

# SIMULATION DER DRUCKKRÄFTE IN DEN BEINGELENKEN UND DER WIRBELSÄULE BEI PRAXISNAHEN SCHWINGUNGSBELASTUNGEN MIT HILFE EINES BIOMECHANISCHEN MODELLS

· *Druckkräfte* · *Modell* · *Schwingungsbelastung* · *Übertragungsfunktionen*

## ZUSAMMENFASSUNG

Bei Schwingungsbelastung des stehenden oder sitzenden Menschen setzen sich die in den Beingelenken und der Wirbelsäule übertragenen Druckkräfte zusammen aus einem statischen und einem zyklischen Kraftanteil. Da diese Kräfte nur mit Einschränkungen gemessen werden können, wurde ein biomechanisches Modell für deren Simulation entwickelt. Im Modell wird der menschliche Körper durch 27 starre Körper nachgebildet. 106 sogenannte Kraftelemente ahmen die Muskeln von Rumpf und Beinen nach. Mit dem Modell wurden die Übertragungsfunktionen zwischen der Schwingbeschleunigung des Bodens und den Druckkräften in den Beingelenken berechnet. Ebenso wurden für beide Körperhaltungen die Übertragungsfunktionen zwischen der Boden- bzw. Sitzbeschleunigung und den Druckkräften in zwei Bewegungssegmenten der Wirbelsäule berechnet. Anhand der Funktionswerte wird deutlich, dass die Kräfte im oberen Sprunggelenk und Knie höher sind als im Hüftgelenk. Sie sind aber niedriger als die Kräfte in der LWS. Bei gleicher tieffrequenter Beschleunigung von Boden oder Sitzes ergeben sich in stehender Körperhaltung höhere LWS-Kräfte als im Sitzen. Die Kräfte wurden auch für praxisnahe Schwingungsbelastungen berechnet, und das Risiko einer mechanischen Überbelastung der LWS wurde abgeschätzt. Hieraus folgt, dass eine bessere Risikoabschätzung möglich ist bei Verwendung von kraftbezogenen Bewertungsfaktoren anstelle der in den Normen beschriebenen Faktoren. Bei stoßhaltigen Schwingungsbelastungen müssen die Kräfte selbst berechnet werden.

## PRAKTISCHE RELEVANZ

Mit dem Modell lassen sich die schwingungsbedingten Kräfte in den Gelenken des Menschen simulieren. Dies ermöglicht eine Gefährdungsabschätzung, die die Ursache für die Knochen- und Gelenkveränderungen berücksichtigt.

## SIMULATION OF THE COMPRESSIVE FORCES IN THE JOINTS OF THE LEGS AND THE SPINE UNDER PRACTICE-ORIENTATED VIBRATION STRESS BY MEANS OF A BIOMECHANICAL MODEL

· *Compressive forces* · *model* · *whole-body vibration* · *transfer functions*

## SUMMARY

Under vibration stress the compressive forces transmitted in the joints of a standing or sitting operator are composed of static and oscillating parts. Because the forces can hardly be measured a biomechanical model was developed to simulate the forces. In the model 27 rigid bodies represent the human body. 106 force elements imitate the trunk and leg muscles. With this model the transfer functions between the ground acceleration and the oscillating forces in the leg joints were computed. Additionally for both postures the transfer functions between the ground or seat acceleration and the forces in two spinal motion segments were computed. Regarding the moduli of these functions the forces in the ankle or knee are higher than in the hip and they nearly come up to the lumbar spine forces. Under equal low-frequency vibration stress of ground and seat the spinal forces are higher in the standing posture than during sitting. Furthermore, the forces were simulated under pseudo realistic vibration stress and the risk of mechanical overload of the lumbar spine was assessed. It is concluded that the risk assessment will be improved by a force related weighting of the acceleration instead of the weighting described in the Standards. Under shock-containing vibration the compressive forces itself have to be assessed.

## OF PRACTICAL RELEVANCE

With the model the vibration induces forces in the joints of the human body can be simulated. Thus the health risk can be assessed by regarding the cause of the bone and joint degeneration.



## EINLEITUNG

Bedingt durch die Schwingungsbelastung sind Fahrer von Erdbaumaschinen, Schleppern, Gabelstaplern und anderen selbstfahrenden Arbeitsmaschinen einem erhöhten Gesundheitsrisiko ausgesetzt. Hiervon betroffen sind insbesondere die Lendenwirbelsäule und das mit ihr verbundene Nervensystem. Pope et al. (1989) nehmen an, dass die Schwingungsübertragung auf den Oberkörper und damit auch auf den Kopf durch das Fettpolster am Gesäß abgeschwächt wird. Eine Abschwächung der Schwingung durch Kompression und Beugung der Wirbelsäule soll dagegen nicht erfolgen. Werden die Schwingungsbelastungen über die Beine auf den stehenden Menschen übertragen, so soll dies nach Dupuis (1993) mit einem geringeren Gesundheitsrisiko verbunden sein. Das geringere Risiko wird zurückgeführt auf die Dämpfungseigenschaften der Beine, die sich durch die Anpassung an die Bodenreaktionskräfte beim Gehen oder Laufen ergeben haben.

Die Schwingungsübertragung vom Boden zum Kopf des stehenden Menschen wurde u.a. von Herterich und Schnauber (1991), Paddan und Griffin (1993) oder Treier (1997) bei vertikaler Schwingungsbelastung gemessen. Es bestehen beträchtliche Unterschiede zwischen den in den drei Veröffentlichungen dargestellten frequenzabhängigen Verläufen des Betrages der Übertragungsfunktion. Ein Vergleich dieser Beträgsverläufe mit der in ISO/CD 5982 beschriebenen Übertragungsfunktion des sitzenden Menschen zeigt jedoch deutlich, dass oberhalb von 10 Hz die Abschwächung der Schwingungsübertragung auf den Kopf im Stehen weniger stark ausgeprägt ist als im Sitzen. Matsumoto und Griffin (1998) haben die sogenannte scheinbare Masse des stehenden Menschen, also das Verhältnis zwischen der Bodenreaktionskraft und der Schwingbeschleunigung des Bodens, messtechnisch ermittelt. Wird diese Funktion mit der scheinbaren Masse des sitzenden Menschen (ISO/CD 5982) verglichen, so ist das Verhältnis zwischen den Beträgen der beiden Funktionen nahezu gleich dem Verhältnis zwischen der Gesamtkörpermasse und der Körpermasse, welche durch den Fahrzeugsitz abgestützt wird. Somit kann angenommen werden, dass die Kräfte in der Wirbelsäule bei beiden Körperhaltungen unter Schwingungsbelastung gleich groß sind.

Es wird nun allgemein akzeptiert, dass ein Zusammenhang zwischen den in den Gelen-

ken der Beine und der Wirbelsäule übertragenen Kräften und den beobachteten degenerativen Veränderungen besteht. Die Kräfte lassen sich jedoch nur mit großem Aufwand unter klinischen Bedingungen messen. Es ist daher naheliegend, sie mit Hilfe von biomechanischen Modellen abzuschätzen. So wurde von Buck (1997) ein Modell des sitzenden Menschen mit einer detaillierten Nachbildung der Lendenwirbelsäule entwickelt. Für praktische Anwendung aber wurde das Modell in wesentlichen Punkten vereinfacht (Buck et al. 1997). Beide Modelle haben den Nachteil, dass die Arme und Beine nur als passive Elemente angebunden wurden. Dagegen gestaltete Fritz (2000b) bei seinem Modell die Beine als aktive Elemente, so dass das Modell auch den stehenden Menschen nachbilden kann. In der vorliegenden Arbeit werden mit diesem Modell die Kräfte in den Beingelenken und der Wirbelsäule bei praxisnahen Schwingungsbelastungen simuliert.

## 1 BIOMECHANISCHES MODELL

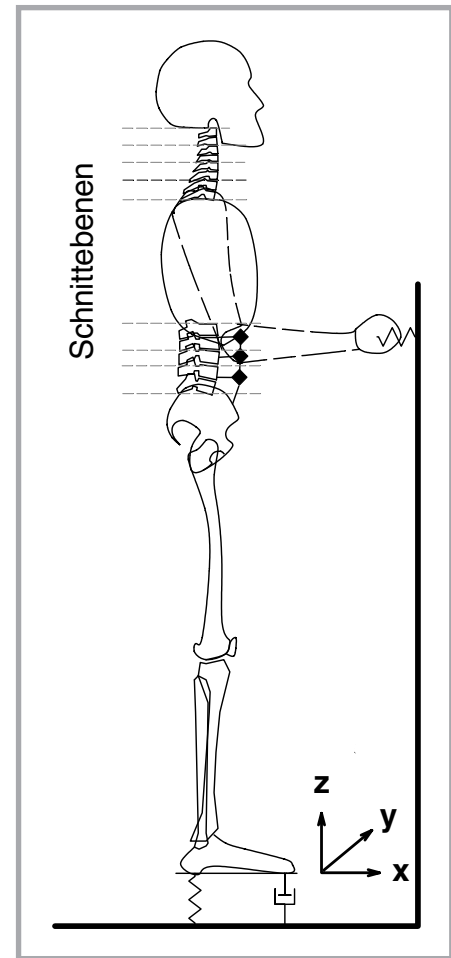
Das biomechanische Modell des stehenden und sitzenden Menschen wird bei Fritz (2000b) ausführlich beschrieben. Zum besseren Verständnis der Berechnungen und der Ergebnisse ist es jedoch sinnvoll, hier einige Details des Modells darzustellen.

### 1.1 Aufbau des Modells

In dem Modell werden Kopf, Rumpf, Bauchraum sowie Arme und Beine durch 27 mechanisch gesehen starre Körper nachgebildet (Bild 1). Ein weiterer Körper repräsentiert die schwingende Umgebung des Menschen, also Boden, Sitz und Stellteile. Die Modellkörper sind durch ideale Gelenke miteinander verbunden, so dass sie sich gegeneinander verschieben und verdrehen können. Außerdem werden in den Gelenken Kräfte und Momente übertragen.

### 1.2 Festigkeit der Wirbelsäule

Wie in Bild 1 durch die Schnittebenen angedeutet ist, wird die Lendenwirbelsäule durch drei Körper und die Halswirbelsäule durch vier Körper nachgebildet. Gemäß der eingeschränkten Bewegungsmöglichkeit in den Bewegungssegmenten der Lendenwirbelsäule sind in den drei unteren Gelenken nur Verschiebungen in x-, y- und z-Richtung und Drehungen um die beiden horizontalen Achsen zugelassen. In den Gelenken der Halswirbelsäule sind jeweils Verschiebun-



**Bild1:** Schematische Darstellung des Skeletts von Rumpf, Hals und Kopf, der Arme und der Beine sowie der Körper des Bauchraumes (◆) in stehender Körperhaltung. Die gestrichelten Linien zeigen die neun Schnittebenen an (Koordinatensystem gemäß ISO 2631-1)

gen und Verdrehungen in den drei Koordinatenrichtungen möglich.

Der Zusammenhang zwischen den Kräften bzw. Momenten und den Bewegungen in den Gelenken wird durch die Steifigkeitsmatrix, welche Panjabi et al. (1976) für die Brustwirbelsäule ermittelten, beschrieben. Da die Steifigkeitseigenschaften nicht über die gesamte Wirbelsäule gleich sind, wurde die Matrix modifiziert. Für die Gelenke im Lendenbereich wurde die Torsionssteifigkeit auf Unendlich gesetzt, und die Steifigkeitskoeffizienten der Verschiebungen wurden mit Korrekturfaktoren multipliziert. Für die übrigen Gelenke wurden alle Koeffizienten der Matrix mit Korrekturfaktoren multipliziert. Die Faktoren wurden aus Steifigkeitsdaten (Panjabi et al. 1977; White & Panjabi 1990; Buck 1997) und aus Daten über die Querschnitte von Wirbeln und Bandscheiben (Yamada 1973) ermittelt. Um die viskoelastischen Eigenschaften im Bewegungssegment nachzuahmen, wurde der Zusammenhang zwischen den Kräften, den Mo-

menten und den Bewegungen noch um die von Markolf (1971) ermittelten Dämpfungseigenschaften erweitert.

### 1.3 Bauchraum

Die Eingeweide des Bauchraumes werden durch drei starre Körper nachgebildet (Bild 1). Diese Körper sind mit den benachbarten Körpern der Lendenwirbelsäule durch Gelenke verbunden, in denen nur Verschiebewebewegungen möglich sind. Die Bewegungen werden durch sogenannte Kraftelemente eingeschränkt. Die Kraftelemente sind gespannt zwischen den Körpern für den Bauchraum sowie zu den Körpern für das Becken, die Lendenwirbelsäule und den Brustraum.

### 1.4 Beine

Ober- und Unterschenkel, Fuß und Kniescheibe sind durch vier starre Körper nachgebildet, wobei die Kniescheibe als Stützpunkt für die Sehne des M. quadriceps femoris dient. Die Gelenke des Beines ermöglichen Drehbewegungen um drei Achsen im Hüftgelenk, um die Querachse im Kniegelenk und um Sagittal- und Querachse im oberen Sprunggelenk. Außerdem können sich die Körper in ihrer Längsrichtung gegeneinander verschieben, um die Verformung der Gelenkflächen zu simulieren. Neben den Elementen für die Muskulatur werden die Bewegungen in den Gelenken durch weitere Kraftelemente und Torsionsfedern eingeschränkt. Hierdurch wird sowohl die Steifigkeit des subchondralen Knochens und des Knorpels als auch der Gelenkkapseln und Bänder simuliert. Die Steifigkeit dieser Elemente wurde aus mehreren Studien ermittelt (Anderson et al. 1985; Ateshian et al. 1991; Butler et al. 1986; Kura et al. 1998; Race & Amis 1994; Yamada 1970).

Jeder Fuß ist an der Ferse und im Zehenbereich durch Federn und Dämpfer in den drei Koordinatenrichtungen mit dem Untergrund verbunden (Tabelle 1). Die Federn und Dämpfer ahmen das Fettgewebe des Fußes nach. Die von den Federn und Dämpfern in vertikaler z-Richtung übertragenen Kräfte entsprechen der Gewichtskraft des menschlichen Körpers und den durch die vertikalen Schwingungen hervorgerufenen Kräften.

### 1.5 Muskeln

Die Rumpf- und Halsmuskeln werden durch 58 Kraftelemente nachgebildet, nämlich 28

**Tabelle 1:**  
Werte der Federn und Dämpfer zwischen schwingendem Untergrund und Fuß, zwischen Stellteil und Hand und zusätzlich zwischen starrer Sitzfläche und Becken bei sitzender Körperhaltung

	Richtung	Stehen		Sitzen	
		Feder [ N/m ]	Dämpfer [ Ns/m ]	Feder [ N/m ]	Dämpfer [ Ns/m ]
<b>Ferse</b>	x	22000	860	22000	860
	y	22000	860	22000	860
	z	53000	1320	40000	1100
<b>Zehen</b>	x	22000	1240	22000	1240
	y	22000	1240	22000	1240
	z	45000	330	28000	1300
<b>Hand</b>		50000	800	50000	400
<b>Becken</b>	x	0	0	20000	1230
	y	0	0	19000	1030
	z	0	0	55000	1840

Elemente für den Bauch- und Lendenbereich und 30 Elemente für den Hals-Schulter-Bereich. Die jeweils 3 Kraftelemente für den M. latissimus dorsi werden vom Brustkorb umgelenkt und haben ihren Ansatz am Oberarm. Die Muskeln eines Beines werden durch 24 Kraftelemente repräsentiert. Die vier Elemente des M. quadriceps femoris enden an dem Körper ‚Kniescheibe‘, der durch ein weiteres Kraftelement mit dem Unterschenkel verbunden ist.

Um die aufrechte Haltung des menschlichen Körpers zu gewährleisten, muss sich die Bein-, Rumpf- und Halsmuskulatur kontrahieren. Die durch Schwingungsbelastung induzierten Bewegungen können nur bei niedrigen Frequenzen von der Muskulatur kontrolliert werden (Buck 1997; Freund 1983; Seidel et al. 1986). Bei hohen Frequenzen und stochastischen Schwingungen zeigt die Muskulatur eine erhöhte Aktivität (Wikström 1993) und wird durch die Schwingungsbewegungen passiv gedehnt.

Ähnlich der Muskulatur sollte auch die Kraft der Kraftelemente aus zwei Anteilen bestehen. Der zeitlich konstante Anteil sollte die aufrechte Haltung des Modells ermöglichen. Der zeitlich veränderliche Anteil simuliert die schwingungsbedingte Veränderung der Muskelkräfte. Diese Kräfte resultieren aus der Dehnung der parallelen sowie seriellen

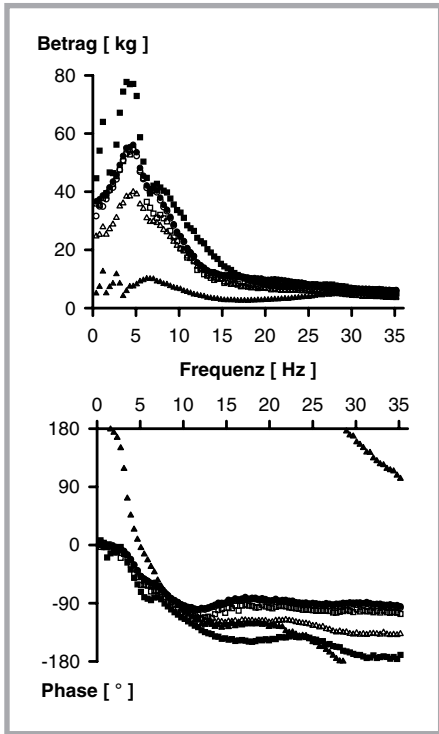
elastischen Muskelemente und der kontraktiven Elemente des Hill'schen Modells einer Muskelfaser. Die Kraft der parallelen Elemente ergibt sich aus der Gleichung von Merrill et al. (1984). Die Steifigkeit der seriellen und kontraktiven Elemente ist von der Aktivität des Muskels und der Dehnungsfrequenz abhängig (Ettema & Huijing 1994a; 1994b; Joyce et al. 1974). Die Kraft in diesen Elementen ergibt sich aus der Dehnung  $\mathcal{E}$  und der Dehnungsgeschwindigkeit  $\dot{\mathcal{E}}$  durch die Gleichung

$$f_{SE+CE} = (c \cdot \dot{\mathcal{E}} + k \mathcal{E}) A$$

Die Parameter c und k werden mit der Muskelaktivität größer, und A ist der Muskelquerschnitt.

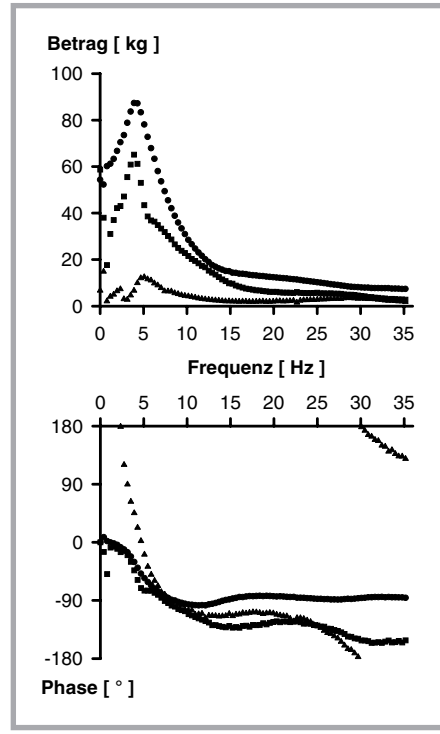
### 1.6 Modellparameter

In Tabelle 1 sind die Werte der Federn und Dämpfer an den Einleitungsstellen der Schwingung in den menschlichen Körper aufgelistet. Weitere Feder- und Dämpferwerte sind in der Arbeit von Fritz (2000b) enthalten. Die verbleibenden anatomischen, physiologischen und mechanischen Daten der verschiedenen Modellelemente wurden soweit wie möglich der Literatur entnommen (Buck 1997; Dempster 1955; Luo & Goldsmith 1991; Schumacher & Wolff 1966;



**Bild 2:** Übertragungsfunktion zwischen der Bodenbeschleunigung und der Druckkraft

- zwischen Boden und Fuß → scheinbare Masse
- ○ ○ im oberen Sprunggelenk
- □ □ im Kniegelenk
- △ △ △ im Hüftgelenk
- ■ ■ im Bewegungssegment L3-L4
- ▲ ▲ ▲ im Bewegungssegment C6-C7



**Bild 3:** Übertragungsfunktion zwischen der Sitzbeschleunigung und der Druckkraft

- zwischen Sitz und Becken → scheinbare Masse
- ■ ■ im Bewegungssegment L3-L4
- ▲ ▲ ▲ im Bewegungssegment C6-C7

Seireg & Arvika 1989). Die Daten wurden dann auf eine Körperhöhe von 1.74 m und eine Körpermasse von 75 kg umgerechnet.

### 1.7 Praxisnahe Schwingungsbelastung

Die simulierte Schwingungsbelastung  $a(t)$  ergab sich aus der Überlagerung mehrerer sinusförmiger Schwingungsanteile

$$a(t) = \sum_{i=1}^n A_i \sin(2\pi f_i t + \psi_i)$$

Der Phasenwinkel  $\psi_i$  wird benötigt, um z.B. bei Erdbaumaschinen ein Beschleunigungssignal mit möglichst stochastischem Zeitverlauf zu erhalten.

Als praxisnahes Beispiel einer Schwingungsbelastung des stehenden Menschen wurden die vertikalen Beschleunigungen des Mitfahrer-Standplatzes eines Müllfahrzeuges gemäß den Amplituden-Spektren von Herterich und Schnauber (1991) simuliert. Es wurden  $n = 90$  Schwingungsanteile mit Frequenzen zwischen 0,4 und 35 Hz überlagert.

Für den sitzenden Menschen wurde die Sitzbeschleunigung einer Erdbaumaschine der

Klasse 3 (DIN ISO 7096) simuliert. Hierbei wurde vereinfachend angenommen, dass der Sitz starr ist, und dass seine Schwingungsübertragung im gesamten Frequenzbereich den Wert 1 hat. Es wurden  $n = 57$  Schwingungsanteile im Frequenzbereich zwischen 0,4 und 22,3 Hz überlagert. Die Schwingungen wurden über eine Feder-Dämpfer-Kombination auf das ‚Becken‘ des Modells in sitzender Körperhaltung übertragen.

## 2 ERGEBNISSE

In den Bildern 2 und 3 sind die Schwingungseigenschaften des Modells in Form von Übertragungsfunktionen dargestellt. Die Funktionen geben das frequenzabhängige Verhältnis zwischen der Beschleunigung der schwingenden Umgebung (Boden oder Sitz) und den auf das Modell und den in den Beingelenken oder in der Wirbelsäule wirkenden, zeitlich veränderlichen Kräften wieder.

Die Kräfte des stehenden Menschen wurden berechnet für den Fuß als Einleitungsstelle der Schwingungen, für das obere Sprunggelenk, das Knie und die Hüfte sowie für die Bewegungssegmente L3-L4 und C6-C7. Die sich mit diesen sechs Kräften ergebenden Übertragungsfunktionen sind in Bild 2

als Betrag und Phase in Abhängigkeit von der Erregerfrequenz dargestellt. Die Beträge der Funktionen erreichen ihre Extremwerte bei Frequenzen zwischen 5 und 6 Hz. Nach einem mehr oder minder ausgeprägten Plateau bei 8 Hz fallen die Beträge deutlich ab zu kleinen Werten bei hohen Frequenzen. Die Beträge der Übertragungsfunktionen für die Kräfte zwischen Boden und Fuß, im oberen Sprunggelenk und im Knie sind nahezu gleich groß. Sie sind um etwa 1/3 niedriger als die Beträge für die Kraft im Bewegungssegment L3-L4, obwohl auf jedem Bein nur das halbe Körpergewicht lastet. Die niedrigsten Beträge ergeben sich für das Bewegungssegment C6-C7. Aus den zu jeder Übertragungsfunktion gehörenden Phasenverläufen ergibt sich, dass die Spitzenwerte der Kräfte vom Fuß zum Kopf hin zunehmend zeitlich verzögert erreicht werden. Auch wird diese Zeitverzögerung mit zunehmender Schwingfrequenz größer.

Für den sitzenden Menschen sind die Übertragungsfunktionen zwischen der Sitzbeschleunigung und der Druckkraft Sitz-Becken, der Druckkraft im Bewegungssegment L3-L4 sowie C6-C7 dargestellt (Bild 3). Die Beträge der drei Funktionen erreichen ihre Extremwerte bei Frequenzen zwischen 4 und 5 Hz und fallen dann mit zunehmender Frequenz steil ab. Anhand der Beträge wird deutlich, dass die höchsten zyklischen Druckkräfte zwischen Sitz und Becken auftreten, während im Halsbereich diese Kräfte gering sind. An den drei Phasenverläufen ist abzulesen, dass die Spitzenwerte der Kräfte zeitlich nach denen der Sitzbeschleunigung erreicht werden. Bedingt durch die Übertragung im Körper ist diese Zeitverzögerung für den Halsbereich größer als für den Übergang Sitz-Becken.

Die Amplituden der 90 sinusförmigen Schwingungsanteile, mit denen die Schwingungsbelastung auf dem Standplatz eines Müllfahrzeuges simuliert wurden, sind in Bild 4 oben dargestellt. Durch die Überlagerung der Schwingungsanteile ergab sich der in Bild 4 unten dargestellte stoßhaltige Zeitverlauf der Beschleunigung. Die Stöße haben einen zeitlichen Abstand von 2,56 s. Die Beschleunigung hat einen Effektivwert von  $a_z = 2,03 \text{ m/s}^2$  und einen Scheitelfaktor von 9,12. Die bewertete Beschleunigung des Signals beträgt  $a_{wz} = 0,69 \text{ m/s}^2$  gemäß VDI 2057.

Für die Übertragungsfunktionen wurden sechs Druckkräfte berechnet. Die Werte dieser Kräfte beim ruhigen Stehen in aufrechter Haltung sind in Tabelle 2 aufgelistet. Weiterhin enthält die Tabelle die minimalen

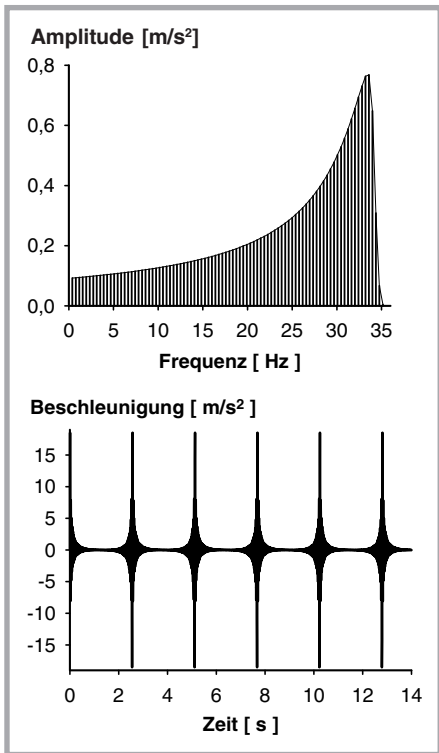


Bild 4: Amplituden-Spektrum (oben) und Zeitverlauf (unten) der simulierten Bodenbeschleunigung

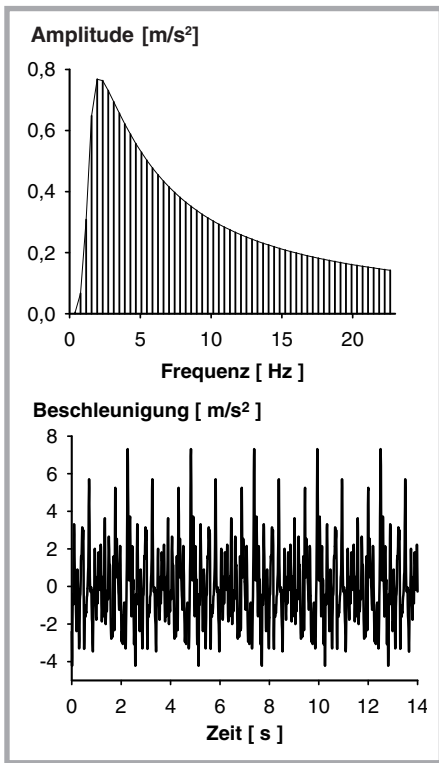


Bild 5: Amplituden-Spektrum (oben) und Zeitverlauf (unten) der simulierten Sitzbeschleunigung

und maximalen Druckkräfte bei der Schwingungsbelastung auf dem Müllfahrzeug. Ein Vergleich der Werte zeigt, dass die Ruhewerte vom Fuß zum Bewegungssegment L3-L4 zunehmen und dann zum Hals hin wieder kleiner werden. Dagegen ist die Differenz zwischen der schwingungsbedingten maximalen und minimalen Druckkraft im Bewegungs-

**Tabelle 2:** Druckkräfte zwischen dem Menschen und seiner Umgebung sowie in den Gelenken des Beines und in der Wirbelsäule bei ruhiger Körperhaltung und bei Schwingungsbelastung

	Druckkräfte [N]			
	Stehen Ruhe	Stehen Schwingung	Sitzen Ruhe	Sitzen Schwingung
C6-C7	70	144 -9	66	106 40
L3-L4	583	770 329	578	834 412
Sitz-Becken			528	928 304
Hüftgelenk	544	657 366		
Knie	482	602 282		
Oberes Sprunggelenk	499	642 269		
Boden-Fuß	368	491 119		

**Tabelle 3:** Differenzen zwischen den maximalen und minimalen Druckkräften aus Tabelle 2 sowie zwischen maximaler Kraft und Ruhewert (obere Zeile) bzw. zwischen minimaler Kraft und Ruhewert (untere Zeile) in den Spalten 3 und 5. Beispiel: Bewegungssegment L3-L4, stehende Körperhaltung  
Differenz der Kräfte  
770 N - 329 N = 441 N  
Belastungserhöhung von  
770 N - 583 N = 187 N  
Belastungsreduktion von  
329 N - 583 N = -254 N

	Differenzen der Druckkräfte [N]			
	Stehen Max-Min	Stehen	Sitzen Max-Min	Sitzen
C6-C7	153	74 -79	66	40 -26
L3-L4	441	187 -254	422	256 -166
Sitz-Becken			624	400 -224
Hüftgelenk	291	113 -178		
Knie	320	120 -200		
Oberes Sprunggelenk	373	143 -230		
Boden-Fuß	372	123 -249		

segment L3-L4 am größten, gefolgt von der Verbindung Boden-Fuß und dem oberen Sprunggelenk (Tabelle 3, Spalte 2). In Tabelle 4 sind für die betrachteten Bewegungssegmente noch die Scherkräfte aufgelistet.

Das in Bild 5 oben dargestellte Amplituden-Spektrum wurde aus der in DIN ISO 7096

für Erdbaumaschinen der Klasse 3 gegebenen spektralen Leistungsdichte berechnet. Mit diesen Amplituden ergab sich der in Bild 5 unten dargestellte Zeitverlauf der Sitzbeschleunigung. Bedingt durch die Überlagerung endlich vieler Sinusfunktionen hat die Sitzbeschleunigung einen periodischen Zeitverlauf mit einer Periodendauer von 2,56 s.



Der Effektivwert der Beschleunigung beträgt  $a_z = 1,98 \text{ m/s}^2$ , und für die bewertete Beschleunigung ergibt sich  $a_{wz} = 1,67 \text{ m/s}^2$ .

Diese Schwingungsbelastung führte zu den in den Tabellen 2 und 4 aufgelisteten Druck- und Scherkräften. Zunächst fällt es auf, dass die absoluten Differenzen zwischen den minimalen Druckkräften und den entsprechenden Kräften beim ruhigen Sitzen kleiner sind als die Differenzen zwischen den maximalen Druckkräften und den Kräften in Ruhe (Tabelle 3, letzte Spalte). Dies ist bedingt durch den asymmetrischen Zeitverlauf der Sitzbeschleunigung. Werden die Differenzen zwischen den maximalen und minimalen Druckkräften gebildet, so werden diese vom Becken zum Hals kleiner, wie auch den Übertragungsfunktionen zu entnehmen ist. Bei den Scherkräften sind die Zusammenhänge ähnlich.

### 3 DISKUSSION

Die Übertragungsfunktion zwischen der Beschleunigung des schwingenden Bodens und der vom Boden auf den Fuß einwirkenden Druckkraft wird als scheinbare Masse bezeichnet. Neben der Übertragungsfunktion zwischen den Beschleunigungen des Bodens und des Kopfes sowie der Eingangsimpedanz (DIN 45 676) wird die scheinbare Masse als weitere kraftbezogene Funktion zur Beschreibung der Schwingungseigenschaften des Menschen genutzt. Sie hat den Vorteil, dass ihre Beträge, werden sie durch die Körpermasse dividiert, zwischen den Probanden nur wenig variieren. Sie ist somit gut geeignet für den Vergleich zwischen den Schwingungseigenschaften des Menschen und denen des Modells.

Matsumoto und Griffin (1998) haben die scheinbare Masse für den stehenden Menschen bei drei verschiedenen Beinhalten ermittelt. Bisher wird vom Modell jedoch nur die Haltung mit gestreckten Beinen nachgebildet. Ein Vergleich zwischen den gemessenen Daten und der entsprechenden Funktion in Bild 2, wie er bei Fritz (2000b) durchgeführt worden ist, zeigt, dass bei annähernd gleichen Schwingbeschleunigungen die simulierten Beträge etwas niedriger sind als die gemessenen. Die größten Unterschiede treten im Frequenzbereich zwischen 10 und 20 Hz auf. Die Druckkraft wird von den Füßen zum Kopf weitergeleitet. Hierbei nimmt sie von Gelenk zu Gelenk jeweils um den Kraftanteil ab, der für die Beschleunigungen der distal gelegenen Körpersegmente

**Tabelle 4:**  
Scherkräfte in der  
Wirbelsäule bei ruhiger  
Körperhaltung und bei  
Schwingungsbelastung

	Scherkräfte [ N ]			
	Stehen Ruhe	Stehen Schwingung	Sitzen Ruhe	Sitzen Schwingung
C6-C7	-1,4	17,5	-1,0	9,4
		-19,3		-7,6
L3-L4	21,3	45,1	21,8	47,4
		-5,8		5,0

notwendig ist. Somit ist anzunehmen, dass die Modellrechnungen zu einer leichten Unterschätzung der Druckkräfte in den Bein- und Wirbelsäule führen.

Für den sitzenden Menschen sind in ISO/CD 5982 die Übertragungsfunktion zwischen der Beschleunigung des Sitzes und der des Kopfes sowie die Funktion der scheinbaren Masse wiedergegeben. Diese idealisierten Funktionen gelten für eine Sitzhaltung ohne Rückenabstützung. Dabei ruhen die Beine wie im Modell auf der schwingenden Bodenplatte. Während eine gute Übereinstimmung zwischen der in der Norm enthaltenen scheinbaren Masse und der in Bild 3 erreicht wurde, gibt es deutliche Unterschiede zwischen den Übertragungsfunktionen der Kopf- zu Sitz-Beschleunigungen. Beim Betragsverlauf der simulierten Funktion tritt bei 30 Hz ein zweiter Extremwert auf, der in der Norm-Kurve nicht enthalten ist. Dieser zweite Extremwert ist jedoch wesentlich kleiner als der entsprechende Extremwert in der von Fritz (1998) simulierten Übertragungsfunktion. Er liegt jetzt noch innerhalb des für die Übertragungsfunktion von Paddan und Griffin (1998) ermittelten Streubereiches (Fritz 2000b). Die Verbesserung wurde dadurch erreicht, dass das Becken sich nun um die y-Achse drehen kann.

Werden die für beide Körperhaltungen berechneten Übertragungsfunktionen des Bewegungssegmentes L3-L4 miteinander verglichen (Bild 2 und 3), so zeigt sich, dass die Beträge im Sitzen niedriger sind als im Stehen. So ist das Verhältnis zwischen den maximalen Beträgen 65 zu 77 kg. Dies bedeutet, dass bei gleicher Schwingbeschleunigung für Sitz und Boden in stehender Haltung die Druckkräfte in der Wirbelsäule höher sind als im Sitzen. Eine ähnliche Aussage lässt sich auch anhand der Ergebnisse von Wilke et al. (1999) ableiten. Wilke et al. haben in der bequemen Sitzhaltung einen niedrigeren intradiskalen Druck gemessen als in einer entspannten Stehhaltung, nämlich 0,46 zu 0,50 Mpa.

Mit der Schwingung in Stehhaltung sollte die stoßhaltige Schwingungsbelastung auf dem Mitfahrer-Standplatz eines Müllfahrzeuges simuliert werden (Bild 4). Hierfür wurden 90 Schwingungsanteile mit Frequenzen bis 35 Hz überlagert. Herterich und Schnauber (1971) ermittelten bei ihren Messungen noch Schwingungsanteile mit hohen Beschleunigungsamplituden in den Frequenzbereichen zwischen 35 und 80 Hz sowie zwischen 160 und 280 Hz. Diese hohen Frequenzen wurden bei der Simulation nicht berücksichtigt, da die Schwingungseigenschaften des Menschen nur bis ungefähr 30 Hz ausreichend genau beschrieben sind, und das Modell nur für diesen Frequenzbereich angepasst werden konnte. Dennoch stimmen die Schwingungskennwerte wie unbewerteter Effektivwert der Beschleunigung, Scheitelfaktor und Bewertete Beschleunigung gut überein. Bei Herterich und Schnauber betragen die entsprechenden Werte für den Arbeitszyklus eines Müllfahrzeuges  $a_z = 2,50 \text{ m/s}^2$ , Scheitelfaktor = 8,48 und  $a_{wz} = 0,76 \text{ m/s}^2$ .

In der Stehhaltung ohne Schwingungsbelastung steigen die Druckkräfte vom oberen Sprunggelenk zum Bewegungssegment L3-L4 an (Tabelle 2). Der Anstieg der Druckkräfte entspricht nicht dem Verhältnis zwischen den Gelenkflächen des Beines, in denen die Kräfte übertragen werden. Das Kniegelenk hat eine größere Fläche als die beiden anderen Gelenke. Die größere Fläche könnte eine Anpassung an Haltungen mit gebeugten Knien sein. In diesen Haltungen sind höhere Muskelkräfte notwendig, um das Momentengleichgewicht herzustellen. Dies ergibt eine höhere Belastung des Kniegelenkes. Unter der simulierten Schwingungsbelastung sind die schwingungsbedingten Schwankungen der Druckkraft im oberen Sprunggelenk größer als in den beiden proximalen Gelenken, wie es auch den Übertragungsfunktionen zu entnehmen ist. Aufgrund des Verhältnisses zwischen den Gelenkflächen ist anzunehmen, dass bei Schwingungsbelastung die größere Gefährdung für das obere Sprunggelenk besteht.

Auch die Druckkräfte in den Bewegungssegmenten der Wirbelsäule setzen sich zusammen aus einem zeitlich konstanten und einem veränderlichen Anteil. Um für die Bewegungssegmente die Ausnutzung der mechanischen Festigkeit ermitteln und die mögliche Gefährdung abschätzen zu können, schlagen Seidel et al. (1995) folgendes Rechenverfahren vor. Die resultierende Belastung ist gleich der Summe der Quotienten aus zyklischem Belastungsbereich (Differenz zwischen minimaler und maximaler Druckkraft) zu Dauerfestigkeit und aus statischer Belastung (minimale Druckkraft) zu statischer Bruchfestigkeit. Für die Dauerfestigkeit nehmen Seidel et al. einen Wert von 20 % der Bruchfestigkeit an. Wird nun berücksichtigt, dass große Unterschiede zwischen den individuellen Bruchfestigkeitswerten bestehen, so liegt es nahe, die von Jäger und Luttmann (1996) empfohlenen Richtwerte den Berechnungen zugrunde zu legen. Der Richtwert für die Druckfestigkeit der Lendenwirbelsäule beträgt bei einem 50-jährigen Mann 3200 N. Bei der simulierten Schwingungsbelastung auf einem Müllfahrzeug beträgt die zyklische Belastung 441 N und die minimale Belastung 329 N (Tabelle 2 und 3). Somit würde sich hier eine Ausnutzung der Dauerfestigkeit von nahezu 80 % ergeben. Mit zunehmendem Alter nimmt die Druckfestigkeit der Wirbelsäule ab (Jäger & Luttmann, 1996). Um weiterhin eine mechanische Überbelastung zu vermeiden, sollte dann die Schwingungsbelastung altersabhängig reduziert werden.

Bei der simulierten Schwingungsbelastung in sitzender Körperhaltung erreichen die Kräfte in der Wirbelsäule ähnliche Werte wie bei der Belastung im Stehen (Tabelle 2 und 4). Dies ist kein Widerspruch zu dem aus den Übertragungsfunktionen resultierenden Kräfteverhältnis. Die annähernd gleich hohen Druckkräfte ergeben sich aus den großen Beschleunigungsunterschieden insbesondere im Frequenzbereich unterhalb von 10 Hz. Die Ähnlichkeit der Druckkräfte bedeutet auch, da die zunehmende Druckfestigkeit der Wirbelsäule sich nicht ändert, dass das Gesundheitsrisiko bei beiden Belastungen gleich hoch ist. Bei der Schwingungsbelastung im Sitzen betrug die bewertete Beschleunigung  $a_{wz} = 1,67 \text{ m/s}^2$ , während sie bei der Belastung im Stehen nur  $a_{wz} = 0,76 \text{ m/s}^2$ , also weniger als die Hälfte, betrug. Allerdings war diese Belastung eine Schwingungsbelastung mit deutlich stoßhaltigem Charakter. Der Vergleich zeigt, dass eine Abschätzung des durch die in der Wirbelsäule wirkenden Druckkräfte hervorgerufenen Gesundheitsrisikos anhand der Bewer-

teten Beschleunigung bei unterschiedlichen Schwingungsbelastungen und unterschiedlichen Körperhaltungen nur bedingt möglich ist.

Mit Aufnahme der Wirbelsäulenerkrankungen in die Berufskrankheitenverordnung besteht die Möglichkeit, sowohl durch langjährige Hebe- oder Tragetätigkeiten schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung als auch durch langjährige Ganz-Körper-Schwingungen hervorgerufene bandscheibenbedingte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule als Berufskrankheit anzuerkennen (BK 2108 und BK 2110 der BeKV 1993). Es existieren somit zwei Berufskrankheiten, die das selbe Zielorgan betreffen und zu den gleichen Symptomen führen. Für mehrere Berufsgruppen ist davon auszugehen, dass beide Belastungsarten kombiniert auftreten können. Deshalb entwickelten Schäfer und Hartung (1999) ein Verfahren, mit dem bei kombinierter Belastung die Beurteilung der arbeitstechnischen Voraussetzungen im Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren ermöglicht wird. Dieses Verfahren hat jedoch einen Schönheitsfehler. Zur Ermittlung der Belastungsdosis wird beim Heben oder Tragen oder den Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung die Druckkraft in der Lendenwirbelsäule zugrunde gelegt, und bei der Schwingungsbelastung wird die Beurteilungsschwingstärke nach VDI 2057 herangezogen. Es muss jedoch angenommen werden, dass bei beiden Belastungsarten ein ursächlicher Zusammenhang zwischen den Druckkräften in der Lendenwirbelsäule und den Erkrankungen besteht. Es ist daher naheliegend, dass statt der bisherigen Bewertung der Schwingbeschleunigung, die auf der Schwingungswahrnehmung beruht, eine kraftbezogene Bewertung durchgeführt wird. Dies ist, wie bei Fritz (2000a) beschrieben, mit Hilfe der in Bild 2 und 3 dargestellten Übertragungsfunktionen möglich. Die entsprechenden Richtwerte dieser kraftbezogenen Schwingungskenngröße müssten anhand von epidemiologischen Untersuchungen noch ermittelt werden. Bei stoßhaltigen Schwingungsbelastungen ist jedoch eine Berechnung der Spitzenwerte der Druckkräfte mit Hilfe der Übertragungsfunktionen unumgänglich.

#### 4 Schlussfolgerungen

Das biomechanische Modell wurde entwickelt, um die in den Gelenken des Beines und in der Wirbelsäule übertragenen, nicht messbaren Druckkräfte abschätzen zu können.

Hierdurch wird eine kraftbezogene Abschätzung des Gesundheitsrisikos möglich. Bei der bisherigen Abschätzung des Risikos gemäß den Normen und Richtlinien wird der allgemein angenommene ursächliche Zusammenhang zwischen den Druckkräften und den Knochen- und Gelenkveränderungen nicht berücksichtigt. Weiterhin kann anhand der Simulationsergebnisse nicht grundsätzlich angenommen werden, dass bei Schwingungsbelastungen von stehenden Personen ein geringeres Gesundheitsrisiko gegeben ist.

#### LITERATUR

**Anderson, C.K., D.B. Chaffin, C.D. Herrin, L.S. Mathews:** A biomechanical model of the lumbosacral joint during lifting activities. *J. Biomechanics* 18 571 - 584, 1985

**Ateshian, G.A., L.J. Soslowsky, V.C. Mow:** Quantitation of articular surface topography and cartilage thickness in knee joints using stereophotogrammetry

**Berufskrankheiten-Verordnung (BeKV),** 1993

**Biomechanics J.** 24 761 - 776, 1991

**Buck, B., S. Pankoke, H.P. Wölfel:** Lateral-symmetrisches Modell der Lendenwirbelsäule zur Berechnung dynamischer Bandscheibenkräfte. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, - Forschung - Fb 770, Dortmund/Berlin, 1997

**Buck, B:** Ein Modell für das Schwingungsverhalten des sitzenden Menschen mit detaillierter Bild der Wirbelsäule und Muskulatur im Lendenbereich. Dissertation, Technische Hochschule Darmstadt, Shaker Verlag, Aachen, 1997

**Butler, D.L., M.D. Kay, D.C. Stouffer:** Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments. *J. Biomechanics* 19 425-432, 1986

**Dempster, W.T.:** Space requirements of the seated operator. WADC Technical Report No. 55-159, 1955

**DIN 45 676:** Mechanische Eingangsimpedanz und Übertragungsfunktion des menschlichen Körpers, 1987

**DIN ISO 7096:** Erdbaumaschinen; Maschinenführersitz; Schwingungsübertragung, 1984

**Dupuis, H.:** Ein Dosis-Verfahren zur Bestimmung der Schwingungsbelastung als berufliche Voraussetzung bandscheibenbedingter Erkrankungen der Lendenwirbelsäule. In: G. Triebig, O. Stelzer (Hrsg): Dokumentation der 33. Jahrestagung der Deutschen



Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin, 307 - 311. Wiesbaden, 1993

**Ettema, G.J.C., P.A. Huijing:** Frequency response of rat gastrocnemius medialis in small amplitude vibrations. *J. Biomechanics* 27 1015 - 1022, 1994a

**Ettema, G.J.C., P.A. Huijing:** Skeletal muscle stiffness in static and dynamic contractions. *J. Biomechanics* 27 11361 - 1368, 1994b

**Freund, H.J.:** Motor unit and muscle activity in voluntary motor control. *Physiol. Review* 63 387 - 428, 1983

**Fritz, M.:** A three-dimensional biomechanical model for simulating the response of the human body to vibration stress. *Medical & Biological Engineering & Computing* 36 686-692, 1998

**Fritz, M.:** Description of the relation between the forces acting in the lumbar spine and whole-body vibrations by means of transfer functions. *Clinical Biomechanics* 15 234 - 240, 2000a

**Fritz, M.:** Simulating the response of a standing operator to vibration stress by means of a biomechanical model. *J. Biomechanics* 33 795 - 802, 2000b

**Herterich, J., H. Schnauber:** Akute Wirkung (stoßhaltiger) Schwingungen auf den stehenden Menschen. Forschungsbericht zum Verbundprojekt Ganz-Körper-Schwingungen II: Belastung und Beanspruchung durch stoßhaltige Ganz-Körper-Schwingungen. Institut für Arbeitswissenschaft, Ruhr-Universität Bochum, 1991

**ISO 2631-1, second edition:** Mechanical vibration and shock - Guide to the evaluation of human exposure to whole-body vibration - Part 1: General requirements, 1997

**ISO/CD 5982:** Mechanical vibration and shock - Range of idealized values to characterize seated-body biodynamic response under vertical vibration, 1999

**Jäger, M., A. Luttmann:** Biomechanisch begründete Richtwerte zur Begrenzung des Überlastungsrisikos der Lendenwirbelsäule beim Handhaben von Lasten unter besonderer Wertung des NIOSH-Kriteriums. In: Münzenberger E. (Hrsg.). Die Stellung der Arbeitsphysiologie in der heutigen Arbeitsmedizin - Begutachtung in der Arbeitsmedizin und Umweltmedizin. Dokumentationsband über die 36. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin, 125 - 128, Lübeck, 1996

**Joyce, G.C., P.M.H. Rack, H.F. Ross:** The forces generated at the human elbow joint in response to imposed sinusoidal movements of the forearm. *J. Physiol.* 240 351 - 374, 1974

**Kura, H., H.B. Kitaoka, Z.P. Luo, K.N. An:** Measurement of surface contact area of the ankle joint. *Clinical Biomechanics* 13 365 - 370, 1998

**Luo, Z., W. Goldsmith:** Reaction of human head/neck/torso system to shock. *J. Biomechanics* 24 499 - 510, 1991

**Markolf, K.L.:** Stiffness and damping characteristics of the thoracolumbar spine. In: Department of Health, Education, and Welfare (Hrsg): Proceedings of Workshop on Bioengineering Approaches to Problems of the Spine, 87 - 143. California, 1971

**Matsumoto, Y., M.J. Griffin:** Dynamic response of the standing human body exposed to vertical vibration: Influence of posture and vibration magnitude. *J. Sound Vib.* 212 85 - 107, 1998

**Merrill, T., W. Goldsmith, Y.C. Deng:** Three-dimensional response of a lumped parameter head-neck model due to impact and impulsive loading. *J. Biomechanics* 17 81 - 95, 1984

**Paddan, G.S., M.J. Griffin:** A review of the transmission of translational seat vibration to the head. *J. Sound Vib.* 215 863 - 882, 1998

**Paddan, G.S., M.J. Griffin:** The transmission of translational floor vibration to the head of standing subjects. *J. Sound Vib.* 160 503 - 521, 1993

**Panjabi, M.M., M.H. Krag, A.A. White III, W.O. Southwick:** Effects of preload on load displacement curves of the lumbar spine. *Orthopaedic Clinics of North America* 8 181 - 192, 1977

**Panjabi, M.M., R.A. Brand, A.A. White:** Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *J. Biomechanics* 9 185 - 192, 1976

**Pope, M.H., H. Broman, T. Hansson:** The dynamic response of a subject seated on various cushions. *Ergonomics* 32 1155 - 1166, 1989

**Race, A., A.A. Amis:** The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J. Biomechanics* 27 13 - 24, 1994

**Schäfer, K., E. Hartung:** Mainz-Dortmunder Dosismodell (MDD) zur Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule durch Heben und Tragen schwerer Lasten oder durch Tätigkeiten in extremer Rumpfbeugehaltung bei Verdacht auf Berufskrankheit Nr. 2108. Teil 3. Vorschlag zur Beurteilung der arbeits-technischen Voraussetzungen im Berufskrankheiten-Feststellungsverfahren bei kombinierter Belastung mit Ganzkörperschwingungen. *Arbeitsmedizin. Sozialmedizin, med. Umweltmedizin* 34 143 - 147, 1999

**Schumacher, R.H., E. Wolff:** Trockengewicht und physiologischer Querschnitt der menschlichen Ske-

lettmuskulatur - II. Physiologische Querschnitte. *Anatomischer Anzeiger* 119 259 - 269, 1966

**Seidel, H., R. Blüthner, B. Hinz, M. Schust:** Belastung der Lendenwirbelsäule durch stoßhaltige Ganzkörperschwingungen. Experimentelle interdisziplinäre Untersuchung - Anthropometrie, Biodynamik, biomechanisches Modell, Psychophysik und Elektromyographie. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin, Forschung, Fb 01 HK 61, 1995

**Seidel, H., R. Blüthner, B. Hinz:** Effects of sinusoidal whole-body vibration on the lumbar spine: The stress-strain relationship. *Int. Arch. Occup. Environ. Health* 57 207 - 223, 1986

**Seireg, A., R. Arvikar:** Biomechanical analysis of the musculoskeletal structure for medicine and sport. Hemisphere Publishing Corporation, New York, Washington, Philadelphia, London, 1989

**Treier, C.:** Zur Wirkung von Ganzkörperschwingungen auf den stehenden Menschen und Konsequenzen für die Forschungs- und Beurteilungspraxis aus arbeitswissenschaftlicher Perspektive. Dissertation, Ruhr-Universität Bochum, Universitätsverlag Dr. N. Brockmeyer, Bochum, 1997

**VDI-Richtlinie 2057:** Einwirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen. Blatt 1: Grundlagen, Gliederung, Begriffe. Blatt 2: Bewertung. Blatt 3: Beurteilung. Beuth Verlag, Berlin, 1987

**White III, A.A., M.M. Panjabi:** Clinical biomechanics of the spine. 2nd Edition, J.B. Lippincott Company, Philadelphia, 1990

**Wikström, B.O.:** Effects from twisted posture and whole-body vibration during driving. *International Journal of Industrial Ergonomics* 12 61 - 75, 1993

**Wilke, H-J, P. Neef, M. Caimi, Th. Hoogland, L. Claes:** Ergebnisse und Schlußfolgerungen aus intradiskalen Druckmessungen. In: Rettemeier, W., C. Feldhaus (Hrsg.). *Arbeitsmedizinische Gefährdungsbeurteilung: Individual- und Gruppenprävention, Biomechanik und Arbeitsmedizin.* Dokumentationsband über die 39. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin, 327 - 330, Essen, 1999

**Yamada, H.:** Strength of biological materials. Robert E. Krieger Publishing Company, Huntington, New York, 1973

#### ANSCHRIFT DES VERFASSERS

**Priv.-Doz. Dr.-Ing. Martin Fritz**  
**Institut für Arbeitsphysiologie**  
**an der Universität Dortmund**  
**Ardeystrasse 67**  
**D-44139 Dortmund**