97	6,90
T1	10,1	6,27	13,06	15,23	17,50	16,60
T9	24,9	37,46	58,69	63,61	78,52	66,72
T12	32,3	41,50	78,38	89,37	107,09	96,31
L3	41,6	39,97	96,31	115,51	166,07	158,73
S1	50,6	50,85	146,22	180,47	225,06	222,52
absolute Zunahme		<b>45,47</b>	<b>139,05</b>	<b>173,11</b>	<b>216,09</b>	<b>215,62</b>
Vervielfachung C3-S1		<b>9,45</b>	<b>20,39</b>	<b>24,52</b>	<b>25,09</b>	<b>32,25</b>
<b>Quotient: Laststeigerung / Drucksteigerung</b>		6,37	6,37	6,37	6,37	6,37

Wenn auch die absolute Belastungszunahme entlang der Wirbelsäule bei 60° Vorbeugung am größten ist, so gilt dies nicht für die relative Belastungszunahme, also die Vervielfachung der auf die obere Halswirbelsäule einwirkenden Last im WS-Verlauf nach kaudal (s. Tabelle 11). Diese zeigt einen gleichmäßigen Anstieg indem sie von einem Multiplikator von 9,45 bei aufrechter Körperhaltung bereits ansteigt auf eine Vervielfachung auf das 20,39fache der Ausgangsbelastung bei 30° Vorbeugung. Bei 45° Beugung beträgt die Last am lumbosakralen Übergang

das 24,52fache der Last auf C3, bei 60° Vorbeugung das 25,09fache und bei 90° Vorbeugung schließlich vervielfacht sich die Last auf der oberen Halswirbelsäule im Verlauf der Wirbelsäule um den Faktor 32,25. Das Maximum der relativen Lastzunahme entlang der Wirbelsäule liegt also bei einer Vorbeugung von 90°.

### 3.2.4 Der intradiscale Druck

Zu Beginn dieses Abschnittes muß darauf hingewiesen werden, daß die Druckwerte im folgenden in kg pro cm<sup>2</sup> angegeben werden. Diese Einheit wurde bewußt gewählt, da die sich ergebenden Zahlenwerte wesentlich „handlicher“ sind, als wenn man sie in der für Druck gültigen SI-Einheit<sup>1</sup> ausdrücken wollte. Durch Multiplikation der in kg pro cm<sup>2</sup> angegebenen Druckwerte mit dem Faktor (9,81\*10<sup>4</sup> m/s<sup>2</sup>) erhält man jedoch den Druck in N/m<sup>2</sup> oder Pascal.

In Abbildung 16 ist die Entwicklung des intradiscalen Drucks entlang der Wirbelsäule für die verschiedenen Positionen aufgetragen:

Betrachten wir auch hier zunächst die sich für aufrechte Körperhaltung ergebenden Werte:

Der in der oberen Halswirbelsäule herrschende Druck beträgt 2,99 kg/cm<sup>2</sup>. Er fällt im Verlauf nach kaudal zunächst leicht ab und beträgt am Übergang zur Brustwirbelsäule nur noch 1,66 kg/cm<sup>2</sup>. Nun steigert sich der Druck, um in Höhe von T9 mit 5,60 kg/cm<sup>2</sup> sein Maximum zu erreichen. Anschließend fällt der Graph wieder ab über 4,91 kg/cm<sup>2</sup> auf dem Discus T11/T12 bis auf 3,61 kg/cm<sup>2</sup> auf L2/L3. Es folgt dann wiederum ein leichter Anstieg auf 4,43 kg/cm<sup>2</sup>, die auf den obersten Sakralwirbel einwirken (s. Tabelle 11).

---

<sup>1</sup> SI-Einheiten: *Einheiten des Système International d'Unités*

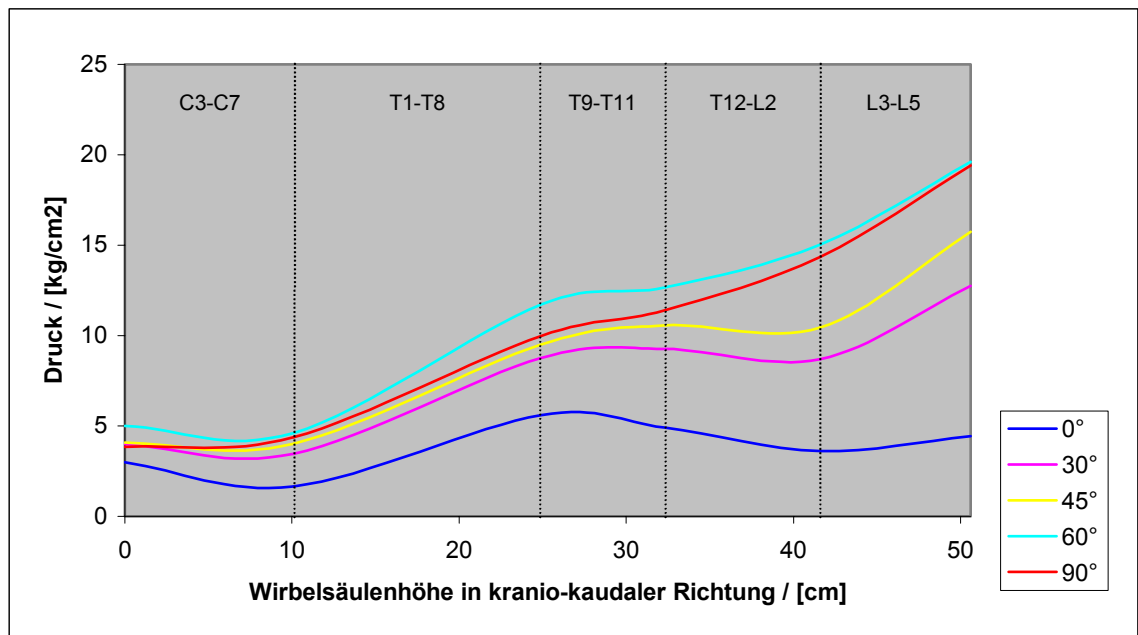


Abbildung 16: Druckänderungen entlang der Wirbelsäule für verschiedene Stellungen

Hinsichtlich der Steigung der Druckkurve für verschiedene Stellungen kann man sagen, daß sich die Drücke bei aufrechter Körperhaltung entlang der Wirbelsäule um  $1,44 \text{ kg/cm}^2$  steigern, bei  $30^\circ$  Vorbeugung bereits um  $8,76 \text{ kg/cm}^2$ , bei  $45^\circ$  um  $11,65 \text{ kg/cm}^2$  und schließlich bei  $60^\circ$  Vorbeugung um  $14,64 \text{ kg/cm}^2$ . Die Zunahme des intradiscales, bzw. intravertebralen Drucks entlang der Wirbelsäule bei einer Vorbeugung von  $90^\circ$  liegt mit  $15,57 \text{ kg/cm}^2$  noch etwas höher, aber dennoch in ähnlichen Bereichen, wie die Steigerung bei  $60^\circ$  Vorbeugung.

Bezüglich der *relativen* Steigungen der Druckkurven bleibt folgendes festzuhalten: Bei aufrechter Körperhaltung vervielfacht sich der in der oberen Halswirbelsäule herrschende Druck bis zum lumbosakralen Übergang auf das 1,48-fache. Dieser Multiplikator beträgt bei  $30^\circ$  Vorbeugung bereits 3,20, bei  $45^\circ$  3,85, bei  $60^\circ$  3,93 und bei einer Vorbeugung von  $90^\circ$  beläuft sich der auf S1 lastende Druck schließlich auf das 5,05fache des Drucks, dem die obere Halswirbelsäule ausgesetzt ist.

## 4 Diskussion

### 4.1 Analyse einzelner Parameter

#### 4.1.1 Die Zusammensetzung des Hebelarmes der Gewichtskraft

Wie bereits unter 1.4.1.1 beschrieben, setzt sich der Hebelarm der Gewichtskraft aus dem Anteil  $t$  als horizontaler Projektion der Strecke  $(a-k)$  und dem Anteil  $s$  als ebenfalls horizontaler Projektion der Strecke  $h_D$  zusammen (s. hierzu Abbildung 2).

Die beiden Strecken  $(a-k)$  und  $h_D$  stehen nun definitionsgemäß senkrecht zueinander, was dazu führt, daß sich ihre horizontalen Projektionen  $t$  und  $s$  bei Vorbeugung in Funktion des Beugewinkels umgekehrt proportional zueinander entwickeln:

Die Strecke  $t$  - direkt proportional zur Cosinusfunktion des Beugewinkels - geht bei  $0^\circ$  Vorbeugung gleich der gesamten Länge von  $(a-k)$  in die Berechnung des Gesamthebelarmes ein; denn bei aufrechter Körperhaltung ist der Abstand zwischen Abschnittsschwerpunkt und Wirbelsäule senkrecht zur Wirkungslinie der Schwerkraft abzutragen und wirkt damit in ganzer Länge als Hebelarm. Bei  $90^\circ$  Beugung hingegen ist der Anteil  $t$  am Gesamthebelarm gleich Null -  $a$  und  $k$  verlaufen parallel zur Wirkungslinie der Schwerkraft.

Die Strecke  $s$  hinwiederum verhält sich direkt proportional zur Sinusfunktion des Beugewinkels und ist daher für  $0^\circ$  Vorbeugung gleich Null - es besteht kein sagittaler Versatz der oberen Wirbelsäulenanteile gegen die unteren, außer dem bereits in  $t$  in Form der Strecke  $k$  berücksichtigten. Beugt der Mensch seinen Oberkörper jedoch um  $90^\circ$  vor, so geht die gesamte Strecke  $h_D$  in die Hebelarmberechnung ein - die Wirbelsäule verläuft nun senkrecht zur Wirkungslinie der Schwerkraft.

Trägt man nun den Gesamthebelarm  $H_G$  gegen Beugewinkel zwischen  $0^\circ$  und  $90^\circ$  auf, so ergibt sich eine umgekehrt parabolisch verlaufende Kurve, deren Steigung und Maxima erheblich bestimmt sind durch das Verhältnis von  $(a-k)$  zu  $h_D$ :

Dies soll an zwei Beispielen illustriert werden:

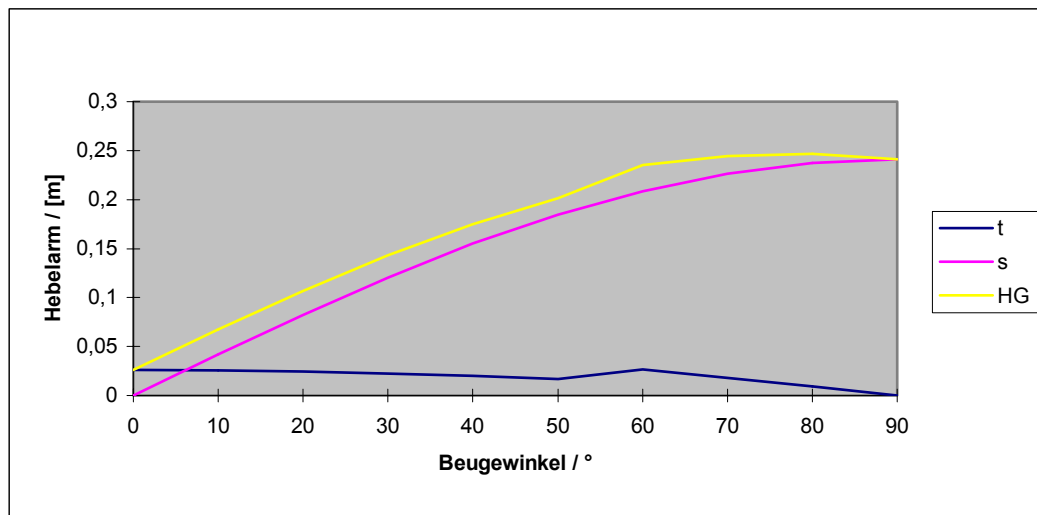


Abbildung 17: Zusammensetzung des Hebelarmes der Gewichtskraft:  
Abschnitt T1 - T8; Ebene L2/L3

In der Abbildung 17 wurde für unseren Probanden die Länge der Strecken  $s$ ,  $t$  und  $H_G$ , die sich für den Thoraxabschnitt T1 - T8 als belastenden Abschnitt bezüglich der Zwischenwirbelscheibe L2/L3 errechnen, gegen die Beugewinkel aufgetragen. Der Verlauf der Kurve für  $H_G$  orientiert sich sehr stark an dem des Graphen von  $s$ . Demnach liegt auch das Kurvenmaximum bei ca.  $80^\circ$ , also eher bei großen Beugewinkeln.

Die Erklärung für dieses Phänomen findet sich darin, daß der Hebelarm eines zu der analysierten Abschnittsgrenze relativ weit entfernten Abschnittes betrachtet wurde. Für diese Kombination liegen eine Strecke ( $a-k$ ) von 2,6 cm, und eine Strecke  $h_D$  von 24,1 cm vor. Die Strecke  $h_D$  ist also ungefähr 9 mal so lang, wie die Strecke ( $a-k$ ); Gleiches gilt dann natürlich auch für die maximal erreichten Werte ihrer Projektionen  $t$  und  $s$ . Aufgrund der höheren numerischen Werte orientiert sich die Kurve des Gesamthebelarmes vorwiegend an der Kurve von  $s$ , und das Hebelarmmaximum tritt bei eher starken Vorbeugungen auf.

Erstellt man nun ein vergleichbares Diagramm für den Hebelarm des Abschnittes L3 - L5 bezüglich der angrenzenden Bandscheibe L5/S1, so findet sich ein ganz anderes Bild (s. Abbildung 18):

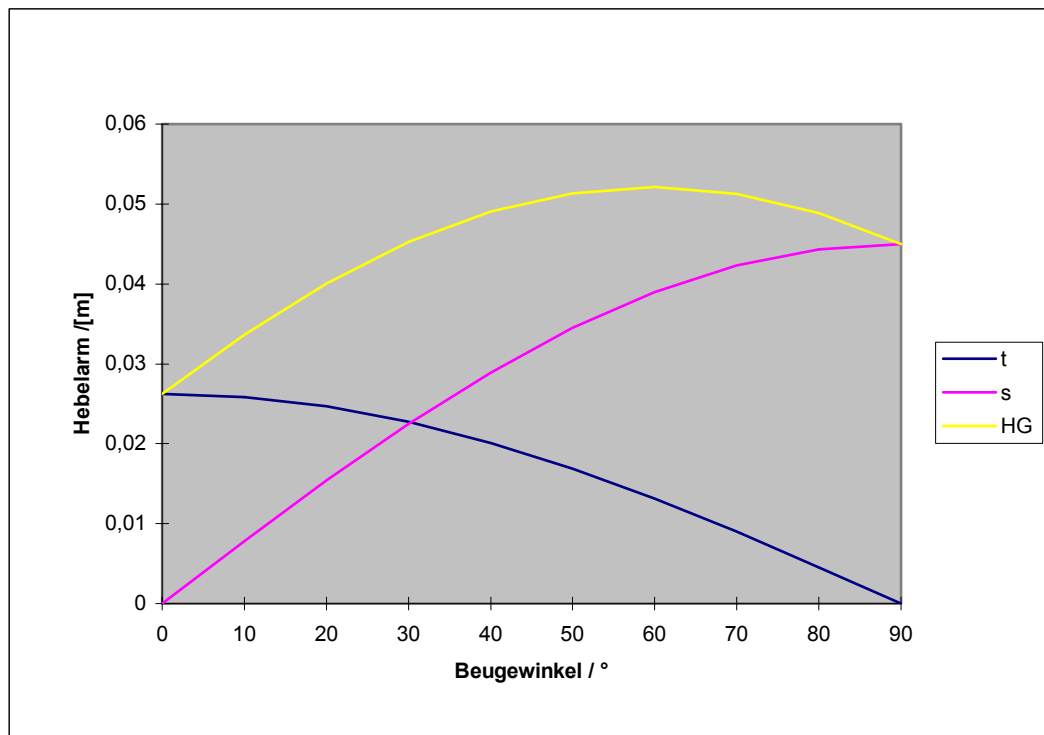


Abbildung 18: Zusammensetzung des Hebelarmes der Gewichtskraft: Abschnitt L3 - L5; Ebene L5/S1

Die Strecken  $(a-k) = 2,6$  cm und  $h_D = 4,5$  cm weisen nun einen wesentlich geringeren Unterschied auf, demnach besteht auch kein großer Unterschied mehr in der Dimension der Maximalwerte ihrer Projektionen. Nun ergibt sich für den Gesamthebelarm der Gewichtskraft eine Kurve mit dem Maximum bei einem Beugewinkel von  $60^\circ$ . Dieses Maximum ist also verschoben in Richtung des Maximums der Kurve von  $t$ , die der Kurve von  $s$  nun beinahe „gleichberechtigt“ gegenübersteht.

Weiterhin fällt auf, daß sich in Abbildung 17 zwischen  $50^\circ$  und  $60^\circ$  Vorbeugung der Anteil  $t$  plötzlich entgegen seiner eigentlichen Tendenz vermehrt und damit auch der Gesamthebelarm steiler ansteigt. Dies ist auf den Rückgang der Lendenlordose (s. 2.2.1.4) und die damit verbundene Verlängerung des Gewichtskraft-Hebelarmes des Thoraxabschnittes gegenüber der Lendenwirbelsäule zurückzuführen. Die Tatsache, daß ein solcher „Knick“ sich in Abbildung 18 nicht findet, erklärt sich dadurch, daß die Aufhebung der Lendenlordose nicht zu einer wesentlichen Änderung der Sagittalverschiebung zwischen dem Abschnitt L3 – L5 und der direkt angrenzenden Ebene L5/S1 führt.

Zieht man nun in Betracht, daß die auf einen bestimmten Abschnitt wirkende Gewichtskraft in allen Beugesituationen konstant ist, so erlaubt die obige Betrachtung die Formulierung einiger grundsätzlicher Aussagen nicht nur bezüglich der Hebelarme, sondern auch bezüglich der Biegemomente der Gewichtskraft:

1. Der Hebelarm und damit auch das Biegemoment der Gewichtskraft eines Abschnitts bezüglich einer abschnittsfernen Zwischenwirbelscheibe sind beim normal proportionierten Menschen am größten bei starker Vorbeugung ( $70^\circ$  -  $90^\circ$ ).
2. Der Hebelarm und das Biegemoment der Gewichtskraft eines Abschnittes bezüglich einer abschnittsnahen Zwischenwirbelscheibe sind beim normal proportionierten Menschen am größten für Beugewinkel mittleren Grades ( $50^\circ$  -  $70^\circ$ ).

Man muß allerdings bedenken, daß die getroffenen Abschnittseinteilungen willkürlich sind. Wenn man die Abschnitthöhen soweit verkürzt, daß die Strecke  $h_D$  bezüglich der kranial benachbarten Abschnitte deutlich kleiner ist als die Strecke  $(a-k)$ , so verschiebt sich der maximale Lastarm für diese Abschnitte natürlich von den mittleren in Richtung kleiner Beugewinkel.

Ein ähnlicher Effekt ergibt sich, wenn man ein Beispiel für korpulente Menschen mit besonders großem Körperumfang in Höhe des Abdomens, bzw. mit einem besonders großen sagittalen Körperdurchmesser im Abdominalbereich konstruiert und die durch diesen Abschnitt ausgelöste Belastung der unteren Lendenwirbelsäule, als häufigster Lokalisation eines Prolaps disci intervertebralis (Ashton-Miller, J. A. et Schultz, A. B., 1988), untersucht: Die maximalen Werte für  $t$  werden die Maximalwerte für  $s$  stark übertreffen, und das Hebelarmmaximum, wie auch das Biegemomentmaximum, dem die untere Lendenwirbelsäule durch die Bauchabschnitte ausgesetzt ist, wird sich noch mehr in Richtung der kleinen Beugewinkel verschieben. Es ergeben sich weiterhin also folgende grundsätzliche Aussagen:

3. Abschnitte mit großem sagittalen Durchmesser üben bereits bei kleinen Beugewinkeln ein maximales Biegemoment auf die nahegelegenen Bandscheiben aus.

4. Je weiter der belastende Abschnitt von der untersuchten Bandscheibe entfernt ist, desto größer ist - bei Betrachtung nicht aufrechter Stellungen - der Anteil  $s$  am Gesamthebelarm der Gewichtskraft und desto unwesentlicher wird damit der sagittale Durchmesser des Abschnittes.

Ein Vergleich der Skalierung der Abszissen der Abbildung 17 und der Abbildung 18 und damit der Größenordnungen, in denen sich die Hebelarmlängen bewegen, könnte die Überlegung wecken, daß gerade bei Betrachtung der Lendenwirbelsäule die Strecke  $h_D$  für die weit entfernten Abschnitte so groß ist, daß natürlich bereits bei kleinen Beugewinkeln der Hebelarm für die Gewichtskraft dieser Abschnitte sehr groß wird, so daß im wesentlichen diese weit entfernten Abschnitte für die Höhe des Gesamtbiegemomentes verantwortlich seien. Hierbei muß jedoch berücksichtigt werden, daß sich das Biegemoment als Produkt aus Hebelarm und Gewichtskraft darstellt. Die Masse des menschlichen Körpers ist aber so verteilt, daß sich - besonders bei übergewichtigen Menschen - ein beachtlicher Teil der Körpermasse in Höhe des Abdomens und damit in lendenwirbelsäulennahen Abschnitten befindet.

Dieser Massenunterschied gegenüber den kranialen führt dazu, daß die geringere Hebelarmlänge ausgeglichen wird (s. hierzu auch die Ausführungen unter 4.1.2).

Zur Illustration der obigen Betrachtung soll im folgenden die Entwicklung des effektiven Lastarms  $H_G$  aller Abschnitte bezüglich der Zwischenwirbelscheibe L5/S1 in Abhängigkeit vom Beugewinkel dargestellt werden (s. Abbildung 19):

Die verschiedenen Graphen beschreiben jeweils verschiedene Beugesituationen. Der Gewichtskraft-Hebelarm wird aufgetragen über der Wirbelsäulenhöhe, wobei diese Wirbelsäulenhöhe von mittlerer Kopfhöhe aus nach kaudal gemessen wird. Betrachtet man nun die Abbildung, so erklärt sich der Kurvenverlauf folgerichtig aus den oben getroffenen Feststellungen:

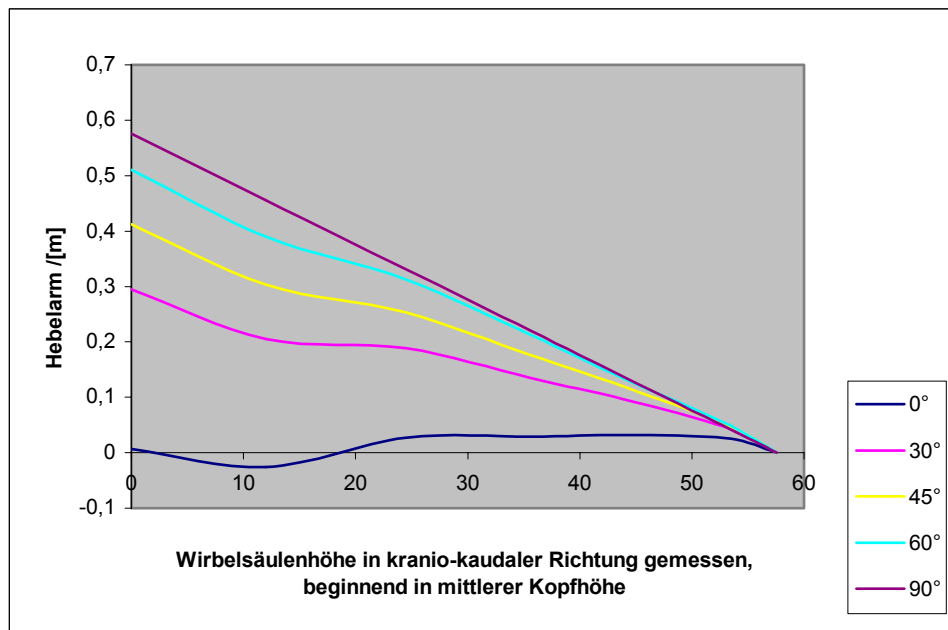


Abbildung 19: Änderung des Gewichtskraft-Hebelarmes entlang der Wirbelsäule bezüglich der Bandscheibe L5/S1, dargestellt für mehrere Beugesituationen

Die Darstellung des Gewichtskraft-Hebelarmes bei 0° Beugung, also bei aufrechter Körperhaltung, zeigt in Ermangelung einer Strecke  $s$  gewissermaßen die Verteilung der Strecken ( $a-k$ ) bezüglich der Bandscheibe L5/S1 entlang der Wirbelsäule. Der Verlauf dieses Graphen orientiert sich also lediglich an anatomischen Gegebenheiten wie dem sagittalen Körperdurchmesser - im Kopfbereich ist der sagittale Körperdurchmesser und damit auch der Hebelarm der Gewichtskraft mit 7 mm eher klein, im Rumpfbereich bewegt er sich jedoch zwischen Werten von 27 mm und 32 mm. Der Einfluß der Wirbelsäulenkrümmung auf die Länge der Strecke  $k$  ist in diesem Beispiel gut ersichtlich, da die Zwischenwirbelscheibe L5/S1 im Vergleich zur übrigen Wirbelsäule sehr weit ventral liegt. Dadurch kommt es für viele Abschnitte zu einer Lastarm-Verkürzung bezüglich dieser Bandscheibe. Im Halsbereich ist diese Verkürzung so stark, daß der effektive Lastarm sogar negativ wird, das Gewichtskraft-Biegemoment also in Richtung einer Dorsalextension wirkt. Das führt natürlich nicht dazu, daß dieses Biegemoment durch ventral verlaufende Muskelzüge antagonisiert werden müßte, sondern es vermindert lediglich das durch das größere Kopfgewicht und den längeren Hebelarm im Kopfbereich größere ventral flektierende Moment des Kopfes. Das sich als Summe von Kopf-

und Hals-Biegemoment ergebende Moment wird also in den betrachteten Positionen immer beugend wirken (s. auch unter 3.1.2).

Betrachtet man nun die Graphen, welche die Gewichtskraft-Hebelarme für die anderen Beugewinkel beschreiben, so fällt auf, daß mit zunehmender Vorbeugung das durch den 0°-Graphen vorgegebene Profil schwindet und sich der bei 0° Beugung recht kurvenreiche Graph mehr und mehr einer Geraden annähert. Dieses Phänomen erklärt sich dadurch, daß - wie bereits oben ausgeführt - der Anteil  $t$  des Lastarmes zugunsten des Anteils  $s$  an Bedeutung verliert. Die bei 0° Beugung sehr ausgeprägten Schwankungen des Lastarm-Profiles entlang der Wirbelsäule nehmen also gemäß der Cosinusfunktion des Beugewinkels mit zunehmender Vorbeugung ab, so daß der Graph der Lastarm-Verteilung bei 90° Vorbeugung schließlich eine Gerade ist. Für jeden Abschnitt ist nun der Lastarm gleich der Strecke  $h_D$  (s. o.).

Bei der genaueren Betrachtung der Abbildung 19 findet sich auch ein Beispiel für die oben als 2. formulierte Aussage: Für den bandscheibennächsten Abschnitt findet sich der größte Hebelarm bei einer Vorbeugung von 60°, bei den weiter entfernt gelegenen Abschnitten bei einer Vorbeugung von 90°. Je größer jedoch die Strecke  $h_D$  wird, desto eindeutiger befindet sich das Lastarm-Maximum bei 90° Vorbeugung.

Zwar beziehen sich die Abbildung und damit auch die obigen Ausführungen auf die Analyseebene L5/S1, die Interpretationen des Kurvenverlaufs sind jedoch gleichermaßen auf alle anderen Analyseebenen anwendbar, so daß sich eine ähnliche Betrachtung der Gewichtskraft-Hebelarme bezüglich anderer Disci intervertebrales erübrigt.

#### 4.1.2 Die Zusammensetzung und die Änderung der Gewichtskraft-Biegemomente entlang der Wirbelsäule

Das beugende Moment, welchem eine bestimmte Abschnittsgrenze von Seiten der Gewichtskraft ausgesetzt ist, ergibt sich, wie unter 2.2.3.1 ausgeführt, als die Summe der von den kranial gelegenen Körperanteilen ausgeübten Biegemomente. Die einzelnen Abschnittsgewichte sowie die Zunahme der die Wirbelsäule belastenden Anteile nach kaudal wurden bereits unter 3.1.5 ausführlich beschrieben und das Verhalten des Gewichtskraft-Hebelarmes war das Thema des Kapitels 4.1.1. Somit sind beide Komponenten der einzelnen Gewichtskraft-

Biegemomente in ihrem Verhalten erläutert worden und wir wenden uns nun dem Biegemoment der Gewichtskraft an sich zu. Die Daten hierzu sind in Tabelle 9 aufgeführt und unter 3.2.1 erläutert worden:

Es steht zu erwarten, daß der Verlauf der Momente der Gewichtskräfte entlang der Wirbelsäule ein Bild ergibt, welches sich aus dem Verlauf der belastenden Gewichtsanteile einerseits und ihres Hebelarmes andererseits zusammensetzt. In der Tat finden sich in Abbildung 20 die Charakteristika beider oben betrachteten Parameter wieder:

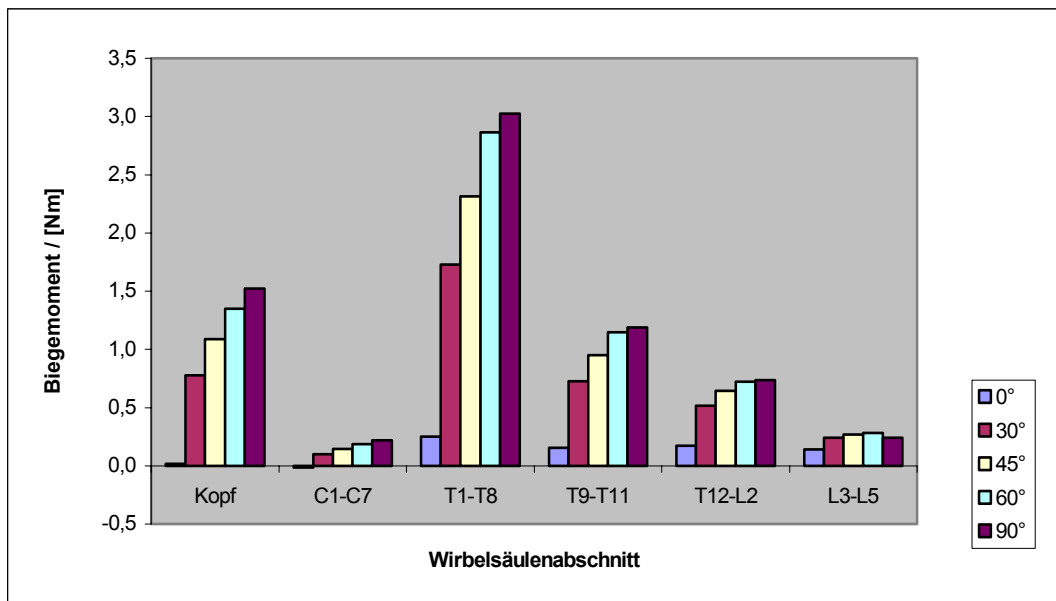


Abbildung 20: Von der Gewichtskraft der einzelnen Abschnitte auf L5/S1 ausgeübte Biegemomente pro cm Wirbelsäulenhöhe

In Analogie zu den in Abbildung 19 gezeigten Lastarmen bezüglich der Bandscheibe L5/S1 wurden in Abbildung 20 die von den einzelnen Abschnitten auf die Bandscheibe L5/S1 ausgeübten Biegemomente dargestellt. Aus Vergleichbarkeitsgründen wurden diese Biegemomente ebenso wie die Abschnittsgewichte in Abbildung 11 an der Höhe der jeweiligen Abschnitte normiert. Die verschiedenfarbigen Säulen stehen jeweils für einen bestimmten Beugewinkel.

Das größte Biegemoment rührt in allen Beugesituationen vom Thoraxabschnitt her. Wie bereits unter 3.1.5 beschrieben, läßt sich dies darauf zurückführen, daß dem Thoraxgewicht in unserem Modell die Armgewichte zugerechnet werden.

Betrachtet man nun die Aufteilung der Momente der Gewichtskraft auf die einzelnen Abschnitte und vergleicht diese mit der Verteilung der Abschnittsgewichte pro cm Abschnittshöhe (s. Abbildung 11), so bestätigt sich die unter 4.1.1 aufgestellte Forderung: Durch die Multiplikation mit dem jeweiligen Gewichtskraft-Hebelarm werden in gebeugten Stellungen diejenigen Abschnitte aufgewertet, die fern der Analyseebene liegen. Dieser Effekt ist um so stärker, je größer der Beugewinkel ist. Die Erklärung hierfür findet sich in der Tatsache, daß der Gewichtskraft-Hebelarm der Abschnitte, die nahe der Analyseebene liegen, mit zunehmender Vorbeugung keine wesentliche Zunahme, zum Teil sogar eine Abnahme zeigt. Das in 4.1.1 beschriebene Verhalten des Gewichtskraft-Hebelarmes findet also im Gewichtskraft-Biegemoment seinen Niederschlag: Beträgt beispielsweise das *Gewicht* pro cm Kopfhöhe ca. die Hälfte des Gewichtes pro cm Wirbelsäulenhöhe in den Abdominalabschnitten, so beträgt das *Biegemoment* pro cm Kopfhöhe, welches auf L5/S1 lastet bei 90° Vorbeugung bereits mehr als das Doppelte des Biegemomentes pro cm Wirbelsäulenhöhe im Abschnitt T9 - T11 und ungefähr das Zehnfache des Wertes für den Abschnitt L3 - L5.

Betrachten wir nun die Veränderung der Biegemomente der einzelnen Abschnitte in Abhängigkeit vom Beugewinkel: Diese Veränderung ist unterschiedlich für die fern bzw. nahe der Analyseebene gelegenen Abschnitte und dieser Unterschied erklärt sich folgerichtig aus den bereits in 4.1.1 getroffenen Feststellungen bezüglich der Zusammensetzung des Gewichtskraft-Hebelarmes: Der Hebelarm des Kopfgewichtes hinsichtlich der Bandscheibe L5/S1 wird bei Vorbeugung im wesentlichen von seinem Anteil  $s$  bestimmt und nimmt daher mit zunehmender Vorbeugung in Anlehnung an die Sinusfunktion des Beugewinkels zu. Da das Abschnittsgewicht sich nicht in Abhängigkeit vom Beugewinkel verändert, gilt diese Gesetzmäßigkeit natürlich gleichermaßen für das vom Kopf auf eine abschnittsferne Zwischenwirbelscheibe ausgeübte Biegemoment. Diese Beziehung zur Sinusfunktion des Beugewinkels erklärt nicht nur die kontinuierliche Zunahme des Biegemomentes mit zunehmender Vorbeugung, sondern auch die Tatsache, daß der Unterschied zwischen den Biegemomenten für beispielsweise 0° und 30°, also für kleine Beugewinkel, wesentlich größer ist als beispielsweise zwischen den Biegemomenten für 60° und 90°, also großen Beugewinkeln.

Mit Annäherung an die Analyseebene sinkt nun der Anteil  $s$  am Gewichtskraft-Hebelarm zugunsten des Anteils  $t$  und das Maximum dieses Hebelarmes verschiebt sich in Richtung der mittleren Beugewinkel (s. 4.1.1). Gleiches gilt natürlich für die Biegemomente: Allerdings kommt es erst im Abschnitt L3 – L5 zu einer Verschiebung des maximalen Biegemomentes auf einen Beugewinkel von  $60^\circ$ . Trägt man die Biegemomente für Winkel in Abständen von beispielsweise  $5^\circ$  auf, so wird man in Analogie zum Lastarm eine kontinuierliche Verschiebung des Maximums in Richtung mittlerer Beugewinkel feststellen, je näher der untersuchte Abschnitt an der Analyseebene liegt.

Angesichts dieser Sachverhalte ist jedoch festzustellen, daß aufgrund des niedrigen Niveaus auf dem sich die Hebelarme und damit auch die Biegemomente bezüglich abschnittsnaher Bandscheiben bewegen, auch die Schwankungsbreite in Abhängigkeit vom Beugewinkel besonders klein erscheint. Zwar nimmt die effektive Schwankungsbreite mit Annäherung an die Analyseebene tatsächlich ab, jedoch beträgt sie bezüglich der Bandscheibe L5/S1 für L3 - L5 immer noch  $0,101$  Nm pro cm Abschnittshöhe und damit etwa  $42\%$  des maximalen Biegemomentes von  $0,24$  Nm pro cm Abschnittshöhe.

Auch im obigen Kapitel beziehen sich die genannten Zahlenwerte und auch die in Abbildung 20 dargestellten Größen auf die Bandscheibe L5/S1 als Drehpunkt. Es wurde jedoch stets versucht, allgemeingültige Aussagen zu etablieren, so daß sich eine gesonderte Betrachtung anderer Ebenen erübrigt.

#### 4.1.3 Die Zusammensetzung der Last aus Gewichtskraft- und Muskelkraftanteilen

Bereits unter 1.4.1.2 und 2.2.3.4 wurde ausgeführt, daß sich die auf einer Bandscheibe ruhende Last als senkrecht auf die Querschnittsfläche der Bandscheibe einwirkendes Massenäquivalent zum einen aus Gewichtskraft-Anteilen und zum anderen aus der Kraft zusammensetzt, welche die Rückenmuskulatur aufbringen muß, um den Körper im Gleichgewicht zu halten. Der folgende Abschnitt beschäftigt sich mit dem Verhältnis dieser beiden Komponenten zueinander in Abhängigkeit vom Grad der Vorbeugung. Ein Teil der stabilisierenden Kraft wird natürlich von den dorsalen Bandstrukturen übernommen, es ist jedoch sowohl funktionell, als auch für die Größe der Last belanglos, zu welchen Anteilen die Stabilisierung der Haltung durch aktive

Muskelkraft, beziehungsweise durch passive Bandverspannungen erfolgt (siehe unter 1.4.1.1). In der vorliegenden Arbeit werden somit die durch ligamentäre Verspannungen wirksam werdenden Kräfte mit unter „Muskelkraft“ subsummiert. Diese Rückenmuskelkräfte wirken achsenparallel und gehen somit in ungeteilt in die Berechnung der Last ein. Betrachten wir zunächst ihre Abhängigkeit vom Beugewinkel: Ihr Betrag wird wesentlich bestimmt durch das von der Gewichtskraft ausgeübte Biegemoment (s. 1.4.1.1 und 2.2.3.3), und ist damit wie dieses unmittelbar abhängig von zwei Größen: Die eine Größe ist der absolute Betrag der auf die kranial gelegenen Abschnitte einwirkenden Gewichtskraft - dieser ist für eine bestimmte Bandscheibe konstant. Der andere in das Gewichtskraft-Biegemoment eingehende Parameter ist der Hebelarm, über den die Gewichtskraft auf die jeweilige Bandscheibe wirksam wird. Dieser Hebelarm ist, wie bereits oben (s. 4.1.1) verdeutlicht, in wesentlichem Ausmaß abhängig vom Grad der Vorbeugung. Somit sind ebenfalls sowohl das Biegemoment der Gewichtskraft, als auch die von der Rückenmuskulatur aufzubringende Kraft in gleicher Form abhängig vom Beugewinkel des Körpers.

Im übrigen ist die Kraft der Rückenmuskulatur auf die unter 3.2.2 beschriebene Weise abhängig vom Hebelarm der Rückenmuskulatur, der sich insbesondere im Bereich der Lenden- und Halswirbelsäule beim Übergang von großen zu kleinen Beugewinkeln beachtlich verändern kann.

Der andere Teil der auf die Disci intervertebrales einwirkenden Last wird von Anteilen der Gewichtskraft gestellt. Die druckerzeugenden Anteile der Gewichtskraft berechnen sich in Abhängigkeit vom Beugewinkel nach den unter 1.4.1.2 und 2.2.3.4 erläuterten Maßgaben.

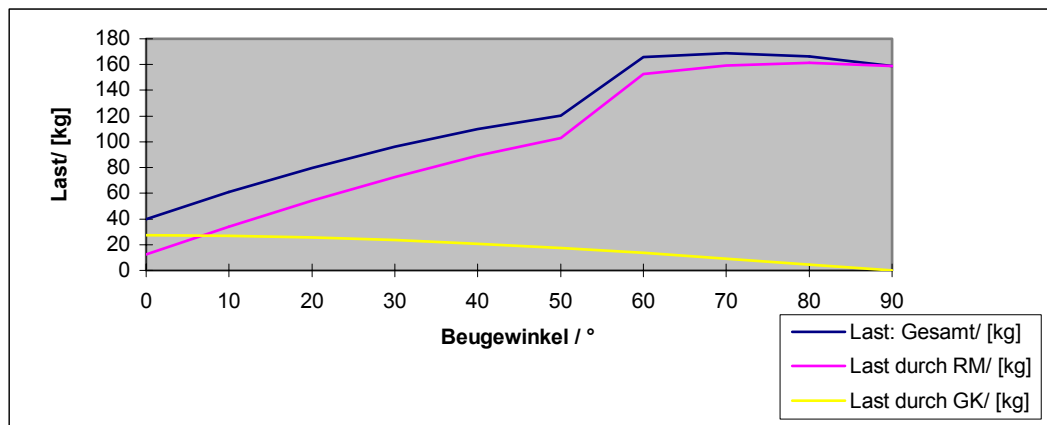
Somit sind beide Teile, aus denen sich die auf die Disci intervertebrales einwirkende Last zusammensetzt, in ihrem Betrag abhängig vom Beugewinkel im Hüftgelenk.

Betrachtet man nun diese Abhängigkeiten genauer, so fällt für den Gewichtskraft-Anteil der Last auf, daß er der Cosinusfunktion des Beugewinkels direkt proportional ist, und daher mit zunehmender Vorbeugung kleiner wird.

Der Muskelkraft-Anteil hingegen ist proportional dem Gewichtskraft-Biegemoment und damit dem Gewichtskraft-Hebelarm. Seine Abhängigkeit vom Beugewinkel richtet sich also nach den unter 4.1.1 beschriebenen Gesetzmäßigkeiten. Zumindest für die Bandscheiben der Lendenwirbelsäule, die

ja einen großen Höhenunterschied zum Gesamtschwerpunkt der kranial gelegenen Körperteile aufweisen, dominiert hier die Proportionalität zur Sinusfunktion des Beugewinkels (s. 4.1.1). Es steht also zu erwarten, daß die Rückenmuskelkraft mit zunehmender Vorbeugung ansteigt und im Bereich der höheren Beugewinkel ein Maximum überschreitet. Dieser Effekt wird noch verstärkt durch die Tatsache, daß die Lendenlordose bei großen Beugewinkeln nicht mehr besteht und sich der Hebelarm der Rückenmuskulatur also verkürzt (s. 3.1.3 und 3.2.2).

Stellt man die beiden Anteile an der Last einander graphisch gegenüber, so zeigen die Kurven den erwarteten Verlauf. In der Abbildung 21 wurde die auf der Bandscheibe L2/L3 ruhende Last zum einen als Gesamtlast, zum anderen zerlegt in ihre beiden Anteile gegen die Beugewinkel aufgetragen:



*Abbildung 21: Gegenüberstellung der direkt durch die Rückenmuskulatur, bzw. direkt durch die Gewichtskraft ausgelösten Lastanteile an der Gesamtlast am Beispiel der Zwischenwirbelscheibe L2/L3*

Bei aufrechter Körperhaltung ist die Bandscheibe L2/L3 einer Belastung von 39,7 kg ausgesetzt. Diese setzt sich zusammen aus 27,46 kg, die durch die Gewichtskraft der kranial gelegenen Körperabschnitte und 12,24 kg, die durch den Zug der Rückenmuskulatur verursacht werden. Damit beträgt der Gewichtskraft-Anteil das 2,24fache des Rückenmuskel-Anteils. Diese Tatsache überrascht nicht, wenn man bedenkt, daß erstens bei aufrechter Körperhaltung die Gewichtskraft komplett parallel zur Körperachse wirkt und damit ungeteilt in die Berechnung der auf die Bandscheibe einwirkenden Last eingeht, und daß zweitens die Hebelarme auf dieser Ebene nicht wesentlich differieren: Bei aufrechter

Körperhaltung steht einem Gewichtskraft-Hebelarm von 30 mm ein Rückenmuskel-Hebelarm von 49 mm gegenüber. Daß der Quotient der beiden Hebelarme nicht dem Kehrwert des Quotienten der beiden Kräfte entspricht, wie man es bei definitionsgemäß gleichem Biegemoment erwarten müßte, ist darauf zurückzuführen, daß der Lastarm von 30 mm sich auf den Schwerpunkt des unmittelbar kranialen Abschnittes bezieht, nicht aber auf den Schwerpunkt sämtlicher kranial gelegenen Körperanteile. Durch Abschnitte wie den Hals oder den Kopf mit deutlich geringerem Sagittaldurchmesser als der Abschnitt T12-L2 wird der Gesamt-Lastarm hier noch bis auf etwa die Hälfte des Kraftarmes verkürzt.

Diese Aufteilung bei aufrechter Körperhaltung ist natürlich keine grundsätzliche Gesetzmäßigkeit, sondern spezifisch für die Bandscheibe L2/L3 unseres Probanden. Betrachtet man beispielsweise einen Discus intervertebralis aus dem unteren Thoraxbereich, so stellt man fest, daß die Hebelarme der Gewichtskraft durch die Dorsalverlagerung der Wirbelsäule aufgrund der Brustkyphose länger sind, als die der Rückenmuskulatur. Infolgedessen verschiebt sich das Aufteilungsverhältnis entsprechend zugunsten der durch die Rückenmuskulatur verursachten Lastanteile. Dasselbe Phänomen zeigt sich bei der Betrachtung von Personen mit ausgedehnter Leibesfülle, bei denen der Hebelarm der Gewichtskraft gerade bezüglich der auf Höhe des unteren Abdominalbereiches gelegenen Bandscheiben unter Umständen erheblich verlängert sein kann.

Mit zunehmender Vorbeugung nimmt nun die auf die betrachtete Bandscheibe wirkende Gesamtlast zunächst zu. Zwischen  $50^\circ$  und  $60^\circ$  Vorbeugung findet sich ein steilerer Anstieg, zwischen  $60^\circ$  und  $70^\circ$  Vorbeugung nimmt die Steigung des Graphen wieder ab. Bei einem Beugewinkel von ca.  $70^\circ$  überschreitet der Graph mit einer Last von 168,72 kg ein Maximum und fällt anschließend wieder auf eine Last von 158,73 kg bei  $90^\circ$  Vorbeugung ab.

Der Verlauf dieses Graphen wird mit zunehmender Vorbeugung wesentlich bestimmt durch die Rückenmuskel-Lastanteile. Die auf die Gewichtskraft direkt zurückzuführenden Lastanteile gehen entsprechend der Cosinusfunktion, nach der sie sich berechnen, stetig zurück, um schließlich bei  $90^\circ$  Vorbeugung überhaupt nicht mehr druckerzeugend wirksam zu werden.

Im Gegensatz dazu nehmen die Absolutwerte der auf den Zug der Rückenmuskulatur direkt zurückzuführenden Lastanteile zunächst zu. Der steile

Anstieg der Gesamtlastkurve zwischen 50° und 60° erklärt sich offensichtlich aus einem noch steileren Anstieg der Rückenmuskelkräfte in diesem Bereich. Zurückführen läßt sich diese starke Kraftzunahme auf die beiden unter 2.2.1.4 beschriebenen Konditionen: Einerseits führt die Verlagerung des M. erector spinae in Richtung der Processus transversi (s. auch 2.2.1.3) und die damit verbundene Verkürzung des Kraftarms, bei unverändertem Biegemoment zur Erhöhung der aufzubringenden Kraft. Andererseits kommt es durch die Aufhebung der Lendenlordose zur Verlängerung des Hebelarmes der Gewichtskraft (s. auch 4.1.1), dem die von der Rückenmuskulatur aufzubringende Kraft ja proportional ist (s. o.).

Die von der Rückenmuskulatur erzeugte Last erreicht für diese spezielle Bandscheibe ihr Maximum von 161,52 kg bei einer Vorbeugung von 80°, um anschließend wieder auf 158,73 kg bei 90° Vorbeugung abzufallen. Dieser Abfall ist auf die Proportionalität der Rückenmuskelkraft zum Hebelarm der Gewichtskraft zurückzuführen, der ja auch im Bereich der höheren Beugewinkel ein Maximum überschreitet (s. hierzu 4.1.1).

Trägt man nun den Quotienten der durch die Rückenmuskulatur und die Gewichtskraft verursachten Lastanteile graphisch gegen den Beugewinkel auf (s. Abbildung 22), so erhält man eine Kurve, die in diesem Fall für 0° Beugung bei einem Wert von ca. 2,24 beginnt. Mit zunehmender Vorbeugung nähert sich der Graph nun asymptotisch bis zum Erreichen des 90°-Beugewinkels dem 0-Wert.

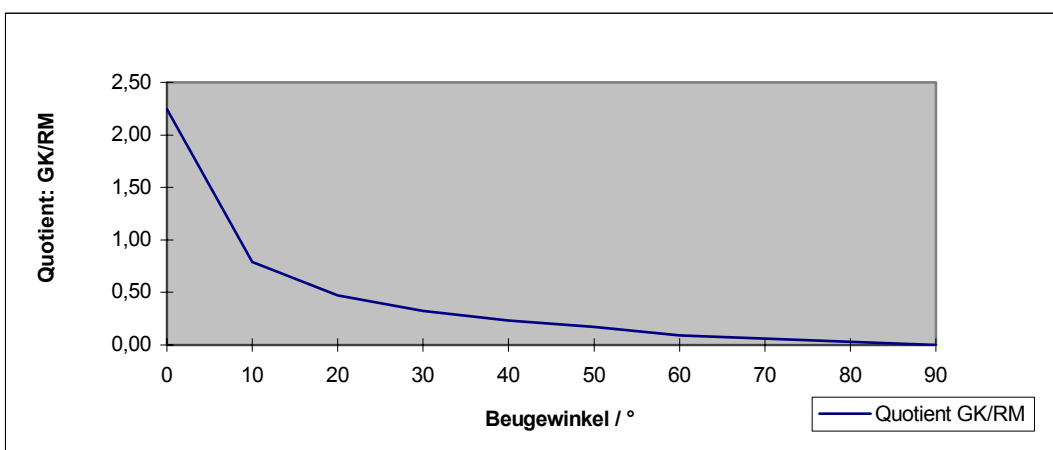


Abbildung 22: Darstellung des Quotienten der durch die Gewichtskraft, bzw. durch die Rückenmuskulatur direkt ausgeübten Lastanteile

Selbstverständlich ist die Krümmung dieser Kurve, wie auch der Betrag des Quotienten bei allen Beugewinkeln außer  $90^\circ$  abhängig von der untersuchten Bandscheibe und den anatomischen Eigenschaften des Probanden. Der grundsätzliche Verlauf der Kurve als asymptotisch gegen 0 abfallender Graph jedoch ist unabhängig von diesen Faktoren und findet sich bei der Analyse jeder beliebigen Bandscheibe.

Löst man die bis hierher gewonnenen Erkenntnisse von allen für die betrachtete Bandscheibe spezifischen Gesichtspunkten, so ergeben sich die folgenden grundsätzlichen Aussagen:

1. Die Absolutwerte der von der Gewichtskraft direkt verursachten Lastanteile nehmen mit zunehmendem Beugewinkel kontinuierlich ab. Diese Abnahme folgt einer Cosinusfunktion des Beugewinkels.
2. Der relative Anteil der durch die Gewichtskraft ausgeübten Last an der auf der Bandscheibe ruhenden Gesamtlast nimmt ebenfalls kontinuierlich ab (s. Abbildung 22). Diese Abnahme folgt einer hyperbolischen Gesetzmäßigkeit. Bei  $90^\circ$  Beugung wirkt die Gewichtskraft nicht mehr druckerzeugend und die Gesamtlast wird zu 100% von der Rückenmuskulatur erzeugt.
3. Die Absolutwerte der von der Rückenmuskulatur verursachten Lastanteile nehmen mit ansteigendem Beugewinkel zunächst zu, überschreiten dann ein Maximum und fallen anschließend wieder leicht ab. Sowohl die Steigung der Kurve, als auch die Lage des Maximums sind von der betrachteten Bandscheibe abhängig: Da sowohl der Hebelarm der Rückenmuskulatur, als auch die Masse der kranial gelegenen Körperanteile für einen bestimmten Discus intervertebralis feststehende Größen sind, ist der Hebelarm der Gewichtskraft der einzige beugewinkelabhängige Parameter in der Berechnung der Rückenmuskelkraft. Die Absolutwerte der Rückenmuskelkraft folgen also in Steigung und Lokalisation des Maximums den unter 4.1.1 für den Hebelarm der Gewichtskraft dargestellten Prinzipien: Je weiter kranial die betrachtete Bandscheibe liegt, bei desto kleineren Beugewinkeln erreichen die Rückenmuskeln das Maximum der von ihnen zu erbringenden Kraft.
4. Die auf den Discus intervertebralis einwirkende Gesamtlast nimmt ebenfalls mit zunehmender Vorbeugung zunächst zu, um nach Erreichen eines Maximums wieder abzufallen. Je größer der Beugewinkel ist, desto mehr wird der Kurvenverlauf von der Rückenmuskelkraft bestimmt. Die Tatsache, daß es

sich bei der Gesamtlast um eine Summationsgröße handelt und daß die von der Gewichtskraft direkt verursachten Lastanteile mit größer werdenden Beugewinkeln kontinuierlich abnehmen, führt dazu, daß das Maximum der Gesamtlast stets bei kleineren Beugewinkeln erreicht wird, als das Maximum der Lastanteile aus der Aktivität der Rückenmuskulatur.

Da sich der intradiscalen Druck als der Quotient aus Last und Wirbelkörperfrontfläche berechnet (s. 2.2.3.5) und letztere für jede einzelne Bandscheibe unveränderlich fest liegt, gelten die Ausführungen bezüglich der Abhängigkeit der Last vom Grad der Vorbeugung sowie bezüglich ihrer Zusammensetzung natürlich ebenso für den intradiscalen Druck.

#### 4.1.4 Der Zusammenhang von Wirbelkörperoberfläche, Last und intradiscalem Druck

Bei den im folgenden betrachteten Druckwerten handelt sich sämtlich um die extrinsischen Druckwerte, also um den Druck, der durch die von außen aufgebrachte Last verursacht wird. Die Bandscheiben sind jedoch vorgespannt, so daß die tatsächlich im Nucleus pulposus herrschenden, sogenannten intrinsischen Drücke, etwa das 1,5-fache des extrinsischen Drucks betragen (Nachemson; 1959). Andere Autoren gehen von einem Faktor von 1,3 aus (Ashton-Miller, J. A. und A. B. Schultz, 1988).

Thema dieses Abschnittes sind die Änderungen des intravertebralen Drucks entlang der Wirbelsäule und der Vergleich dieser Änderungen mit denen der beiden verantwortlichen Komponenten, nämlich der auf den jeweiligen Disci intervertebrales ruhenden Last und der Fläche, die dieser Last ausgesetzt ist:

Wie Kapitel 3.1.4 zu entnehmen ist, nimmt die Wirbelkörperfrontfläche vom Hals zum Becken um den Faktor 6,5 zu, wobei der Anstieg im Bereich der unteren Lendenwirbelsäule nur noch marginal ist. Die wesentliche Frontflächenvergrößerung erfolgt kranial von L3 (s. hierzu Abbildung 9 und Tabelle 7). Das bedeutet, daß sich die Last, der die Disci intervertebrales der unteren Lendenwirbelsäule ausgesetzt sind, auf eine ca. 6,5mal größere Fläche verteilt, als die auf C3 wirkende Last. Somit steht zu erwarten, daß die Zunahme der Belastung der Wirbelsäule nach kaudal etwa 6,5mal stärker ist, als die Zunahme des intravertebralen, beziehungsweise intradiscalen Drucks. Zur Verdeutlichung dieser Annahme soll nun die Last, der die Wirbelsäule in ihrem

Verlauf ausgesetzt ist, dem durch sie erzeugten Druck gegenübergestellt werden. Da sich der Verlauf sowohl der Last-, als auch der Druckkurve in Abhängigkeit vom Beugewinkel wesentlich ändert (s. hierzu Kapitel 3.2.3 und 3.2.4), erfolgt diese Betrachtung für alle analysierten Positionen. Betrachten wir zunächst die in Abbildung 23 dargestellten Verläufe der Last-, bzw. Druckkurve für aufrechte Körperhaltung:

Bemerkenswert an diesem Kurvenverlauf erscheint die Tatsache, daß trotz Ansteigens der belastenden Körpergewichtsanteile nach kaudal die effektive Belastung im oberen Lendenwirbelbereich leicht zurückgeht (vgl. auch Tabelle 11). Dieses Faktum erklärt sich aus der Tatsache, daß an dieser Belastung sowohl die achsenparallel wirkenden Gewichtskraftanteile, als auch die von der Rückenmuskulatur aufgebrauchte Kraft einen Anteil haben: Diese Rückenmuskelkraft richtet sich jedoch nach dem Biegemoment der Gewichtskraft, welches wiederum direkt proportional dem Hebelarm der Gewichtskraft ist (s. Ausführungen unter 4.1.3). Die Ventralverlagerung der Wirbelsäule im Bereich der Lendenlordose und die damit verbundene Reduktion des Lastarms, also auch des Gewichtskraft-Biegemomentes und hierüber der Rückenmuskelkraft ist ausreichend, um die Gesamtbelastung der oberen Lendenwirbelsäule im Vergleich zur unteren Brustwirbelsäule leicht zu reduzieren, obwohl die belastenden Gewichtsanteile von T12 nach L3 um 5,13 kg zunehmen. Mit der Rückverlagerung der Wirbelsäule nach dorsal im unteren Lendenwirbelbereich reduziert sich dieser Effekt wieder und die Steigerungsrate der Belastung wird von neuem positiv.

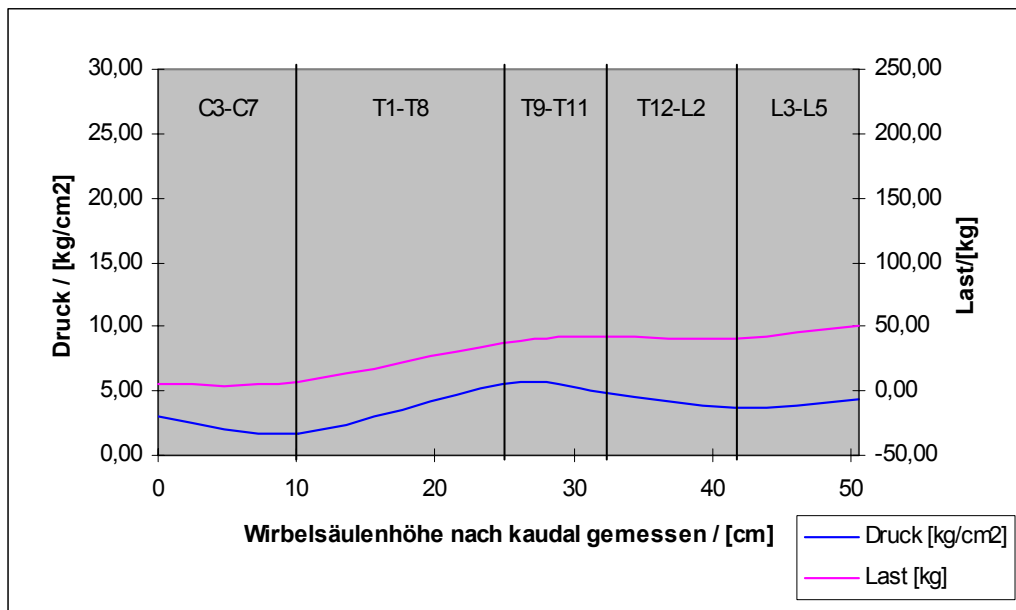


Abbildung 23: Darstellung der auf die Zwischenwirbelscheiben bei einer Vorbeugung von 0° einwirkenden Last und des durch sie bewirkten Drucks

Die Belastung der Wirbelsäule erfährt bei aufrechter Körperhaltung mit 5,38 kg im Halsbereich und 50,85 kg am lumbosakralen Übergang im Verlauf von kranial nach kaudal eine Vervielfachung um den Faktor 9,45 (s. Tabelle 11).

Die Druckkurve in Abbildung 23 verläuft insgesamt flacher als der Graph der Last, weist jedoch wesentlich ausgeprägtere Schwankungen in ihrem Steigungsverhalten auf. Dieser Befund erklärt sich folgendermaßen: Der leichte Druckabfall im Cervikalbereich resultiert daraus, daß die Last zwar um 17 % zunimmt, die Fläche, auf die die Last einwirkt, sich jedoch mehr als verdoppelt. Im Anschluß steigen sowohl die Last, als auch der Druck an, jedoch liegt das Druckmaximum bei T9, während die Last noch bis T12 ansteigt. Die Erklärung hierfür liegt darin, daß zwischen T9 und T11 die Kurve der Belastungszunahme leicht abflacht, wohingegen der Graph der Wirbelkörperfrontflächen (s. Abbildung 9) in diesem Bereich eine leichte Steigungszunahme erfährt. Die Kombination dieser beiden Phänomene reicht aus, um den Druckanstieg abzubremsen. Im folgenden fällt auch die Belastung geringgradig ab, der Graph der Wk-Frontflächen hingegen erfährt die stärkste Steigung in seinem gesamten Verlauf. Infolge dessen geht der Druck deutlich zurück und erreicht in der mittleren LWS ähnliche Werte wie in der mittleren BWS, obwohl die Belastung

der mittleren LWS wesentlich höher ist, als die im Bereich der mittleren BWS. Der Anstieg der Last- und der Druckkurve zwischen L3 und S1 verläuft etwa parallel als Ausdruck der Tatsache, daß Querschnittsflächen der Wirbelkörper in diesem Bereich ein Plateau erreicht haben (s. Abbildung 9), sich also nur noch geringfügig verändern.

Von der oberen Halswirbelsäule bis zum lumbosakralen Übergang vervielfacht sich der intradiscale Druck um den Faktor 1,48. Zumindest bei aufrechter Körperhaltung steigt die Belastung entlang der Wirbelsäule mit einer Zunahme auf das 9,45-fache des Ausgangswertes ca. 6,37 mal stärker an, als der intradiscale Druck. Dieser Wert entspricht natürlich der Größenzunahme der Wk-Frontflächen in ihrem Verlauf von kranial nach kaudal.

Diese Betrachtungen beziehen sich auf die aufrechte Körperhaltung. Wenden wir uns nun den Positionen zu, in denen der Beugewinkel größer als  $0^\circ$  ist:

Die Veränderung der Steilheit des Lastanstiegs in Abhängigkeit vom Beugewinkel ist bereits unter 4.1.3 hinreichend erläutert worden, so daß im folgenden nur noch auf die beugewinkelabhängigen Veränderungen des Belastungsprofils entlang der Wirbelsäule eingegangen wird: Während bei aufrechter Körperhaltung die Last auf den Wirbelkörpern zwei lokale Maxima, nämlich bei T12 und am kaudalen Ende, aufweist, steigen die Graphen bei gebeugter Position kontinuierlich an (s. Abbildung 24). Zwar bleibt eine leichte Abflachung der Kurve zwischen T12 und L3 bis einschließlich  $90^\circ$  Vorbeugung erhalten, jedoch wird sie immer geringer und fällt bei  $90^\circ$  Beugung kaum noch ins Gewicht. Diese Abflachung des bei aufrechter Körperhaltung bestehenden Belastungsmaximums im oberen Lendenwirbelsäulenbereich läßt sich im wesentlichen auf die Auswirkungen der Vorbeugung auf den Hebelarm der Gewichtskraft (s. hierzu auch 2.2.1.4 und 4.1.1) zurückführen:

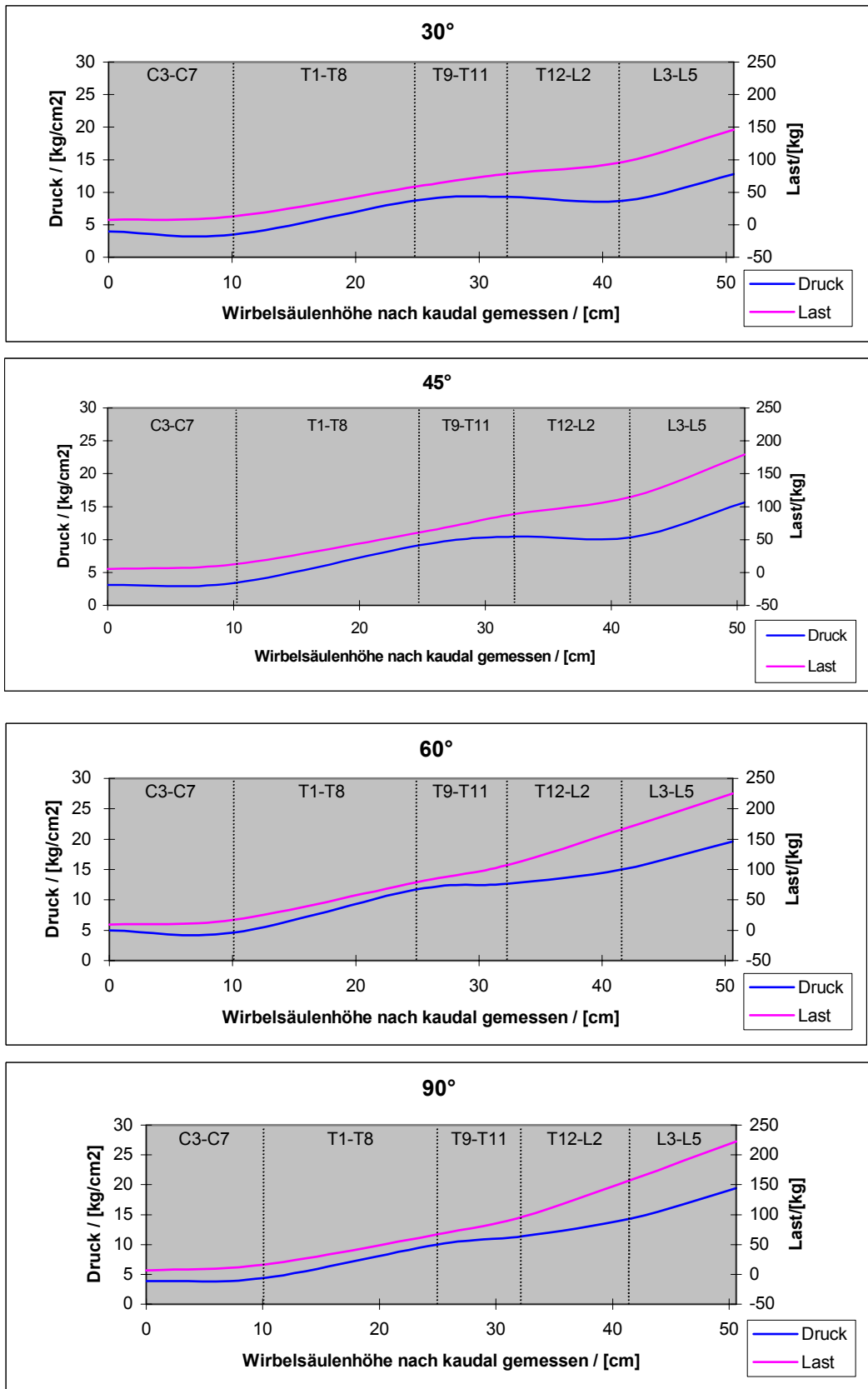


Abbildung 24: Darstellung der Lasten und Drücke, denen die Bandscheiben bei unterschiedlichen Vorbeugungen ausgesetzt sind

Zum einen manifestiert sich der belastungssenkende Effekt der Lendenlordose in einer Verkürzung des Anteils  $t$  am Hebelarm der Gewichtskraft (vgl. 4.1.1). Nun gewinnt aber der Anteil  $s$  am Gewichtskraft-Hebelarm mit zunehmender Vorbeugung immer mehr an Bedeutung (s. auch Abbildung 2), so daß die Auswirkung der Lendenlordose auf die Reduktion des Gewichtskraft-Hebelarmes und damit auch ihr Einfluß auf die Belastung der Lendenwirbelsäule geringer wird.

Bei Beugewinkeln über  $53^\circ$  flacht die Lendenlordose ab, so daß für starke Vorbeugungen auch die theoretisch ohnehin nur noch marginale belastungssenkende Wirkung der Lendenlordose entfällt.

Die dennoch bestehende geringgradige Abflachung der Belastungskurve im oberen LWS-Bereich bis zu einer Vorbeugung von  $90^\circ$  ist lediglich der Tatsache zuzuschreiben, daß die Hebelarme der Rückenmuskulatur in diesem Bereich recht lang sind (s. 3.1.3). Eine ausführliche Diskussion der Konsequenzen unterschiedlich langer Rückenmuskelhebelarme für die Belastungen der Wirbelsäule findet sich bei Preuschoft und Christian, 1999; hier allerdings unter besonderer Berücksichtigung der Morphologie von Vögeln, Dinosauriern und anderen Vertebraten.

Zusammenfassend kann man feststellen, daß durch den Bedeutungsverlust und schließlich die Aufhebung des belastungssenkenden Effektes der Lendenlordose die Kurve der Belastung entlang der Wirbelsäule mit zunehmender Vorbeugung einem exponentiell ansteigenden Funktionsgraphen ähnelt (vgl. auch Witte, H. und H. Preuschoft, 1997).

Die Vorstellung, daß die lordotische Krümmung der Lendenwirbelsäule in aufrechter Körperhaltung eine Reduktion der Belastung und außerdem eine Verringerung des Energiebedarfs zum Halten der Position mit sich bringt, wird auch durch die Tatsache gestützt, daß japanische Makaken, die über mehrere Jahre hinweg aufrechte Körperhaltung und bipedes Gehen trainieren, durch Umbau der Wirbelkörper und Bandscheiben eine Lendenlordose entwickeln. Dies erscheint als Anpassung an eine veränderte mechanische Beanspruchung mit dem Zweck der Reduktion sowohl der Belastung, als auch des Energiebedarfs plausibel (Preuschoft, Hayama und Günther, 1988; Nakatsukasa, Hayama und Preuschoft, 1995).

Betrachten wir nun die Entwicklung der intradiscalen Drücke entlang der Wirbelsäule (s. Abbildung 24 und Tabelle 11): Grundsätzlich bestehen hier mit zunehmender Vorbeugung die gleichen Tendenzen, wie bei den Lastkurven: Auch die Graphen der Druckänderung entlang der Wirbelsäule werden mit zunehmender Vorbeugung sowohl steiler, als auch gleichmäßiger bezüglich ihres Steigungsverhaltens (s. 3.2.4). Die zunehmende Steilheit der Druckkurven erklärt sich folgerichtig aus der beugewinkelabhängig zunehmenden Steilheit der Belastungskurve: Da die Wirbelkörperfrontflächen sich nicht in Abhängigkeit vom Beugewinkel verändern, besteht ein konstantes Verhältnis zwischen der Last und dem durch sie verursachten Druck, was dazu führt, daß die Steigung der Druckkurve in Abhängigkeit vom Beugewinkel gleichsinnig zur Steigung der Belastungskurve zu- oder abnimmt, wenngleich sich beide Kurven im Grad der Steigung durchaus unterscheiden. Dieses Phänomen drückt sich auch in den unter 3.2.4 erläuterten Zahlen aus. Die Tatsache, daß sich die Steigung der Kurve von 60° bis 90° Vorbeugung kaum verändert, ist nicht erstaunlich, wenn man bedenkt, daß die Steigung der 90° Belastungskurve sogar etwas geringer ist, als die der 60°-Kurve (Siehe die unter 4.1.3 geschilderten Zusammenhänge bezüglich der Zusammensetzung der Last).

Aus der Abbildung 24 geht hervor, daß mit steigendem Beugewinkel der Druckanstieg entlang der Wirbelsäule zunehmend gleichmäßiger wird (s. unter 3.2.4): Bei aufrechter Körperhaltung findet sich in Höhe von T9 nicht nur ein relatives, sondern sogar das absolute Druckmaximum im Verlauf der Wirbelsäule. Lokale Maxima finden sich hier im oberen HWS-Bereich, sowie am lumbosakralen Übergang. Bereits bei einer Vorbeugung von 30° verschiebt sich das absolute Maximum, also der größte Druck, an das kaudale Wirbelsäulenende und das lokale Maximum im unteren Thoraxbereich wandert von T9 nach kaudal zur Ebene T12. Letzteres Phänomen erklärt sich dadurch, daß der bei 30° Beugung steilere Lastanstieg nicht mehr durch die leichte Steigungszunahme des Graphen der Wirbelkörperfrontflächen (s. Abbildung 9) in Höhe von T9 aufgefangen werden kann, sondern erst durch die starke Zunahme der Wk-Querschnittsflächen in der Umgebung von T12 kompensiert wird und damit die intravertebralen, bzw. intradiscalen Drücke stationär werden und sogar leicht zurückgehen. Jedoch sind die Schwankungen des Graphen deutlich geringer ausgeprägt, als bei aufrechter Körperhaltung. Die 45°-Druckkurve ähnelt der 30°-

Kurve, wobei sich die beschriebenen Phänomene verstärkt darstellen: Die Kurve wird wiederum steiler und die Schwankungen werden geringer. Bei einer Vorbeugung von 60° schließlich findet sich eine - wiederum steilere - nunmehr kontinuierlich ansteigende Druckkurve, deren einziges lokales Maximum mit dem absoluten Maximum am kaudalen Wirbelsäulenende zusammenfällt. Zwar findet sich zwischen T12 und L3 immer noch eine im Vergleich zu den kranialen sowie den kaudalen Wirbelsäulenabschnitten deutlich reduzierte Steigung, jedoch ist die Zunahme der Belastung hier bereits so gleichmäßig und stark, daß auch die in diesem Bereich sehr steile Zunahme der Wirbelkörperfrontflächen keine Abnahme der Druckwerte in kaudalen Wirbelsäulenabschnitten mehr nach sich ziehen kann. Nichtsdestoweniger bleibt die Verzögerung des Druckanstiegs im oberen Lendenwirbelbereich auch bei 90° Vorbeugung erhalten, während sowohl die kranialen, als auch die kaudalen Wirbelsäulenanteile steiler ansteigenden Drücken ausgesetzt sind.

Die Werte für die relativen Steigerungen der Last entlang der Wirbelsäule betragen erwartungsgemäß für alle Beugewinkel das 6,37-fache der relativen Druckzunahme (s. Tabelle 11). Die Vergrößerung der Wirbelkörperfrontflächen um den Faktor 6,37 führt also dazu, daß, unabhängig vom Beugewinkel, die kranio-kaudale Belastungszunahme nur zu weniger als einem Sechstel in einen Anstieg des intradiscalen Drucks umgesetzt wird. Insofern hat diese Zunahme der Frontflächen der Wirbelkörper in kranio-kaudaler Richtung einen erheblichen protektiven Effekt für die kaudalen Wirbelsäulenanteile.

## **4.2 Einordnung der Ergebnisse**

### **4.2.1 Vergleich mit empirisch erhobenen Meßwerten**

Im folgenden Abschnitt soll die Realitätsnähe des beschriebenen Modells überprüft werden. Wie bereits unter 1.2 erläutert, bieten sich hierzu die von Nachemson experimentell ermittelten intradiscalen Druckwerte an. Nachemson hat intradiscalsche Drücke in vivo bei unterschiedlichen Personen in verschiedenen, bis maximal 20° gebeugten Körperhaltungen, jeweils aber nur an einer oder zwei, stets im Lendenwirbelbereich gelegenen Bandscheiben gemessen. Das vorliegende Modell beschreibt also einen wesentlich weiteren Rahmen als die empirisch ermittelten Werte. Somit ist mit Hilfe dieser Werte eine umfassende Kontrolle des Modells kaum zu erzielen, jedoch kann aufgrund von solchen stichprobenartigen Vergleichen durchaus ein Eindruck von der Realitätsnähe der vorliegenden Betrachtung gewonnen werden.

Tabelle 12 zeigt die von Nachemson zur Verfügung gestellten Informationen über die Versuchspersonen, die untersuchte Bandscheibe, die von ihm ermittelten intradiscalen Druckwerte, die von mir auf die im folgenden beschriebene Weise errechneten Vergleichswerte sowie die Abweichung in Prozent des empirisch ermittelten Wertes.

Um einen solchen Vergleich anstellen zu können, müssen natürlich die Ausgangsbedingungen aneinander angeglichen werden: Die unseren Berechnungen zugrundeliegenden Längen- und Flächenmaße sind von Nachemson bei seinen Probanden nicht ermittelt worden. Um die gemessenen intradiscalen Drücke mit den errechneten vergleichen zu können, müssen also die bei unserem Probanden ermittelten Maße auf die der Vergleichsperson umgerechnet werden: Der für unsere Berechnungen zur Verfügung stehende Proband war, wie bereits unter 2.1 erwähnt wurde, dem Augenschein nach normal proportioniert, insofern kann davon ausgegangen werden, daß das Verhältnis einzelner, an seinem Körper ausgemessener Strecken dem Verhältnis eben dieser Strecken bei anderen Personen zumindest ähnelt. Nachemson stellt als Anhalt für die Maße seiner Versuchspersonen entweder das Körpergewicht, die Körpergröße und eine kurze Beschreibung des Habitus (Nachemson, A. et Morris J.M., 1964) oder lediglich das Körpergewicht (Nachemson, A., 1966) zur Verfügung. In den Fällen, in denen sowohl Körpergröße, als auch Körpergewicht bekannt waren, wurden die Längenmaße unseres Probanden mit einem Korrekturfaktor  $U$  multipliziert, der sich nach folgender Formel berechnete:

$$U = \frac{\text{Körpergröße}_{\text{jeweilige Versuchsperson}}}{167 \text{ cm} (= \text{Körpergröße}_{\text{Proband}})}$$

Die Angleichung der Flächenmaße erfolgte durch Multiplikation der für unseren Probanden vorliegenden Werte mit dem Faktor  $O$ :

$$O = U^2$$

Das Körpergewicht der Versuchspersonen wurde nun nach den unter 2.2.2.2 genannten Prozentzahlen auf die einzelnen Abschnitte verteilt und die Berechnung des intradiscalen Drucks so vorgenommen. Da Nachemson seinerzeit die im Nucleus pulposus herrschenden intrinsischen Drücke gemessen hat, mußten die von mir errechneten extrinsischen Druckwerte schließlich noch mit dem Faktor 1,5 multipliziert werden, um unter Berücksichtigung der „Vorspannung“ der Bandscheiben theoretische Werte für die intrinsischen Drücke zu erhalten (s. hierzu Erläuterung unter 4.1.4). Ein weiteres Problem ergab sich aus der Tatsache, daß im vorliegenden Modell die Drücke für die Bandscheiben L2/L3, bzw. L5/S1 berechnet wurden, Nachemson seine Messungen aber an den Bandscheiben L3/L4 und L4/L5 durchgeführt hat. Um vergleichbare Zahlenwerte zu erhalten wurden die intrinsischen Druckwerte für L2/L3 und L5/S1 berechnet und für die jeweiligen Bandscheiben interpoliert. Damit berechnete sich der Druck in L3/L4 als

$$P_{L3/L4} = P_{L2/L3} + \frac{P_{L5/S1} - P_{L2/L3}}{3}$$

Für den Druck in L4/L5 ergab sich folgende Formel:

$$P_{L4/L5} = P_{L2/L3} + \frac{2(P_{L5/S1} - P_{L2/L3})}{3}$$

*Tabelle 12: Vergleich der Nachemson-Meßwerte mit theoretisch errechneten Werten; Meßwerte aus Nachemson, A. und J. M. Morris, 1964*

Intradiscale Drücke / [kg/cm <sup>2</sup> ]	Fall Nr. 15	Fall Nr. 17	Fall Nr. 18	Fall Nr. 19	Fall Nr. 8	Fall Nr. 10
Körpergewicht / [kg]	83,3	76	64	93,3	66,5	59,2
Körpergröße / [cm]	179	160	173	186	162,9	168
Habitus	„muscular“	„moderately obese“	„slender“	„well developed“	„well developed“	„well developed“
Ebene	L3/L4	L3/L4	L3/L4	L3/L4	L4/L5	L4/L5
Meßwert nach Nachemson Ebene: s.o.	7,4	9,6	8,2	10,9	8,8	8,6
Theoretisch ermittelter Wert Ebene L3/L4	8,0	8,9	6,6	8,4	-	-
Theoretisch ermittelter Wert Ebene L4/L5	-	-	-	-	8,1	6,8
Abweichung in % des Meßwertes	8,1	7,3	19,5	22,9	7,9	20,9

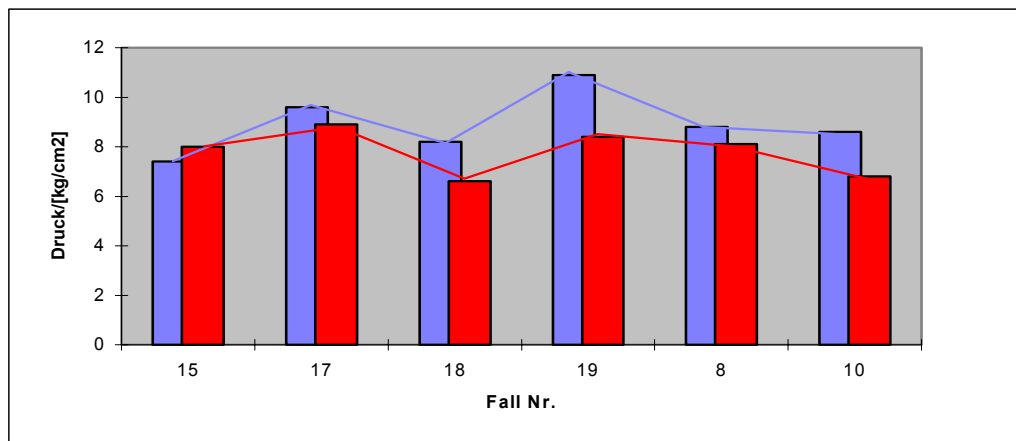


Abbildung 25: Vergleich der Nachemson-Meßwerte (blau) mit den errechneten Werten (rot) Beugung: 0°; Analyseebene: s.

Tabelle 12; Fall-Nummern und Werte aus Nachemson, A. und J. M. Morris, 1964

Die Werte für die intradiscalen Drücke wurden einander in Abbildung 25 graphisch gegenübergestellt. Betrachtet man diese Abbildung, so wird deutlich, daß die Abweichungen im einzelnen zwar mit bis zu 22,9% (Fall Nr. 19) recht

groß sind, daß aber offensichtlich viele für die Höhe des intradiscalen Drucks in wesentlichem Ausmaß verantwortlichen Größen in unserem Modell mit erfaßt worden sind: Die Absolutwerte stimmen zwar nicht immer überein, jedoch wird das Verhältnis der einzelnen Werte zueinander korrekt wiedergegeben: Einem im Vergleich mit den anderen Werten hohen Meßwert wird immer auch ein vergleichsweise hoher theoretischer Wert zugeordnet. Für die Differenz zwischen den empirischen und den theoretischen Absolutwerten gibt es im jeweiligen Einzelfall durchaus schlüssige Erklärungen: So ist beispielsweise der Habitus der Versuchspersonen Nummer 17 und 18 mit „moderately obese“, bzw. „slender“ beschrieben und entspricht somit nicht der Figur unseres Probanden. Die Proportionen dieser beiden Versuchspersonen werden also durch die angewandte Umrechnungsmethode kaum adäquat erfaßt. Ähnliches gilt möglicherweise auch für Proband Nummer 19: Dieser wird zwar als „well developed“ beschrieben, ein Körpergewicht von 93,3 kg bei einer Größe von 186 cm läßt jedoch ebenfalls eine leichte Adipositas oder sehr athletischen Wuchs vermuten. Bei den Versuchspersonen Nummer 8 und 10 erklärt sich die Abweichung zum Teil aus ähnlichen Verhältnissen zwischen Körpergewicht und Körpergröße.

Ein wesentlicher Anteil der Abweichungen ist möglicherweise auch der im folgenden erläuterten Tatsache zuzuschreiben: Die beschriebene Interpolierung der jeweiligen Druckwerte führt nur dann zu realistischen Ergebnissen, wenn man einen linearen Druckanstieg im unteren Lendenwirbelsäulenbereich voraussetzt. Der in Abbildung 23 dargestellte Druckanstieg zwischen L2/L3 und L5/S1 ist linear, jedoch nur deshalb, weil für die dazwischen liegenden Bandscheiben keine Druckwerte ermittelt wurden. Gerade in aufrechter Körperhaltung hängt jedoch der intradiscale Druck in erheblichem Maße von den Strecken  $a$  und  $k$  ab. Diese wurden bezüglich der zwischen L2/L3 und L5/S1 liegenden Bandscheiben jedoch nicht ermittelt, daher läßt sich auch keine sichere Aussage darüber treffen, ob der Druckanstieg in diesem Bereich wirklich linear ist, oder eventuell einer anderen Gesetzmäßigkeit unterliegt, möglicherweise sogar ein weiteres lokales Maximum oder Minimum aufweist. Somit ist eine Vergleichbarkeit der Werte nur unter der Hypothese eines linearen Druckverlaufs in diesem Bereich gegeben und bereits kleinere Abweichungen hiervon können als Erklärung für die beobachteten Differenzen zwischen gemessenen und errechneten Werten dienen.

Außerdem hat Nachemson selbst eine Schwankungsbreite seiner Meßwerte von etwa 10% in beide Richtungen zu einer empirisch hergeleiteten linearen Funktion verzeichnet. Diese Funktion beschreibt den intradiscalen Druck in Abhängigkeit vom Körpergewicht. Bei Nachemson, A., 1966 finden sich derartige Funktionsgleichungen für unterschiedliche Körperhaltungen. Die mit Hilfe dieser Funktionsgleichungen ermittelten Druckwerte haben, so wie auch die in

Tabelle 12 genannten Meßwerte, den Charakter empirischer Werte, weisen jedoch gegenüber letzteren den Vorteil auf, daß die Besonderheiten des jeweiligen Einzelfalls weniger stark ins Gewicht fallen. Somit wurde analog zu Nachemson, A., 1966 der intradiscale Druck in der Bandscheibe L3/L4 für ein Körpergewicht von jeweils 50 kg, 70 kg und 90 kg bei einer Vorbeugung von 20° errechnet. Die Einzelwerte wurden, wie oben beschrieben, durch Interpolierung errechnet.

Hierbei ließ nun natürlich lediglich das Körpergewicht auf die Maße der Versuchspersonen schließen. Somit gestaltete sich die Ermittlung der Normierungsfaktoren komplizierter. Der Normierungsfaktor  $U$  für alle linearen Maße berechnete sich in diesem Fall nach folgender Formel:

$$U = \sqrt[3]{\frac{\text{Körpergewicht}_{\text{jeweilige Versuchsperson}}}{53,5\text{kg} (= \text{Körpergewicht}_{\text{Pr oband}})}}$$

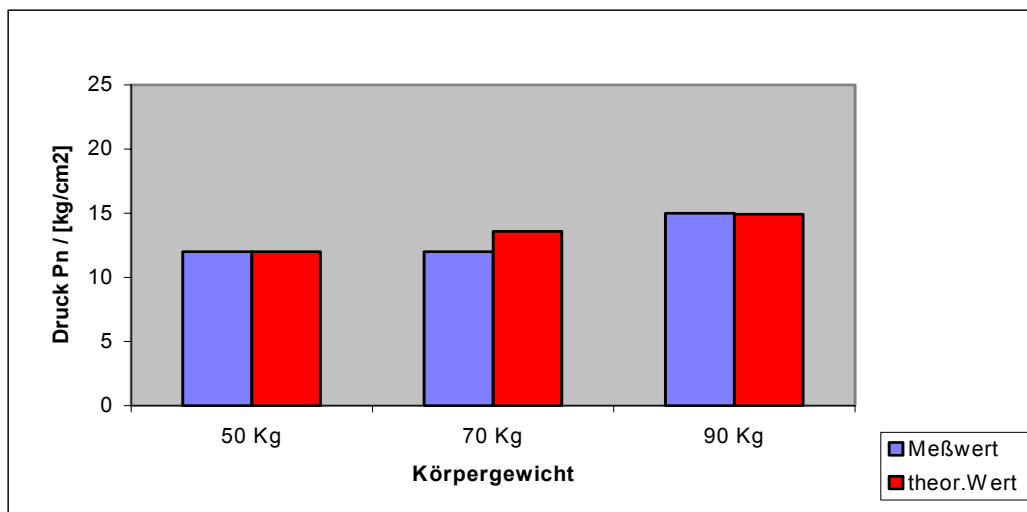
Die Berechnung des Faktors  $O$  für Flächenmaße erfolgte dann nach der oben genannten Formel als Quadrat des Faktors  $U$ .

Drei der nachgerechneten Werte beziehen sich auf den intradiscalen Druck bei 20° Vorbeugung mit einer zusätzlichen Belastung von 10kg in jeder Hand. Für diese Fälle wurden die zusätzlichen 20kg dem Thoraxabschnitt (Th1-Th8) zugerechnet. Dieses simple Verfahren ohne Berücksichtigung einer Verschiebung des Hebelarmes erschien mir zulässig, da während der von Nachemson durchgeführten Messungen die Arme und damit auch die Gewichte nicht etwa vorgehalten wurden, sondern von den Schultern aus vertikal nach unten hingen. Insofern ist der sagittale Versatz des neuen Abschnittsschwerpunktes zu dem Schwerpunkt des Thoraxabschnitts ohne zusätzliche Belastung eher als gering anzusehen.

*Tabelle 13: Meßwerte (Nachemson, A., 1966) im Vergleich mit theoretisch ermittelten Werten für unterschiedliche Körpergewichte mit und ohne zusätzliche Belastung. untersuchte Ebene: L3/L4; Beugewinkel: 20°*

	KG: 50 kg	KG: 70 kg	KG: 90 kg	KG: 50 kg +10 kg in jeder Hand	KG: 70 kg +10 kg in jeder Hand	KG: 90 kg +10 kg in jeder Hand
Empirischer Wert	12	12	15	18	18	21
Theoretisch ermittelter Wert	12,0	13,6	14,9	21,7	21,5	21,6
Abweichung in % des empirischen Wertes	0	13,3	0,6	20,5	19,4	2,9

Die sich ergebenden Werte sind in Tabelle 13 wiederum mit den von Nachemson empirisch ermittelten Druckwerten sowie der Abweichung in Prozent des empirischen Wertes wiedergegeben. Auch hier handelt es sich wieder um die intrinsischen Druckwerte.



*Abbildung 26: Vergleich der Nachemson-Meßwerte mit errechneten Werten: Ebene: L3; Beugewinkel: 20°; keine zusätzliche Belastung*

Die graphische Darstellung erfolgt in Abbildung 26 für 20° Beugewinkel ohne zusätzliche Belastung und in Abbildung 27 für 20° Beugewinkel mit Gewichten von 10 kg in jeder Hand, also einer zusätzlichen Belastung des Thoraxabschnittes mit insgesamt 20 kg.

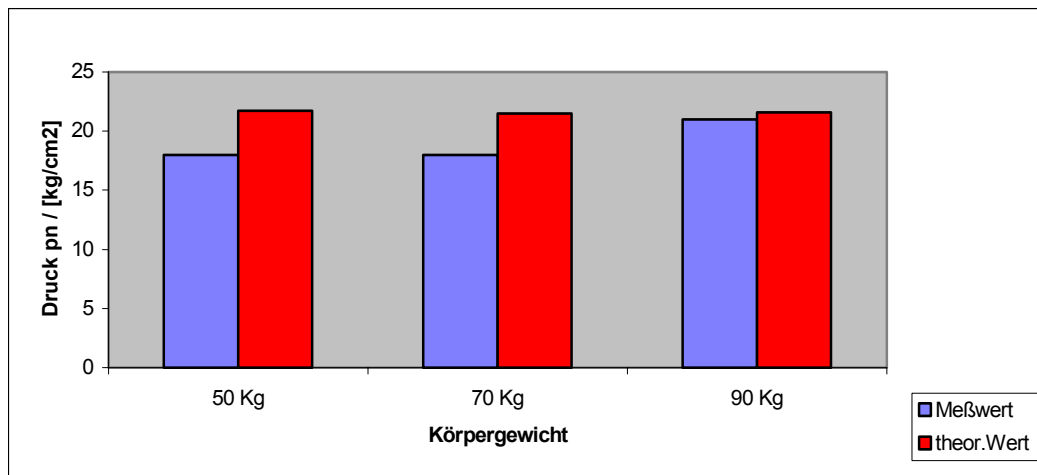


Abbildung 27: Vergleich der Nachemson-Meßwerte mit errechneten Werten:  
Ebene: L3/L4; Beugewinkel: 20°; Belastung: 10 kg in jeder Hand

Die Betrachtung der Tabelle 13 und auch der Abbildung 26 zeigt nun ohne zusätzliche Belastung Abweichungen von maximal 13,3%. Damit liegen die von mir berechneten intrinsischen Druckwerte zu den von Nachemson empirisch hergeleiteten Formeln etwa innerhalb der gleichen Schwankungsbreite wie die tatsächlichen Meßwerte.

Bezüglich der in Abbildung 27 dargestellten Werte für 20° Beugung und zusätzliche Belastung mit 20 kg liegt die maximale Abweichung bei 20,5%. Hier ist die Differenz zu den von Nachemson empirisch hergeleiteten Werte deutlich größer, dennoch halte ich die Annäherung für zufriedenstellend.

Ich gehe daher davon aus, daß die mit Hilfe meines Modells errechneten Werte für die intradiscalen Drücke durchaus realitätsnah sind. Größere Abweichungen im Einzelfall sind nach meiner Auffassung nicht vermeidbar, erst recht nicht, wenn außer der Körpergröße und dem Körpergewicht keinerlei Angaben über die Proportionen des Individuums verwandt werden können. Im übrigen ist die interindividuelle Variationsbreite der Körperproportionen zu groß, als daß sie in einem Modell vollständig erfaßt werden könnte.

#### 4.2.2 Diskussion des Kontextes

An dieser Stelle soll die Plausibilität der errechneten Werte noch weiter überprüft werden. Ein Vergleich der von mir ermittelten Werte mit den von anderen Autoren berechneten Werten ist nicht praktikabel, da sich viele Berechnungen auf

einzelne Individuen beziehen, deren Proportionen und Körpergewicht mit meinem Probanden nicht ausreichend vergleichbar sind, als daß ein Vergleich großen Nutzen bringen würde.

#### *4.2.2.1 Kompressionsstabilität der Wirbelsäule*

Wie bereits unter 1.2 dargelegt wurde, brachten viele der bisherigen theoretischen Modelle das Problem mit sich, daß die mit ihrer Hilfe errechneten Druckwerte jenseits dessen lagen, was mit der Stabilität der Strukturen der Wirbelsäule noch vereinbar war. Im folgenden soll nun geprüft werden, ob eine normale Wirbelsäule die von mir berechneten Druckwerte verkraften kann, ohne dabei Schaden zu nehmen. Dies ist unbedingt zu fordern, da ich mich mit Situationen beschäftigt habe, die weder eine dynamische Komponente, noch zusätzliche äußere Belastung einschließen, noch durch eine besondere asymmetrische Haltung oder irgendeinen anderen Umstand gekennzeichnet sind, der rechtfertigen würde, daß der intradiscale Druck bis an seine physiologische Grenze erhöht wird. Betrachten wir zunächst die kritischen Druck- und Belastungswerte für gesundes Gewebe: Für die Halswirbelsäule ist eine maximale axiale Kompressionskraft von 150 kg beschrieben. Bei höheren Belastungen muß man mit Gefügestörungen rechnen (Huelke, D. F. und G. S. Nusholtz, 1986). Die maximale axiale Kompression im Bereich der Halswirbelsäule, die von mir errechnet wurde beträgt jedoch nur 17,5 kg auf T1 bei einer Vorbeugung von 60° (s. Tabelle 11). Das bedeutet einen Sicherheitsfaktor von 8,5.

Die Angaben bezüglich der Stabilität der restlichen, insbesondere der lumbalen Wirbelsäulenanteile sind wesentlich vielfältiger: Bei Davis läßt sich eine Zusammenschau früher Studien zur Kompressionsstabilität von Lendenwirbelkörpern nachlesen (Davis, P. R., 1959). Davis kommt zu dem Ergebnis, daß die kritische Grenze für normale Lendenwirbelkörper bei ca. 454 kg, entsprechend etwa 4450 N liegt. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen Morris et al., die die Kompressionsstabilität von lumbalen Wirbelkörpern von Personen unter 40 Jahren mit 1000 bis 1710 Pfund (4905 N bis 8388 N) quantifizierte (Morris, J. M. et al., 1961). Gracovetsky und Farfan beschreiben Endplattenfrakturen bei 220 kg (2158 N), Zerstörung des Gelenks jedoch erst bei 700 kg (6867 N) (Gracovetsky, S. und H. Farfan, 1984). Granhed et al. setzen die Höchstgrenze für die Stabilität normaler Wirbelkörper bei 10 – 12 kN an

(Granhed, H. et al., 1987). Ashton-Miller und Schultz gehen von einer Stabilität von 4000 N aus (Ashton-Miller, J. A. und A. B. Schultz, 1988) und bei Jäger et al. findet sich eine Zusammenschau von Studien zur Kompressionsfestigkeit von lumbalen Segmenten ohne Degenerationserscheinungen, die einen Mittelwert von 4360 N ergab (Jäger, M. et al., 1990). Eine weitere Zusammenschau findet sich bei Wickström et al., die sich insbesondere auf berufsspezifische Belastungsgrenzen beziehen (Wickström G. et al. 1996). Die von ihnen genannten Werte liegen jedoch sämtlich innerhalb des oben bereits skizzierten Spektrums.

Betrachtet man nun die von mir errechneten Werte, so findet man eine maximale axiale Belastung von 225 kg, entsprechend etwa 2208 N auf S1 bei einer Vorbeugung von 60°. Somit liegen die von mir errechneten Werte in allen Abschnitten der Wirbelsäule weit unterhalb der kritischen Grenzen für normale Wirbelkörper. Wie jedoch zu Anfang dieses Abschnitts bereits betont wurde, handelt es sich bei den untersuchten Haltungen ausschließlich um statisch unkomplizierte Positionen; erst recht wurde keine dynamische Analyse durchgeführt. Es wurden also Stellungen analysiert, in denen die Belastung der Wirbelsäule ausgesprochen gering ist. Legt man nun eine maximale Kompressionsfestigkeit der Lendenwirbelkörper von etwa 4000 N (untere Grenze des oben skizzierten Spektrums) zugrunde, so beträgt der Sicherheitsfaktor bezüglich der von mir errechneten Werte lediglich 2. Bei einer maximalen Kompressionsfestigkeit von 8000 N (obere Grenze) ergibt sich ein Sicherheitsfaktor von 4. Auch dies ist noch sehr gering: Bei einer äußeren Belastung von 4g, etwa einer weichen, kontrollierten Landung nach einem Sprung wäre die Grenzfestigkeit erreicht. Preuschoft hat für die unteren Extremitäten festgestellt, daß sich die mit dynamischer Beanspruchung verbundenen Belastungen durchaus im Bereich der Grenzfestigkeit bewegen (Preuschoft, H., 1985). Dies gilt nach den hier angestellten Überlegungen auch für die menschliche Wirbelsäule. Besondere Bedeutung gewinnt diese Feststellung, wenn die Stabilität der Wirbelkörper durch die im folgenden Kapitel erläuterten Gegebenheiten eingeschränkt ist.

#### ***4.2.2.2 Risikofaktoren für Schäden an der Wirbelsäule***

Im letzten Abschnitt stellten wir fest, daß die Belastung der Wirbelsäule in den von mir betrachteten Stellungen klein genug ist, so daß sie an gesunden

Wirbelkörpern weit unterhalb der Festigkeitsgrenze bleibt und deshalb kein Schaden entstehen kann. Es sind jedoch in der Literatur einige Risikofaktoren für Schäden an der Wirbelsäule beschrieben, die entweder die Kompressionsstabilität der Wirbelkörper herabsetzen oder die axiale Belastung vergrößern. Hierzu soll im folgenden Stellung genommen werden:

Einer der wesentlichen Risikofaktoren ist das Alter: Der Literatur läßt sich entnehmen, daß die Kompressionsstabilität sowohl bei Männern, als auch bei Frauen zwischen 25 und 75 Jahren von ca. 8000 N auf ca. 2000 N sinkt (Myers, E. R. und S. E. Wilson, 1997). Damit liegt die untere Grenze durchaus im Bereich der von mir errechneten Werte. Morris et al. beschreiben sogar für ältere Leute eine Grenze von ca. 1500 N (Morris, J. M. et al., 1961). Ein derartiger Abfall in Kombination mit den von mir durchgeführten Berechnungen erklärt, warum gerade bei älteren Leuten ca. 50% der Wirbelkörperfrakturen als Spontanfrakturen deklariert werden, als Frakturen also, denen kein erkennbares Trauma vorausgegangen ist (Myers, E. R. und S. E. Wilson, 1997). Die Ursache dieses Rückgangs der Belastbarkeit im Alter ist auf verschiedene Umbauvorgänge zurückzuführen: Einerseits nimmt die Dicke der äußeren, kortikalis-ähnlichen Schicht, die jedoch mikroskopisch eigentlich eher stark verdichtetem spongiösem Knochen ähnelt, von ca. 400-500  $\mu\text{m}$  auf ca. 200-300  $\mu\text{m}$  ab. Auch im Trabekelwerk geht die Knochensubstanz zurück: Die Dicke der vertikalen Trabekel bleibt zwar gleich, die der horizontalen jedoch nimmt von 180  $\mu\text{m}$  auf 90  $\mu\text{m}$  ab. Ihre Anzahl nimmt ebenfalls ab und ihr Abstand voneinander vergrößert sich. Weiterhin treten bei Ihnen Perforationen auf, die die Instabilität der vertikalen Trabekel noch verstärken. Wenn nun aber die Querverstrebungen der eigentlich die axiale Belastung tragenden langen vertikalen Trabekel instabil werden, so ist auch deren Stabilität letztlich deutlich eingeschränkt. Aufgrund dieser Umbauvorgänge beschreibt Mosekilde, daß die vertebrale Stabilität bei normalem Altern um das 4-6fache zurückgehe (Mosekilde, L., 1993).

Risikofaktoren, die die Belastung erhöhen wurden zum Teil bereits in ihren Auswirkungen besprochen. So sind beispielsweise die Folgen eines großen sagittalen Körperdurchmessers für den intradiscalen Druck bereits unter 4.1.1 ausführlich abgehandelt worden. Die Proportionalität der axialen Belastung zum Körpergewicht ist bereits mehrfach erwähnt worden. Ein weiterer Risikofaktor für Dorsopathien ist jedoch nach epidemiologischen Kriterien die Körpergröße: So

fanden Walsh et al. heraus, daß Männer, die größer als 183 cm sind, ein doppelt so hohes Risiko haben, an einem Rückenleiden zu erkranken, wie die Männer, die kleiner sind als 171 cm (Walsh, K. et al., 1991). Die Erklärung hierfür läßt sich aus dem Modell leicht ableiten. Die Höhen der einzelnen Abschnitte und damit auch die Höhe der Strecken  $h_D$  (siehe Abbildung 2) sind proportional zur Körpergröße. Je länger aber diese Strecken sind, desto größer ist auch bei gebeugten Positionen der Hebelarm der Gewichtskraft über den das oftmals sicherlich auch größere Gewicht nun wirksam wird. Eine Proportionalität des Gewichtskraft-Hebelarmes zur Körpergröße ist also insbesondere bei vorgebeugter Haltung nachvollziehbar. Daß dies zu einer Erhöhung des intradiscalen Drucks führt, geht aus der vorliegenden Arbeit deutlich hervor.

#### 4.2.3 vereinfachende Annahmen und Grenzen des Modells

Bereits unter 1.2 wurde dargelegt, daß ein theoretisches Modell an vielen Stellen zu Vereinfachungen gezwungen ist, wenn es seiner Aufgabe gerecht werden will, die ja darin besteht, eine übersichtliche und praktikable Beschreibung des bezeichneten Sachverhaltes zu liefern. Ich habe mich bemüht, die von mir getroffenen vereinfachenden Annahmen im Text stets als solche kenntlich zu machen und die Probleme, die sich daraus unter Umständen ergeben, zu verdeutlichen. Dennoch soll im folgenden noch einmal eine kurze Beschreibung dieser Annahmen und der Grenzen des Modells erfolgen:

1. Die Lokalisation des Drehpunktes wurde im geometrischen Mittelpunkt der Bandscheibe angenommen. Die hiermit verbundene Problematik wurde bereits ausführlich unter 2.2.1.1 erläutert. Hätte man die zweite in der Literatur diskutierte Variante, nämlich die Lokalisation des Drehpunktes am Übergang von mittlerem zu hinterem Bandscheibendrittel angenommen, so wäre der Hebelarm der Gewichtskraft länger und die Biegemomente größer. Die Kraft der Rückenmuskulatur wäre sowohl aufgrund des größeren Biegemomentes, als auch aufgrund ihres ja dann kürzeren Hebelarmes größer, als von mir errechnet. Die Last auf den Bandscheiben und mit ihr auch der intradiscale Druck wären dann in der vorliegenden Arbeit zu niedrig berechnet worden.
2. Die Lokalisation der Abschnittsschwerpunkte wurde ebenfalls im geometrischen Mittelpunkt der einzelnen Abschnitte angenommen. Die Lokalisation auf mittlerer Abschnittshöhe verursacht meiner Ansicht nach

ebenso wie die Lokalisation in der Medianebene allenfalls eine marginale Ungenauigkeit, die keiner weiteren Berücksichtigung bedarf. Problematischer ist dahingegen die Positionierung auf halber Strecke des sagittalen Körperdurchmessers. Der hierdurch entstehenden Ungenauigkeit muß man sich bei der Betrachtung der Ergebnisse bewußt sein: Man kann nicht davon ausgehen, daß das Gewicht in sagittaler Richtung homogen verteilt ist. Vielmehr ist als wahrscheinlich anzunehmen, daß der dorsale Anteil, der die knöchernen Strukturen der Wirbelsäule enthält, schwerer ist, als der ventrale. Dieses Problem gilt in unterschiedlichem Ausmaß für alle Abschnitte: Der Thoraxbereich ist beispielsweise in großen Anteilen mit Luft gefüllt, die Abdominalabschnitte mit Flüssigkeit. Die Konsequenz dieses Fehlers wäre die Lokalisation der Abschnittsschwerpunkte zu weit ventral. Hierdurch würde in der vorliegenden Berechnung der Hebelarm der Gewichtskraft verlängert, die Biegemomente und auch die Kraft der Rückenmuskulatur vergrößert und letztlich die Last auf der Bandscheibe und mit ihr auch der intradiscale Druck zu groß berechnet, die wahren Werte müssten niedriger liegen.

3. Es wurde für alle Beugewinkel angenommen, daß die Gewichtskraft komplett beugend wirkt. Wie bereits unter 1.4.1.1 kurz erwähnt wurde, trifft diese Annahme für aufrechte Körperhaltung nicht zu, da hier ein Teil der Masse der kranial gelegenen Abschnitte dorsal des Drehpunktes liegt und damit synergistisch zum Biegemoment der Rückenmuskulatur wirkt. Demnach ist für aufrechte Körperhaltung das beugend wirkende Gewicht der einzelnen Abschnitte zu groß. Damit ist auch das Biegemoment der Gewichtskraft zu groß bestimmt worden. Abgesehen von einem nun sowieso reduzierten Biegemoment der Rückenmuskulatur wird dadurch, daß die dorsalen Anteile der einzelnen Abschnitte eigentlich in Richtung einer Dorsalextension wirken, das von der Rückenmuskulatur aufzubringende Biegemoment noch einmal verringert. Somit wird in meinem Modell der intradiscale Druck für aufrechte Körperhaltung möglicherweise zu groß bestimmt.
4. Der Lokalisation des Endpunktes des Hebelarmes der Rückenmuskulatur (PHR in Abbildung 5 und Abbildung 6) ist in meiner Betrachtung viel Beachtung geschenkt worden (s. Kapitel 2.2.1.3). Dies darf jedoch nicht darüber hinwegtäuschen, daß es sich um letztlich willkürliche Festlegungen handelt, die zwar wohlüberlegt so getroffen wurden, für deren Realitätsnähe

es jedoch keinerlei Beweis gibt. Andere Modelle haben versucht, dieses Problem zu umgehen, indem sie die Kraft jedes einzelnen Muskels unter Berücksichtigung seines anatomischen Ansatzes, sowie seiner Wirkungslinie gesondert berechneten. Die Problematik der Aufteilung des Biegemomentes zwischen den einzelnen Muskelgruppen durch entweder „optimization-programming“ oder mit Hilfe von EMG-basierten Methoden ist bereits unter 1.2 ausführlich erläutert worden. Da die wahre Ermittlung des Rückenmuskelhebelarmes also letztlich nicht möglich ist, kann man auch keine Aussage darüber treffen, welcher Art die hierdurch verursachten Verfälschungen sind.

5. Ein bereits unter 2.2.1.4 angesprochener Fehler liegt darin, daß die Aufhebung der Lendenlordose bei exakt  $53^\circ$  angenommen wurde, obwohl man davon ausgehen muß, daß sie sukzessive zwischen  $0^\circ$  und ca.  $55^\circ$  aufgehoben wird. Die Konsequenzen, die sich hieraus ergeben sind unter 2.2.1.4 bereits hinreichend erläutert worden.
6. Ebenfalls bereits erläutert wurden die Gründe dafür, daß ein erhöhter intraabdomineller Druck als regulierende Größe hinsichtlich des intradiscalen Drucks nicht berücksichtigt wurde (siehe unter 1.2). Aufgrund der an gleicher Stelle beschriebenen Tatsache daß die Koaktivierung antagonistischer Muskelgruppen bei aufrechter Position und bei nur in der Sagittalebene gebeugten Körperhaltungen äußerst gering ist, wurde eine solche Koaktivität in meinem Modell nicht berücksichtigt. Eine zusätzliche Aktivierung der Bauchmuskulatur würde natürlich den intradiscalen Druck je nach Muskeltonus entsprechend erhöhen.
7. Eine bislang noch nicht erwähnte Vereinfachung besteht darin, daß ich davon ausgehe, daß die achsenparallel komprimierenden Kräfte auf den gesamten Querschnitt der Bandscheibe einwirken und hier druckerzeugend wirksam werden. Dies würde aber voraussetzen, daß die Bandscheiben sich sämtlich genau senkrecht zur Resultierenden aus Muskelkraft und Gewichtskraft orientieren. Tatsächlich sind die meisten Disci intervertebrales jedoch zur Körperachse gekippt. Bei L5/S1 geht man von einer Ventralverkipfung von bis zu  $30^\circ$  aus (Jäger, M. et al., 1990). Streng genommen und ohne die in dieser Studie gewählten Vereinfachungen, ist für jedes intervertebrale Gelenk die Resultierende aus Körperlast und Kraft der aktiven Muskeln zu

bestimmen. Am Beispiel der oberen Halswirbelsäule hat Demes, 1985 die Variationen untersucht. Die Wirkungslinien der Muskeln sind jedoch im Verlauf des Rumpfes zu schlecht bestimmt, um eine solche Berechnung durchzuführen. Ein Teil der von mir festgestellten Abweichungen von den experimentellen Ergebnissen Nachemsons hat hier seinen Grund.

8. Ein weiterer Gesichtspunkt, der bislang noch keine Erwähnung fand ist die Tatsache, daß ich als kompressionstragende Struktur lediglich die Säule aus Wirbelkörpern und Disci intervertebrales betrachtet habe. Den Facettengelenken ist von mir keinerlei lasttragende Bedeutung zugemessen worden. Es gibt jedoch Untersuchungen, die hier ein 3-Säulen-Modell für das Tragen von axialer Belastung beschreiben: So fanden Pal und Sherk, daß im Halswirbelsäulenbereich lediglich 36% über die „vordere Säule“ der Wirbelkörper und Bandscheiben übertragen werden und je 32% über die beiden „hinteren Säulen“, die aus den kleinen Wirbelgelenken bestehen. Sie wählten als Angriffspunkt der Last allerdings die Facettengelenke des Axis und damit einen Punkt der sicherlich dorsal des Drehpunktes liegt (Pal, H. P. und H. H. Sherk, 1988). Pintar, F. A. et al. beschreiben die Anteile, die von der vorderen, bzw. von den beiden hinteren Säulen getragen werden, als abhängig von der genauen Lokalisation des Kraftvektors (Pintar, F. A. et al., 1995). Angesichts der von Pal und Sherk gewählten Lokalisation des Kraftvektors erklärt sich die von Ihnen festgestellte geringe Belastung der vorderen Säule. Goel und Clausen stellten ebenfalls für die Halswirbelsäule fest, daß bei reiner axialer Belastung 88% über die „Vordersäule“ der Wirbelkörper und nur je 6% von den beiden hinteren Säulen getragen werden. Nach ihren Untersuchungen reicht ein ventrales Biegemoment von 1,8 Nm aus, um 100% der Last über die Vordersäule zu übertragen (Goel, V. K. und J. D. Clausen, 1998). Das ventrale Biegemoment ist in meinen Berechnungen für alle gebeugten Positionen größer als 1,8 Nm und bei aufrechter Körperhaltung beträgt es 0,83 Nm, ein Wert, der die beschriebenen 6% pro hinterer Säule sicherlich bereits soweit reduziert, daß eine Vernachlässigung dieser Anteile die Ergebnisse nicht wesentlich verfälscht.

Für die anderen Wirbelsäulenanteile ist die Sachlage wesentlich klarer. Zwar gehen Dolan et al. davon aus, daß die Last auf den lumbalen Bandscheiben durch eine gleichzeitige Belastung der Facettengelenke reduziert wird (Dolan,

P. et al., 1994), Shirazi-Adl zeigte jedoch, daß die kleinen Wirbelgelenke nur bei Extension und bei multi-dimensionalen Bewegungen eine nennenswerte Last tragen. Bei Flexionsbewegungen fand er die Gelenkflächen praktisch nicht in Kontakt (Shirazi-Adl, 1994). Putz hat zwar festgestellt, daß die Synovia der kleinen Wirbelgelenke in allen Anteilen der Wirbelsäule sogenannte „meniskoide Falten“ aufweist, die bei Kontaktverlust der Gelenkflächen und Anspannung der Gelenkkapsel automatisch in den Gelenkspalt gleiten und so den Kontakt und die Möglichkeit Druck zu übertragen gewährleisten, jedoch fand auch er insbesondere in ventral gebeugten Stellungen nur geringe Kontaktflächen. Außerdem beschreibt Putz eine nach kaudal zunehmend frontale Orientierung der Gelenkflächen: So beschreibt er, daß der Neigungswinkel zwischen Wirbelkörperfläche und Gelenkfläche kaudal von Th8 größer als  $80^\circ$  ist und die Gelenkfläche der Facettengelenke im Lendenwirbelbereich stets frontal ausgerichtet ist (Putz, 1981 und auch Müller-Gerbl, 1992). Diese Orientierung macht natürlich die Aufnahme achsenparallel wirkender Druckbelastungen unmöglich.

Auch Haher et al. folgerten aus den Tatsachen, daß eine Degeneration der Facettengelenke ohne vorherige Degeneration der zugehörigen Bandscheibe nahezu niemals zu beobachten ist und daß nach Facetektomie keine akute Instabilität der Wirbelsäule auftritt, daß die Facettengelenke keine wesentliche lasttragende Funktion haben (Haher, T. R. et al., 1994). Somit halte ich die von mir gewählte Variante zumindest angesichts der Tatsache, daß ich ausschließlich aufrechte und gebeugte Positionen betrachte, für ausreichend realitätsnah.

9. Eine theoretisch denkbare lasttragende Funktion des Brustbeins ist in dieser Betrachtung nicht berücksichtigt worden. Zwar haben bereits Ashton-Miller und Schultz beschrieben, daß der Brustkorb sehr flexibel ist, und kein Bewegungshindernis darstellt (Ashton-Miller, J. A. und A. B. Schultz, 1988) und Andriacchi et al. fanden heraus, daß die axiale Belastbarkeit der Brustwirbelsäule durch das Thoraxskelett um das Vierfache erhöht wird (Andriacchi et al., 1974), jedoch beziehen sich diese Untersuchungen sämtlich auf die Erhaltung der Stabilität der Wirbelsäule. Untersuchungen über die lasttragenden Eigenschaften des Thorax liegen nicht vor.

10. Ebenfalls von mir nicht berücksichtigt ist eine von einigen vermutete Längenänderung der Wirbelsäule durch die Vorbeugung (Mathiash, H.-H., 1955). Gracovetsky und Farfan beschreiben, daß die Wirbelsäule ihre Länge beim Beugen nicht ändert (Gracovetsky, S. und H. Farfan, 1984).
11. Eine bereits angesprochene (s. unter 2.2.1.4) Vereinfachung besteht darin, daß bei Beugewinkeln die größer als  $53^\circ$  sind, jegliche Sagittalverschiebung innerhalb der Wirbelsäule ignoriert wird. Natürlich ist diese Situation idealisiert, und das Wirbelsäulenprofil nähert sich lediglich der Form einer Geraden an. Der sich hierdurch ergebende Fehler wird von mir allerdings als marginal betrachtet, zumal bei diesen großen Beugewinkeln der Anteil  $t$  (siehe Abbildung 2) am Hebelarm der Gewichtskraft ohnehin von untergeordneter Bedeutung ist (s. unter 4.1.1). Kleinere Ungenauigkeiten bezüglich der Längen der Strecken  $k$  (siehe Abbildung 1) werden hier keinen merkbaren Unterschied verursachen.

An dieser Stelle soll noch einmal darauf hingewiesen werden, daß es nicht Ziel eines Modells sein kann, möglichst exakte Werte für den intradiscalen Druck zu ermitteln. Angesichts der oben aufgeführten Beschränkungen und Vereinfachungen kann diese Betrachtung dies nicht leisten. Meine Absicht bestand vielmehr darin, ein Modell zu entwickeln, anhand dessen wesentliche Sachverhalte analysiert und verdeutlicht werden können, die für die Höhe des intradiscalen Drucks verantwortlich sind. Anhand der konkreten Werte sollte lediglich überprüft werden, ob die berechneten Drücke in realistischen Dimensionen liegen. Angesichts der unter 4.2.1 aufgezeigten Resultate bin ich der Auffassung, daß mein Modell insgesamt eine durchaus realistische Beschreibung der für das Zustandekommen des intradiscalen Drucks verantwortlichen Verhältnisse darstellt.

### **4.3 Der Effekt einer -z. B. operativen- Verlängerung des Hebelarmes der Rückenmuskulatur**

Wie bereits in der Einführung erwähnt wurde, dient das vorliegende Modell zum besseren Verständnis des Zustandekommens des intradiscalen Druckes, zur

Einschätzung und Gewichtung der auf seine Höhe maßgeblichen Einfluß nehmenden Faktoren und daraus folgend zur Entwicklung therapeutischer Optionen mit dem Ziel einer wirkungsvollen Reduktion dieses intradiscalen Druckes als eines maßgeblichen pathologischen Agens in der Genese von Dorsopathien. Ich konnte zeigen, daß mit zunehmender Vorbeugung der intradiscalen Druck zu immer größeren Anteilen von der Kraft der dorsalen Rumpfmuskulatur erzeugt wird. Die Höchstwerte erreicht der intradiscalen Druck aber bei eben diesen großen Beugewinkeln. Die Kraft der Rückenmuskulatur richtet sich bei anatomisch vorgegebenem Hebelarm nach dem Biegemoment der Gewichtskraft. Dieses läßt sich durch Reduktion des Körpergewichtes zwar beeinflussen, diese Option wird jedoch in der Praxis häufig an mangelnder Kooperationsbereitschaft vieler Patienten scheitern. Eine Reduktion des Hebelarms der Gewichtskraft insbesondere bei großen Beugewinkeln käme einer Reduktion der Körpergröße gleich und ist damit ebenfalls nicht praktikabel. Eine in der Praxis bisher nicht realisierte Option, nämlich eine artifizielle Verlängerung des Hebelarmes der Rückenmuskulatur könnte hingegen insbesondere bei großen Beugewinkeln zu einer relevanten Reduktion der Kraft der Rückenmuskulatur und damit des intradiscalen Druckes führen. Zur Illustration dieser These habe ich für meinen Probanden intradiscalen Drücke in der Bandscheibe L2/L3 für alle Beugewinkel berechnet und diese den Druckwerten gegenübergestellt, die sich ergäben, wenn der Hebelarm der dorsalen Rumpfmuskulatur um 2mm, 5mm und 10mm verlängert wäre. Die Ergebnisse dieser Berechnungen sind in Tabelle 14 aufgeführt. In Klammern hinter dem Absolutwert des jeweiligen intradiscalen Druckes ist die durch die Hebelarmverlängerung bewirkte Druckreduktion in Prozent des Ausgangswertes angegeben:

*Tabelle 14: Effekt einer Verlängerung des Rückenmuskelhebelarms auf den intradiscalen Druck: Werte in kg/cm<sup>2</sup>. Werte in Klammern: Differenz in Prozent des normalen Drucks).*

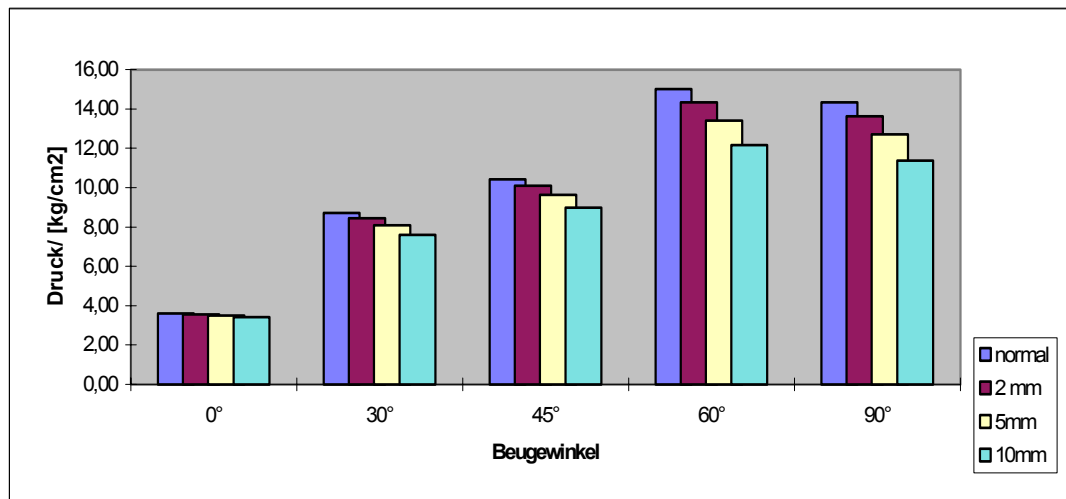
Beugewinkel	normal	Verlängerung: 2 mm	Verlängerung: 5mm	Verlängerung: 10mm
0°	3,61	3,57 (-1,1 %)	3,51 (-2,8 %)	3,42 (-5,3 %)
30°	8,71	8,45 (-3,0 %)	8,10 (-7,0 %)	7,60 (-12,7 %)
45°	10,44	10,11 (-3,2 %)	9,64 (-7,7 %)	8,98 (-14 %)

60°	15,02	14,33 (-4,6 %)	13,43 (-10,6 %)	12,17 (-19,0 %)
90°	14,35	13,64 (-4,9 %)	12,70 (-11,5 %)	11,39 (-20,7 %)

Diese Werte sind in Abbildung 28 graphisch dargestellt. Man sieht eine deutliche Reduktion des intradiscalen Drucks, welche insbesondere bei großen Beugewinkeln wirksam wird. Die Spitzendrücke würden durch eine derartige Maßnahme kuptiert, wohingegen die ohnehin eher geringen intradiscalen Drücke bei aufrechter Körperhaltung und bei geringen Beugewinkeln annähernd unbeeinflußt blieben. Bestünde eine solche therapeutische Option, so könnten die pathologischen Auswirkungen des intradiscalen Drucks möglicherweise erheblich gemindert werden.

Praktisch ist hier beispielsweise die Implantation eines Fixateur intern vorstellbar, der in der Funktion eines Hypomochlions die Rückenmuskeln in sagittaler Richtung von ihrem Ansatzpunkt entfernt und so ihren Hebelarm verlängert.

Selbstverständlich handelt es sich hier um eine lediglich theoretisch erdachte Option. Nach der Implantation eines solchen raumfordernden Hypomochlions würde der betroffene Wirbelkörper möglicherweise durch den Zug der Rückenmuskeln nach ventral gedrückt werden. Die so entstehenden Scherspannungen zwischen dem betroffenen Wirbelkörper und den angrenzenden Wirbelkörpern wären der Degeneration der Bandscheiben möglicherweise förderlicher als die nun erfolgreich reduzierten Druckspitzen.



*Abbildung 28: Intradiscale Drücke bei unterschiedlichen Beugewinkeln bei artifizierlicher Verlängerung des Kraftarmes um 2 mm, 5 mm und 10 mm im Vergleich zum normalen Druck. Untersuchte Ebene: L2 / L3*

Letzten Endes handelt es sich bei diesen Überlegungen bislang lediglich um ein „Gedankenspiel“, welches in seiner therapeutischen Konsequenz möglicherweise bestechende Auswirkungen haben könnte und insofern vielleicht ein weiteres Überdenken verdient.

## Bibliographie

1. Adams M. A. [u. a. ]. „Sustained Loading Generates Concentrations in Lumbar Intervertebral Discs“. *Spine* 1996; 21: 434-438.
2. Adams, M. A. und P. Dolan. „A Technique for Quantifying the Bending Moment Acting on the Lumbar Spine in Vivo“. *Journal of Biomechanics* 1991; 24 (2): 117-126
3. Adams, M. A. und W. C. Hutton. „The Effect of Posture on Diffusion into Lumbar Intervertebral Discs“. *Journal of Anatomy* 1986; 147:121-34
4. Adams, M. A. und W. C. Hutton. „The Effect of Posture on the Lumbar Spine“. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1985; 67 (4): 625-629
5. Anderson, C. K., D. B. Chaffin und G. D. Herrin. „A Study of Lumbosacral Orientation under Varied Static Loads“. *Spine* 1986; 11 (5): 456-462
6. Andersson, G. B. J. „Posture and Compressive Spine Loading: Intradiscal Pressures, Trunk Myoelectric Activities, Intra-Abdominal Pressures and Biochemical Analyses“. *Ergonomics* 1985; 28 (1): 91-93
7. Andriacchi, T. P., [u.a.]. „A model for studying biomechanical interactions between the human spine and rib cage“. *Journal of Biomechanics* 1974; 7: 497-507
8. Ashton-Miller, J. A. und A. B. Schultz. „Biomechanics of the Human Spine and Trunk“. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 1988; 169-204
9. Asmussen, Erling und Klaus Klausen. „Form and Function of the Erect Human Spine“. *Clin. Orthop.* 1962; 25: 55-63.

10. Aspden, R. M. „The Spine as an Arch. A New Mathematical Model“. *Spine* 1989; 14 (3): 266-274
  
11. Ayoub, M. M. und M. M. El-Bassoussi. „Dynamic biomechanical model for sagittal plane lifting activities“ in C. G. Drury (ed.), „*Safety in Manual Materials handling*“ (DHEW (NIOSH) Publication No. 78-185, Cincinnati, OH), 1978; pp. 88-95
  
12. Bartelink, D. L. „The Role of Abdominal Pressure in Relieving the Pressure on the Lumbar Intervertebral Discs“. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1957; 39-B: 718-725.
  
13. Basmajian, J. V. „Electromyography of Iliopsoas“. *Anat. Rec.* 1958; 132: 127-132.
  
14. Bochmann, F. „Statik im Bauwesen“. 1: Einfache statische Systeme. Kap.1. Allgemeine Grundbegriffe, Kap. 2. Das zentrale Kraftsystem und Kap. 4. Grundbegriffe für die statische Untersuchung von Tragwerken. 18. Aufl. Berlin: VEB Verlag für Bauwesen 1990
  
15. Burdorf, A. und J. Laan. „Comparison of methods for the assessment of postural load on the back“. *Scandinavian Journal of Work Environmental Health* 1991; 17: 425-429
  
16. Busching, K. B. „Eine experimentelle Studie zur Formveränderung der Lendenwirbelsäule und der Beckenkippung in der Sagittalebene in Abhängigkeit von der Oberschenkelstellung“. Diss. Bochum, 1998.
  
17. Butler, D. [u. a.]. „Discs Degenerate Before Facets“. *Spine* 1990; 15 (2): 111-113
  
18. Callaghan, J. P., J. L. Gunning und S. M. McGill. „The Relationship between Lumbar Spine Load and Muscle Activity During Extensor Exercises“. *Physical Therapy* 1998; 78 (1): 8-18

19. Callaghan, Jack P. und Stuart M. McGill. „Muscle Activity and Low Back Loads Under External Shear and Compressive Loading“. *Spine* 1995; 20: 992-998.
20. Chaffin, D. B. „Ergonomics Guide for the Assessment of Human Static Strength“. *American Industrial Hygiene Association Journal* 1975 Juli; 36 (7): 505-511.
21. Cholewicki, J. , S. M. McGill und R. W. Norman. „Comparison of Muscle Forces and Joint Load from an Optimization and EMG-assisted Lumbar Spine Model: Towards Development of a Hybrid approach“. *Journal of Biomechanics* 1995; 28: 321-331.
22. Cholewicki, J., M. M. Panjabi und A. Khachatryan. „Stabilizing Function of Trunk Flexor-Extensor Muscles Around a Neutral Spine Posture“. *Spine* 1997; 22 (19): 2207-2212
23. Crowell, R. R. [u. a.]. „Cervical Injuries Under Flexion and Compression Loading“. *Journal of Spinal Disorders* 1993; 6 (2): 175-181
24. Davis, P. R. „Posture of the Trunk During the Lifting of Weights“. *British Medical Journal* 1959; 1: 87-89.
25. Demes, B. „Biomechanics of the primate skull base“. *Advances of Anatomy, Embryology and Cell Biology* 1985: Vol. 94
26. Dempster, W. T. und G. R. L. Gaughran. „Properties of Body Segments based on Size and Weight“. *American Journal of Anatomie* 1967; 120: 33-54.
27. Derksen, J. C. M. [u. a.]. „A comparison of working postures of parcel sorters using three different working methods“. *Ergonomics* 1994; 37 (2): 299-309

28. Dolan, P. und M. A. Adams. „Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine“. *Journal of Biomechanics* 1998 Aug; 31 (8): 713-21
29. Dolan, P., M. Earley und M. A. Adams. „Bending and Compressive Stresses acting on the Lumbar Spine during Lifting Activities“. *Journal of Biomechanics* 1994; 27 (10): 1237-1248
30. Edmondston, S. J. [u. a.]. „Ex-Vivo Estimation of Thoracolumbar Verbral Body Compressive Strength: The Relative Contributions of Bone Densitometry and Vertebral Morphometry“. *Osteoporosis International* 1997; 7: 142-148
31. Fairbanks, J. C. T. und J. P. O'Brien. „The Abdominal Cavity and Thoracolumbar Fascia as Stabilizers of the Lumbar Spine in Patients with Low Back Pain“. The Institute of Mechanical Engineers; Conference on Engineering Aspects of the Spine. Westminster, London, May 1980
32. Floyd, W. F. und P. H. Silver. „Electromyographic Study of Patterns of Activity of the Anterior Abdominal Wall Muscles in Man“. *Journal of Anatomy* 1950; 84: 132-145.
33. Floyd, W. F. und P. H. Silver. „The Function of the Erectores Spinae Muscles in Certain Movements and Postures in Man“. *Journal of Physiology* 1955; 129: 184-203.
34. Goel, V. K. und J. D. Clausen. „Prediction of Load Sharing Among Spinal Components of a C5-C6 Motion Segment Using the Finite Element Approach“. *Spine* 1998; 23 (6): 684-698
35. Goel, Vijay K. [u. a. ]. „Biomechanical Testing of the Spine; Load-Controlled Versus Displacement-Controlled Analysis“. *Spine* 1995; 20: 2354-2357.

36. Gracovetsky S. „Function of the Spine“. *Journal of Biomed. Eng.* 1987; 8: 217-223
37. Gracovetsky S. und H. Farfan. „The Optimum Spine“. *Spine* 1986; 11 (6): 543-573
38. Gracovetsky, Serge [u. a. ]. „A Database for Estimated Normal Spinal Motion Derived from Noninvasive Measurements“. *Spine* 1995; 20: 1036-1046.
39. Granata, Kevin P. und W. S. Marras. „An EMG-Assisted Model of Trunk Loading During Free-Dynamic Lifting“. *Journal of Biomechanics* 1995; 28: 1309-1317.
40. Granata, Kevin P. und W. S. Marras. „The Influence of Trunk Muscle Coactivity on Dynamic Spinal Loads“. *Spine* 1995; 20: 913-919.
41. Granhed H., R. Jonson und T. Hansson. „The Loads on the Lumbar Spine during Extreme Weight Lifting“. *Spine* 1987; 12 (2): 146-149
42. Guzik, D. C. [ u. a. ]. „A Biomechanical Model of the Lumbar Spine During Upright Isometric Flexion, Extension, and Lateral Bending“. *Spine* 1996; 21: 427-433.
43. Haer, T. R. [u. a.]. „The Role of the Lumbar Facet Joints in Spinal Stability“. *Spine* 1994; 19 (23): 2667-2671
44. Han, J. S. [u. a. ] . „Loads in the Spinal Structures During Lifting: Development of a Three-Dimensional Comprehensive Biomechanical Model“. *European Spine Journal* 1995; 4: 153-168.
45. Holmes, A. D. und D. W. L. Hukins. „Analysis of Load-Relaxation in compressed Segments of Lumbar Spine“. *Medical Engineering and Physics*

1996; 18: 99-104.

46. Huelke, D. F. und G. S. Nusholtz. „Cervical Spine Biomechanics: A Review of the Literature“ *Journal of Orthopedic Research* 1986; 4: 232-245
47. Jäger, H. J. [u. a.]. „Degenerative change in the cervical spine and load-carrying on the head“ . *Skeletal Radiology* 1997; 26 (8): 475-481
48. Jäger, M., A. Luttmann und W. Laurig. „Die Belastung der Wirbelsäule beim Handhaben von Lasten“ . *Orthopäde* 1990; 19: 132-139
49. Joosab, M., M. Torode und P. Rao. „ Preliminary findings on the effect of load-carrying to the structural integrity of the cervical spine“ . *Surgical Radiologic Anatomy* 1994; 16 (4): 393-398
50. Kiefer, A., A. Shirazi-Adl und M. Parnianpour. „Stability of the Human Spine in Neutral Postures“ . *European Spine Journal* 1997; 6: 45-53
51. Kumar, S. „Cumulative Load as a Risk Factor for Back pain“ . *Spine* 1990; 15 (12): 1311-1316
52. Kumar, S. „The effect of sustained spinal load on intra-abdominal pressure and EMG-characteristics of trunk muscles“ . *Ergonomics* 1997; 40(12): 1312-1334
53. Lavender, S. [u. a.]. „Trunk Muscle Activation. The Effects of Torso Flexion, Moment Direction and Moment Magnitude“ . *Spine* 1994; 19 (7): 771-778
54. Leskinen, T. P. J., H. R. Stalhammar und M. T. Rautanen. „Biomechanically and electromyographically assessed load on the spine in self-paced and force-paced lifting work“ . *Ergonomics* 1992; 35 (7/8): 881-888
55. Magerl, F., M. Angst und F. Schläpfer. „Biomechanische Untersuchungen an

der Wirbelsäule. Ihre Bedeutung für die Entwicklung rationeller Behandlungstechniken“. *Orthopäde* 1992; 21: 24-28

56. Magnusson, M. L. [u. a. ] . „European Spine Society - The AcroMed Prize for Spinal Research 1995. Unexpected Load and Asymmetric Posture as Etiologic Factors in Low Back pain“. *European Spine Journal* 1996; 5: 23-35.
57. Marras, W. S. und K. G. Davis. „Spine loading during asymmetric lifting using one versus two hands“. *Ergonomics* 1998; 41 (6): 817-834
58. Matthiash, H-H. „Arbeitshaltung und Bandscheibenbelastung“. *Archiv für orthopädische und Unfallchirurgie* 1956; 48: 147-153
59. McGill, S. M., M. T. Sharratt und J. P. Seguin. „Loads on spinal tissues during simultaneous lifting and ventilatory challenge“. *Ergonomics* 1995; 38: 1772-1792.
60. McGill, S. M., N. Patt und R. W. Norman „Measurement of the Trunk Musculature of Active Males using CT Scan Radiography: Implications for Force and Moment Generating Capacity about the L4/L5 Joint“. *Journal of Biomechanics* 1988; 21 (4): 329-341
61. McGill, S. M. und V. Kippers. „Transfer of Loads Between Lumbar Tissues During the Flexion-Relaxation Phenomenon“. *Spine* 1994; 19(19): 2190-2196
62. Methfessel, J. „Das Dehnungsverhalten der Längsbänder der menschlichen Lendenwirbelsäule“. Diss., Bochum, 1984
63. Morris, J. M. , D. B. Lucas und B. Bresler. „Role of the Trunk in Stability of the Spine“. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1961; 43-A: 327-351.
64. Morris, J. M. , G. Benner und D. B. Lucas. „An Electromyographic Study of

- the intrinsic Muscles of the Back in Man“. *Journal of Anatomy* 1962; 96: 509-520.
65. Mosekilde, L. „Vertebral Structure and Strength In Vivo and In Vitro“. *Calcified Tissue International* 1993; 53 Suppl. 1: 121-125
66. Müller-Gerbl, M. „Die Rolle der Wirbelgelenke für die Kinematik der Bewegungssegmente“. *Annals of Anatomy* 1992; 174: 48-53
67. Myers, E. R. und S. E. Wilson. „Biomechanics of Osteoporosis and Vertebral Fracture“. *Spine* 1997; Vol. 22, Nr. 24: 25S-31S
68. Nachemson, A. „Measurements of Intradiscal Pressure“. *Acta orthopaedica Scandinavica* 1959; 28: 269-289.
69. Nachemson, A. und J. M. Morris. „In Vivo Measurements of Intradiscal Pressure. Discometry, a Method for the Determination of Pressure in the Lower Lumbar Discs“. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1964; 46-A: 1077-1196.
70. Nachemson, A. „The Effect of Forward Leaning on Lumbar Intradiscal Pressure“. *Acta orthop. Scandinav.* 1965; 35: 314-328.
71. Nachemson, A. „The Load on Lumbar Discs in Different Positions of the Body“. *Clin. Orthop.* 1966; 45:107-122.
72. Nakatsukasa, M., S. Hayama und H. Preuschoft. „Postcranial Skeleton of a Macaque Trained for Bipedal Standing and Walking and Implications for Functional Adaptation“. *Folia Primatologica* 1995; 64: 1-29
73. Nemeth G. und H. Ohlsen. „Moment Arm Lengths of Trunk Muscles to the Lumbosacral Joint obtained in vivo with Computed Tomography“. *Spine* 1986; 11 (2): 158-160

74. Nussbaum, M. A. , D. B. Chaffin und C. J. Rechten. „Muscle Lines-Of-Action Affect Predicted Forces in Optimization-Based Spine Muscle Modeling“. *Journal of Biomechanics* 1995; 28: 401-409.
75. Oehmke, H. J. „Statik und Funktion der Wirbelsäule“. *Unfallchirurgie* 1986; 12(6): 332-336
76. Pearcy, M. J. und N. Bogduk. „Instantaneous Axes of Rotation of the Lumbar Intervertebral Joints“. *Spine* 1988 Sept.; 13 (9): 1033-1041
77. Penning, L. „Normal Movements of the Cervical Spine“. *American Journal of Roentgenology* 1978 Feb.; 130 (2): 317-326
78. Pal, G. P. und H. H. Sherk. „The Vertical Stability of the Cervical Spine“. *Spine* 1988; 13(5): 447-449
79. Panjabi, M. M. [u. a.]. „Mechanical Behaviour of the Human Lumbar und Lumbosacral Spine as Shown by Three-Dimensional Load-Displacement Curves“. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 1994; 76(3): 413-424
80. Perey, O. „Fracture of the vertebral endplates in the lumbar spine. An experimental biomechanical investigation“. *Acta orthopaedica Scandinavica* 1957; 25, (Suppl.)
81. Pintar, F. A. [u. a. ]. „Cervical Vertebral Strain Measurements Under Axial and Eccentric Loading“. *Journal of Biomechanical Engineering* 1995; 117: 474-478.
82. Preuschoft, H. „Funktionelle Anpassung evoluierender Systeme“. In Aufsätze u. Reden Senckenb. Naturf. Ges. 28, 1-202; 1976 (Verlag Waldemar Kramer, Frankfurt a. Main), pp. 98-117
83. Preuschoft, H. „Recent Results concerning the Biomechanics of Man's Acquisition of Bipedality“. *Proc. 6<sup>th</sup> Congr. Int. Primat. Soc.* Edit. D.

Chivers 1978; 3: 435-458.

84. Preuschoft, H., M. Fritz und C. Niemitz. „Biomechanics of the Trunk in Primates and Problems of Leaping in Tarsius“ in Morbeck, Preuschoft, Gomberg: *“Environment, Behaviour and Morphology: dynamic interactions in primates”*, pp. 327-345 (Fischer, New York 1979)
85. Preuschoft, H. „On the quality and magnitude of mechanical stresses in the locomotor system during rapid movements“. *Zeitschrift für Morphologie und Anthropologie* 1985; 75: 245-262
86. Preuschoft, H., S. Hayama und M. M. Günther. „Curvature of the Lumbar Spine as a Consequence of Mechanical Necessities in Japanese Macaques Trained for Bipedalism“ *Folia Primatologica* 1988; 50: 42-58
87. Preuschoft, H., H. Witte und B. Demes. „Biomechanical Factors That Influence Overall Body Shape of Large Apes and Humans“ in S. Matano, R. H. Tuttle, H. Ishida und M. Goodman (eds.): *“Topics in Primatology Vol. 3; Evolutionary Biology, Reproductive Endocrinology and Virology”*, pp. 259-289 (University of Tokyo Press)
88. Preuschoft, H. und A. Christian. „Statik und Dynamik bei Tetrapoden“ in U. Gansloße (Editor): „Spitzenleistungen – Was Tiere alles können“. Filander-Verlag, Fürth, 1999; pp. 89-130
89. Putz, R. „Funktionelle Anatomie der Wirbelgelenke“. Editors: Doerr, W. und Leonhardt, H. „*Normale und Pathologische Anatomie, Bd. 43*“, Thieme-Verlag, 1981
90. Rauber, Kopsch. „Anatomie des Menschen: Lehrbuch und Atlas“ Hg. Leonhardt, H., B. Tillmann, G. Töndury und K. Zilles . 1: Bewegungsapparat . Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 1987
91. Resnick, D. K., S. J. Weller und E. C. Benzel. „Biomechanics of the

- Thoracolumbar Spine“. *Neurosurgery Clinics of North America* 1997; 8(4): 455-469
92. Rohen, Yokochi. „Anatomie des Menschen“. 2. Aufl. Stuttgart: Schattauer Verlag; 1988
93. Schipplein, O. D. [u. a. ]. „ The Influence of Initial Horizontal Weight Placement on the Loads at the Lumbar Spine While Lifting“. *Spine* 1995; 20:1895-1898.
94. Schramm, J. C. [u. a.]. „Shape Transformations of the Lumbar Spine in Relation to Passive Extension of the Lower Extremities in the sagittal level“. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 1997; 135(3): 210-216
95. Shirazi-Adl, A. „Biomechanics of the Lumbar Spine in Sagittal/Lateral Moments“. *Spine* 1994; 19(21): 2407-2414
96. Silva, M. J., T. M. Keaveny und W. C. Hayes. „Computed Tomography-Based Finite Element Analysis Predicts Failure Loads and Fracture Patterns for Vertebral Sections“. *Journal of Orthopedic Research* 1998; 16(3): 300-308
97. Silva, M. J., T. M. Keaveny und W. C. Hayes. „Load Sharing Between the Shell and Centrum in the Lumbar Vertebral Body“. *Spine* 1997; 22(2);: 140-150
98. Smit, T. H., A. Odgaard und E. Schneider. „Structure and Function of Vertebral Trabecular Bone“. *Spine* 1997; Vol. 22; Nr. 24: 2823-2833
99. Smith, T. J. „In Vitro Spinal Biomechanics. Experimental Methods and Apparatus“. *Spine* 1991; 16(10): 1204-1210
100. Smith, T. J. und G. R. Fernie. „Functional Biomechanics of the Spine“. *Spine* 1991; 16(10): 1197-1203

101. Snijders, C. J., G. A. Hoek van Dijke und E. R. Roosch. „A Biomechanical Model for the Analysis of the Cervical Spine in Static Postures“. *Journal of Biomechanics* 1991; 24(9): 783-792
102. Stagnara, P. [u. a. ]. „Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis“. *Spine* 1982; 7(4): 335 – 342.
103. Statistisches Bundesamt . „Gesundheitsbericht für Deutschland 1998“: in Auszügen vorliegend
104. Stokes, I. A. F. und M. Gardner-Morse. „Lumbar Spine Maximum Efforts and Muscle Recruitment Patterns Predicted By a Model With Multijoint Muscles and Joints With Stiffness“. *Journal of Biomechanics* 1995; 28: 173-186.
105. Stone, J. J-S. , B. L. Currier und Kai-Nan An. „An Apparatus for Spine Biomechanical Testing“. *Biomed. Sci. Instrum.* 1996; 32: 261-265
106. Tveit, P. [u. a.]. „Erector Spinae Lever Arm Length Variations with Changes in Spinal Curvature“. *Spine* 1994; 19(2): 199-204
107. Walsh, K., M. Cruddas und D. Coggon. „Interaction of Height and Mechanical Loading of the Spine in the Development of Low-back Pain“. *Scandinavian Journal of Work Environmental Health* 1991; 17(6): 420-424
108. Wickström, G. [u. a. ] . „A Video-Based Method for Evaluation of Low-Back Load in Long Cycle Jobs“. *Ergonomics* 1996; 39: 826-841.
109. Wilder, D. G., M. H. Pope und J. W. Frymoyer. „The Biomechanics of Lumbar Disc Herniation and the Effect of Overload and Instability“. *Journal of Spinal Disorders* 1988; 1(1): 16-32

110. Wilke, Hans-Joachim [u. a. ]. „Stability Increase of the Lumbar Spine With Different Muscle Groups“. *Spine* 1995; 20: 192-198.
111. Witte, H. und H. Preuschott. „Dynamik der Wirbelsäule: Nicht stehen, sondern gehen“. *Rubin* 1997; 1: 44-49
112. Wulz, C. [u. a.]. „Analyse von Belastungsuntersuchungen der Wirbelsäule“. *Biomedizinische Technik* 1997; 42 Suppl: 151-152
113. Yoganandan, N. [u. a.]. „Correlation of Microtrauma in the Lumbar Spine with Interaosseous Pressures“. *Spine* 1994; 19(4): 435-440
114. Yoganandan, N. [u. a.]. „Intravertebral pressure Changes Caused by Spinal Microtrauma“. *Neurosurgery* 1994; 35(3): 415-421

*Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. phil. H. Preuschoft für viele fruchtbare und begeisternde Gespräche, für seine große Geduld und für viel Verständnis.*

*Weiterhin danke ich Herrn M. Quinkert für die wertvolle Unterstützung beim Anfertigen und Beschriften der Zeichnungen.*

*Hochachtung zolle ich meinen Eltern, deren beharrliche Ermunterung die Fertigstellung dieses Projektes vorangetrieben hat.*

# Curriculum Vitae

Frank Oliver Jäger

geboren am 17.7.1972 in Dortmund

- Eltern: Hannelore Jäger, Realschullehrerin  
Dr. jur. Bernd Jäger, Vorsitzender Richter am Landgericht
- Schulbesuch: 1978 - 1982 Grundschule in Dortmund  
1982 - 1991 Stadtgymnasium, Dortmund  
Abitur (Gesamtnote: 1,5)  
großes Latinum
- Wehrdienst: 1991 - 1992 Instandsetzungsbattalion 7, Unna
- Studium: ab 1992 Studium der Humanmedizin an der  
Ruhr-Universität, Bochum  
1994 Physikum (Gesamtnote 2,0)  
1994 - 1995 Studium an der Université Louis Pasteur,  
Strasbourg, Frankreich  
Leistung als erstes Staatsexamen anerkannt  
1997 Zweites Staatsexamen (Gesamtnote: 2,66)  
1998 Drittes Staatsexamen (Gesamtnote: 3)
- Praktisches Jahr:  
*Wahlfach:* Klinik für Plastische Chirurgie und Schwerbrandverletzte,  
Handchirurgiezentrum; Berufsgenossenschaftliche Kliniken  
“Bergmannsheil”, Universitätsklinik, Bochum, Univ.-Prof.  
Dr. med. H.-U. Steinau  
*Innere Medizin:* Abteilung für Kardiologie und Angiologie;  
Berufsgenossenschaftliche Kliniken “Bergmannsheil”,

Universitätsklinik, Bochum, Univ.-Prof. Dr. med. J. Barmeyer

*Chirurgie:* Zwei Monate im “Bronglais General Hospital”; Aberystwyth; Großbritannien, Mr. J. Ll. Edwards, FRCS, Consultant Surgeon  
Zwei Monate in der Chirurgischen Klinik; Berufsgenossenschaftliche Kliniken “Bergmannsheil”, Universitätsklinik, Bochum, Univ.Prof. Dr. med. G. Muhr

Berufliche Laufbahn:

*03/1999 – 08/2000* Arzt im Praktikum in der Chirurgischen Klinik der Städtischen Kliniken Dortmund, Prof. Dr. med. D. Löhlein  
*seit 10/2000* Assistenzarzt und wissenschaftlicher Mitarbeiter der Klinik für Allgemein- und Abdominalchirurgie, Universitätsklinikum Mainz, Prof. Dr. med. Th. Junginger