

# **Beitrag zur numerischen Simulation des Wirbelsäulenverhaltens eines Kraftfahrers infolge durch Straßenunebenheiten induzierter Ganzkörperschwingungen**

Von der Fakultät für Bauingenieurwesen  
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen zur  
Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der  
Ingenieurwissenschaften genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Diplom-Ingenieur Falko Schube  
aus Witten

Berichter:     Universitätsprofessor Dr.-Ing. K. Meskouris  
                  Universitätsprofessor Dr.-Ing. B. Steinauer  
                  Universitätsprofessor Dr.-Ing. G. Schmid, Ph.D. (Ruhr-Universität Bochum)

Tag der mündlichen Prüfung: 05.02.2002

Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Hochschulbibliothek online verfügbar.



# Inhaltsverzeichnis

<b>1.</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Motivation	1
1.2	Aufbau der Arbeit	2
<b>2.</b>	<b>Anatomie des Bewegungssegmentes</b>	<b>5</b>
2.1	Orientierung am Körper	5
2.1.1	Bezeichnungen des technischen Regelwerkes	5
2.1.2	Bezeichnungen im medizinischen Sprachgebrauch	6
2.2	Die Wirbelsäule	7
2.2.1	Der Lendenwirbel	8
2.2.2	Die Zwischenwirbelscheibe	10
2.2.3	Bandapparat	11
<b>3.</b>	<b>Stand der Forschung</b>	<b>13</b>
3.1	Vereinfachte black box Modelle	13
3.2	Modelle der Bandscheibe und des Bewegungssegmentes	18
3.2.1	Modelle der Bandscheibe	18
3.2.2	Modelle des Bewegungssegmentes	20
3.3	Modelle der isolierten menschlichen Wirbelsäule und ihrer Bestandteile	22
3.3.1	Simple Approach	23
3.3.2	Detailed Approach	23
3.3.3	Combined Simple and Detailed Approach	25
3.4	Ganzkörpermodelle	27
3.5	Schwingungsbewertung	34
<b>4.</b>	<b>Modellierung des sitzenden Menschen</b>	<b>37</b>
4.1	Einführung	37
4.2	Lineares Modell des sitzenden Menschen	38
4.2.1	Modellbeschreibung	38
4.2.2	Modellverifikation	50
4.3	Modell eines zweisegmentalen Wirbelsäulenabschnitts	55
4.3.1	Modellbeschreibung	55
4.3.2	Modellverifikation	62

---

4.4	Nichtlineares Modell des menschlichen Oberkörpers	70
4.4.1	Modellbeschreibung	70
4.4.2	Modelverifikation	72
<b>5.</b>	<b>Modellierung der Straßenunebenheit</b>	<b>81</b>
5.1	Einführung	81
5.1.1	Beschreibung der Straßenunebenheit in Längsrichtung	81
5.1.2	Bezeichnungen	82
5.2	Definition der Spektralen Dichte	83
5.2.1	Grundlagen der Signalverarbeitung	83
5.2.2	Die Spektrale Dichte zur Beschreibung der Straßenunebenheit	86
5.3	Generierung künstlicher Unebenheitsschriebe	90
5.3.1	Generierung eindimensionaler Unebenheitsschriebe	90
5.3.2	Generierung zweidimensionaler Unebenheitsschriebe	92
5.3.3	Programmtechnische Umsetzung	93
<b>6.</b>	<b>Modell eines Lkw</b>	<b>97</b>
6.1	Modellbeschreibung	97
6.2	Verifikation des Fahrzeugmodells	101
6.2.1	Fahrzeugresonanzfrequenzen	101
6.2.2	Spektrale Leistungsdichte der Sitzbeschleunigungen	102
6.3	Einfluß der Fahrgeschwindigkeit auf die Erregerfrequenzen	103
<b>7.</b>	<b>Simulation unebenheitsinduzierter Ganzkörperschwingungen</b>	<b>105</b>
7.1	Vorgehensweise	105
7.2	Auswertung der Parameterstudie	107
7.2.1	Welligkeitsklasse I: $w = 2,00$	108
7.2.2	Welligkeitsklasse II: $w = 2,50$	109
7.2.3	Welligkeitsklasse III: $w = 3,00$	110
7.2.4	Räumliche Darstellung der Ergebnisse der Parameterstudie	111
7.3	Bewertung der Korrelationskoeffizienten	112
7.4	Bewertung der Ansatzfunktion der Response Surface	113
<b>8.</b>	<b>Interpretation der Ergebnisse</b>	<b>115</b>
8.1	Interpretation des Frequenzverhaltens	115
8.2	Interpretation der Response Surface	118
8.2.1	Einfluß der Welligkeit	118
8.2.2	Auswirkung des progressiven Anstiegs der Response Surface	121

---

<b>9. Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>123</b>
9.1 Zusammenfassung	123
9.2 Ausblick	124
<b>Literatur</b>	<b>125</b>
<b>Anhang</b>	<b>134</b>
Ergebnisse der Parameterstudie: Welligkeitsklasse I	134
Ergebnisse der Parameterstudie: Welligkeitsklasse II	136
Ergebnisse der Parameterstudie: Welligkeitsklasse III	138



# 1. Einleitung

Die Fähigkeit des aufrechten Ganges stellt eine der herausragendsten Eigenschaften des menschlichen Körpers dar. Im Laufe der Evolution wurde jedes Detail der menschlichen Anatomie an diese Aufgabe angepaßt. Vor etwa zwei Millionen Jahren begann der Mensch, die durch das aufrechte Gehen freigewordenen Hände handwerklich einzusetzen, um mehr oder weniger primitive Werkzeuge zu formen, das Rad zu entwickeln und letztendlich selbst-fahrende Maschinen zu konstruieren. Heute, nach mehreren Millionen Jahren der stetigen Verbesserung des aufrechten Ganges, wird der menschliche Körper in sitzender Haltung durch diverse Maschinen oder Fahrzeuge unterschiedlichsten Schwingungsbelastungen ausgesetzt. Berufskraftfahrer sind von diesen dynamischen Einwirkungen, an die der menschliche Körper nicht angepaßt ist, an ihrem Arbeitsplatz in besonderem Maße betroffen.

## 1.1 Motivation

Die Gefährdung der Wirbelsäule durch die Einwirkung von Ganz-Körper-Schwingungen wurde schon frühzeitig durch experimentelle /19/ und epidemiologische Untersuchungen /84/ aufgezeigt. Während der Anteil der durch Schwingungseinflüsse in ihrer Gesundheit gefährdeten Personen in den USA und Canada auf 4 bis 7% veranschlagt wird /38/, schätzt HELBIG /36/ den Kreis der schwingungsexponierten Personen in Deutschland (alte Bundesländer) auf ca. 10 Mio. Menschen. Berufskraftfahrer, die an ihrem Arbeitsplatz einem vorwiegend in vertikaler Richtung wirkenden, langanhaltenden Schwingungszustand ausgesetzt sind, sind von der gesundheitlichen Gefährdung besonders betroffen: Auf Grundlage einer epidemiologischen Reihenuntersuchung weist BOVENZI /10/ 1996 nach, daß Berufskraftfahrer signifikant häufiger über Schmerzen im Lendenwirbelbereich klagen als die Mitglieder einer geeigneten, nicht schwingungsbelasteten Kontrollgruppe.

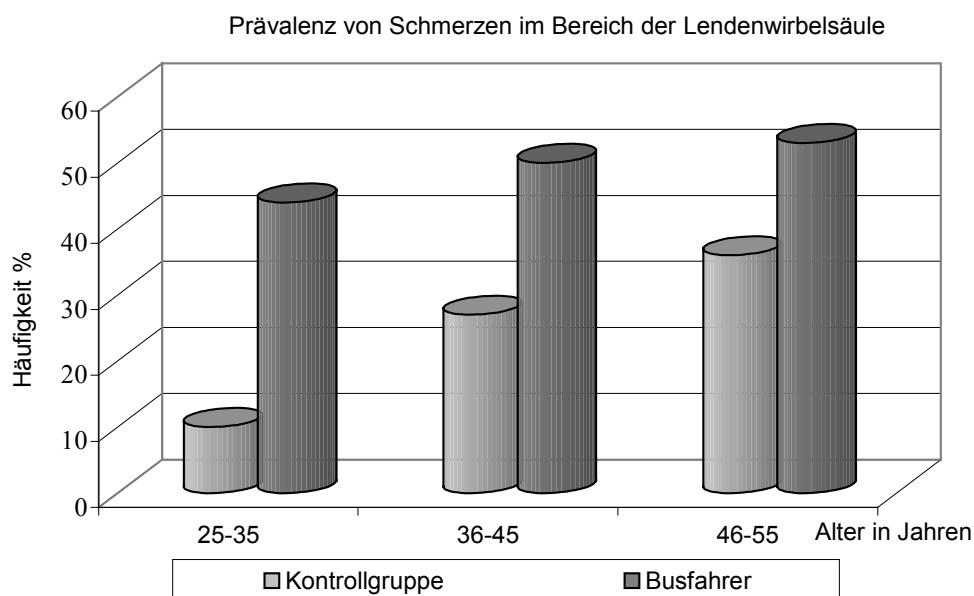


Abbildung 1-1: Prävalenz von Schmerzen im Bereich der Lendenwirbelsäule nach BOVENZI /10/

Wie Abbildung 1-1 zeigt, ist die Gruppe der 25- bis 35jährigen Kraftfahrer von dieser Gefährdung besonders betroffen.

GIEBER-WEIGL und SCHMIDT /30/ zeigen am Beispiel von Berufskraftfahrern des öffentlichen Nahverkehrs, daß im Zeitraum von 1979 bis 1984 von sämtlichen aus dem Fahrdienst ausgeschiedenen Mitarbeitern nur 5% das vorgezogene Ruhestandsalter von 63 Jahren erreichten. Bei 68% der Beschäftigten wurde vor dem sechzigsten Lebensjahr der gesetzliche oder betriebliche Ruhestand attestiert, während 38% der Kraftfahrer sogar als schwerbehindert eingestuft werden mußten. WALLENTOWITZ weist in /109/ darauf hin, daß das Fahrpersonal im öffentlichen Personennahverkehr im Durchschnitt im Alter von 49 Jahren und damit nach etwa 21 Arbeitsjahren fahrdienstuntauglich wird.

Untersuchungen aus den USA schätzen, daß infolge aller Wirbelsäulenerkrankungen dort jährliche Kosten von 25 bis 95 Milliarden Dollar die Volkswirtschaft belasten. Diese Erkrankungen besitzen, wie von den Krankenkassen und medizinischen Berufsverbänden festgestellt wird, in Deutschland eine ähnliche Relevanz.

Während aus den genannten Statistiken heraus für den Mediziner die Frage nach geeigneten Therapien und Präventivmaßnahmen erwächst, ist der Ingenieur gefordert, die für den menschlichen Körper schädlichen Belastungen zu erkennen, und deren Auftreten auf ein Minimum zu beschränken.

In der vorliegenden Arbeit wird ein physikalisch nichtlineares Finite-Elemente Modell des menschlichen Körpers entwickelt, das eine Berechnung des unter vertikaler Schwingungsbelastung auftretenden Schwingungsverhaltens des sitzenden Menschen ermöglicht. Da die infolge langanhaltender Schwingungsexposition auftretenden Beschwerden fast ausschließlich im Bereich der Lendenwirbelsäule auftreten, kommt der Abbildung dieses Teils der Wirbelsäule eine besondere Bedeutung zu. Die Modellierung der Lendenwirbelsäule erfolgt daher unter Berücksichtigung der Anatomie der menschlichen Lendenwirbel auf Basis von finiten Volumenelementen. Das numerische Modell wird anhand geeigneter experimenteller Daten aus der Literatur verifiziert und gibt Auskunft über das Resonanzverhalten des menschlichen Körpers.

Durch Kopplung des Modells des sitzenden Menschen mit einem räumlichen Modell eines Lkw wird das Frequenzverhalten des Systems Fahrer-Fahrzeug ermittelt. Das Modell erlaubt die Berechnung des während der Fahrt über ein konkretes Straßenprofil auftretenden Schwingungszustands im Bereich der Wirbelsäule und ermöglicht die Benennung der den menschlichen Bewegungsapparat besonders beanspruchenden Frequenzanteile. Diese Information stellt die Basis für eine anschließende Bewertung der Belastung dar.

## 1.2 Aufbau der Arbeit

Im **2. Kapitel** der vorliegenden Arbeit erfolgt zunächst eine Beschreibung der Anatomie des menschlichen Bewegungsapparates, mit dem Ziel, auch dem medizinisch nicht vorgebildeten Leser ein Verständnis der wesentlichen biomechanischen Zusammenhänge zu ermöglichen. Neben der Erläuterung grundlegender medizinischer Fachbegriffe und Bezeichnungen wird hier ein Überblick über die Bestandteile des Bewegungsapparates gegeben.



Im **3. Kapitel** wird der Stand der Forschung in der biomechanischen Modellierung des menschlichen Körpers von den ersten Starrkörpersystemen aus dem Jahre 1957 bis zu den neuesten Modellierungen unter Verwendung der Methode der Finiten Elemente zusammengefaßt. Weiterhin wird das in den nationalen und internationalen Vorschriften verankerte Vorgehen zur Bewertung der auf den Menschen einwirkenden Schwingungsbelastung vorgestellt.

In den folgenden drei Kapiteln werden für die Komponenten Fahrer, Fahrzeug und Straße geeignete numerische Modelle entwickelt und verifiziert:

Schwerpunkt der Arbeit ist die im **4. Kapitel** erläuterte Herleitung eines nichtlinearen Finite-Elemente Modells zur Berechnung der unter dynamischen Lasten im Bereich der Lendenwirbelsäule auftretenden inneren Kräfte. Die Modellentwicklung erfolgt in drei Entwicklungsschritten und wird nach jedem Schritt anhand geeigneter experimenteller Untersuchungen aus der Literatur verifiziert. Das entwickelte Modell ist auf eine exakte Modellierung des Tragverhaltens im Bereich der Lendenwirbelsäule ausgerichtet und orientiert sich eng an dem anatomischen Aufbau des Menschen.

Im **5. Kapitel** wird ein numerisches Modell eines zweiachsigen Lkw vorgestellt, mit Hilfe dessen der während der Fahrt über ein konkretes Straßenprofil am Fahrersitz auftretende Beschleunigungszustand ermittelt werden kann. Das Übertragungsverhalten des Modells zwischen Fahrbahn und Fahrersitz wird ermittelt und anhand von experimentellen Studien aus der Literatur überprüft.

Die Schwingungsbelastung von Kraftfahrern resultiert aus der Anregung des Fahrzeuges infolge Fahrens über eine unebene Straßenoberfläche. Die Beschreibung des Lasteingangssignals stellt demzufolge einen wichtigen Aspekt zur Beschreibung des gesamten Problems dar. Im **6. Kapitel** wird die Definition der Straßenunebenheit durch ihre spektrale Dichte erläutert. Weiterhin wird eine Methode vorgestellt, mit der im Umkehrschritt zu einer vorab definierten spektralen Unebenheitsdichte künstliche Unebenheitsprofile generiert werden können.

Im **7. Kapitel** erfolgt eine Verknüpfung der drei vorgestellten Modelle für Straße, Fahrzeug und Fahrer. Im Rahmen einer Parameterstudie wird die Beanspruchung des menschlichen Körpers bei Überfahrt über verschiedene Unebenheitsprofile ermittelt. Die gewonnenen Ergebnisse werden durch Regressionsrechnung zusammengefaßt und erlauben eine vergleichende Bewertung der durch ein Unebenheitsprofil hervorgerufenen Beanspruchung des menschlichen Körpers.

Im **8. Kapitel** werden die im Rahmen der numerischen Untersuchungen erzielten Ergebnisse zusammengefaßt. Um in Zukunft bereits beim Bau neuer Straßen zu einer Reduktion der gesundheitlichen Gefährdung der Berufskraftfahrer beitragen zu können, werden für den Straßenbauingenieur Ratschläge für den Bau einer „gesundheitsschonenden Straße“ formuliert.



## 2. Anatomie des Bewegungssegmentes

Der Bewegungsapparat des menschlichen Körpers stellt ein komplexes, aus vielen einzelnen Substrukturen bestehendes System dar. Im folgenden Kapitel wird eine kurze Einführung in Aufbau und Tragverhalten der Wirbelsäule gegeben. Ziel ist es, dem medizinisch nicht vorgebildeten Leser ein Verständnis der vorliegenden Arbeit zu ermöglichen. Zu diesem Zweck werden zunächst einige grundlegende Begriffe aus der medizinischen Fachterminologie erläutert. Anschließend erfolgt eine Beschreibung des menschlichen Bewegungsapparates, wobei die Betrachtung von der kompletten Wirbelsäule als Ganzes ausgehend, über das Bewegungssegment zu den einzelnen Bestandteilen erfolgt. Weitergehende Informationen können dem Schrifttum entnommen werden (z.B. Abrahams /1/, Benninghoff /8/, Kapandji /40/, Rohen /83/ und Sobotta /101/, /102/, /103/).

### 2.1 Orientierung am Körper

Bei der Angabe von Körperrichtungen muß zwischen technischen und medizinischen Bezeichnungen unterschieden werden: Während in der medizinischen Fachterminologie eine Vielzahl von Fachbegriffen für die exakte Bezeichnung der verschiedenen Schnittebenen und Körperrichtungen existiert, beziehen sich technische Anwendungen stets auf ein körpereigenes Koordinatensystem.

#### 2.1.1 Bezeichnungen des technischen Regelwerkes

In der technischen Bewertung von Ganzkörperschwingungen wird zur Kennzeichnung der Schwingungsrichtung ein lokales Koordinatensystem verwendet. Die Festlegung der Koordinatenachsen ist im internationalen Regelwerk vereinbart (ISO 2531 /39/, VDI 2057 /108/) und in Abbildung 2-1 wiedergegeben. Die z-Achse zeigt dabei stets in Richtung der Körperachse, während die x-Achse in Blickrichtung nach vorn weist. Die y-Achse verläuft durch beide Schultern senkrecht zur Blickrichtung nach links.

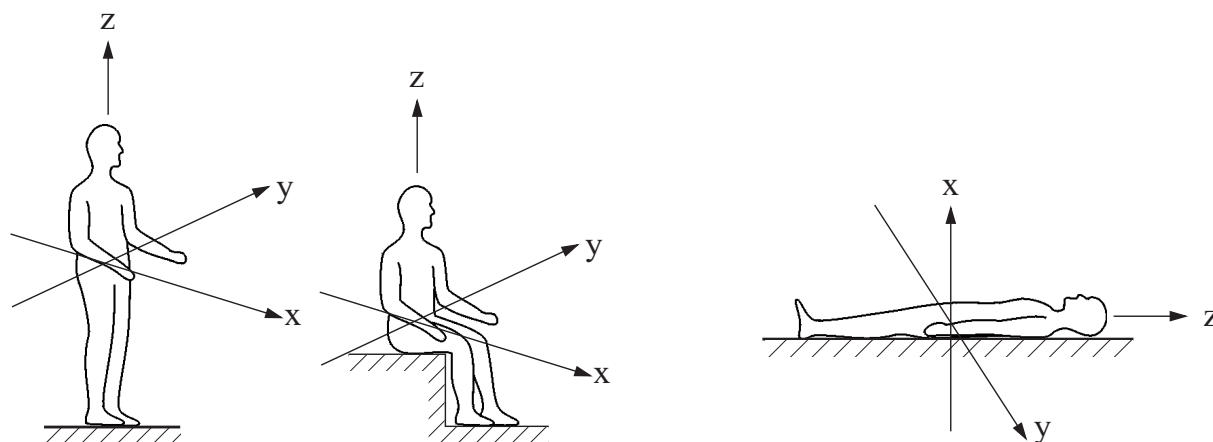


Abbildung 2-1: Koordinatensystem für die Schwingrichtung

### 2.1.2 Bezeichnungen im medizinischen Sprachgebrauch

Die im allgemeinen Sprachgebrauch verwendeten Bezeichnungen wie „oben“ und „unten“ gelten nur für den stehenden Menschen und treffen bei einer anderen Lage des Körpers nicht mehr zu. Im medizinischen Sprachgebrauch werden daher die Begriffe **kranal** (kopfwärts) und **kaudal** (fußwärts) verwendet. Die Unterscheidung zwischen „vorne“ und „hinten“ erfolgt durch die Bezeichnungen **ventral** (bauchseitig) und **dorsal** (rückseitig). Die x-z-Ebene des in Kapitel 2.1.1 eingeführten Koordinaten-Systems wird als **Sagittalebene**, die horizontale x-y-Ebene als **Transversalebene** bezeichnet. Die y-z-Ebene heißt **Frontalebene**.

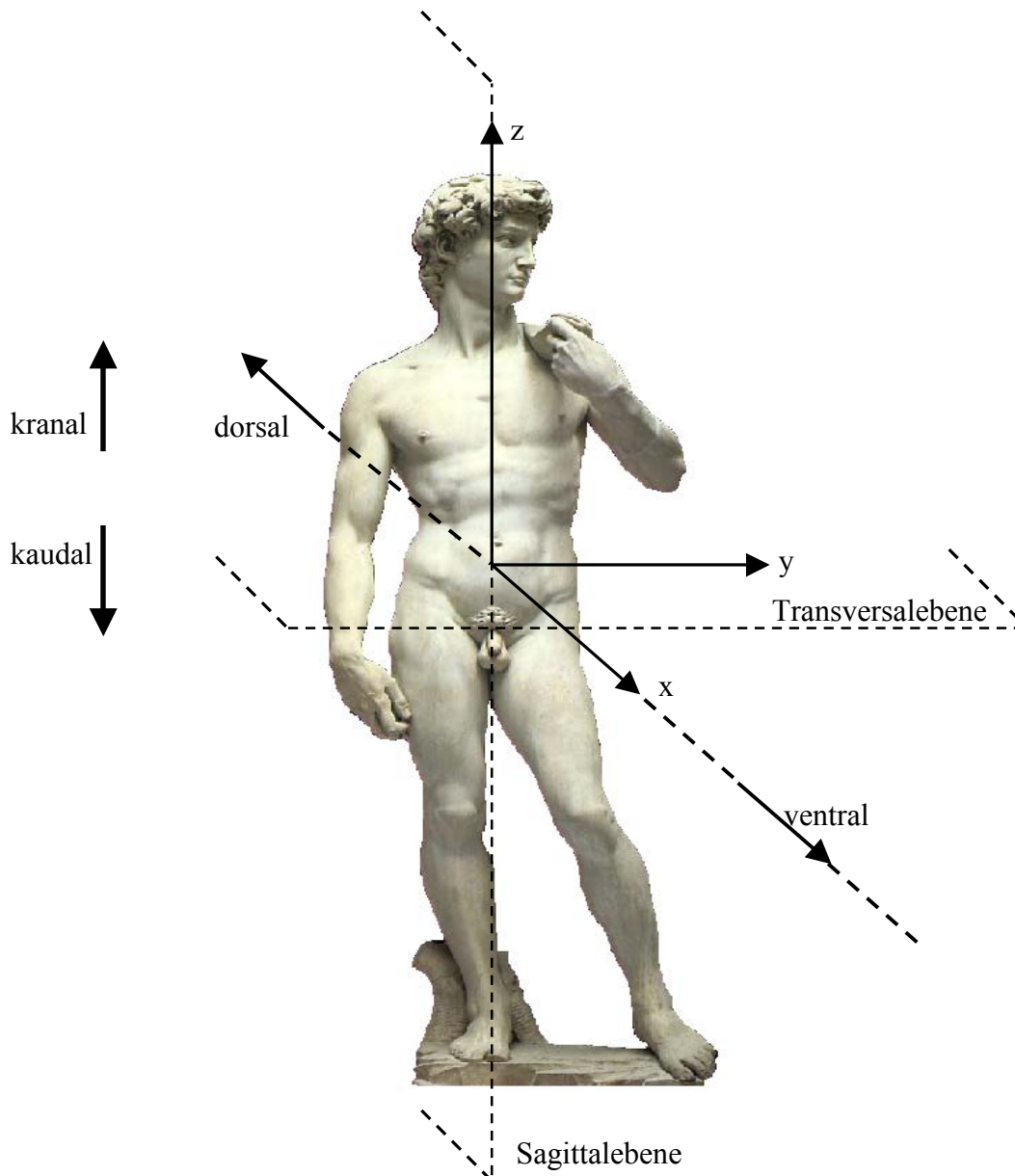


Abbildung 2-2: Ebenen und Richtungen am Körper

Verschiebungen in Richtung der x-Achse werden, je nachdem ob sie nach vorn oder nach hinten gerichtet sind, als **anteriorer** oder **posteriorer Schub** bezeichnet, während Verschiebungen in y-Richtung **Seitschub** oder **lateraler Schub** genannt werden. Die z-

Verschiebung tritt physiologisch fast immer als Stauchung auf und wird als **Kompression** bezeichnet. Bei den Verdrehungen um die y-Achse unterscheidet man zwischen **Flexion** (Vorbeugung, mathematisch positiv) und **Extension** (Rückbeugung, mathematisch negativ). Verdrehungen um die x-Achse werden als **Seitbiegung** bezeichnet.

## 2.2 Die Wirbelsäule

Die Wirbelsäule (Abbildung 2-3) stellt das Haupttragorgan des menschlichen Oberkörpers dar und nimmt je nach Lastzustand verschiedene Aufgaben wahr: Zur Beibehaltung einer bestimmten Körperhaltung erfüllt die Wirbelsäule eine statische Funktion zur Stützung des Oberkörpers, bei der die einzelnen Bestandteile nur sehr wenig bewegt werden. Bei Bewegungen des Körpers nimmt sie eine kinematische Funktion wahr, die unter Flexionsbelastung große Verformungen zulässt und somit Bewegungsabläufe wie z.B. das Bücken ermöglicht. Im Rahmen ihrer dynamischen Funktion dient die Wirbelsäule der Aufnahme von Stößen, die in vielfältiger Weise schon bei jedem Schritt oder auch passiv bei der Fortbewegung in Fahrzeugen auf sie einwirken. Weiterhin wirkt die Wirbelsäule als Schutzhülle für das Rückenmark und die davon ausgehenden Nerven.

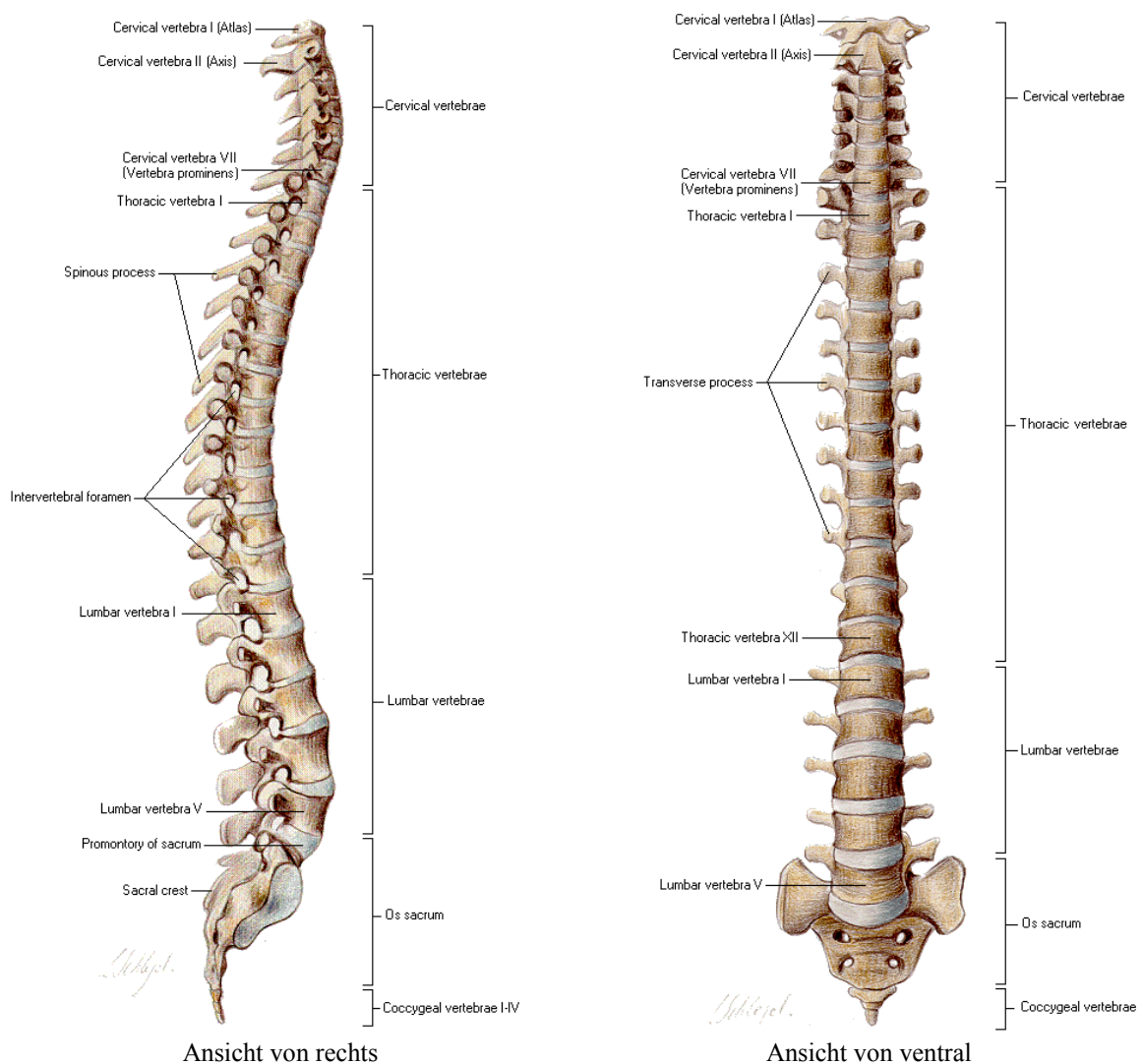


Abbildung 2-3: Zusammensetzung der Wirbelsäule, Einteilung und Benennung der Wirbel nach /71/

In der Sagittalebene (Abbildung 2-3, links) weist die Wirbelsäule einen mehrfach gekrümmten Verlauf auf. Die Lendenwirbelsäule krümmt sich dabei nach vorne, d.h. der Mittelpunkt der Krümmung liegt dorsal der Wirbelsäule. Diese Krümmung wird als **Lendenlordose** bezeichnet. Im Brust- und unteren Halsbereich ist die Wirbelsäule nach hinten gekrümmt, was zu einem ventral der Wirbelsäule liegenden Mittelpunkt führt. Eine derartige Krümmung wird als **Kyphose** bezeichnet. Die oberen Halswirbel weisen wieder eine lordotische Krümmung auf.

Die Wirbelsäule besteht aus 33-34 Wirbeln, die in 7 Halswirbel (**Vertebrae cervicales**), 12 Brustwirbel (**Vertebrae thoracicae**), 5 Lendenwirbel (**Vertebrae lumbales**), 5 zum Kreuzbein verschmolzenen Kreuzwirbeln (**Vertebrae sacrales**) und 4-5 rudimentären und oft verschmolzenen Steißwirbeln (**Vertebrae caudales**) unterteilt werden. Die Bezeichnung der Wirbel erfolgt durch eine abschnittsweise Numerierung von oben nach unten, wobei zur Vereinfachung der Schreibweise die Wirbelsäulenabschnitte durch Buchstaben gekennzeichnet sind: C für cervicalis (Halswirbel), T für thoracis (Brustwirbel) und L für lumbar (Lendenwirbel). Für den untersten Lendenwirbel z.B. ergibt sich die Bezeichnung L5.

Die Verbindung zweier benachbarter Wirbelkörper erfolgt durch die zwischen den Wirbelendplatten angeordnete Bandscheibe, den Wirbelgelenken und dem Bandapparat. Im Bereich der Brustwirbel wird die Beweglichkeit zusätzlich durch die Verbindung der Wirbel mit den Rippen eingeschränkt. Das unterhalb der Lendenwirbelsäule liegende Kreuzbein (**Os sacrum**) sowie das Steißbein (**Os coccygis**) besteht aus verwachsenen Wirbeln und verfügt über keinerlei Verformungsmöglichkeit.

### 2.2.1 Der Lendenwirbel

Der Lendenwirbel (Abbildung 2-4) gliedert sich in einen nahezu zylindrischen Wirbelkörper (**Corpus vertebrae**) und den dorsal anschließenden Wirbelbogen (**Arcus vertebrae**), der das Wirbelloch (**Foramen vertebrae**) umschließt. Die vertikale Abfolge der Wirbellocher bildet den Wirbel- oder Rückenmarkskanal (**Medulla spinalis**), in dem das Rückenmark verläuft.

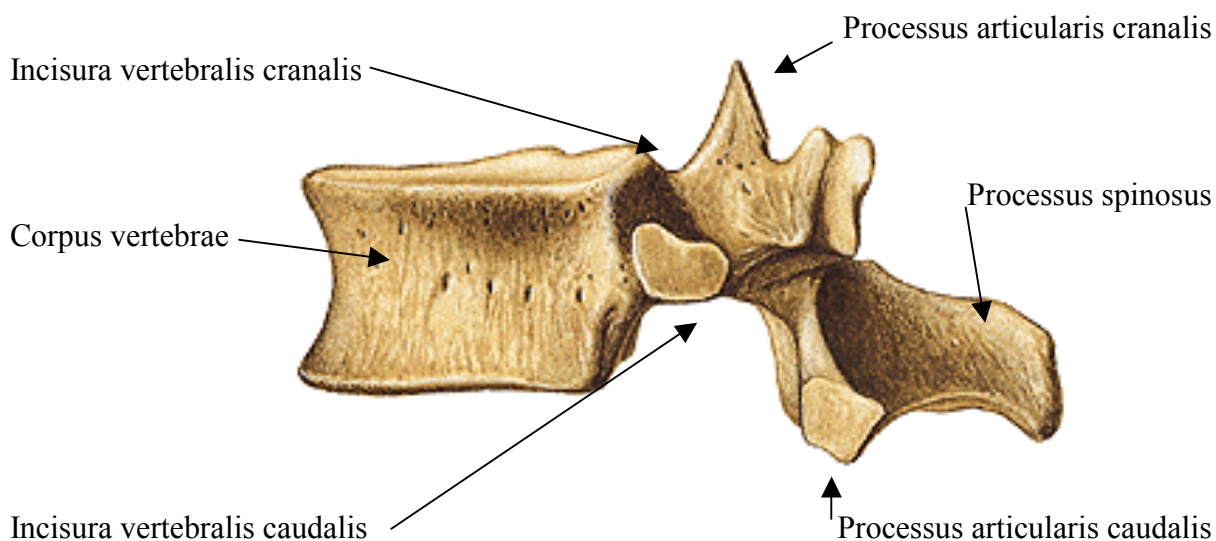


Abbildung 2-4: Lendenwirbel, Ansicht von links /103/

Im Horizontalschnitt (Abbildung 2-5) verfügt der Wirbelkörper eines Lendenwirbels über eine nierenförmige Gestalt, wobei die Vorderfläche stark konvex und die Hinterfläche leicht konkav gewölbt ist. Am Wirbelbogen unterscheidet man die Wurzel (**Radix arcus**) von dem eigentlichen Bogenstück, von dem sich mehrere Fortsätze, die sog. **Processi** erstrecken. Der Dornfortsatz (**Processus spinosus**) liegt in der Sagittalebene und verläuft vom dorsalen Ende des Wirbelbogens nach kaudal-dorsal. Die Spitzen der Dornfortsätze sind unter der Haut zu fühlen und auch zu sehen. Die Dornfortsätze der Lendenwirbelsäule sind relativ kräftig und stehen nahezu horizontal.

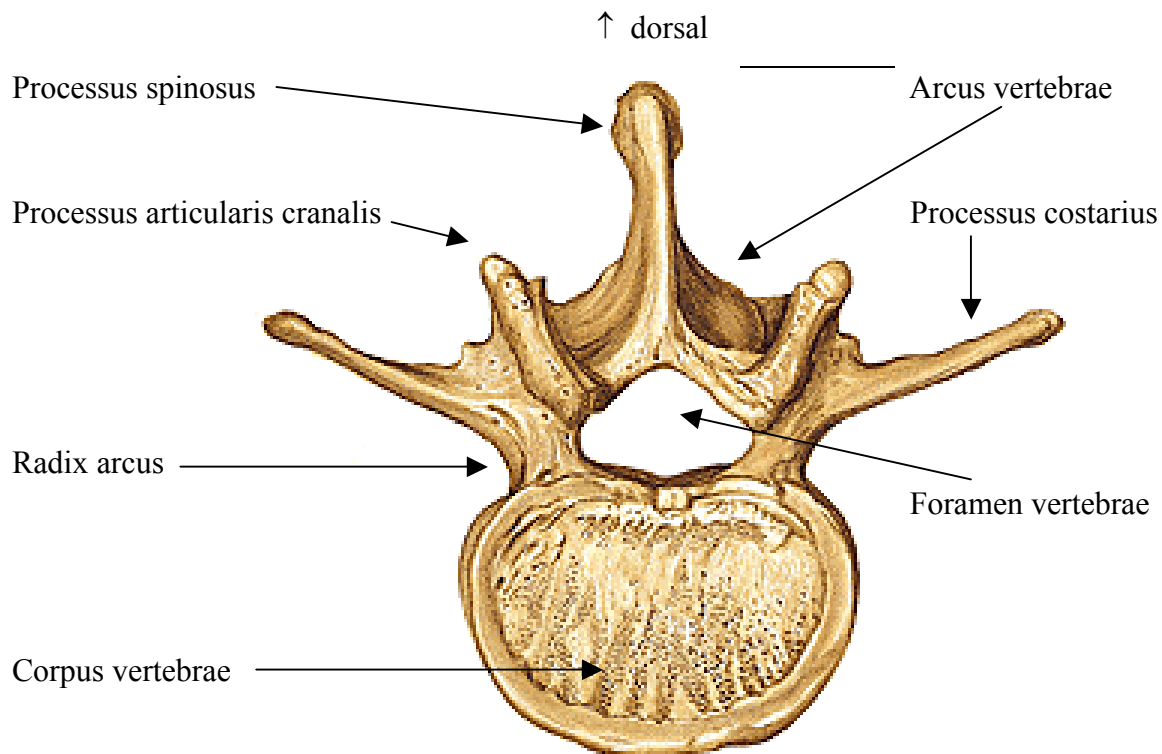


Abbildung 2-5: Lendenwirbel, Ansicht von kranal /103/

An den Außenseiten des Wirbelbogens enden die Gelenkfortsätze (**Processi articularis**). Seitlich am Wirbelbogen der Lendenwirbel entspringen die Rippenfortsätze (**Processi costarii**). Die unteren Gelenkfortsätze (**Processi articularis caudalis**) weisen in kaudale Richtung und tragen die Facetten des Wirbelgelenks., Unter starker Extensionsbeanspruchung treten sie mit dem kranalen Nachbarwirbel in Berührung. Die oberen Gelenkfortsätze (**Processi articularis cranialis**) erstrecken sich nach kranal und treten unter Extension mit dem dort liegenden Nachbarwirbel in Kontakt.

Die Wurzel des Wirbelbogens hat am kranalen Ende einen flachen und am kaudalen Enden einen tiefen Ausschnitt (**Incisura vertebralis cranialis** und **Incisura vertebralis caudalis**), die bei benachbarten Wirbeln miteinander das Zwischenwirbelloch (**Foramen intervertebrale**) bilden, durch das die Rückenmarksnerven in den Körper verlaufen.



### 2.2.2 Die Zwischenwirbelscheibe

Die Zwischenwirbelscheibe oder Bandscheibe (**Discus intervertebralis**) verbindet zwei benachbarte Wirbelkörper zu einem beweglichen System. Im Transversalschnitt besitzt eine Bandscheibe die gleiche Form wie die benachbarten Wirbelendplatten. Der Aufbau einer Bandscheibe wird anhand des in Abbildung 2-6 dargestellten Sagittalschnitts durch einen zweisegmentalen Wirbelsäulenabschnitt deutlich:

Die Bandscheibe besteht aus einem äußeren Faserring (**Anulus fibrosus**) und einem flüssigkeitsreichen Gallertkern (**Nucleus pulposus**), wobei der Faserring von außen nach innen kontinuierlich in den Nucleus übergeht. Der Nucleus pulposus nimmt ca. 40 – 50% des Bandscheibenvolumens ein und ist aufgrund seiner gallertartigen Substanz nahezu inkompressibel. Der Faserring ist aus einzelnen, in konzentrischen Lagen angeordneten Fasern aufgebaut. Die einzelnen Fasern sind um ca. 30° gegen die Transversalebene geneigt, wobei die etwa 10 bis 15 in radialer Richtung aufeinanderfolgenden Faserschichten jeweils gegensinnig zu den in radialer Richtung benachbarten Fasern orientiert sind. Ventral und lateral sind die Faserschichten zahlreicher und dicker als dorsal.

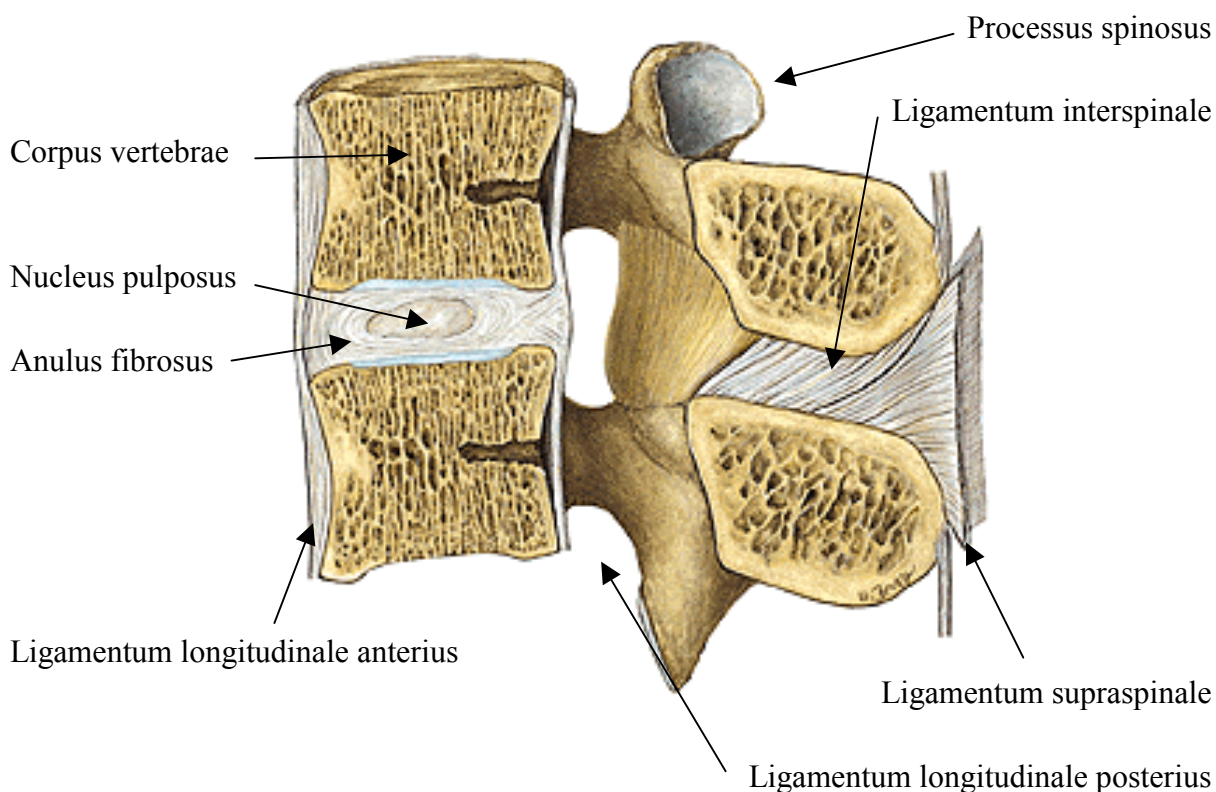


Abbildung 2-6: Lendenwirbelsäule: Bandscheibe und Bandapparat /103/

In Richtung der angrenzenden Wirbelkörper wird die Bandscheibe durch dünne Knorpelplatten begrenzt. Bei aufrechter Körperhaltung steht die Bandscheibe fast immer unter einer Druckbelastung, die durch das aufliegende Körpergewicht und die Muskelkräfte entsteht. Der Gallertkern verteilt diese Lasten als inkompressibles Druckkissen auf die



Wirbelendflächen, wodurch die den Nucleus umschließenden kollagenen Fasern auf Zug beansprucht werden. Unter dieser Beanspruchung beult die Bandscheibe etwas nach außen aus. Die während der Entwicklung bis etwa zum 2. Lebensjahr Blutgefäße enthaltenden Zwischenwirbelscheiben werden später avaskulär, so daß ihr Stoffwechsel ausschließlich durch Diffusion erfolgt.

Die Lordose der Lendenwirbelsäule ist durch die keilförmige Kontur der Bandscheiben bedingt, die ventral höher sind als dorsal. Die mittlerer Höhe der Bandscheiben nimmt von kranal nach kaudal zu, wobei die lumbosacrale Bandscheibe eine Ausnahme bildet. Sie ist etwa ein Drittel niedriger als die darüberliegende Bandscheibe.

### 2.2.3 Bandapparat

Zwei benachbarte Wirbelkörper sind neben der Bandscheibe über einen aus sechs Bänder bestehenden Bandapparat miteinander verbunden. Die beiden Längsbänder erstrecken sich über die gesamte Wirbelsäule, wobei das vordere Längsband (**Ligamentum longitudinale anterius, ALL**) die Vorderflächen der Wirbelkörper miteinander verbindet. Während es mit dem Wirbelkörper fest verwachsen ist, liegt es an dem ventralen Ende der Anulus fibrosus dicht an, ohne mit ihnen verbunden zu sein. Das hintere Längsband (**Ligamentum longitudinale posterius, PLL**) verläuft im Inneren des Wirbelkanals und hat die Form eines schmalen Streifens, der sich in Höhe der Zwischenwirbelscheiben verbreitert und ist mit dem Anulus fibrosus fest verwachsen.

Das interspinale Band (**Ligamentum interspinale, ISL**) verbindet die Dornfortsätze benachbarter Wirbelkörper, während das superspinöse Band (**Ligamentum supraspinale, SSL**) die dorsalen Spitzen der Dornfortsätze der einzelnen Wirbel verbindet.



## 3. Stand der Forschung

*In den letzten 40 Jahren sind eine Vielzahl unterschiedlicher numerischer Modelle des sitzenden Menschen erstellt worden. Schwerpunkt der im folgenden zitierten Arbeiten ist die Abbildung des menschlichen Oberkörpers sowie seiner Bestandteile. Die Darstellung der aus der Literatur bekannten Modelle erfolgt getrennt nach vereinfachten black box Modellen, Modellen von Teilbereichen des menschlichen Oberkörpers und Abbildungen des gesamten Oberkörpers im Rahmen von Ganzkörpermodellen. Anschließend erfolgt eine Erläuterung der im nationalen und internationalen Normenwerk verankerten Methode der Bewertung von Ganzkörperschwingungen.*

### 3.1 Vereinfachte black box Modelle

Die ersten Modelle zur Bestimmung des dynamischen Verhaltens des unversehrten Menschen folgen einem rein phänomenologischen Ansatz. Der Mensch wird als sogenannte black box angesehen, dessen anatomischer Aufbau und inhomogene Materialstruktur unberücksichtigt bleibt. Die Anzahl der dem Rechenmodell zugrundeliegenden Freiheitsgrade orientiert sich in der Regel an der Anzahl der für die Bearbeitung der konkreten Problemstellung erforderlichen Eigenfrequenzen.

Das erste Rechenmodell zur Ermittlung der Schwingungsantwort der menschlichen Wirbelsäule infolge vertikaler Erregung wurde 1957 von LATHAM /49/ vorgestellt. Das Modell bildet das dynamische Verhalten des Oberkörpers ohne Berücksichtigung des anatomischen Aufbaus vereinfacht durch zwei mit einer Feder verbundene Massen ab. Die erste Masse beschreibt den Sitz, während die zweite Masse den menschlichen Oberkörper darstellt. Das Modell wurde entwickelt, um die während eines Schleudersitzauswurfes aus einem Flugzeug auf den Piloten einwirkenden Lasten abzuschätzen.

Das in Abbildung 3-1 dargestellte Modell zur Abbildung des menschlichen Oberkörpers wurde 1971 von PAYNE /76/ entwickelt. Kopf und Oberkörper werden jeweils durch eine starre Masse repräsentiert, die mit einer Feder und einem viskosen Dämpferelement gekoppelt sind. Die Steifigkeiten der verwendeten Federelemente werden anhand experimentell ermittelter Eigenfrequenzen verifiziert, so daß das Modell in der Lage ist, die Grundeigenfrequenz des menschlichen Oberkörpers abzubilden. Aufgrund der Abbildung der Wirbelsäule durch eine einzelne Translationsfeder liegt dem Modell die Annahme zugrunde, daß der menschliche Oberkörper unter Vernachlässigung der Biegebewegungen ausschließlich achsiale Verformungen erfährt.

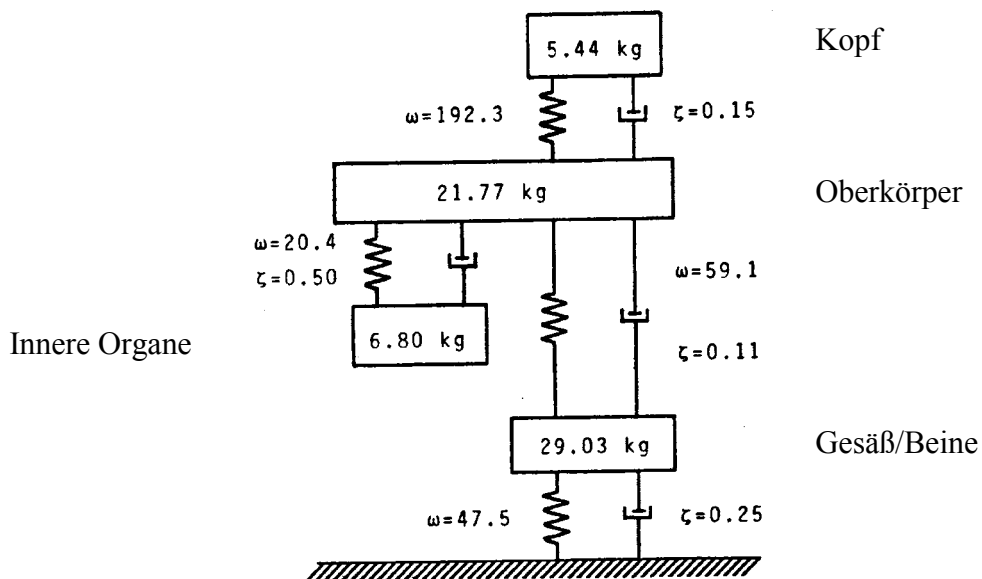


Abbildung 3-1: Modell des sitzenden Menschen nach PAYNE /76/

MERTENS /57/ stellt 1976 ein nichtlineares Modell des sitzenden Menschen vor, mit dem Ziel, das dynamische Verhalten des menschlichen Körpers abzubilden und Schutzmaßnahmen gegenüber Schwingungen und Stößen zu entwickeln. Das Modell besteht aus sieben einzelnen Massen, von denen eine Masse das Trägheitsverhalten der Beine beschreibt und vom restlichen System entkoppelt ist. Die Tragsäule Gesäß-Wirbelsäule-Kopf ist durch vier in Reihe geschaltete Federn abgebildet. Die Massen der Eingeweide und des Brustraumes sind über weitere Federn an die Wirbelsäule angehängt.

Das entwickelte Modell wird zur Berechnung des dynamischen Übertragungsverhaltens des Menschen unter verschiedenen statisch wirkenden vertikalen Vorlasten (ein- bis vierfache Erdbeschleunigung  $g$ ) verwendet.

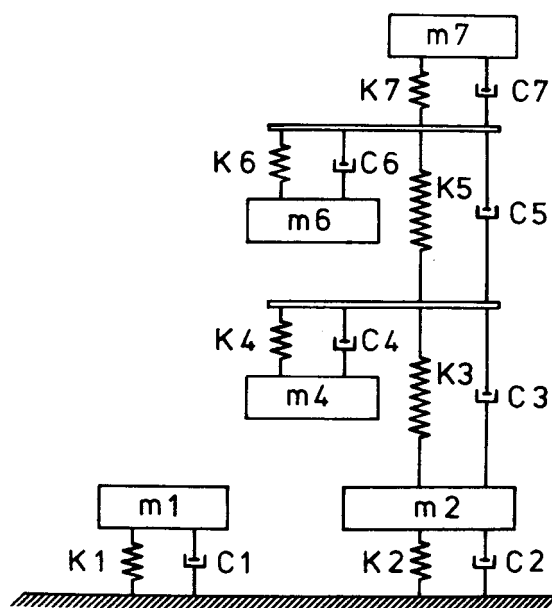


Abbildung 3-2: Schwingungsmodell von MERTENS /57/

Zur Beurteilung der Wechselwirkungen zwischen Fahrer und Fahrzeug wurde 1986 von MELTZER /56/ ein ebenes Modell des sitzenden Menschen erstellt. Das in Abbildung 3-3 dargestellte Modell verfügt über sieben Freiheitsgrade und wird auf Grundlage von an sitzenden Menschen gemessenen Übertragungsfunktionen verifiziert. Das Modell beschreibt sowohl das vertikale als auch das horizontale Schwingungsverhalten des sitzenden Menschen. Die Wahl des zugrundeliegenden statischen Systems erfolgt neben rein mechanischen Randbedingungen auch unter dem Gesichtspunkt der Möglichkeit einer praktischen Realisierung des Modells für Versuchszwecke. Der Anwendungsbereich des Modells liegt nach Angaben des Autors im Frequenzbereich unterhalb von 50 Hz.

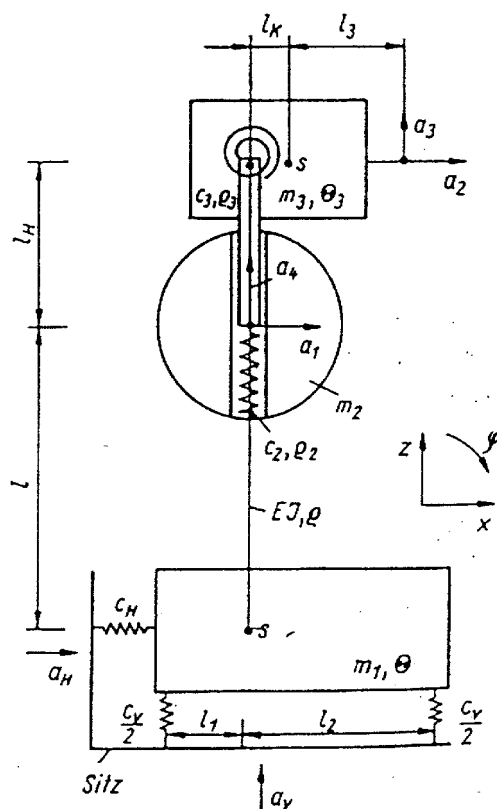


Abbildung 3-3: Ebenes Modell des sitzenden Menschen nach MELTZER /56/

KNOBLAUCH stellt in /46/, /47/ das Schwingungsmodell MEMOSIK vor. Ausgehend von gemessenen Kennlinien der vertikalen Impedanz am Gesäß sowie der Übertragungsfunktion vom Gesäß zum Kopf wird anhand der Anzahl der auftretenden Resonanzstellen die erforderliche Anzahl der Freiheitsgrade des Systems ermittelt. Anschließend werden die verschiedenen Massen, deren Anzahl sich aus der Anzahl der erforderlichen Freiheitsgrade ergibt, räumlich angeordnet. Nun kann das dynamische Verhalten der Struktur (Abbildung 3-4) durch ein System von Differentialgleichungen beschrieben werden. Mit Hilfe eines Optimierungsalgorithmus werden die in dem Modell enthaltenen Parameter (Masse, Steifigkeit und Dämpfung) so bestimmt, daß die anfangs definierten Kennlinien der Impedanz- und Übertragungsfunktionen optimal approximiert werden.

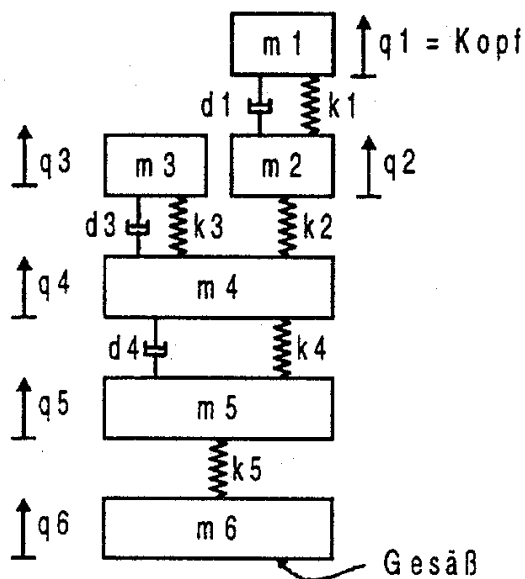


Abbildung 3-4: Schwingungsmodell MEMOSIK

Neben der Möglichkeit der numerischen Simulation des Schwingungsverhaltens des sitzenden Menschen sieht das vorgestellte Konzept auch eine physikalische Umsetzung in einen Schwingungsdummy vor. Dieser Schwingungsdummy erlaubt die experimentelle Ermittlung der Impedanz am Gesäß sowie der in den Kopf übertragenen Schwingungsanteile infolge beliebiger Anregung.

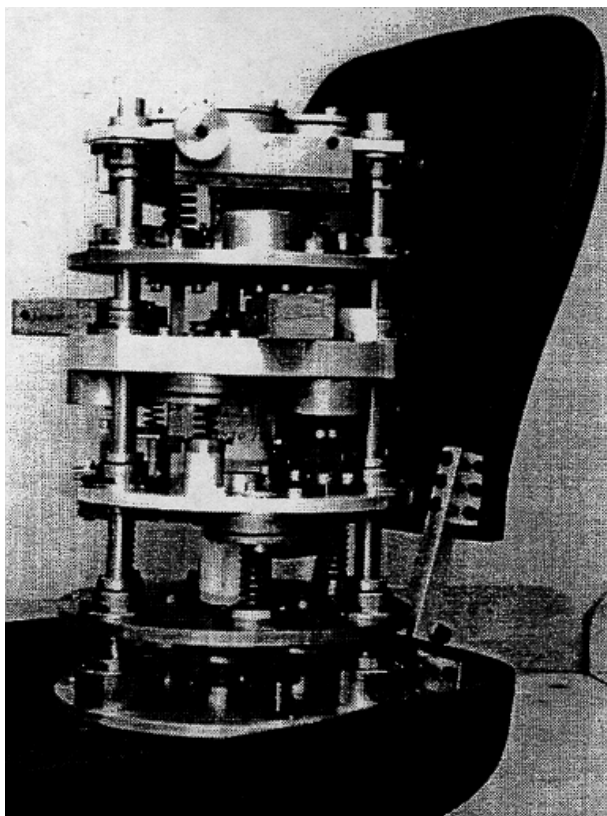


Abbildung 3-5: Schwingungsdummy MEMOSIK

Durch seine kompakten Abmessungen kann er an jeden beliebigen Arbeitsplatz aufgestellt werden, um vor Ort die unter Betrieb auftretenden Schwingungseinwirkungen zu bewerten. Aufgrund des phänomenologischen Ansatzes sind lediglich Aussagen über die Beanspruchung der einzelnen in dem Modell vorhandenen Massepunkten, wie z.B. des Kopfes sowie der Wechselwirkung zwischen Fahrer und Sitz möglich. Informationen über die Beanspruchung einzelner Körperteile, wie beispielsweise der lumbalen Wirbelsäule, sind nicht möglich.

## 3.2 Modelle der Bandscheibe und des Bewegungssegmentes

### 3.2.1 Modelle der Bandscheibe

BROMBERG und VON ESSENS /12/ stellen 1980 ein mathematisches Modell für das Verhalten der Bandscheibe unter dynamischer Belastung vor. Die Bandscheibe wird als inkompressibles Kontinuum abgebildet, das zwischen zwei starren Endplatten durch elastische Bänder umschnürt wird. Unter Druck werden die elastischen Fasern der Umschnürung gedehnt und tragen so zur Steifigkeit der Struktur bei. In einer Erweiterung /13/ werden die Wirbelendplatten verformbar gestaltet; zusätzlich wird das Austreten von Flüssigkeit durch den Anulus ermöglicht. Die auf Grundlage des Modells vorgenommenen Untersuchungen zum Langzeitverhalten der Bandscheibe führen zu dem Ergebnis, daß ein Flüssigkeitsverlust der Bandscheiben an die Umgebung nur unter extrem langen Belastungen eintritt. Das Kurzzeitverhalten der Bandscheiben bleibt viskoelastisch.

SHIRAZI-ADL ET.AL. /93/ entwickeln 1984 ein zur Sagittal- und Transversalebene symmetrisches statisches Modell eines zweisegmentalen Wirbelsäulenabschnitts. Der Nucleus wird als inkompressibles Fluid modelliert, während die Annulusfasern als Bandstruktur mit nach außen zunehmender Steifigkeit abgebildet werden. Die Berechnung der Kräfte in den Annulusfasern erfolgt unter der Annahme nichtlinearer Materialgesetze. Das Modell der Bandscheibe wird in eine Finite-Elemente Abbildung der benachbarten Wirbel eingebunden und anhand aus der Literatur bekannter Messungen validiert.

KASARA et al. /41/ erweitern das von SHIRAZI-ADL entwickelte Modell zu einem lediglich zur Sagittalebene symmetrischen Modell zur Berechnung des dynamischen Verhaltens des Wirbelsegmentes unter Kompressionslasten (Abbildung 3-6).

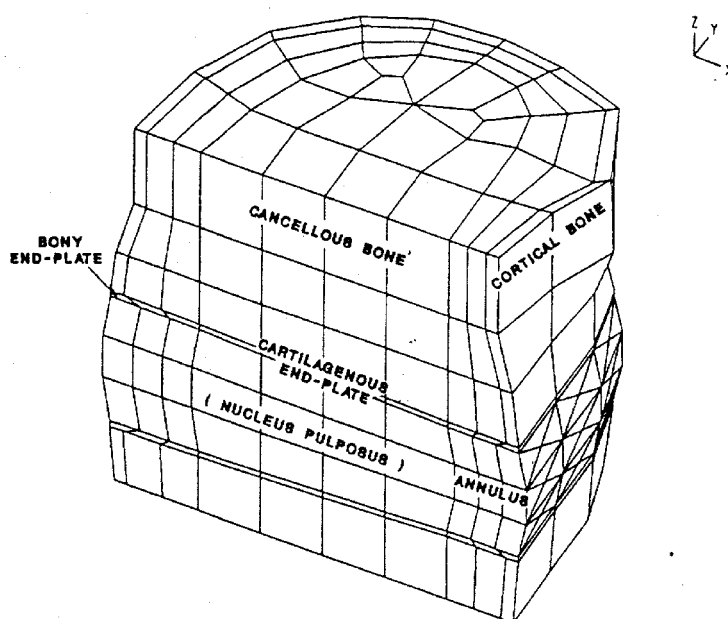


Abbildung 3-6: Modell des Wirbelsäulenabschnitts L2-L3 nach KASARA /16/





### 3.2.2 Modelle des Bewegungssegmentes

Nach PANJABI UND WHITE /73/ stellt das Bewegungssegment die kleinste funktionelle Einheit der Wirbelsäule dar, deren biomechanische Eigenschaften mit denen der gesamten Wirbelsäule vergleichbar sind. Neben dem Wirbelkörper und der Bandscheibe zählen zum Bewegungssegment auch Bänder und Facetten. Mathematische Modelle zur Beschreibung des biomechanischen Verhaltens des Bewegungssegmentes wurden erstmalig in den 60er Jahren von CHAFFIN /17/ und ROBERTS /81/, /82/ und CHEN /82/ vorgestellt. Die vorgestellten Modelle beschränken sich jedoch auf eine zweidimensionale Abbildung der Relativbewegung zweier benachbarter Wirbelkörper unter Annahme kleiner Verschiebungen und geringer Dehnungen.

SCHULZ ET AL. /90/, /91/ stellen 1973 ein dreidimensionales Starrkörpermodell des Bewegungssegmentes vor, das Bandscheibe und Gelenkfacette unter Verwendung linear elastischer Federn abbildet. Die Bänder werden mittels druckweicher Federn modelliert. Die Überprüfung des Modells erfolgt durch den Vergleich der Ergebnisse aus der Simulationsrechnung mit experimentell ermittelten Verformungen unter statischen Lasten.

In einem 1983 veröffentlichten Modell bildet MILLER /59/, /60/ das Bewegungssegment durch zwei die Wirbelkörper repräsentierende Starrkörper ab, die durch drei linear elastische Federn gekoppelt sind.

Basierend auf den Arbeiten von MILLER erstellen NOLTE ET AL. /68/,/69/ 1989 eine zur Sagittalebene symmetrische Abbildung eines Bewegungssegmentes (Abbildung 3-8).

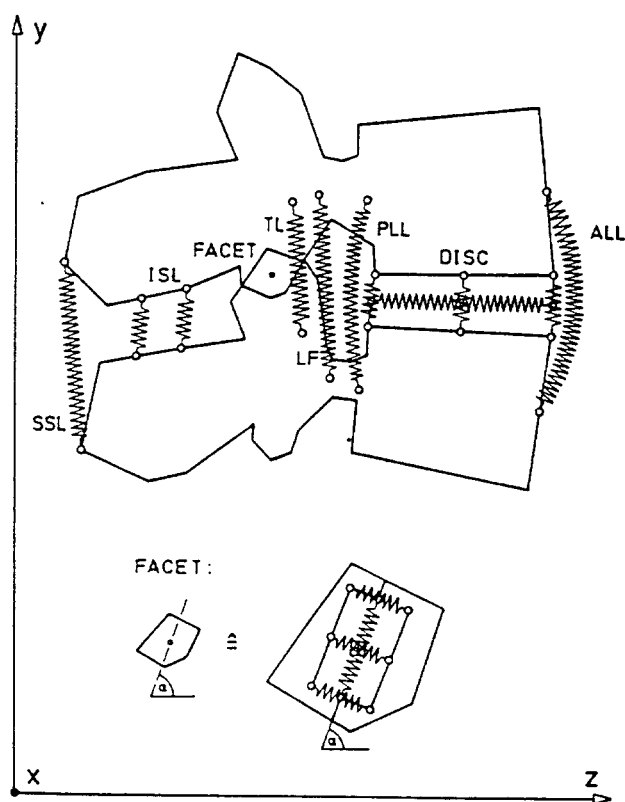


Abbildung 3-8: Modell für ein Bewegungssegment nach Nolte /65/

Das Modell besteht aus zwei starren Massen, die zur Berücksichtigung der Tragwirkung der Weichteile über 15 Federn miteinander verbunden sind: Jeweils vier Federn bilden das Tragverhalten von Bandscheibe und Facettengelenk ab, während die Steifigkeiten der Ligamente durch sieben weitere Federn berücksichtigt werden. Die den Federelementen zugrundeliegenden Werkstoffkennwerte sind nichtlinear-elastisch und werden anhand experimenteller Studien ermittelt.

SHIRAZI-ADL stellt 1986 auf Basis des in /94/ vorgestellten Modells der Bandscheibe ein Modell des Bewegungssegmentes vor, das nun auch die Ligamente und das Facettengelenk berücksichtigt. Das Verhalten des Facettengelenks wird erstmalig durch ein räumliches Kontaktelement beschrieben, während die Ligamente durch nichtlineare, druckweiche Zugfedern abgebildet werden. Die Belastung erfolgt zunächst nur durch Flexion/Extension. In einer Reihe von weiteren Veröffentlichungen wird das Modell separat für die Bewegungsmuster axialer Druck /95/ und axialer Druck mit Biegung /96/ erweitert, sowie der Einfluß der Facettengeometrie auf das Tragverhalten untersucht /97/. 1996 erweitern ARGOUBI UND SHIRAZI-ADL /3/ das Modell um ein poroelastisches Werkstoffverhalten zur Abbildung des Kriechverhaltens der Bandscheibe unter langandauernden Drucklasten.

Auf Grundlage des von NOLTE /68/, /69/ vorgestellten Modells des ebenen Bewegungssegmentes führen NITSCHKE ET AL. /65/, /66/ Simulationsrechnungen über den Einfluß verschiedener Implantate auf die Steifigkeit der Wirbelsäule durch.

Das verwendete Rechenmodell stellt einen zweisegmentalen Wirbelsäulenabschnitt als zweidimensionales mechanisches Modell dar. Die Geometrie des in der Sagittalebene liegenden Modells wurde einer lateralen Röntgenaufnahme der Wirbelsäule entnommen. Die starren Wirbelmassen werden über 15 Federn miteinander verbunden, von denen vier Federn die Bandscheibe, vier Federn das Wirbelgelenk und sieben Federn die ligamentären Strukturen beschreiben.

Das Modell erlaubt Rückschlüsse auf das globale Verhalten des Bewegungssegmentes infolge der Veränderung der Steifigkeit des Zwischenwirbelbereiches durch Fusionen und operative Veränderungen. Die Implantate werden in dem Modell als ebene Rahmen an das Bewegungssegment angekoppelt. Aufgrund der ebenen Abbildung des Segmentes in der Sagittalebene können nur die Lastfälle Druck, Flexion/Extension und Schub berücksichtigt werden.

PINGEL /78/ stellt 1991 ein zur Sagittalebene symmetrisches Modell eines Bewegungssegmentes vor, in dem der Nucleus als nichtviskose inkompressible Flüssigkeit betrachtet wird. Er wird von Kontinuumelementen eingeschlossen, die als Randbedingung die Inkompressibilität des umschlossenen Volumens erfüllen, so daß eine Diskretisierung der Flüssigkeit selbst nicht erforderlich ist. In dem Modell sind die Stabelemente, die zur Abbildung der kollagenen Fasern verwendet werden, in vier Lagen angeordnet. Auf Grund der kreuzweisen Anordnung der eindimensionalen finiten Elemente beschreibt jede dieser Lagen zwei aufeinander folgende Bänder kollagener Fasern (Abbildung 3-9 ). Das Modell wird zur Berechnung der Spannungen und Dehnungen in der Bandscheibe unter statischen Druck- und Biegebeanspruchung verwendet.

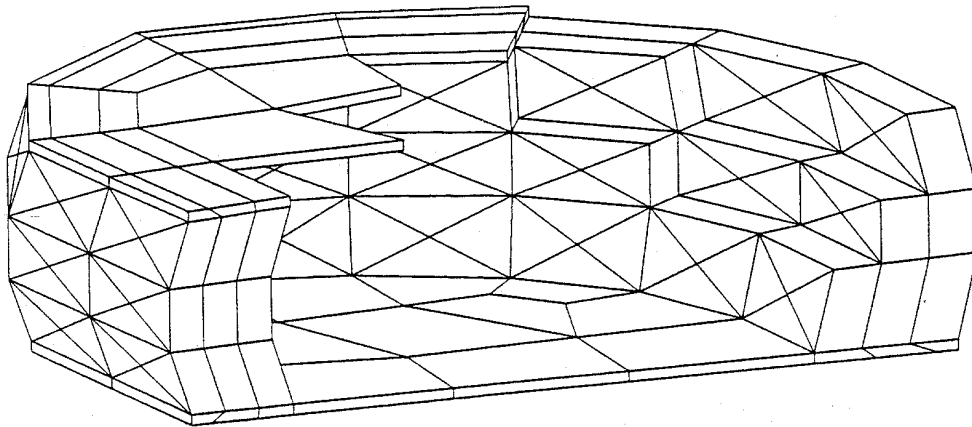


Abbildung 3-9: Aufbau der Anulus Fibrosus nach Pingel /78/

SCHOPPHOFF /85/, /86/, /87/, /88/, /89/ erweitert das von PINGEL erstellte Rechenmodell zu einem vollwertigen dreidimensionalen Modell. Die Struktur unterliegt nun nicht mehr den Restriktionen der Symmetrie zur Sagittalebene und ermöglicht neben der Berechnung des Verformungsverhalten unter seitlichem Schub und lateraler Biegung auch der Berücksichtigung von Torsionsbelastungen. Das Modell dient der Berechnung der globalen Verformungen des Wirbelsegmentes sowie der Spannungen im Wirbelkörper. Weiterhin erlaubt das Modell die Durchführung von Fraktursimulationen sowie die Simulation des statischen Tragverhaltens von Wirbelsäulenabschnitten, die mit einem Fixateur versehen sind.

### 3.3 Modelle der isolierten menschlichen Wirbelsäule und ihrer Bestandteile

Im Sinne einer groben Klassifizierung, werden die aus der Literatur bekannten Modelle der menschlichen Wirbelsäule in die von GOEL /32/ vorgeschlagenen Gruppen des sogenannten *Simple Approach*, des *Detailed Approach* und des *Combined Simple and Detailed Approach* eingestuft.

Modelle des *Simple Approach* bilden jedes Bewegungssegment der Wirbelsäule mit nur ein bis drei Elementen (Finite Elemente wie z.B. Balken- und Federelemente) ab. Der Vorteil des Verfahrens liegt in der geringen Anzahl von Unbekannten und damit in der für die Simulationsrechnung erforderlichen geringen Rechenzeit. Bei den Modellen des *Detailed Approach* erfolgt die Abbildung der einzelnen Wirbelkörper unter Verwendung einer Vielzahl von Elementen (Finite Elemente wie z.B. Volumen- oder Fluidelemente). Das Konzept des *Combined Simple and Detailed Approach* sieht eine Kombination der beiden Ansätze vor, in dem versucht wird, die Vorteile beider Vorgehensweise zu verknüpfen.

### 3.3.1 Simple Approach

ROBERTS ET AL. /81/ /82/ stellen 1969 ein ebenes Starrkörpermodell der isolierten menschlichen Wirbelsäule vor, das den menschlichen Oberkörper durch sechs in der Sagittalebene angeordnete Massen abbildet. Die Massen sind durch lineare Druck- und Rotationfedern mit den benachbarten Massen verbunden und erlauben eine geometrisch nichtlineare Berechnung des Systems. Eine Dämpfung wurde nicht vorgesehen. Das Modell wurde anhand von Crashversuchen unter Verwendung von Crashdummies überprüft.

PATWARDHAN /80/ stellt 1982 ein räumliches Modell der Lendenwirbelsäule von L5 bis L1 vor. Die einzelnen Wirbelkörper werden durch starre Massen abgebildet, die durch Kugelgelenke miteinander verbunden sind. Die Verifikation des Modells erfolgt anhand geeigneter experimenteller Daten unter Flexion/Extension und Seitbiegung. Das Modell erlaubt die Berechnung von Verformungen unter kombinierter Biege- und Druckbelastung.

Eine Modellierung der Lendenwirbelsäule im Bereich L5 bis L1 unter Verwendung eines kontinuierlichen elastischen Balkens stellt LINDBECK /51/ vor. Die Schwingungsantwort des Systems unter Axiallasten wird analytisch durch Lösung der Differentialgleichung hergeleitet und findet Anwendung in der Beurteilung von skoliotischen Wirbelsäulen.

### 3.3.2 Detailed Approach

Im Unterschied zum *Simple Approach* werden bei dem sogenannten *Detailed Approach* die einzelnen Wirbelkörper der menschlichen Wirbelsäule durch geeignete Finite Elemente (z.B. unter Verwendung von Volumen- oder Fluidelementen) abgebildet. Die realitätsnahe aufwendige Modellierung der Wirbelkörper erlaubt Aussagen über lokale mechanische Beanspruchung einzelner Komponenten der Wirbelsäule, die im Rahmen des *Simple Approach* – wenn überhaupt - nur grob modelliert werden. Modelle des *Detailed Approach* orientieren sich eng an dem anatomischen Aufbau der Wirbelsäule.

LAVASTE et. al. /51/ berichten 1992 von einem parametrisierten, räumlichen Modell der menschlichen Wirbelsäule. Durch Auswerten der Röntgenbilder von 40 Lendenwirbeln werden aus 28 Geometriewerten die in Abbildung 3-10 dargestellten sechs Abstandsmaße herausgefiltert, die eine vollständige Beschreibung der Wirbelgeometrie ermöglichen.

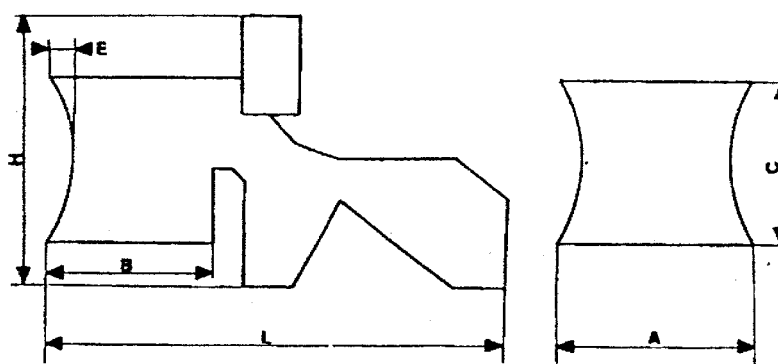


Abbildung 3-10: Definition der sechs für die Wirbelgeometrie maßgebenden Parameter nach /51/

Das Vorgehen ermöglicht die vollständige Rekonstruktion der Geometrie der Lendenwirbel eines konkreten Patienten durch Messung der sechs Parameter. Anschließend werden die einzelnen Wirbel zu einem Wirbelsäulenabschnitt zusammengesetzt.

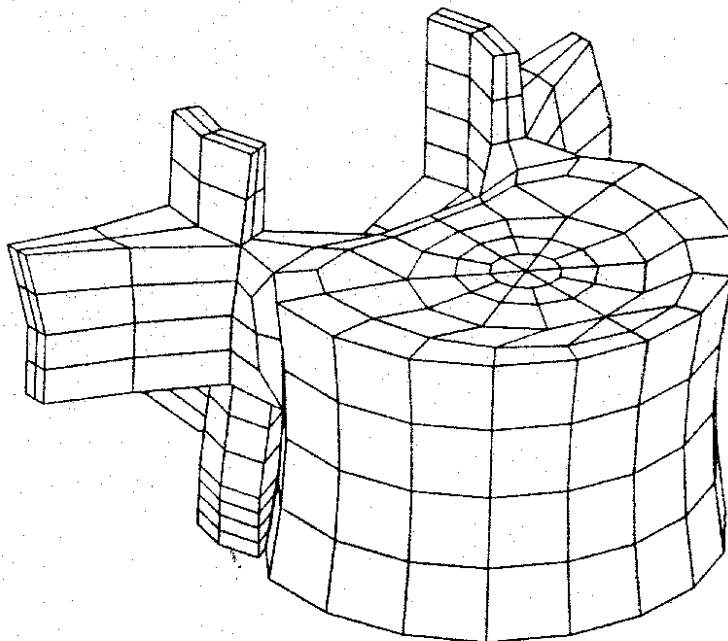


Abbildung 3-11: Rekonstruierter Lendenwirbel nach /50/

Die Modellierung der Bandscheibe erfolgt unter Verwendung von Volumenelementen, deren Materialeigenschaften mit einer Querkontraktionszahl von 0,499 quasi inkompressibel angenommen werden. Der Anulus wird durch druckweiche Bänder abgebildet. Die Übertragung von Kräften durch die Facetten wird durch Kontaktelemente realisiert. Das Modell bildet das Verhalten der Wirbelsäule unter statischen Lasten ab und erlaubt die Durchführung von Fraktursimulationen und die Vorhersage der Auswirkungen chirurgischer Eingriffe auf die Systemsteifigkeit.

Unter Verwendung des parametrisierten Ansatzes zur Bestimmung der Geometrie erstellt SKALLI /93/ 1992 einen aus drei Wirbeln bestehenden Wirbelsäulenabschnitt mit zwei Bandscheiben. Um das Verhalten des in Abbildung 3-12 dargestellten Modells zu verifizieren, wurden für die Belastungen Kompression, Torsion, Flexion/Extension und Seitbiegung statische Versuche durchgeführt. Das Modell erlaubt die Durchführung von Fraktursimulationen sowie die Vorhersage der Auswirkungen von Fixateuren auf die Spannungsverteilung in der Wirbelsäule. Die Methode der parametrisierten Wirbelgeometrie wird von MAUREL /55/ 1994 auf die Halswirbelsäule übertragen, so daß nun auch die Geometrie eines Halswirbels durch wenige Parameter beschrieben werden kann.

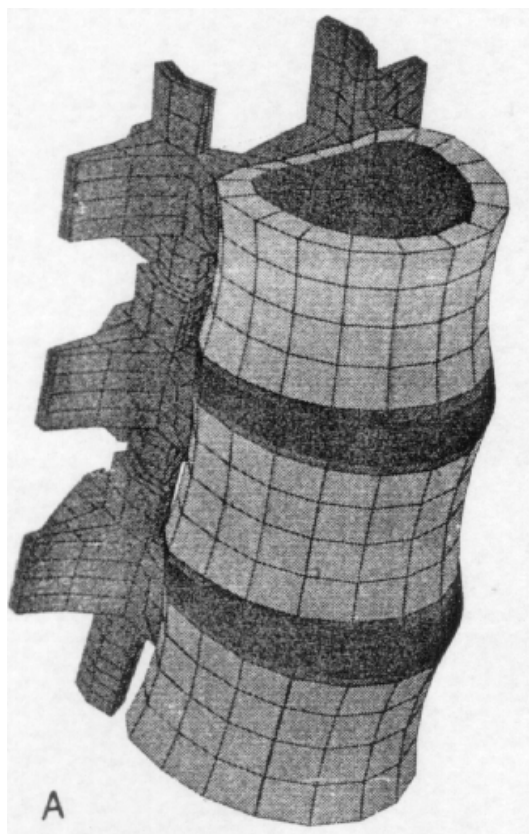


Abbildung 3-12: Modell eines dreisegmentalen Wirbelsäulenabschnitts nach Skalli /93/

1994 stellen GOEL ET.AL. /32/ ein ebenes Modell des Wirbelsäulenabschnitts S1 bis L4 zur Durchführung dynamischer Berechnungen vor. Das Modell kann sich nur in der Sagittalebene verformen und wird zur Berücksichtigung der dynamischen Eigenschaften des Oberkörpers am oberen Ende mit einer Masse von 40kg beaufschlagt. Der Nucleus wird durch inkompressible Flüssigkeit idealisiert, während der Anulus durch druckweiche Bänder abgebildet wird. Das Modell wird in weiteren Untersuchungen von GOEL /33/ und von KIM UND GOEL /43/ zur Spannungsberechnung in den Wirbelkörpern unter statischen Lasten verwendet. Ziel der Untersuchungen ist die Simulation des sog. *Bone Remodelling*, einem adaptiven Prozeß, in dem der Knochen lokale Spannungsspitzen durch Wachstum reduziert.

SHIRAZI-ADL /95/ entwickelt ein dreidimensionales Modell der Lendenwirbelsäule (L1-S1), das die einzelnen Wirbel und Bandscheiben mit Finiten Elementen abbildet. 1993 veröffentlichen SHIRAZI-ADL und PARNIANPOUR /98/ Untersuchungen zur Stabilität der Wirbelsäule. Neben einer Abbildung auf Basis finiter Elemente wird ein Modell auf Grundlage einer Starrkörperidealisation verwendet. Die vorgestellten Modelle bilden jedoch ausschließlich das Systemverhalten unter statischen Lasten ab.

### 3.3.3 Combined Simple and Detailed Approach

Im Rahmen des *Combined Simple and Detailed Approach* werden beide Ansätze zu einem hybriden Modell kombiniert. Dieses Vorgehen ermöglicht eine Konzentration der anatomie-

orientierten Abbildung des menschlichen Körpers auf einige ausgesuchte Teilbereiche, während die Struktur außerhalb dieser Teilbereiche durch eine vereinfachte Abbildung dargestellt wird. Durch die so erreichte Reduktion der Freiheitsgrade wird die Effizienz des Modells insbesondere bei dynamischen Berechnungen deutlich gesteigert.

Basierend auf dem Ansatz des *Combined Simple and Detailed Approach* stellt GILBERTSON /28/, /29/ 1993 ein räumliches Modell für die menschliche Wirbelsäule T1-S1 vor: Die Modellierung der Wirbelsäule sowie des Rippenbereiches erfolgt unter Verwendung einfacher Balkenelemente, während die Diskretisierung der Wirbel T11 – L1 durch Volumenelemente vorgenommen wird (Abbildung 3-13). Die gewählte Modellierung erlaubt die Simulation des Verformungsverhaltens im Bereich T11-L1 unter Berücksichtigung eines Kraftangriffs an beliebigen Punkten des Brustbereiches.

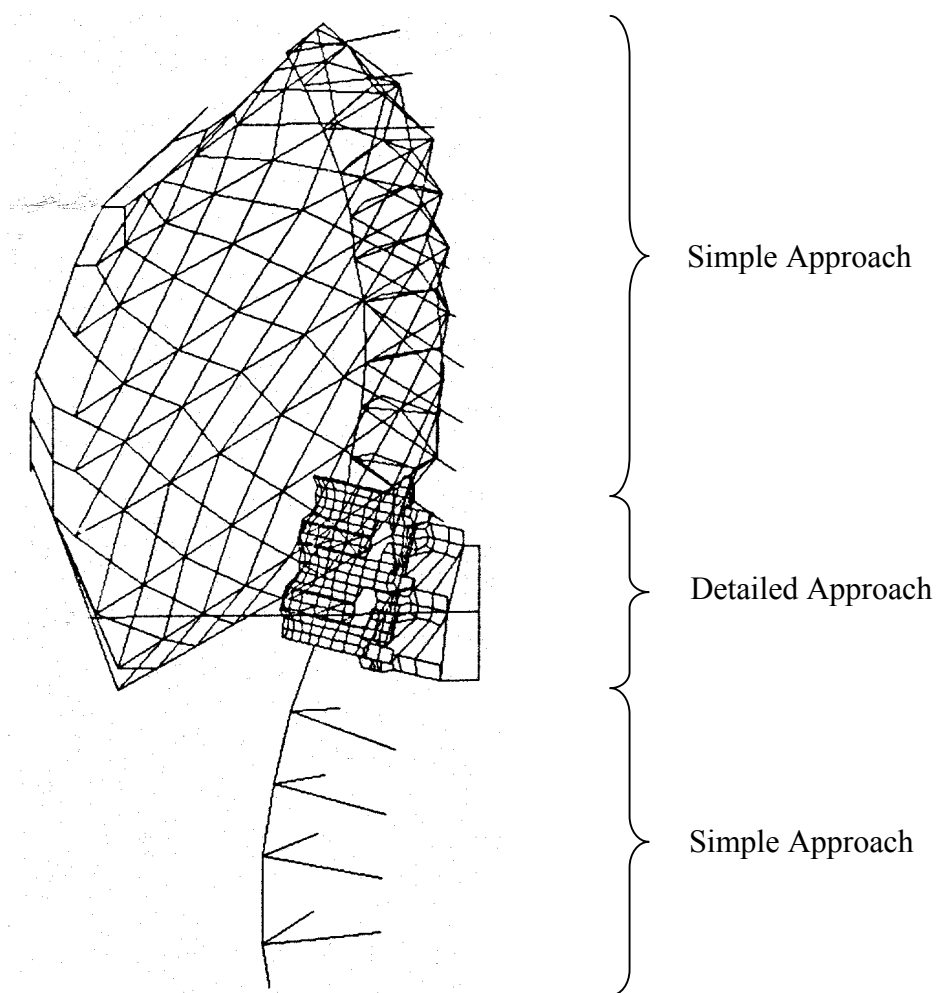


Abbildung 3-13: Wirbelsäule und Brustbereich mit verfeinerter Abbildung im Bereich T11-L1 nach /28/



### 3.4 Ganzkörpermodelle

Im Rahmen eines durch die Luftwaffe der Vereinigten Staaten geförderten Projekte erstellen BELYTSCHKO ET AL. /6/, /7/ ein dreidimensionales Modell des menschlichen Oberkörpers. Ziel des Forschungsvorhabens ist die Abbildung des Schwingungsverhaltens des menschlichen Oberkörpers unter impulsartigen vertikalen Beschleunigungseinflüssen, wie sie bei Schleudersitzauswürfen von Piloten aus Kampfflugzeugen auftreten. Die Abbildung erfolgt in vier Approximationsstufen unterschiedlicher Komplexität:

Das *Isolated Ligamentous Spine Model* (ILS) bildet Kopf, Wirbel und Hüfte anatomieorientiert unter Verwendung von Starrkörpern ab, wobei jeder Wirbel durch einen eigenen Starrkörper modelliert wird. Das Materialverhalten der Ligamente wird als druckweich angenommen. In einer Erweiterung des Modells wird die Tragwirkung des Bauchraumes durch die Einführung von viszerale Massen berücksichtigt. Basierend auf der Arbeit von EYCLESYMER AND SCHOEMAKER /37/ werden hierzu im *Isolated Ligamentous Spine Model with Viscera* (ILSV) die Massen des menschlichen Rumpfes im Bereich T11-S1 anteilig auf die Wirbelkörper und die viszerale Massen aufgeteilt. Da der Lastabtrag im Bereich der Innereien des Bauchraumes nur in achsialer Richtung erfolgt, sind die viszerale Massen miteinander durch Druckfedern verbunden. Die Kopplung der Wirbelsäule und der inneren Organe erfolgt über horizontale Federn (Abbildung 3-14).

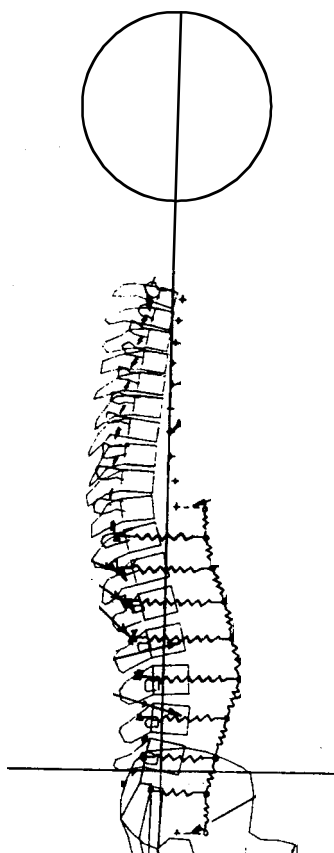


Abbildung 3-14: ILS, ILSV Modelle nach BELYTSCHKO ET AL. /6/,/7/

In einer weiteren Modellerweiterung entsteht das *Complex Spine Model*, das zusätzlich eine Abbildung des Brustkorbs durch Starrkörper beinhaltet. Die einzelnen Rippen sind über Balkenelemente mit den Wirbelkörpern T1-T10 verbunden. Die Geometrie des Modells ist in Abbildung 3-15 dargestellt.

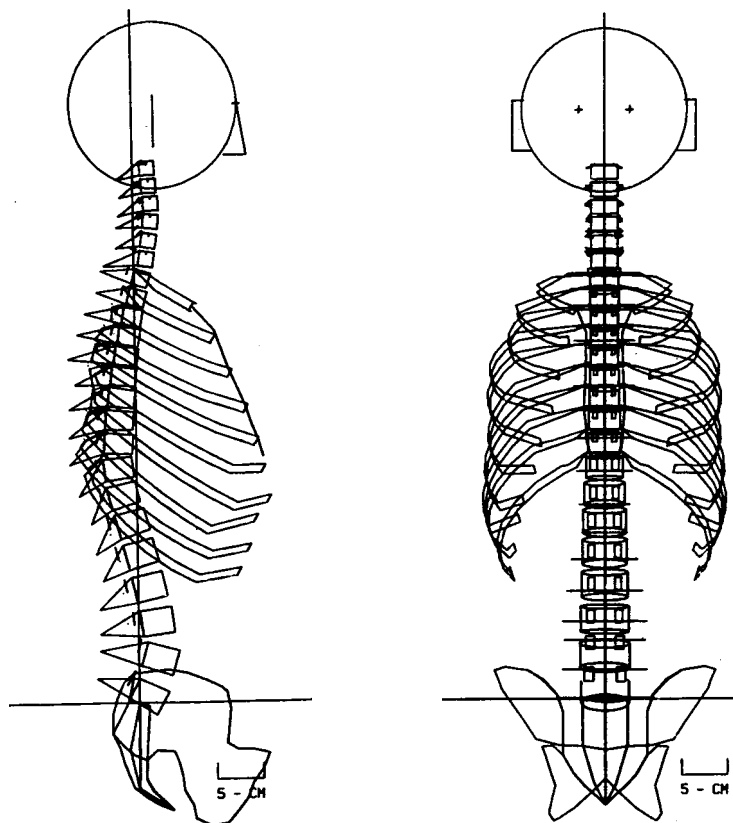


Abbildung 3-15: Complex Spine Model nach BELYTSCHKO ET AL. /6/,/7/

Aufgrund des für die Berechnung von Impedanzfunktionen erforderlichen hohen Rechenaufwandes der drei genannten Modelle, schlägt BELYTSCHKO ein vereinfachtes Wirbelsäulenmodell (Simplified Spine Model, SSM) vor. In diesem Modell werden die gesamten Wirbelsäulenabschnitte C1-T1, T1-T10, T10-L3 sowie L3-S1 durch Balkenelemente abgebildet. Die Berücksichtigung des dynamischen Verhaltens des Bauchraumes erfolgt durch drei viszerale Massen, die über Federelemente miteinander verbunden sind.

Williams und Belytschko /39/ greifen 1981 das *Simplified Spine Model* auf und bilden den Bereich der Halswirbelsäule durch einzelne Wirbelkörper detaillierter ab. Bei der Formulierung der Materialgesetze der Bandscheiben wird zwischen Druck und Zug unterschieden. Weiterhin erlaubt das Modell die Berücksichtigung der stabilisierenden Wirkung von Muskelkräften, die nach Ablauf einer Reaktionszeit als äußere Lasten an definierten Punkten der Wirbelsäule angreifen.

NUSSBAUM und CHAFFIN /70/ passen das von BELYTSCHKO erstellte Modell 1996 über eine Skalierung der Geometrie an einzelne Versuchspersonen an (Abbildung 3-16). Die verifizierten Modelle dienen der Ermittlung der Wirbelsäulen- und Muskelbeanspruchung bei definierten Bewegungsabläufen. Parallel zur numerischen Umsetzung des Modells werden umfangreiche Messungen an Versuchspersonen vorgenommen, die identische Bewegungsabläufe absolvieren. Im Rahmen von Validierungsarbeiten werden die Ergebnisse der Rechnung und die experimentell ermittelten Meßergebnisse in Einklang gebracht.

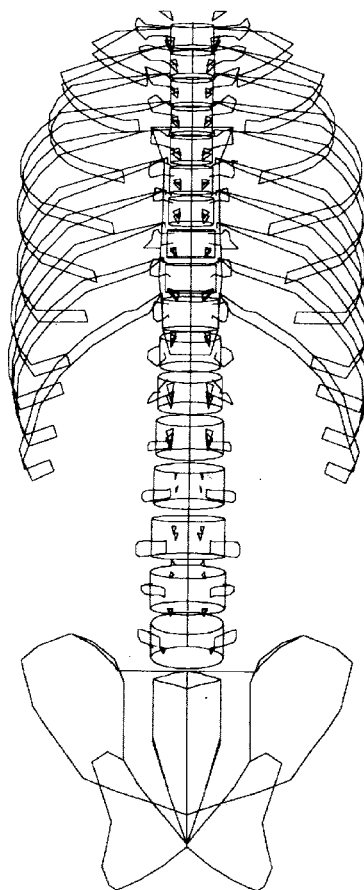


Abbildung 3-16: Modell des Oberkörpers nach NUSSBAUM UND CHAFFIN /70/

AMIROUCHE und IDER /2/ stellen ein 13teiliges Starrkörpermodell vor, das die Segmente Oberschenkel, Unterschenkel, dreiteiliger Rumpf, Hals, Kopf, Oberarme und Unterarme durch lineare Federn und Dämpfer miteinander verbindet. Die angesetzten Federn lassen nur vertikale und rotatorische Relativbewegungen benachbarter Starrkörper zu, während horizontale Relativbewegungen mittels unendlich steifer Federkennwerte unterbunden werden. Das Modell orientiert sich nur indirekt an den physikalischen Eigenschaften des Menschen, da sowohl die Geometrie als auch die Massen- und Steifigkeitsverteilung von Crashdummies übernommen werden.

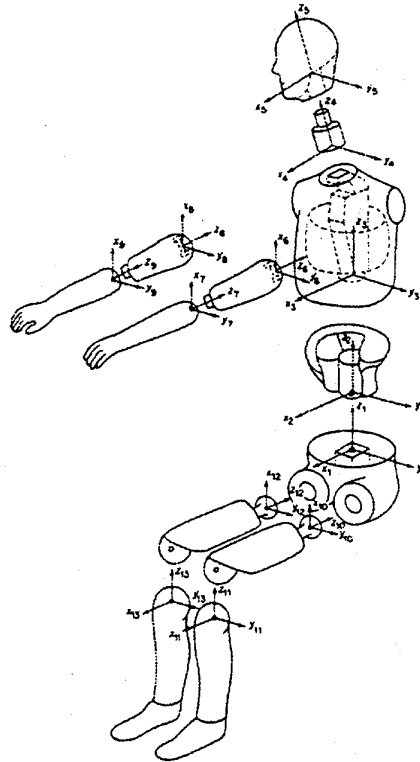


Abbildung 3-17: Starrkörpermodell von AMIROUCHE UND IDER /2/

KITAZAKI UND GRIFFIN /44/ veröffentlichen 1997 auf Grundlage der Arbeiten von BELYTSCHKO ein in der Sagittalebene liegendes zweidimensionales Modell des menschlichen Oberkörpers. Die zugrundeliegenden Geometrie- und Materialkennwerte wurden anhand von experimentell bestimmten Eigenfrequenzen sowie durch Impedanzmessungen am Gesäß verifiziert. Das Modell erlaubt eine lineare dynamische Berechnung des Verformungsverhaltens des menschlichen Oberkörpers unter dynamischer Belastung. Die Dämpfung des Systems wird durch den Ansatz einer modalen Dämpfung realisiert.

Zur Abbildung der Interaktion zwischen den inneren Organen und der steifen Wirbelsäule werden im Bereich T11 bis L5 die Massen der weichen Eingeweide durch horizontale Federn mit der Wirbelsäule verbunden. Das Gewebe, mit dem der Körper am Gesäß mit der Sitzfläche verbunden ist, wird durch eine Konstruktion aus Balkenelementen modelliert (Abbildung 3-18). Bei der Validierung des Systems greifen KITAZAKI UND GRIFFIN sowohl auf eigene Versuche /34/ als auch auf Messwerte von COERMANN /20/ sowie von HINZ UND SEIDEL /37/ zurück.

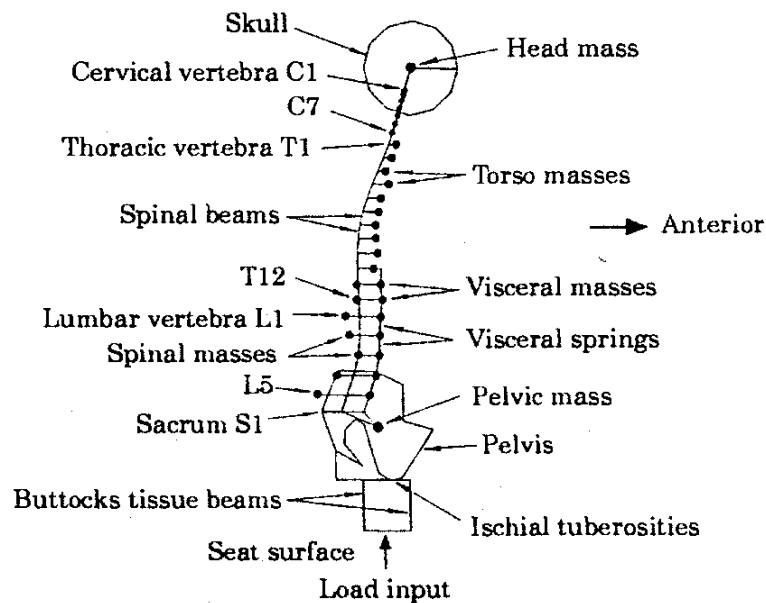


Abbildung 3-18: Modell des menschlichen Oberkörpers nach KITAZAKI UND GRIFFIN /44/

DIETRICH /22/, /23/ veröffentlicht 1991 ein dreidimensionales Modell der menschlichen Wirbelsäule, das Wirbelsäule, Brustkorb und Becken durch Finite Elemente abbildet. In einer späteren Erweiterung werden Arme, Beine und Kopf als Starrkörpersysteme an das System angekoppelt. Der Bauchraum wird als inkompressibles Volumen abgebildet. Das Modell dient der Berechnung der Verformungen unter statischen Lasten.

Zur numerischen Simulation von Crash-Versuchen stellen BAI ET. AL. /4/ 1993 ein Modell eines Kraftfahrers vor, daß aus 15 Massen besteht, die über 14 Gelenke miteinander verbunden sind. Insgesamt verfügt das Modell über 45 Freiheitsgrade und erlaubt die Berechnung der Bewegung des Körpers unter dynamischer Belastung. Das Modell wird jedoch ausschließlich für horizontale Lasten verifiziert.

1991 stellen LUO UND GOLDSMITH ein dreidimensionales Modell des menschlichen Oberkörpers (Rumpf und Kopf ohne Extremitäten) vor. Das Modell besteht aus 10 Starrkörpern: Becken, Brustbereich und Kopf werden durch einen Starrkörper abgebildet, während im Hals- und Lendenwirbelbereich jeweils ein bis zwei Wirbel durch einen Körper modelliert werden. Die zu einem Körper zusammengefaßten Wirbel sind in Abbildung 3-19 durch eine Klammer gekennzeichnet. Die 10 Starrkörper werden über lineare Federn miteinander verbunden. Die Muskulatur wird durch insgesamt 28 nichtlineare Federn modelliert, die jeweils zwei definierte Punkte miteinander verbinden. Zur Bestimmung der Steifigkeit dieser Muskelpakete wird in einem Experiment die Kraft-Verformungs Charakteristik eines Muskels ermittelt. Die Bestimmung der für den jeweiligen Muskel anzusetzenden Werte erfolgt durch Skalierung der experimentell ermittelten Steifigkeit mit dem Verhältnis der Querschnittsfläche des betrachteten Muskels.

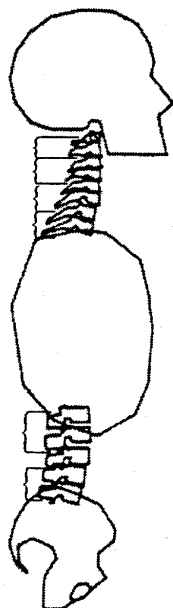


Abbildung 3-19: Modell von LUO UND GOLDSMITH

Im Auftrage der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin erstellen BUCK ET. AL. /15/, /14/, sowie PANKOKE ET AL. /75/ ein in der Sagittalebene liegendes lateralsymmetrisches Modell der Lendenwirbelsäule zur Berechnung dynamischer Bandscheibenkräfte. Das Modell basiert auf einer anatomienahen Abbildung des unteren Bereiches der Lendenwirbelsäule L3 bis L5. Dieses LWS-Modell wird eingebettet in ein dynamisches Modell des oberen Torso mit Hals, Kopf und Armen sowie in ein Modell des Körpers kaudal der LWS mit Becken, Gesäßgewebe und Beinen. Weiterhin wird eine einfache dynamische Abbildung des Bauchraumes verwendet (Abbildung 3-20).

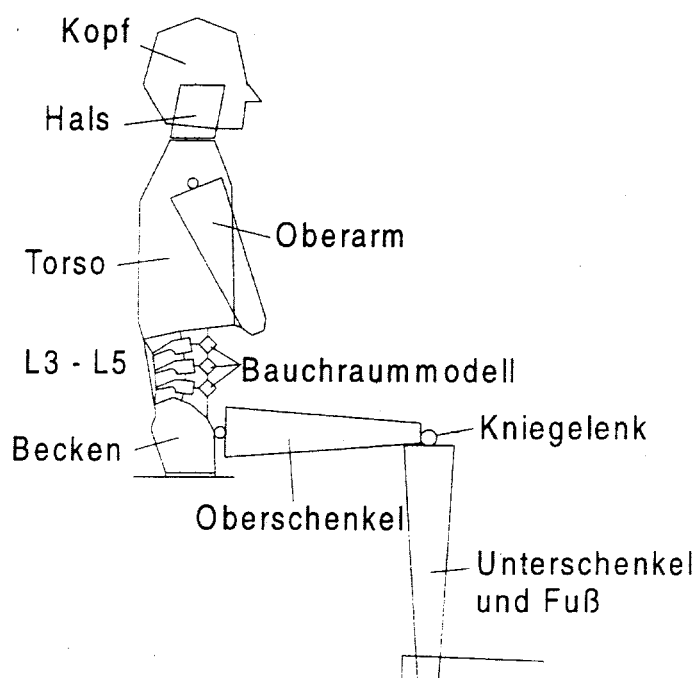


Abbildung 3-20: Lateralsymmetrisches Modell des sitzenden Menschen nach /15/

Die einzelnen Massen werden als starre Körper modelliert, die durch lineare Steifigkeitselemente (Federn) verbunden sind. Die Modellierung der Energiedissipation erfolgt über die Zuordnung modaler Dämpfungsgrade zu den berechneten ungedämpften Eigenformen des Modells. Das Modell wird anhand von Meßreihen der Bundesanstalt für Arbeitsschutz /92/ und Arbeitsmedizin an drei ausgewählten Versuchspersonen verifiziert. Als Vergleichsgröße wird dabei die Übertragungsfunktion Sitz-Kopf verwendet.

Ausgehend von dem beschriebenen Starrkörpermodell /15/ veröffentlicht BUCK 1997 in /16/ ein Modell des sitzenden Menschen auf Basis Finiter Elemente. Das Modell ist streng anatomieorientiert aufgebaut. Die detailliert abgebildete Lendenwirbelsäule ist eingebettet in eine vereinfachte Abbildung des oberen Torsos mit Kopf und Armen. Das Modell sieht auch eine Abbildung der Muskelkräfte im Bereich der Lendenwirbelsäule vor.

Die Modellierung der Muskulatur erfolgt unter der Annahme, daß im Bereich der Lendenwirbelsäule insgesamt 18 Muskeln aktiviert werden können. Die Verteilung der Kräfte auf die verschiedenen Muskeln erfolgt unter Verwendung eines Optimierungsansatzes, der den sitzenden Menschen in jedem Zeitschritt in den Gleichgewichtszustand mit der minimalen Quadratsumme der Muskelspannungen setzt.

Um den Einfluß der Muskulatur auf das System zu ermitteln, wird die Impedanz am Gesäß unter Berücksichtigung der Muskulatur und unter Vernachlässigung der Muskulatur (lineares Modell) ermittelt. Aus dem Vergleich der beiden Impedanzverläufe wird deutlich, daß der Einfluß der Muskulatur auf den hochfrequenten Bereich oberhalb von 7 Hz begrenzt ist. Der numerische Aufwand bei Berücksichtigung der Muskulatur steigt jedoch erheblich.

### 3.5 Schwingungsbewertung

Die durch das technische Regelwerk (VDI 2057 /108/, ISO 2631 /39/) eingeführten Methoden („Komfortanalyse“) zur Abschätzung der gesundheitlichen Gefährdung der auf einen Menschen am Arbeitsplatz einwirkenden Ganzkörperschwingungen basiert auf der Ermittlung von bewerteten Schwingstärken. Hierzu wird die einwirkende Beschleunigung durch eine Fourier-Transformation in eine Summe von harmonischen Teilschwingungen unterschiedlicher Amplituden zerlegt. In Abhängigkeit von der Frequenz des jeweiligen Schwingungsanteils wird eine Bewertung der Amplitude vorgenommen.

Die Bewertungsfunktion der VDI Richtlinie 2057 für den sitzenden Menschen deckt den Frequenzbereich von 1 bis 80 Hz ab, wobei die Frequenzen von 4 bis 8 Hz aufgrund der Resonanz der menschlichen Eingeweide in diesem Frequenzbereich die stärkste Gewichtung erfahren.

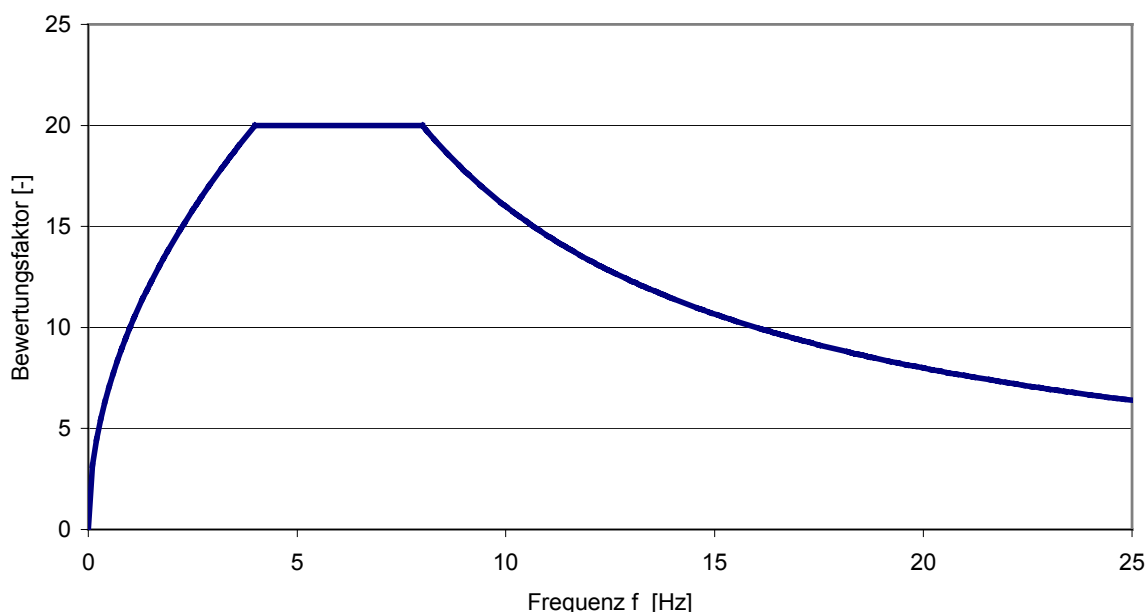


Abbildung 3-21: Bewertungsfunktion nach VDI 2057 /108/

Die so gewonnene Größe, die Bewertungsschwingstärke  $KZ_r$ , wird als Maßzahl für Wohlbefinden/Komfort, Leistungsfähigkeit und Gesundheitsgefährdung einer gemessenen Schwingungsbelastung interpretiert. Der Richtwert für die zulässige Tagesschwingdosis, der in Abhängigkeit von der täglichen Expositionsdauer angegeben ist, gibt an, ab welcher Schwingstärke eine gesundheitliche Schädigung im allgemeinen zu erwarten ist, wenn sich die Einwirkdauer über Jahre hinweg wiederholt.

Mangels fundierter Erkenntnisse über den Schädigungsverlauf, wurden die Grenzwerte der Schwingstärke für Langzeitbelastung aus jenen Werten abgeleitet, die unter Laborbedingungen bei sitzenden Personen zur Schmerzwahrnehmung führen: Die angegebenen Grenzwerte liegen etwa fünfzig Prozent unter den bei Versuchspersonen zu Schmerzen führenden Schwingbelastungen.



Aufgrund der Frequenzbewertung nach vorangegangener Fourier-Analyse können nur lineare Bewertungskonzepte verfolgt werden: Es wird somit ein linearer Zusammenhang zwischen der Beschleunigungseinwirkung und ihrer Auswirkung unterstellt. Eine getrennte Betrachtung von impulsartigen und stochastischen Schwingungseinflüssen ist nicht möglich. Auch der regenerative Einfluß von Pausen sowie die geringere Widerstandsfähigkeit des Körpers im Falle einer Vorschädigung sind in dieses Konzept nicht integrierbar.

Die Herleitung der Bewertungsfunktionen zur Berechnung der Beurteilungsschwingstärke basieren auf der Betrachtung des „Komforts“, also der subjektiven Wahrnehmung eines Schwingungseinflusses. Die Verwendung dieses Verfahrens zur Abschätzung des gesundheitlichen Schädigungspotentials impliziert eine starke Korrelation zwischen menschlicher Wahrnehmung und gesundheitlicher Schädigung.

Das Bewertungskonzept der ISO 2631 entspricht dem der VDI Richtlinie 2057. Die auf den Menschen einwirkenden Beschleunigungen werden in ihre einzelnen periodischen Anteile aufgespaltet und in Abhängigkeit von der Frequenz bewertet. Die bewertete Bandbreite reicht von 0,5 bis 80 Hz. Konkrete Grenzwerte zur Vermeidung einer gesundheitlichen Schädigung werden nicht angegeben.

Seit dem 1.1.1993 können bandscheibenbedingte Erkrankungen der Lendenwirbelsäule unter bestimmten Voraussetzungen als Berufskrankheit anerkannt werden /25/. Voraussetzung für den Nachweis eines beruflichen Kausalzusammenhanges ist eine langjährige, in der Regel mindestens zehnjährige wiederholte Einwirkung von (vorwiegend vertikalen) Ganzkörperschwingungen in Sitzhaltung. Die Bewertung der Schwingungseinwirkung erfolgt auf Basis der Beurteilungsschwingstärke  $KZ_r$ , die gemäß Formel (1) zu einer Gesamtdosis  $D_v$  aufaddiert wird.

$$D_v = \sum_{i=1}^n K_{r,i}^2 \cdot d_i \quad (1)$$

$KZ_{r,i}$ : Beurteilungsschwingstärke gleichartiger Belastungsabschnitte

$d_i$ : Anzahl Expositionstage gleichartiger Belastungsabschnitte

In die Summe gehen jedoch nur diejenigen Tage ein, an denen die Beurteilungsschwingstärke  $KZ_r$  den Wert 16,2 überschritten hat. Sofern Belastungen durch stoßhaltige Schwingungen vorliegen, die zu erhöhter Gefährdung führen, sind bereits Expositionstage mit  $KZ_r > 12,5$  zu berücksichtigen /25/. Mit diesem Verfahren konnte auf der Basis von epidemiologischen Studien bei Baumaschinenführern ein Richtwert für die gefährdende Schwingungsbelastungsdosis abgeleitet werden, der  $580 \cdot 10^3$  beträgt und während des gesamten Berufslebens nicht überschritten werden soll.



## 4. Modellierung des sitzenden Menschen

*In diesem Kapitel werden zunächst die Anforderungen an das zu entwickelnde Modell des menschlichen Oberkörpers zusammengestellt. Anschließend wird das Vorgehen zur Erstellung des Modells sowie die Abbildung seiner Bestandteile erläutert. Die Entwicklung des numerischen Modells erfolgt in drei Teilschritten, wobei das endgültige Rechenmodell des sitzenden Menschen aus der Implementierung einer nichtlinearen Modellierung des zweisegmentalen Wirbelsäulenabschnitts in ein lineares Menschenmodell entsteht.*

### 4.1 Einführung

Primäres Ziel der numerischen Abbildung des sitzenden Menschen ist die Berechnung der im Bereich der Lendenwirbelsäule auftretenden inneren Kräfte sowie des zugehörigen Verformungsverhaltens unter Einfluß vertikaler Ganzkörperschwingungen. Das hierfür benötigte Modell muß einerseits die globalen Massenträgheits-, Steifigkeits-, und Dämpfungseigenschaften des menschlichen Oberkörpers abbilden und andererseits das Verformungsverhalten im Bereich der lumbalen Wirbelsäule detailliert simulieren. Weiterhin muß das Modell in der Lage sein, die im Rahmen von Experimenten beobachtete nichtlineare Zunahme der Steifigkeit unter Flexions- und Extensionsbelastung wiederzugeben.

Die Berechnung von Kraft- und Weggrößen im Bereich der lumbalen Wirbelsäule des sitzenden Menschen setzt lediglich eine vereinfachte Abbildung des Oberkörpers voraus, die alle maßgeblichen Eigenfrequenzen richtig abbildet. Im Bereich der Lendenwirbelsäule ist jedoch eine weitaus aufwendigere Abbildung vorzunehmen, um die Verteilung der Lasten auf die verschiedenen Tragstrukturen sowie die Berücksichtigung des ausgeprägt nichtlinearen Materialverhaltens zu ermöglichen.

Die Modellentwicklung unterteilt sich somit in drei Entwicklungsschritte:

1. Zunächst wird ein lineares Modell des menschlichen Oberkörpers erstellt. Dieses Modell beinhaltet die Komponenten Wirbelsäule, Kopf, innere Organe sowie das Gesäß. Das Modell ist anhand von Eigenfrequenzen sowie durch den Vergleich der Übertragungsfunktionen Kopf-Gesäß mit Werten aus der Literatur zu verifizieren (Kapitel 4.2).
2. Im zweiten Schritt erfolgt die Abbildung eines zweisegmentalen Bewegungssegmentes unter Berücksichtigung von Wirbelkörper, Bandscheibe und Ligamenten. Aufgrund der nichtlinearen Materialeigenschaften der Ligamente stellt das Bewegungssegment eine physikalisch nichtlineare Struktur dar. Durch Auswertung von statischen Kraft-Verformungs- Kennlinien kann das Modell mit aus der Literatur bekannten experimentell gewonnenen Werten verglichen werden (Kapitel 4.3).
3. Durch Aneinanderreihung mehrerer zweisegmentaler Bewegungssegmente kann dann die lumbale Wirbelsäule erstellt werden. Das vollständige nichtlineare Modell des sitzenden Menschen entsteht durch Einbetten des Modells der Lendenwirbelsäule in das lineare Modell des sitzenden Menschen, das im 1. Schritt entwickelt wurde (Kapitel 4.4).

## 4.2 Lineares Modell des sitzenden Menschen

### 4.2.1 Modellbeschreibung

Als Ausgangspunkt für das lineare Modell des sitzenden Menschen wurden die Modelle von BELYTSCHKO (Isolated Ligamentous Spine with Viscera) /6/, /7/ und KITAZAKI /44/ gewählt. Die Modelle orientieren sich eng an der menschlichen Anatomie und bilden jeden Wirbel durch einen eigenen Starrkörper ab. Die genannten Modelle bieten den Vorteil, daß sämtliche Parameter anhand experimenteller Untersuchungen validiert sind. Weiterhin ist das Modell in der Literatur sehr gut dokumentiert.

Die Wirbelsäule stellt die Haupttragstruktur des Systems dar und wird durch eine Reihe von 24 masselosen Balkenelementen abgebildet. Jedes Balkenelement verbindet die geometrischen Mittelpunkte zweier benachbarter Wirbelkörper und ist durch eine Dehn- und Biegesteifigkeit charakterisiert. Der Vorteil dieser Modellierung liegt in dem streng anatomieorientierten Ansatz, der eine Abbildung jedes einzelnen Wirbelkörpers erfordert, und so einen späteren modularen Austausch der Lendenwirbelsäule gegen ein verfeinertes Modell erlaubt. Das Modell ist in Abbildung 4-1 abgebildet: Die einzelnen Wirbel sind durch einen Punkt dargestellt, die Bezeichnung der Wirbelebene ist links angegeben. Zur besseren Orientierung sind zusätzlich Kopf, Oberkörper und Becken als Silhouette grau skizziert.

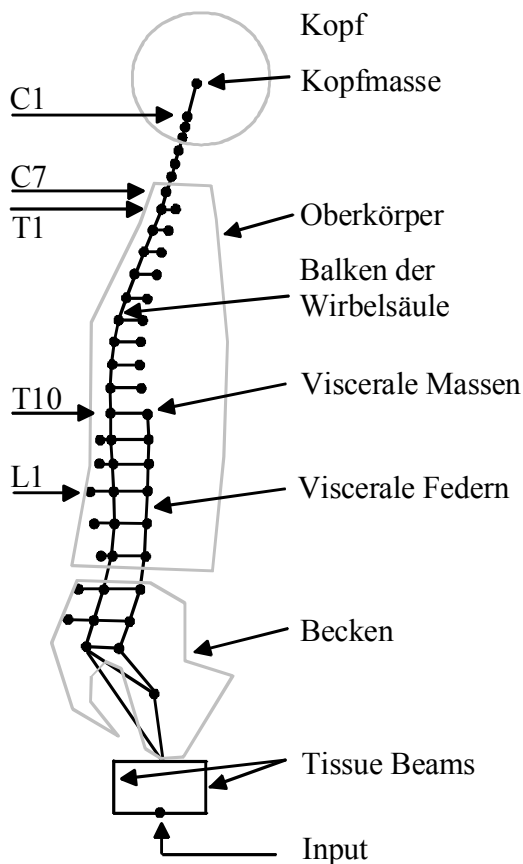


Abbildung 4-1: Modell des sitzenden Menschen

Die Massen der Halswirbel werden im geometrischen Mittelpunkt der Wirbelkörper angebracht, während die Massen im Bereich T1 – T10 anterior, also in Blickrichtung vor der Wirbelsäule, angebracht werden. Die Koppelung der Massepunkte mit den geometrischen Mittelpunkten der Vertebrae erfolgt durch starre Verbindungen.

Im Bereich T11 bis L5 werden die Massen der inneren Organe durch sogenannte Schwabbelmassen an die Wirbelsäule angehängt. Jede dieser Schwabbelmassen stellt einen beweglichen Teil des Bauchraums dar, repräsentiert aber kein spezifisches inneres Organ. Die Summe von Wirbelmasse und Schwabbelmasse entspricht der auf der jeweiligen Körperebene anzunehmenden Körpermasse. Benachbarte Schwabbelmassen werden in vertikaler Richtung mit Dehnfedern verbunden. In horizontaler Richtung wird jede Schwabbelmasse mit dem auf der jeweiligen Körperebene liegenden Wirbel verbunden. In lateraler Ansicht stellen die gegeneinander abgestützten viszerale Massen eine zweite Tragsäule dar. Eine Modellierung der inneren Organe oberhalb der Ebene T10 erscheint nicht sinnvoll, da im Bereich des Brustkorbes kaum bewegliche Organe liegen. Das kaudale Ende der viszerale Massen ist starr mit dem Becken verbunden, während das kranale Ende mit einer steifen Verbindung, die den Rippenkasten abbildet, an den Wirbel T10 angekoppelt ist. In Anlehnung an das Modell von KITAZAKI /44/ wird die Kopfmasse nicht dem obersten Halswirbel C1 zugerechnet sondern wird durch einen im Schwerpunkt des Schädels liegenden Massepunkt abgebildet, der durch ein Balkenelement mit dem Wirbel C1 verbunden wird.

Im Unterschied zu den aus der Literatur bekannten Modellen erfolgt die Berücksichtigung des nachgiebigen Zellgewebes am Gesäß durch einen quadratisch angeordneten Rahmen aus Balkenelementen, der in einem einzelnen Punkt mit der Sitzfläche verbunden ist. Die beiden horizontalen Riegel dieses Rahmens sind biegesteif, während die beiden senkrechten Stiele biege- und schubweich sind.

#### 4.2.1.1 Lineares Modell des sitzenden Menschen: Geometrie

Zur Beschreibung der Geometrie der menschlichen Wirbelsäule liegen eine Vielzahl von Angaben vor. In der Literatur der menschlichen Anatomie wie z.B. BRAUS /11/, SOBOTTA /101/, /102/ /103/ oder ABRAHAMS /1/ erfolgt die Abbildung der Wirbelsäule allerdings nur für einen aufrecht sitzenden Menschen. In dieser geraden Sitzhaltung ist das Becken weit nach vorn gedreht und führt zu einer deutlich nach vorn geneigten unteren Lendenwirbelsäule. Für die Anwendung des Modells auf die Sitzhaltung eines Berufskraftfahrers, der mehrere Stunden am Tag ohne Unterbrechung einer sitzenden Tätigkeit nachgeht, erscheint diese Annahme jedoch unzutreffend.

KITAZAKI /44/ führt zur Beschreibung der Geometrie der Wirbelsäule an acht Probanden anthropometrische Messungen durch. Dabei wird zwischen drei Haltungen unterschieden: aufrecht, normal und gekrümmt. Die aufrechte Haltung entspricht weitestgehend der in den klassischen Anatomiebüchern abgebildeten Körperhaltung. Im Vergleich zur aufrechten

Sitzhaltung ist in der normalen Sitzhaltung das Becken weiter nach hinten geneigt, was zu einer flach ausgebildeten Lordose der Lendenwirbelsäule führt.

Im Falle der gekrümmten Körperhaltung sitzt die Versuchsperson in nach vorn gebeugter Haltung. Bei fast identischer Haltung des Beckens sind Brust- und Halswirbelsäule nun um etwa 25° stärker nach vorn geneigt, als im Falle der normalen Haltung.

Für den Einsatz des Modells zur Simulation des Schwingungsverhaltens von Berufskraftfahrern erscheint die normale Sitzposition am geeignetsten. Eine Übersicht der drei genannten Sitzpositionen gibt Abbildung 4-2.

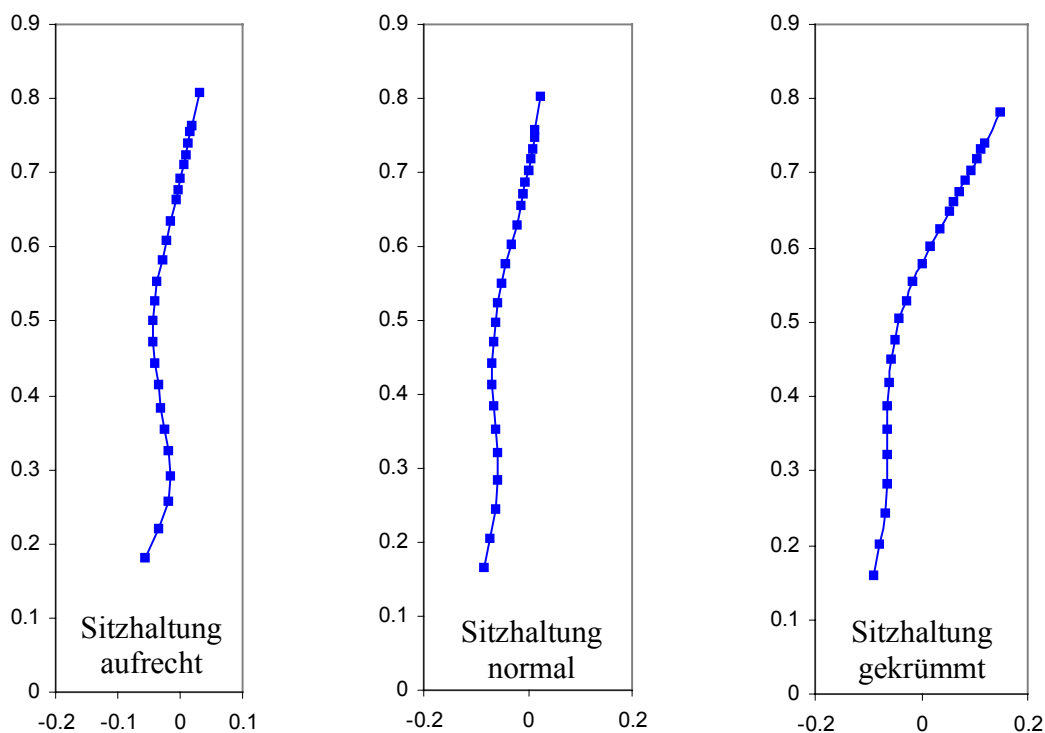


Abbildung 4-2: Vergleich der Sitzpositionen aufrecht, normal und gekrümmt nach /44/

Im Bereich der Halswirbelsäule stimmt der Mittelpunkt des Wirbelkörpers mit dem angenommenen Schwerpunkt der jeweiligen gesamten Körperebene überein. Im Bereich der Brustwirbel T1 – T10 liegt der Massenschwerpunkt ventral der Wirbelschwerpunkte. Die Exzentrizitäten der Torsomassen basieren auf Angaben von LIU UND WICKSTROM /53/. Unterhalb der Ebene T10 erfolgt eine Unterteilung der Massen des Torsos in vertebrale und viszerale Massen. Die zugehörigen Abstände ergeben sich aus dem in Kapitel 4.2.1.3 näher erläuterten Verfahren der Bauchraumflächenmessung. Die in dem vorliegenden Modell verwendeten Daten orientieren sich an den Angaben von LIU UND WICKSTROM /53/ und KITAZAKI /44/.

Die dem entwickelten Modell zugrundeliegenden Knotenkoordinaten sind in Tabelle 4.1 zusammengefasst:

<i>Level</i>	<i>x [m]</i>	<i>y [m]</i>
Kopf	0.0257	0.8025
C1	0.01411	0.7571
C2	0.0118	0.74807
C3	0.00792	0.73289
C4	0.00407	0.7178
C5	0.00017	0.70254
C6	-0.00403	0.68609
C7	-0.00805	0.67036
T1	-0.01207	0.65463
T2	-0.02176	0.62861
T3	-0.03179	0.60297
T4	-0.04179	0.57686
T5	-0.05087	0.55067
T6	-0.05856	0.52325
T7	-0.06346	0.49797
T8	-0.06648	0.47117
T9	-0.06762	0.44318
T10	-0.0673	0.41375
T11	-0.06495	0.38313
T12	-0.06205	0.35307
L1	-0.05911	0.31985
L2	-0.05795	0.28365
L3	-0.06124	0.2451
L4	-0.07109	0.20467
L5	-0.0842	0.16513

Tabelle 4.1: Koordinaten der Wirbelschwerpunkte

#### 4.2.1.2 Lineares Modell des sitzenden Menschen: Massenträgheiten

Die Bestimmung der Massenträgheit des menschlichen Oberkörpers sowie deren über die Höhe veränderliche Verteilung erfolgt getrennt für die Modellgruppen Bauchraum (viszerale Massen), vertebrale Massen, Brust- und Halswirbel, Kopf und Becken.

##### Massen des Bauchraums

Die Massen- und Trägheitseigenschaften des Bauchraumes sowie deren Verteilung läßt sich recht genau anhand von anatomischen Schnittbildern bestimmen. Diese Schnittbilder liefern Informationen über die Verteilung des Bauchvolumens über die vertikale Höhe. Da die Modellierung des Bauchraums lediglich eine verschmierte Abbildung der einzelnen Organe und somit keine Zuordnung zwischen einzelnen Organen und diskreten Massepunkten des

Modells erfordert, kann von einer konstanten Dichte  $\rho$  des Bauchraums ausgegangen werden. Die Masse des Bauchraums ergibt sich aus der Multiplikation des Bauchraumvolumens mit der Dichte  $\rho$ . Die im Rahmen der vorliegenden Modellentwicklung zugrundeliegenden Werte basieren auf Untersuchungen von EYCLESYMER UND SCHOEMAKER /26/ aus dem Jahre 1970 und stimmen mit den von BELYTSCKO ET AL. /7/ und KITAZAKI /44/ verwendeten Daten überein.

EYCLESYMER UND SCHOEMAKER /26/ führten an ausgewählten Personen, die grob dem 50% Massen- und Größenperzentil entsprechen, postmortem 15 Schnittbilder des Bauchraumes durch. Auf Grundlage dieser Schnittbilder konnte der Flächeninhalt des Bauchraumes auf Höhe des jeweiligen Transversalschnittes ermittelt werden. Der Verlauf der Bauchfläche über die vertikale Körperlänge (als Ursprung des vertikalen Koordinatensystems dient die Mitte der untersten Bandscheibe zwischen L5 und Steißbein) ist in Abbildung 4-3 dargestellt:

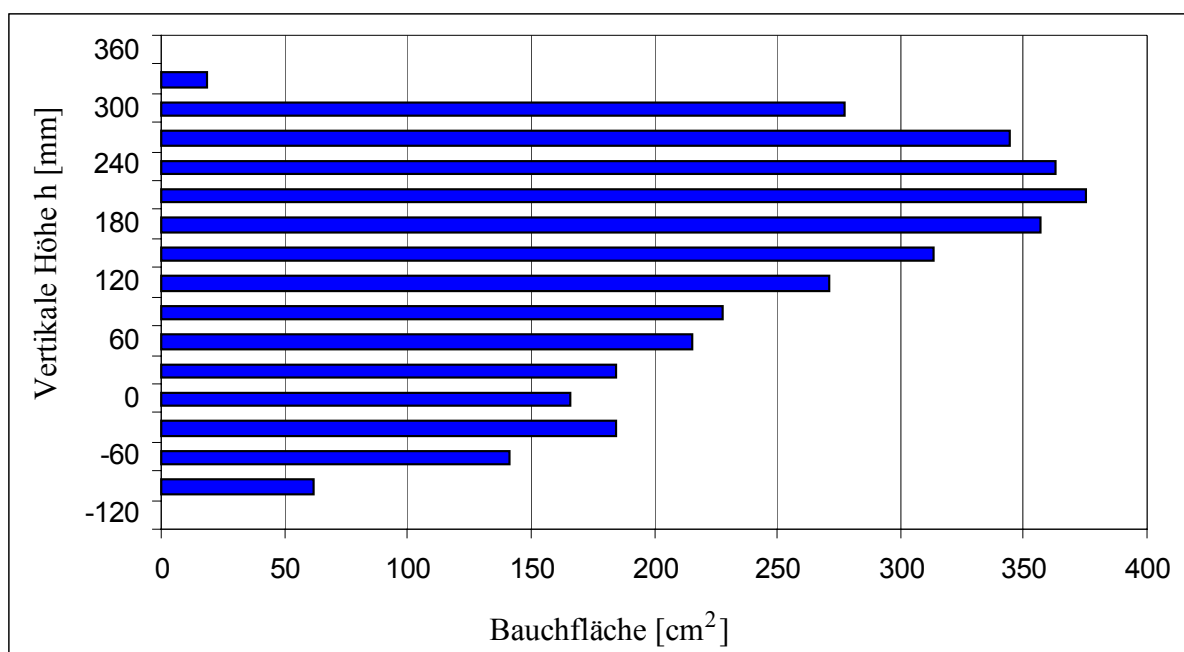


Abbildung 4-3: Verteilung der Bauchfläche über die Höhe nach EYCLESYMER UND SCHOEMAKER /26/

Jede dieser transversalen Schnittflächen des Bauchraums wird von EYCLESYMER UND SCHOEMAKER /26/ unterteilt in eine Einflußfläche für die viszerale Massen und eine Einflußfläche für die vertebrale Massen. Zu den in Abbildung 4-4 dargestellten idealisierten Einflußflächen der Wirbelmassen (vertebrale Massen) zählen neben dem Wirbelkörper selbst auch die an die Wirbelsäule anschließende Muskulatur, sowie die Ligamente. Die viszerale Massen beinhalten sämtliche inneren Organe sowie die umgebenden Muskeln.

Aus den idealisierten Einflußflächen des Bauchraumes lassen sich durch Multiplikation mit der Schichtdicke die zur jeweiligen Ebene zugehörigen Bauchraumvolumen berechnen.



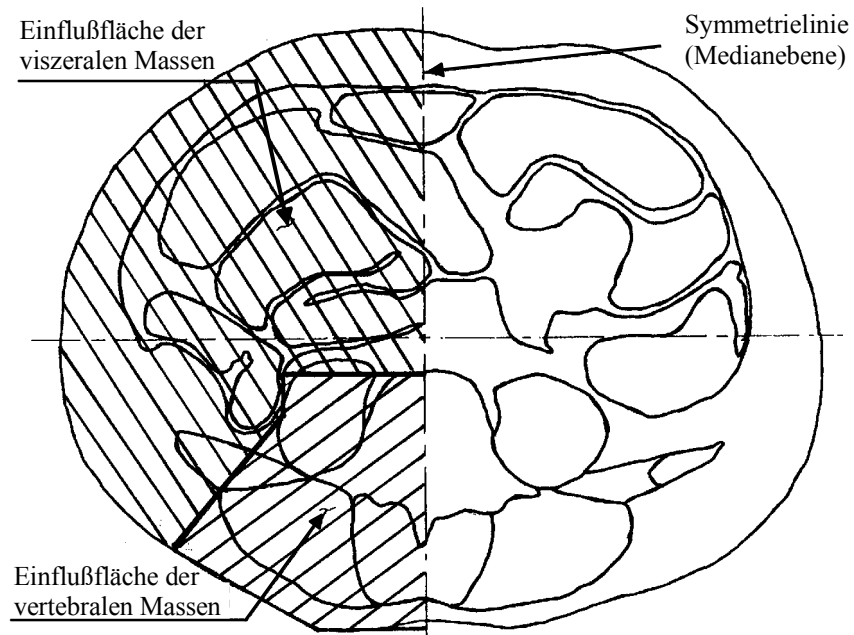


Abbildung 4-4: Idealisierung des Bauchraumes nach /26/

Zum Vergleich ist in Abbildung 4-5 ein mittels magnetischer Resonanztomographie (MR) gewonnener Transversalschnitt durch den Oberbauch abgebildet. Die Aufnahme erfolgte in Höhe des Discus Intervertebralis zwischen Vertebrae T12 und L1 in der Ansicht von unten.

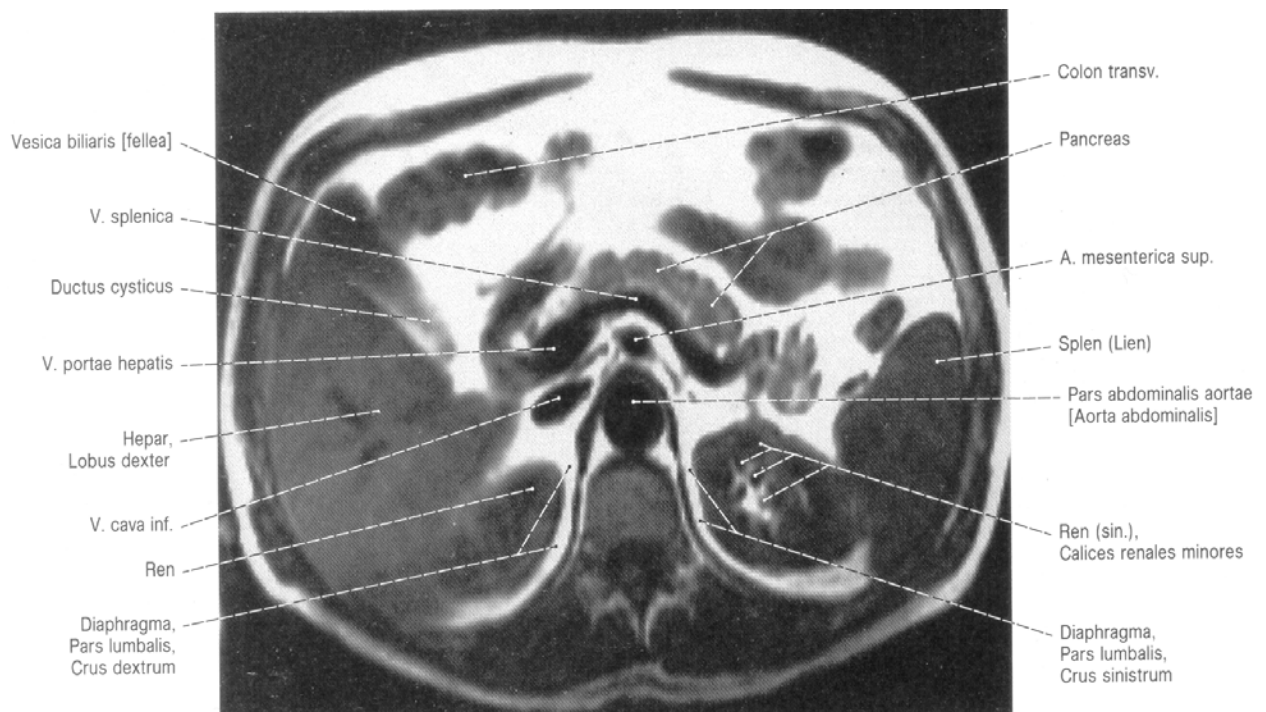


Abbildung 4-5: Magnetische Resonanztomographie der Oberbauchs /102/

Die Abbildung der viszeralen Massen erfolgt im Rechenmodell durch eine Kette von Einzelmassen, die ventral jeweils einem Wirbelkörper zugeordnet sind. Da sich der Bauch-

raum auf den Bereich zwischen Becken und Rückenwirbel T10 begrenzt, ergeben sich acht Massen. Die vertikale Lage dieser Massen ist durch die Höhenlage des zugehörigen Wirbelkörpers definiert, während der horizontale Abstand in anteriore-posteriore Richtung aus dem geometrischen Mittelpunkt der viszeralen Einflußfläche gegeben ist. Aufgrund der unterstellten Symmetrie zur Medianebene, kann die Bestimmung des lateralen Abstandes entfallen.

Die in dem entwickelten Modell verwendeten Massen basieren auf einer Massenberechnung unter Annahme einer Dichte  $\rho$  des Bauchraumes von  $1.000 \text{ kg/m}^3$ . Dieser Wert wird in der jüngeren Literatur von PEARSALL ET. AL. /77/ bestätigt. Die so berechneten Massen sind in Tabelle 4.2 zusammengestellt:

<i>Level</i>	<i>Viszerale Masse [kg]</i>
T11	1,282
T12	1,341
L1	1,676
L2	1,670
L3	1,720
L4	1,625
L5	1,774
S1	1,708

Tabelle 4.2: Viszerale Massen nach BELYTSCHKO /7/

### Vertebrale Massen

Um in jeder Schnittebene das vorhandene Körpervolumen möglichst realitätsnah abzubilden und auf die viszeralen und vertebrealen Massepunkte aufzuteilen, erfolgt der Ansatz der vertebrealen Massen ebenfalls auf Grundlage der Angaben von BELYTSCHKO /7/ bzw. EYCLESHYMER /26/. Eine mehrfache Berücksichtigung einzelner Masseanteile, die zu einer Überschätzung des Gesamtgewichtes des Oberkörpers führen würde, wird so vermeiden. Die in dem entwickelten Modell verwendeten Massen beruhen auf den oben erläuterten Transversalschnitten und sind in Tabelle 4.3 zusammengefaßt:

<i>Level</i>	<i>Translationsmasse [kg]</i>	<i>Rotationsmasse [kgm<sup>2</sup>]</i>
T11	0,3184	0,6413
T12	0,3329	0,6349
L1	0,2842	0,6906
L2	0,3420	0,7372
L3	0,4325	0,7409
L4	0,5621	0,5553
L5	0,4659	0,4774

Tabelle 4.3: Vertebrale Massen im Bereich T11-L5 nach BELYTSCHKO /7/

Die Summe der viszeralen und vertebralen Massen stimmen mit den von LIU UND WICKSTROM /53/ angegebenen Massen des menschlichen Torsos weitgehend überein.

### Massen für Brust- und Halswirbel, Kopf und Becken

Die translatorischen und rotatorischen Massen der Hals- und Brustwirbel folgen den Angaben von LIU UND WICKSTROM /53/. Die Trägheitseigenschaften der Oberarme wurden anteilig in die Brustwirbel eingerechnet. Die Trägheitseigenschaften des Kopfes stammen aus Untersuchungen der NASA /62/ und stimmen mit den Angaben von Buck /16/, BELYTSCHKO /7/ und KITAZAKI /44/ überein.

Bei der Modellierung des Beckens wurde auf die Massenannahmen von KITAZAKI /44/ zurückgegriffen. Die dort angegebenen Werte berücksichtigen neben dem eigentlichen Becken auch die aus den Oberschenkeln resultierenden Trägheitseinflüsse.

Einen zusammenfassenden Überblick über die bei der Modellentwicklung verwendeten translatorischen und rotatorischen Massenträgheiten gibt Tabelle 4.4. Die dort angegebenen rotatorischen Trägheiten beziehen sich auf den jeweiligen Massenschwerpunkt.

<i>Level</i>	<i>Translationsmasse [kg]</i>	<i>Rotationsmasse [kgm<sup>2</sup>]</i>
Kopf	4,5	2,0
C1	0,815	0,0601
C2	0,815	0,0601
C3	0,815	0,0601
C4	0,815	0,0601
C5	0,815	0,0601
C6	0,900	0,0656
C7	1,200	0,0775
T1	2,114	0,0745
T2	1,829	0,2077
T3	1,915	0,2878
T4	1,819	0,3138
T5	1,930	0,3838
T6	1,948	0,4425
T7	1,308	0,5374
T8	1,326	0,5543
T9	1,417	0,6164
T10	1,352	0,6028
Becken	16,879	14,13

Tabelle 4.4: Translatorische und rotatorische Massenträgheiten

Die Gesamtmasse des entwickelten Modells beträgt 60.046 kg und stimmt grob mit der Gesamtmasse des von BUCK /16/ entwickelten Modells (57,431 kg) überein.

### 4.2.1.3 Lineares Modell des sitzenden Menschen: Steifigkeiten

Das entwickelte lineare Modell des sitzenden Menschen sieht eine Modellierung der Wirbelsäule durch Punktmassen und Balkenelemente vor. Die Punktmassen bilden die einzelnen Wirbelkörper ab und sind über Balkenelemente, die Nachgiebigkeit der Zwischenwirbelbereiche repräsentieren, miteinander verbunden. Die Nachgiebigkeit des Wirbelkörpers selbst wird dabei vernachlässigt. Zusätzlich zu den Balkenelementen müssen die Steifigkeiten der viszeralen Federn und der das am Gesäß anliegende Gewebe abbildenden Tissue-Beams bestimmt werden.

#### Steifigkeiten der Balkenelemente der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule des erstellten linearen Rechenmodells ist im Bereich von C1 bis L5 durch eine Reihe von Balkenelementen abgebildet. Jeder Balken verbindet die Mittelpunkte der beiden benachbarten Wirbelkörper und bildet die Steifigkeit der in den Zwischenwirbelbereichen wirksamen Bandscheiben und Ligamente ab.

Die Steifigkeitswerte der Halswirbelsäule sowie der Verbindung zwischen Kopf und oberstem Halswirbel entsprechen den Angaben von WILLIAMS UND BELYTSCHKO /111/. Die verwendeten Steifigkeiten der Balken im Bereich der Brust- und Lendenwirbel basieren auf Angaben von KITAZAKI /44/.

<i>Level</i>	<i>Dehnsteifigkeit EA [N]</i>	<i>Biegesteifigkeit EI [kNm<sup>2</sup>]</i>
Kopf – C1	18.70	25.77
C1 – C2	8.39	2.80
C2 – C3	1.25	10.97
C3 – C4	1.56	11.83
C4 – C5	1.89	12.51
C5 – C6	2.72	16.42
C6 – C7	3.57	16.65
C7 – T1	6.01	21.66
T1 – T2	3.89	19.44
T2 – T3	7.71	33.04
T3 – T4	11.70	41.94
T4 – T5	19.40	58.21
T5 – T6	19.90	54.11
T6 – T7	18.00	46.35
T7 – T8	18.90	40.45
T8 – T9	21.60	42.02
T9 – T10	23.30	45.34
T10 – T11	26.00	46.37
T11 – T12	21.10	45.30
T12 – L1	21.00	60.03
L1 – L2	22.80	77.15
L2 – L3	24.40	77.38

L3 – L4	26.20	83.22
L4 – L5	23.30	77.90
L5 – L6	2.41	50.64

Tabelle 4.5: Steifigkeiten der Balkenelemente der Wirbelsäule

### Steifigkeiten der viszerale Federn

Für die Steifigkeiten der viszerale Federn werden die Angaben von KITAZAKI /44/ übernommen. Die dort angegebenen Werte stellen eine leichte Modifikation der von BELYTSCHKO UND PRIVITZER /7/ verwendeten Steifigkeiten dar. Diese beruhen auf der Messung von Wellenausbreitungsgeschwindigkeiten im Bauchraum unter stoßartiger Erregung. Tabelle 4.6 stellt die viszerale Steifigkeiten zusammen:

	<i>Level</i>	<i>Dehnsteifigkeit [kN/m]</i>
vertikal	T10 – T11	28,60
	T11 – T12	26,20
	T12 – L1	24,20
	L1 – L2	22,40
	L2 – L3	19,10
	L3 – L4	16,40
	L4 – L5	16,80
	L5 – S1	12,90
horizontal	alle	30,00

Tabelle 4.6: Steifigkeiten der viszerale Federn

### Steifigkeit des Zellgewebes am Gesäß (Tissue Beams)

Die unter dem Gesäß angeordnete Rahmenkonstruktion dient der Berücksichtigung der Verformung des dort befindlichen Zellgewebes. Da es in der Literatur kaum zuverlässige Angaben über das Schub- und Druckverhalten menschlichen Gewebes gibt, erfolgt die Abbildung dieser Schicht unter Verwendung fiktiver Materialeigenschaften, die das mechanische Verhalten des Zellgewebes nur unzureichend, das Verhalten der Gesamtstruktur jedoch hinreichend gut abbilden.

In Abbildung 4-6 ist der Bereich des Zellgewebes vergrößert dargestellt. Im Unterschied zu den in der Literatur verwendeten Rahmenkonstruktionen wird in dem entwickelten Modell ein quadratisch ausgebildeter Rahmen implementiert, dessen oberer und unterer Riegel druck- und biegesteif angenommen wird.

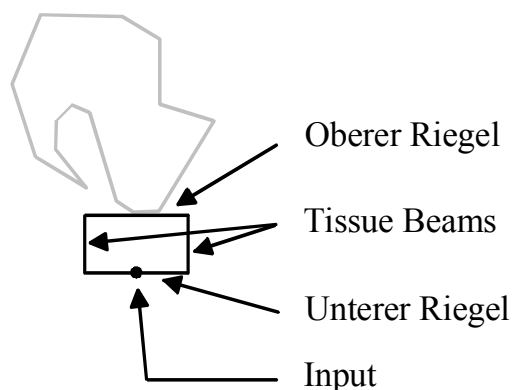


Abbildung 4-6: Buttock Tissue Beams

Die senkrechten Stiele erhalten eine Steifigkeit, die sich grob an den Werten von KITAZAKI /44/ orientiert. Ein genauer Vergleich mit Werten aus der Literatur ist nicht möglich, da die dort verwendeten Modelle nur unzureichend beschrieben sind oder die Geometrie der gewählten Rahmenstruktur nicht angegeben ist.

Der Vorteil des gewählten Ansatzes unter Verwendung eines oberen und unteren Riegels liegt in der Lagerung des gesamten Modells in einem einzelnen Punkt. Die Anregung des Modells erfolgt somit ausschließlich über diesen Fußpunkt. So ist es problemlos möglich, das Modell des sitzenden Menschen über den Fußpunkt an andere Modelle (Modell des Fahrersitzes oder LkW-Modell) anzukoppeln. Ebenso ist es möglich, die zwischen Sitz und Gesäß auftretenden Schwingungsverläufe zu ermitteln und mit Meßwerten, die während der Fahrt eines Fahrzeugs gemessen wurden, zu vergleichen.

Die Abmessungen der für das entwickelte Rechenmodell gewählten Rahmenkonstruktion betragen 10 cm x 10 cm. Die Materialkennwerte der senkrechten Balkenelemente betragen:

	<i>Tissue Beam vorn</i>	<i>Tissue Beam hinten</i>
E [kN/m <sup>2</sup> ]	1,00	1,00
A [m <sup>2</sup> ]	1,50	1,50
I [m <sup>4</sup> ]	1,00	1,00

Tabelle 4.7: Materialkennwerte der Tissue Beams

Das vollständige Modell ist in Abbildung 4-7 und Abbildung 4-8 dargestellt. Zur Veranschaulichung sind die einzelnen Wirbelkörper durch rechteckige Quader symbolisiert. Die verwendeten Balken- und Federelemente sind durch je eine Linie dargestellt.

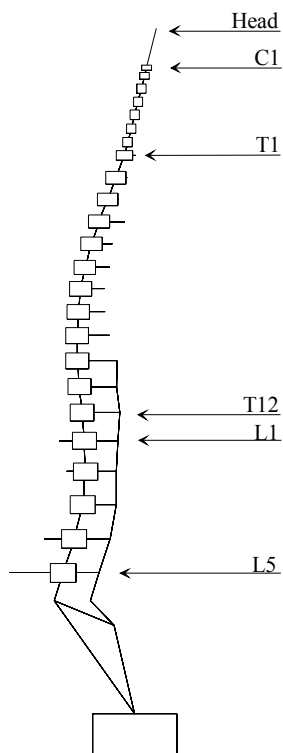


Abbildung 4-7: Modell des sitzenden Menschen

In Abbildung 4-8 ist das Modell des sitzenden Menschen aus verschiedenen Perspektiven abgebildet:

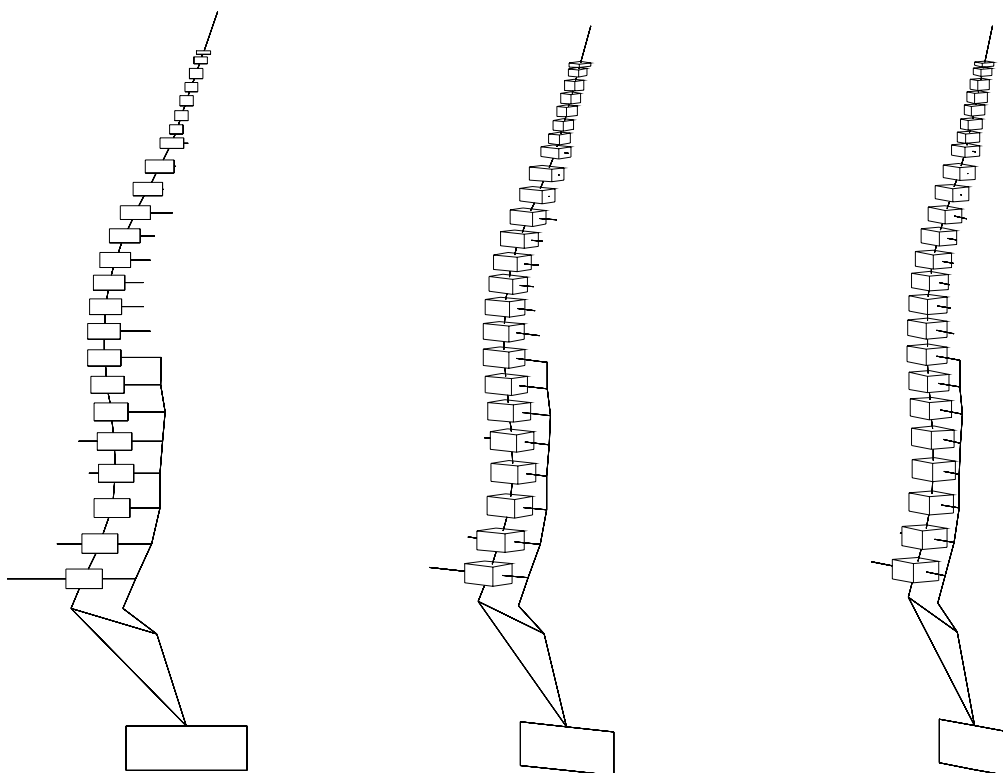


Abbildung 4-8: Modell des sitzenden Menschen aus verschiedenen Perspektiven

## 4.2.2 Modellverifikation

Vor der Anwendung und Weiterentwicklung wird das lineare Modell des sitzenden Menschen einer Überprüfung unterzogen. Die notwendige Validierung des Modells erfolgt innerhalb der Anwendungsgrenzen, für die das Modell später herangezogen werden soll. Für das vorgestellte Modell des sitzenden Menschen bedeutet dies, daß das globale Verhalten des Modells unter vertikalen dynamischen Einwirkungen überprüft werden muß. Hierzu werden die ungedämpften Eigenfrequenzen der Struktur sowie die Übertragungsfunktion zwischen vertikaler Sitzanregung und vertikaler Kopfauslenkung berechnet und mit geeigneten Werten aus der Literatur verglichen.

### 4.2.2.1 Eigenfrequenzen

Die Eigenfrequenzen und zugehörigen Eigenformen stellen wesentliche Kenngrößen eines Schwingungssystems dar. Da in die Berechnung der Eigenfrequenzen Steifigkeits- und Massenparameter einfließen, lassen sich anhand der Eigenfrequenzen Aussagen über das dynamische Verhalten des Modells treffen. In Abbildung 4-9 sind die berechneten Eigenfrequenzen und die zugehörigen Eigenformen des Modells zusammen mit der unverformten Struktur dargestellt.

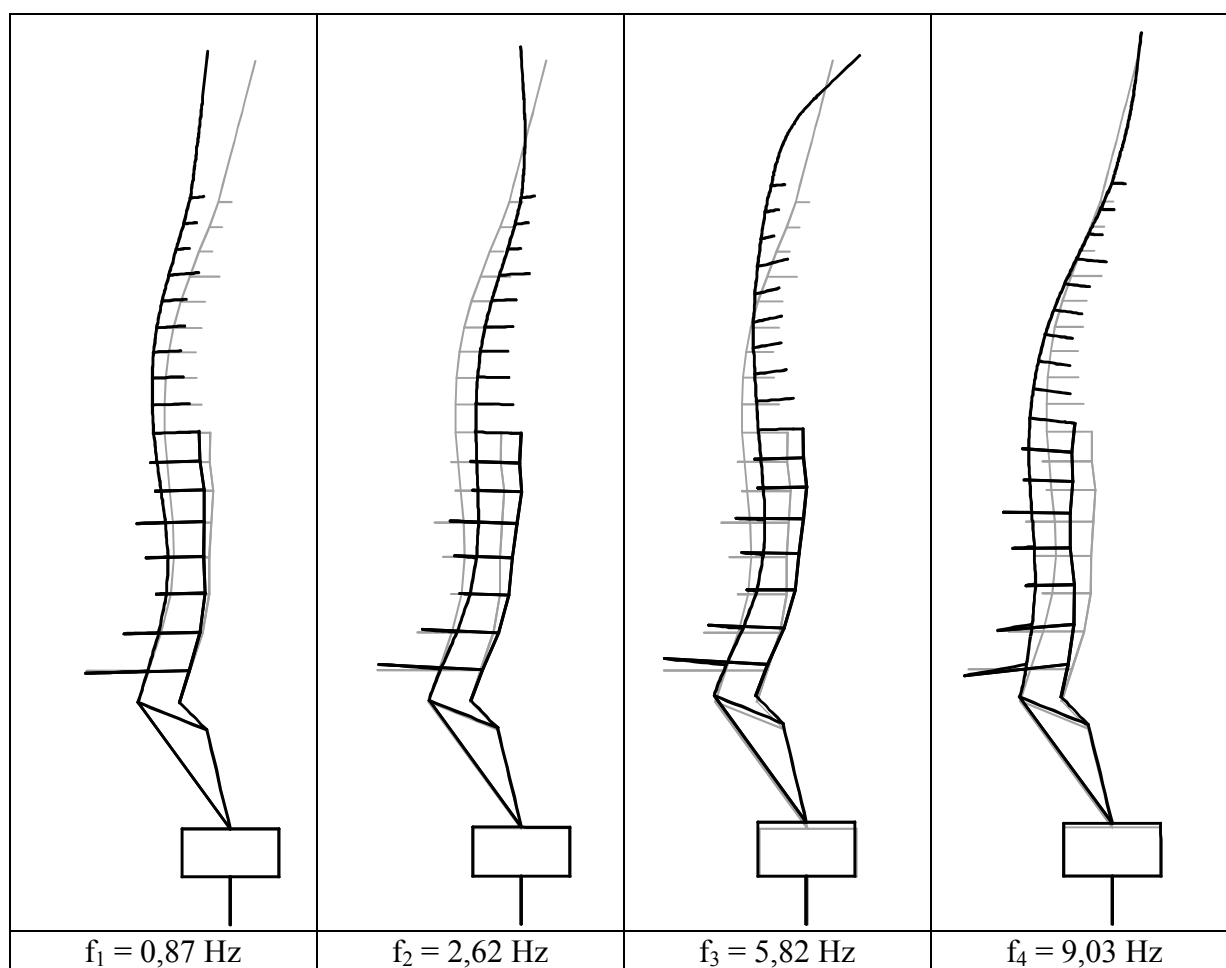


Abbildung 4-9: Eigenfrequenzen und Eigenformen des Modells des sitzenden Menschen



In der Fachliteratur existieren keine verwertbaren Angaben über experimentell ermittelte Eigenfrequenzen. Eine erste Überprüfung des Modells erfolgt daher durch einen Vergleich der ungedämpften Eigenfrequenzen des entwickelten Modells mit den ungedämpften Eigenfrequenzen der Modelle von BUCK /16/, DER BUNDESANSTALT FÜR ARBEITSSCHUTZ UND ARBEITSMEDIZIN (BAUA) /15/ und des Modells von KITAZAKI /44/. Die ersten vier Eigenfrequenzen der verschiedenen Modelle sind in Tabelle 4.8 zusammengestellt:

Nr.	Modell Buck	Modell BAuA	Kitazaki	eigenes Modell
1	0,82 Hz	0,62 Hz	1,49 Hz	0,87 Hz
2	2,30 Hz	2,87 Hz	2,81 Hz	2,62 Hz
3	5,43 Hz	4,88 Hz	5,77 Hz	5,82 Hz
4	7,49 Hz	8,11 Hz	8,96 Hz	9,03 Hz

Tabelle 4.8: Vergleich der Eigenfrequenzen verschiedener Modelle

Bei den in Tabelle 4.8 zusammengestellten Werten wurden die in der Veröffentlichung von KITAZAKI /44/ angegebenen vierte und sechste Eigenfrequenzen ( $f_4 = 5,06$  Hz und  $f_6 = 7,51$  Hz) nicht berücksichtigt, da es sich bei diesen Schwingungsformen um lokale Schwingungen im Bereich des Bauchraumes handelt, die zu keinen Biegeverformungen im Bereich der Wirbelsäule führen. Ferner ist zu beachten, daß sich die Entwicklung des Modells der BUNDESANSTALT FÜR ARBEITSMEDIZIN UND ARBEITSSCHUTZ stark an der Modellierung und dem Vorgehen von BUCK orientiert und es sich somit nicht um ein unabhängiges Modell handelt.

Trotz der zum Teil stark unterschiedlichen Ansätze zur Modellierung einzelner Komponenten des menschlichen Körpers zeigen die Eigenfrequenzen der vier verglichenen Modelle eine sehr gute Übereinstimmung.

#### 4.2.2.2 Übertragungsfunktion Kopf - Sitz

Zur Überprüfung des dynamischen Systemverhaltens unter vertikaler Schwingungsanregung wird die Übertragungsfunktion zwischen Sitz und Kopf herangezogen. Hierzu wird das Gesäß durch eine harmonische Schwingung mit der Einheitsamplitude von 1 cm angeregt. Sobald der Einschwingvorgang abgeschlossen ist, geht die vertikale Bewegung des Kopfes in eine harmonische Schwingung über, wobei die Schwingfrequenz mit der Anregerfrequenz übereinstimmt. Aufgrund der Linearität des verwendeten Rechenmodells ist die Größe der eingeleiteten Schwingungsamplitude irrelevant, da lediglich das Verhältnis zwischen Anregungsamplitude und Schwingungsantwort ermittelt wird.

Eine über den Sitz eingeleitete harmonische Anregung mit einer Schwingungsamplitude von 1 cm wirkt bei sehr niedrigen Frequenzen quasi-statisch und führt zu einer vertikalen Kopfauslenkung von ebenfalls 1 cm. Bei sehr hohen Frequenzen aktiviert das Modell aufgrund der hohen Beschleunigungen derart starke Trägheitskräfte, daß die Schwingungsamplitude am Kopf mit steigender Frequenz gegen Null geht.

Die Verifikation des dynamischen Verhaltens des entwickelten linearen Modells des menschlichen Oberkörpers erfolgt durch den Vergleich der vertikalen Sitz-Kopf Übertragungsfunktion mit den Übertragungsfunktionen der bereits zum Vergleich der Eigenfrequenzen herangezogenen Modelle von BUCK /16/, der BUNDESANSTALT FÜR ARBEITSSCHUTZ UND ARBEITSMEDIZIN (BAUA) /15/ und dem Modell von KITAZAKI /44/. In Abbildung 4-10 sind die Amplituden der Übertragungsfunktionen im Frequenzbereich 0,5 bis 10 Hz dargestellt:

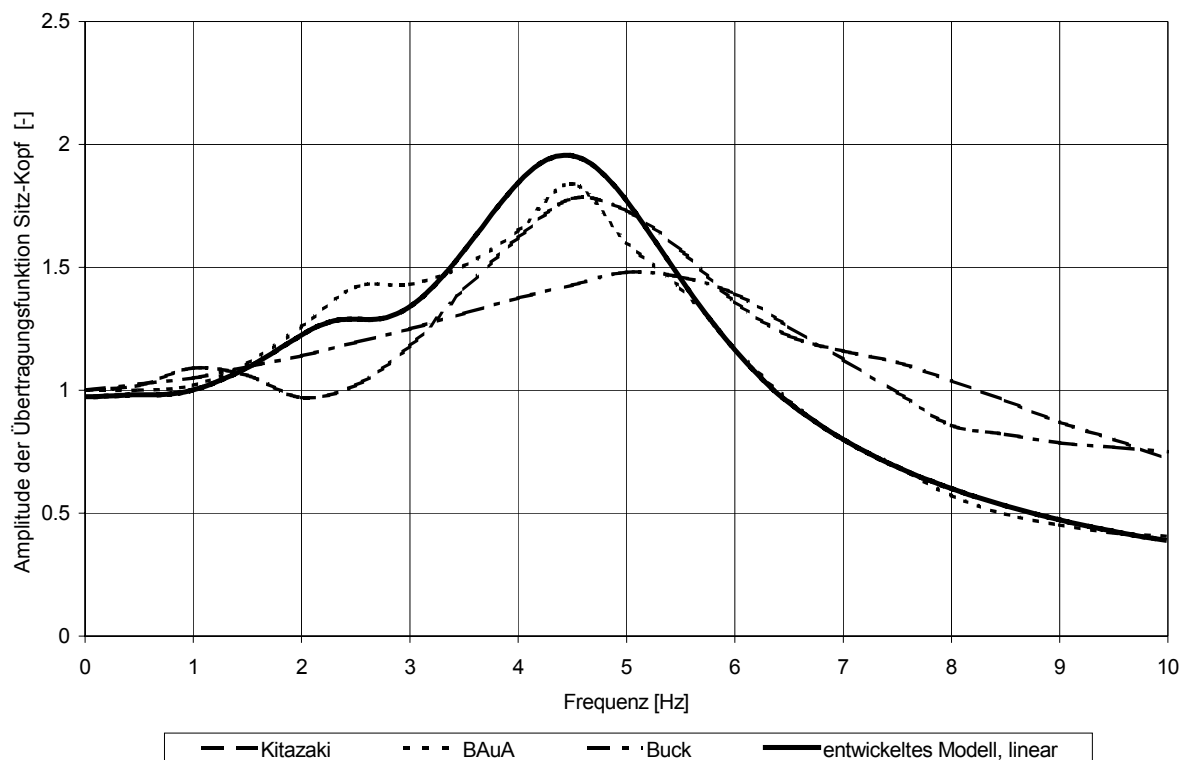


Abbildung 4-10: Sitz-Kopf Übertragungsfunktion (Amplitude) verschiedener Modelle des sitzenden Menschen

Mit Ausnahme des Modells von BUCK zeigen alle Rechenmodelle eine maximale Überhöhung im Bereich von vier bis fünf Hertz, wobei das absolute Maximum bei etwa 4,5 Hz auftritt. Das im Rahmen der vorliegenden Arbeit entwickelte Modell, sowie das Modell der BUNDESANSTALT FÜR ARBEITSSCHUTZ UND ARBEITSMEDIZIN weisen zusätzlich noch ein lokales Maximum im Bereich von zwei bis drei Hertz auf. Im Falle einer statischen Auslenkung weisen alle genannten Modelle einen Überhöhungsfaktor von 1,0 auf.

Im Bereich von 3,5 bis 5 Hz liegen die Werte der Übertragungsfunktion des entwickelten Modells geringfügig oberhalb der Werte der Modelle aus der Literatur. Im Frequenzbereich von fünf bis zehn Hertz liefert das entwickelte Modell Werte, die mit denen des Modells der BAUA weitgehend übereinstimmen.

Die Übereinstimmung mit den genannten Modellen aus der Literatur ist insgesamt sehr gut. Sowohl der qualitative Verlauf als auch der quantitative Vergleich der Überhöhungsfaktoren

läßt den Schluß zu, daß das vorgestellte Modell das dynamische Verhalten unter vertikalem Schwingungseinfluß gut abbildet.

Bei der Überprüfung der vertikalen Sitz-Kopf Übertragungsfunktion des entwickelten Rechenmodells kann neben dem Vergleich mit Übertragungsfunktionen von Rechenmodellen aus der Literatur auch auf experimentell ermittelte Funktionen zurückgegriffen werden: Angaben über an verschiedenen Versuchspersonen festgestellten Übertragungsfunktionen finden sich in den Veröffentlichungen von COERMANN /20/, GRIFFIN ET AL. /34/, PADDAN UND GRIFFIN /72/, KITAZAKI /45/ und HINZ UND SEIDEL /37/. Eine Übersicht der Amplituden verschiedenen Übertragungsfunktionen gibt Abbildung 4-11.

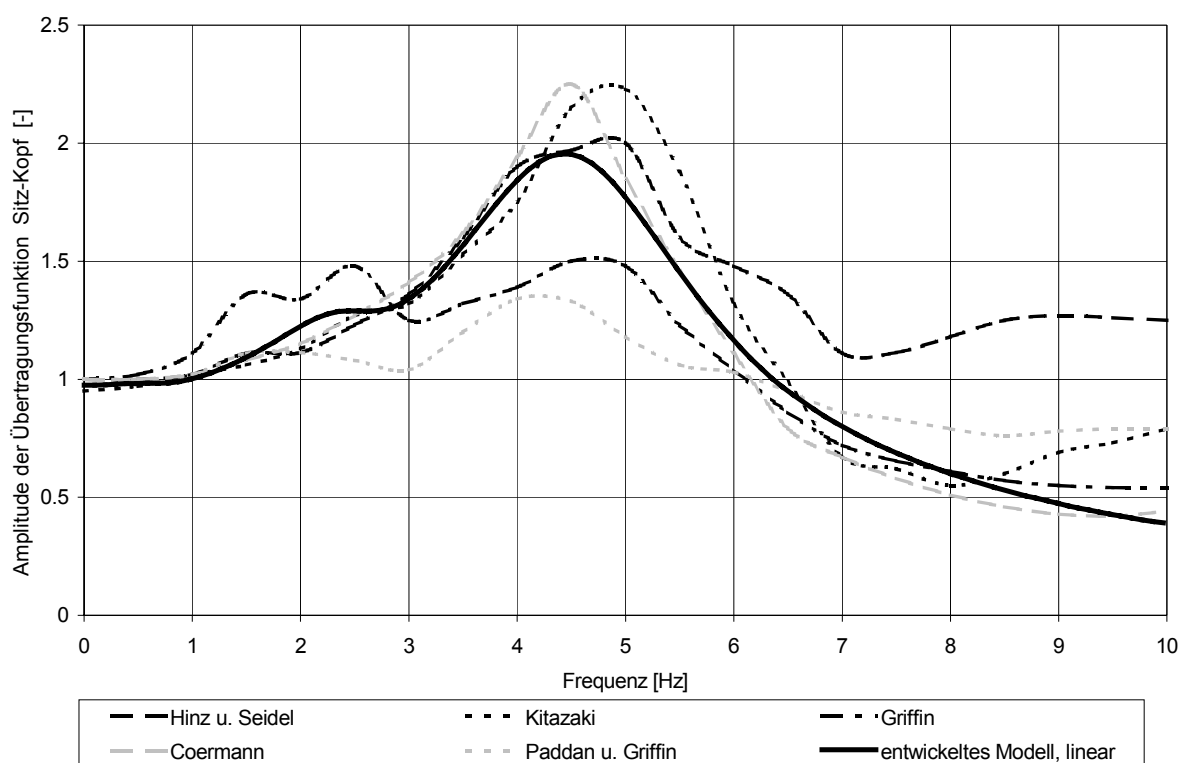


Abbildung 4-11: Vergleich der Kopf-Sitz Übertragungsfunktion mit experimentell ermittelten Werten

Wie bereits bei der Gegenüberstellung der verschiedenen Rechenmodelle in Abbildung 4-10 wird zwischen dem qualitativen Verlauf der Übertragungsfunktion über die Frequenzachse und der quantitativen Überhöhung unterschieden:

Der qualitative Verlauf der Amplituden der vertikalen Sitz-Kopf Übertragungsfunktion zeigt eine deutliche Überhöhung im Bereich von 4,0 bis 5,0 Hz: Alle in Abbildung 4-11 dargestellten Übertragungsfunktionen weisen in diesem Frequenzbereich ein deutliches Resonanzverhalten auf. Mit Ausnahme der Meßergebnisse von HINZ UND SEIDEL findet oberhalb von sieben Hertz keine Vergrößerung der Schwingungsamplitude mehr statt. Einige der dargestellten Übertragungsfunktionen weisen ein lokales Maximum im Bereich von etwa 2,5 Hz auf. Dieses Maximum ist deutlich schwächer ausgebildet, als das absolute Maximum bei etwa 4,5 Hz. Unterhalb von 2 Hz nähert sich der Verlauf mit abnehmender Frequenz der quasi-statischen Lösung von 1,0 an.

Die quantitative Auswertung der dargestellten Übertragungsfunktionen zeigt eine dynamische Überhöhung im Resonanzbereich zwischen vier und fünf Hertz. Die maximale Überhöhung beträgt im Mittel 1,856 bei einer Standardabweichung von  $\pm 0,377$ . Der Maximalwert der Übertragungsfunktion des entwickelten Rechenmodells liegt bei 1,96 und befindet sich somit innerhalb der Streuung der experimentell ermittelten Übertragungsfunktionen:

<i>Mittelwert (Versuche)</i>	<i>Standartabweichung (Versuche)</i>	<i>Resonanzfrequenz (Rechenmodell)</i>
1,856	$\pm 0,377$	1,96

Tabelle 4.9: Maximale dynamische Überhöhung des Rechenmodells im Vergleich zu Werten aus der Literatur

Mit steigender Frequenz ist das Übertragungsverhalten des entwickelten Modell mit dem experimentell Befund nahezu identisch.

Das Übertragungsverhalten des entwickelten Modells zeigt sehr gute Übereinstimmung mit den in Abbildung 4-11 dargestellten am lebenden Menschen ermittelten Übertragungseigenschaften. Sowohl der qualitative Verlauf als auch der quantitative Vergleich der Überhöhungsfaktoren läßt den Schluß zu, daß das vorgestellte Modell das globale Schwingungsverhalten des sitzenden Menschen unter vertikalem Schwingungseinfluß gut abbildet.

### 4.3 Modell eines zweisegmentalen Wirbelsäulenabschnitts

Das in Kapitel 4.2 vorgestellte Modell des sitzenden Menschen bildet das Bewegungsverhalten der Lendenwirbelsäule unter Verwendung linearer Balkenelemente ab. Das tatsächliche Verhalten des lumbalen Wirbelsegmentes ist jedoch deutlich nichtlinear und in seinem Tragverhalten durch einen Biegebalken nur unzureichend zu beschreiben. Für einen zweisegmentalen Wirbelsäulenabschnitt wird daher ein nichtlineares Rechenmodell erstellt, das in der Lage ist, die unter vorgegebener Last auftretenden Relativbewegungen zweier benachbarter Wirbelkörper unter Berücksichtigung des nichtlinearen Materialverhaltens abzubilden.

#### 4.3.1 Modellbeschreibung

Im Unterschied zum linearen Modell des sitzenden Menschen erfolgt die Abbildung des zweisegmentalen Wirbelsäulenabschnitts unter Verwendung eines anatomieorientierten Ansatzes. Das Modell besteht aus den drei Komponenten Wirbelkörper, Bandscheibe und Ligamenten und wird als masselos angenommen. Die für das erstellte statische Modell angenommenen Parameter dieser drei Komponenten werden in den folgenden drei Kapiteln erläutert.

##### 4.3.1.1 Wirbelkörper

Eine besondere Bedeutung kommt der Beschreibung der Geometrie der Wirbelkörper zu, da zur anatomieorientierten Modellierung der Gesamtsteifigkeit des Wirbelsäulenabschnitts die räumliche Anordnung der Ligamente von entscheidendem Einfluß ist. Die dem Modell zugrundeliegenden Geometriedaten basieren auf einer von PINGEL /78/ durchgeführten computertomographischen Auswertung einer Lendenwirbelsäule von L1 bis L5.

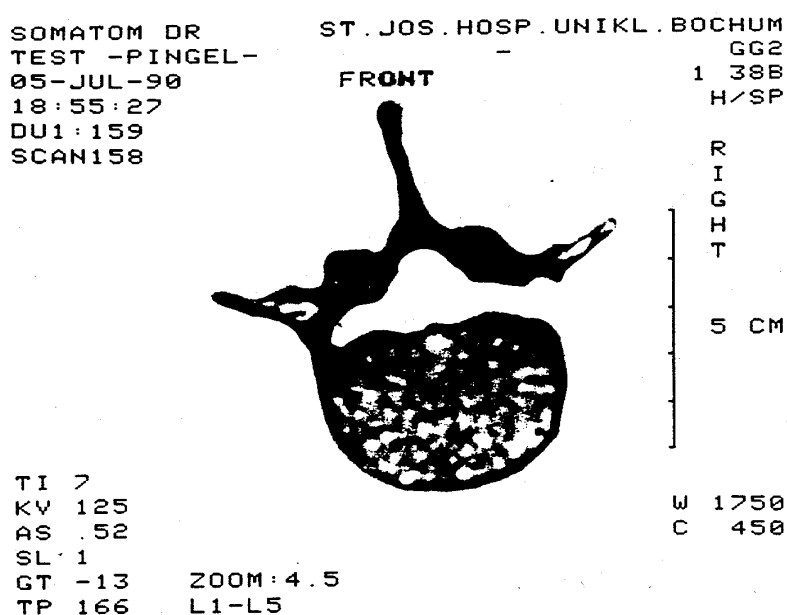


Abbildung 4-12: Transversale Computertomographie der Lendenwirbelsäule

Abbildung 4-12 zeigt einen Transversalschnitt durch den Wirbel L5 auf Höhe der kranalen Knochenendplatte. Die Computertomographie erlaubt die schichtweise Abbildung der Lendenwirbelsäule mit einer konstanten Schichtdicke von einem Millimeter. Die von PINGEL /78/ gewählte Anordnung des Lendenwirbelsäulenpräparates im Computertomographen erfolgt derart, daß eine der aufgenommenen Schichten mit der Ebene, die die Bandscheibe zwischen den Wirbeln L4 und L5 in kranaler bzw. kaudaler Richtung halbiert, zusammenfällt.

Die so gewonnenen computertomographischen Aufnahmen wurden von PINGEL schichtweise von Hand digitalisiert. Aus diesem Vorgehen resultieren für jede Wirbelschicht die ebenen, zweidimensionalen Koordinaten maßgeblicher Punkte der Kontur des Wirbels. Die dritte Koordinate zur Definition der Randpunkte ergibt sich aus der Lage der untersuchten Schicht. Nach erfolgreicher Beschreibung der Lendenwirbeloberfläche wird das umschriebene Volumen des Körpers unter Verwendung von Volumenelementen diskretisiert.

Der Transversalschnitt in Bild Abbildung 4-13, dessen Computertomographie in Abbildung 4-12 wiedergegeben ist, zeigt sowohl die digitalisierte Kontur der Wirbelschicht als auch die in Abhängigkeit davon gewählte Diskretisierung.

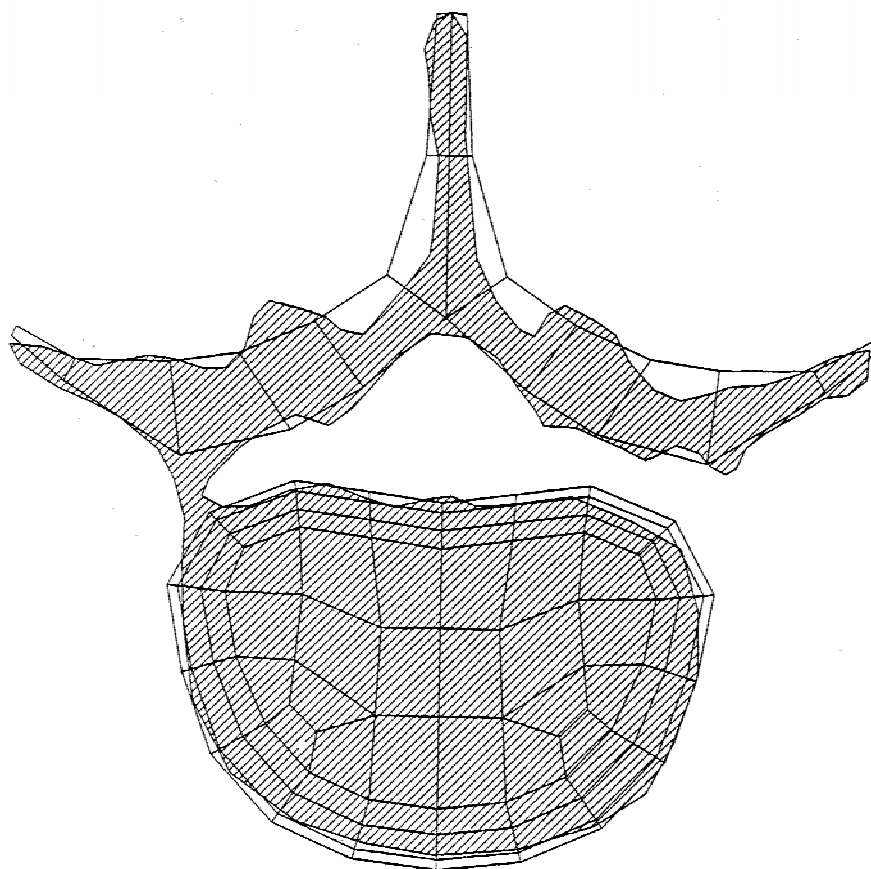


Abbildung 4-13: Diskretisierung eines Transversalschnittes nach /78/

Die in radialer Richtung am weitesten außen liegenden Elemente des Wirbelkörpers stellen den kortikalen Knochen und die davon umschlossenen Elemente den spongiösen Knochen dar.

Eine räumliche Ansicht der von PINGEL /78/ ermittelten Geometrie eines lumbalen Wirbelkörpers von ventral und dorsal ist in Abbildung 4-14 und Abbildung 4-15 dargestellt. Weiterhin ist zu erkennen, daß die Wirbelgeometrie zur Medianebene symmetrisch ist.

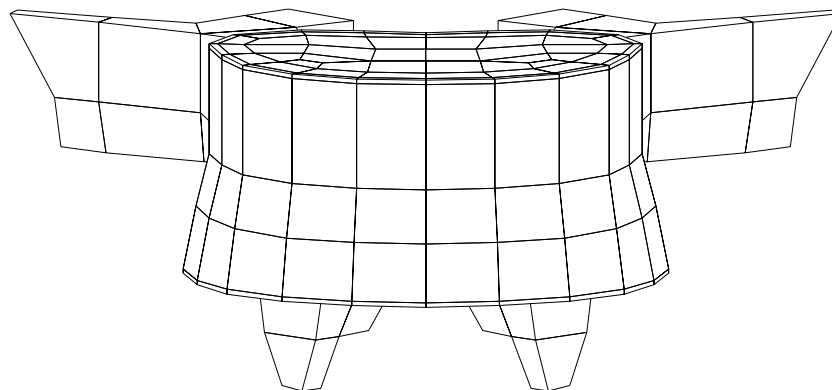


Abbildung 4-14: Lendenwirbel: Ansicht von ventral

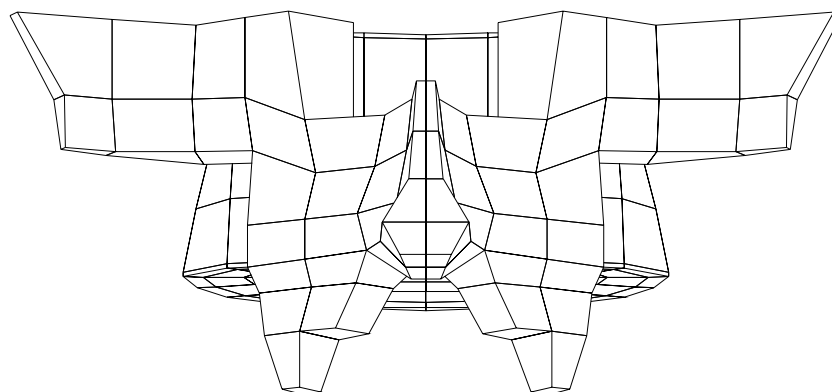


Abbildung 4-15: Lendenwirbel: Ansicht von dorsal

In den Abbildungen sind neben dem Korpus der Lendenwirbel deutlich der Processus costalis sowie der Processus spinosus zu erkennen (vgl. Kapitel 2: Anatomie des Bewegungssegmentes). Die flachen Elemente am kranalen und kaudalen Ende des Wirbelkörpers stellen die starren Wirbelendplatten dar.

Für die Untersuchung eines zweisegmentalen Wirbelsäulenabschnitts werden zwei Wirbelkörper miteinander verbunden. Der kaudale Wirbel wird am unteren Ende in jedem Knoten unverschieblich gelagert. Die relative Lage der beiden Wirbelkörper basiert auf Angaben aus einem Anatomiebuch. Eine Darstellung des zweisegmentalen Wirbelsäulenabschnitts ist in Abbildung 4-16 und Abbildung 4-17 gegeben:

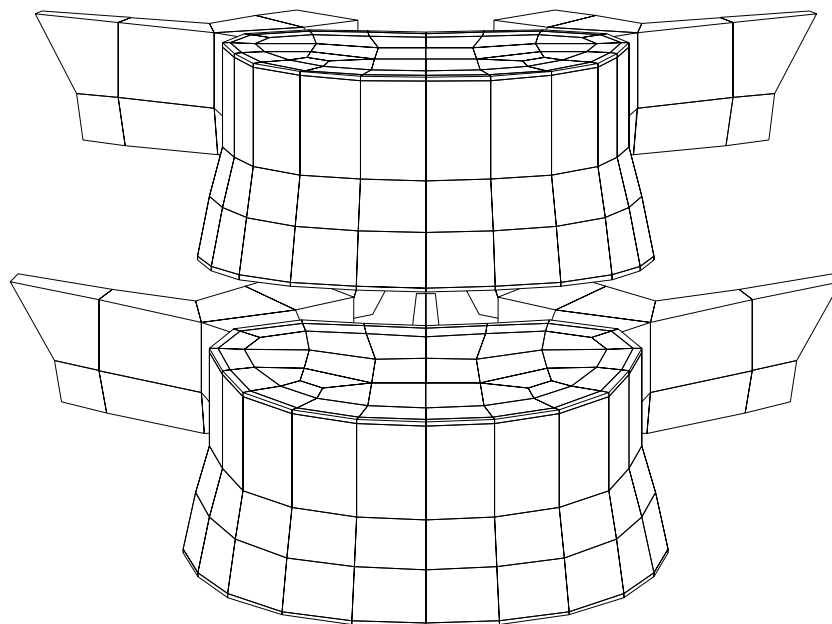


Abbildung 4-16: Zweisegmentaler Wirbelsäulenabschnitt: Ansicht von ventral

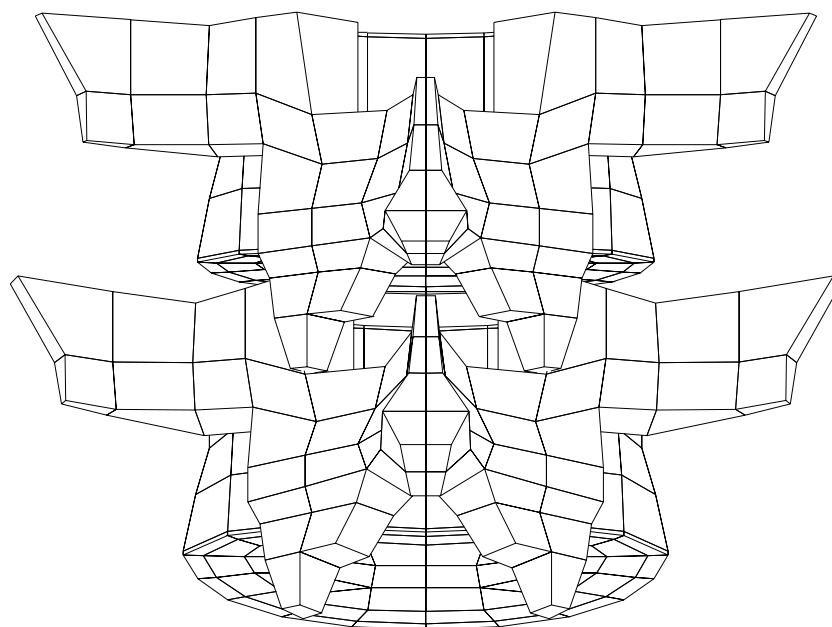


Abbildung 4-17: Zweisegmentaler Wirbelsäulenabschnitt: Ansicht von dorsal



Eine laterale Ansicht des zweisegmentalen Wirbelsäulenabschnitts zeigt Abbildung 4-18:

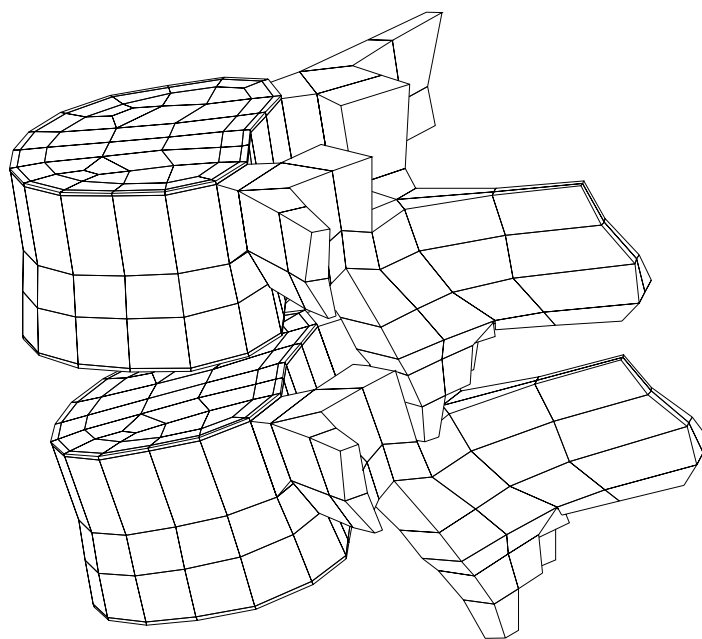


Abbildung 4-18: Zweisegmentaler Wirbelsäulenabschnitt: Ansicht von lateral

Da die Steifigkeit des Wirbelkörpers im Vergleich zur restlichen Tragstruktur der menschlichen Wirbelsäule sehr hoch ist, wird der Wirbelkörper im folgenden als starr betrachtet.

#### 4.3.1.2 Bandscheibe

Die zwischen den starren Endplatten liegende Bandscheibe wird in dem Modell durch vier einzelne Federelemente abgebildet. Die Federn verbinden jeweils die ventralen, dorsalen und die beiden lateralen Endpunkte der Wirbelendplatten miteinander. Die Lage der Federn ist in Abbildung 4-19 dargestellt:

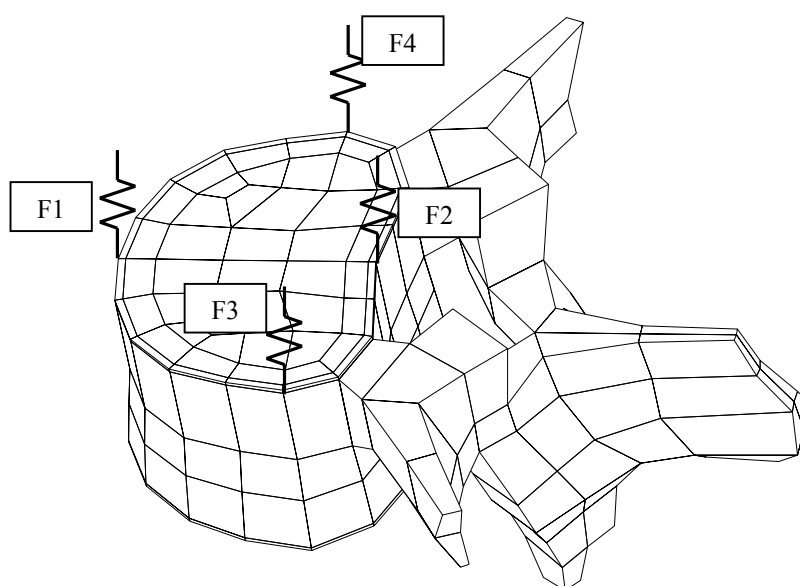


Abbildung 4-19: Position der die Bandscheibe repräsentierenden Federn

Die Steifigkeiten der Federn sind in Tabelle 4.10 zusammengestellt:

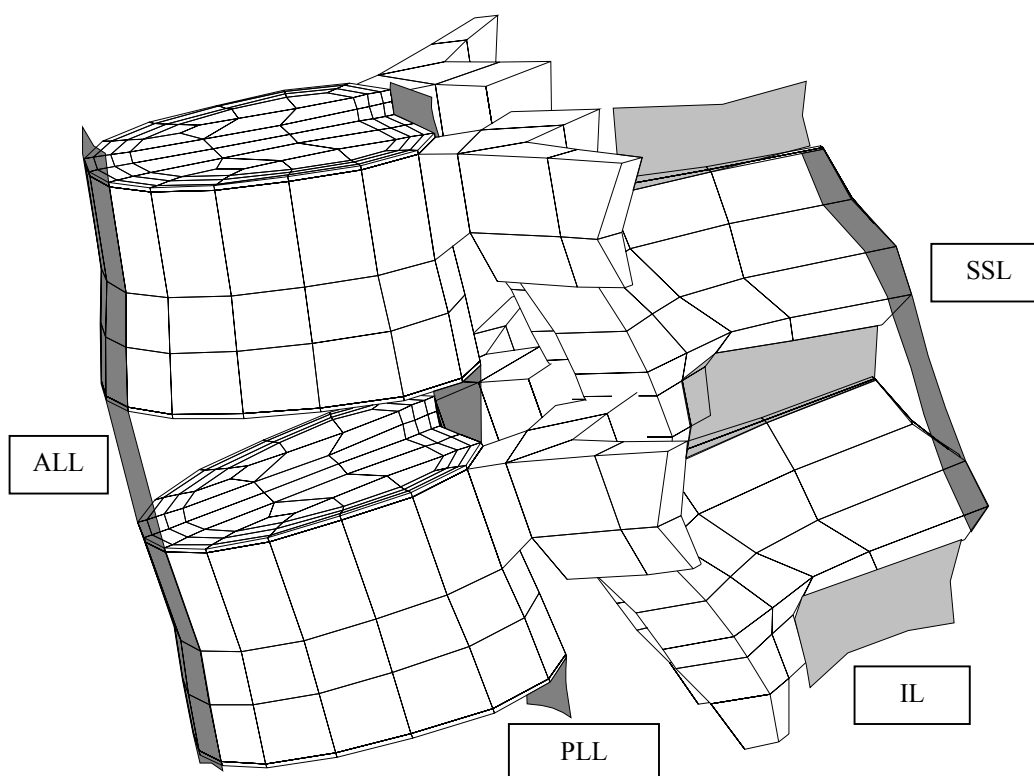
<i>Feder</i>	<i>Steifigkeit [kN/m]</i>
F1, F2	57,90
F3, F4	200,00

Tabelle 4.10: Steifigkeit der die Bandscheibe repräsentierenden Federn

### 4.3.1.3 Ligamente

Die lumbalen Wirbelsegmente der menschlichen Wirbelsäule sind durch eine Vielzahl von unterschiedlichen Bändern verbunden. Primäre Aufgabe des Bandapparates ist die Verhinderung übermäßig großer Relativbewegungen benachbarter Wirbelkörper unter hohen Lasten. Kleine Verformungen unter geringen Lasten dürfen jedoch durch keine nennenswerte Steifigkeit behindert werden.

Bei der Modellierung wurden die vier wichtigsten Ligamente berücksichtigt: Das vordere (Ligamentum longitudinale anterius) und hintere Längsband (Ligamentum longitudinale posterius), das dorsal verlaufende Ligamentum supraspinale und das Ligamentum interspinale.



ALL:	Ligamentum longitudinale anterius	PLL:	Ligamentum longitudinale posterius
SSL:	Ligamentum supraspinale	IL:	Ligamentum interspinale

Abbildung 4-20: Darstellung der bei der Modellierung berücksichtigten Ligamente

Unter technischen Gesichtspunkten gesehen, handelt es sich bei den Ligamenten um Seilkonstruktionen, da die sie unter Druck ausbeulen und über keine Steifigkeit verfügen. Unter Extension wird somit nur das vordere Längsband belastet, während unter Flexionsbelastung die drei dorsal angeordneten Bänder aktiviert werden. Statische Simulationsrechnungen von SCHOPPHOFF /87/ zum Lastfall Extension zeigen, daß mit der Berücksichtigung der genannten Ligamente über 95% der auf alle Ligamente entfallenden Kräfte abgebildet werden können.

#### 4.3.1.4 Facettengelenk

Neben der Bandscheibe und den Ligamenten eines Bewegungssegmentes werden das Bewegungsverhalten und der Kraftfluß zweier benachbarter Wirbelkörper entscheidend durch das Facettengelenk beeinflusst. Während bei aufrechter, gerader Körperhaltung die Oberflächen der Facettengelenke zweier benachbarter Wirbelkörper durch eine klaffende Fuge voneinander getrennt sind, nimmt dieser Abstand unter zunehmender Extensionsbelastung ab, bis es zu einem Aufsetzen der Facetten des oberen Wirbelkörpers auf das Facettengelenk des unteren Wirbels kommt. Sobald ein Kontakt zwischen den Wirbelkörpern hergestellt ist, wirkt das Facettengelenk wie ein Gelenk, das nur rotatorische Bewegungen der Wirbelkörper um dieses Gelenk zuläßt.

In dem entwickelten Modell erfolgt die Modellierung des Facettengelenks durch ein nichtlineares Federelement, dessen Drucksteifigkeit sich bei Überschreitung einer definierten Längenänderung sprunghaft von  $k = 1.0e-5$  auf einen Wert von  $k = 1.0e+10$  versteift. Die geringe Anfangssteifigkeit bildet den unter geringen Verformungen auftretenden kontaktlosen, druckweichen Zustand ab, während die hohe Steifigkeit das nach dem Aufsetzen entstehenden Wirbelgelenk repräsentiert.

## 4.3.2 Modellverifikation

### 4.3.2.1 Momenten-Verdrehungs-Kennlinien des Bewegungssegmentes

Die Überprüfung der globalen Steifigkeit des zweisegmentalen Wirbelsäulenabschnitts unter Flexions- und Extensionsbelastung erfolgt durch Simulation der von PINGEL /78/ durchgeführten statischen Laststeigerungs-Versuche. Zur Versuchsdurchführung wurde sowohl das kaudale als auch das kranale Ende des zweisegmentalen Wirbelsäulenpräparates in Spannplatten eingegossen. Die Verbindung der kaudalen Spannplatte mit dem Versuchsstand entspricht aus statischer Sicht einer Volleinspannung. In Übereinstimmung hiermit werden in dem Rechenmodell die unteren Knoten des kaudalen Wirbelkörpers unverschieblich gelagert. Die zur Auslenkung des oberen Wirbelkörpers erforderliche Momentenbelastung wird durch ein an der kranalen Spannplatte wirkendes Kräftepaar aufgebracht.

In Abbildung 4-21 ist die Momenten-Verdrehungs-Kurve für den Lastfall Flexion dargestellt. Unter geringer Momentenbelastung verhält sich der Zusammenhang zwischen Biegemoment und Relativverdrehung zunächst linear. Mit steigender Momentenbeanspruchung erfolgt eine schrittweise Aktivierung der Ligamente, die aufgrund ihrer unter Zugspannung progressiv ansteigenden Steifigkeit zu einer zunehmenden Verfestigung des Wirbelsäulensegmentes führen.

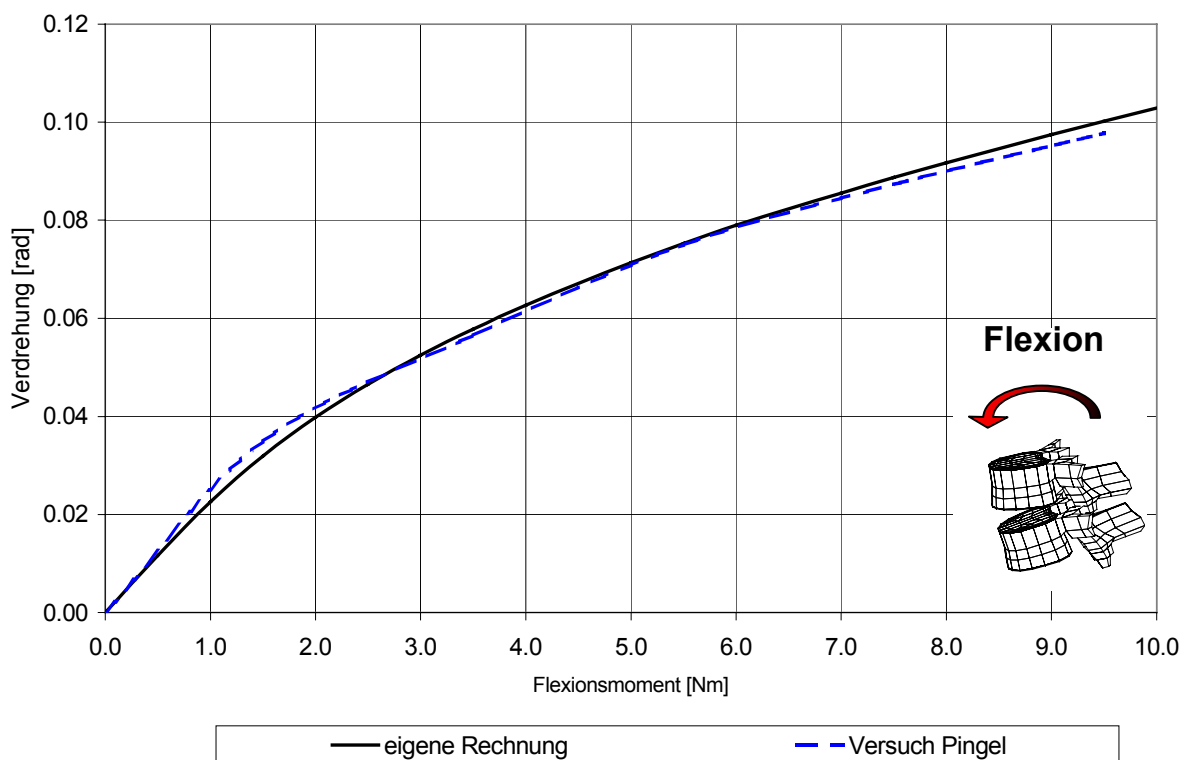


Abbildung 4-21: Momenten-Verdrehungs-Kurve für den Lastfall Flexion

Im Falle der Extensionsbelastung ergibt sich ein ähnliches Verhalten, das jedoch maßgeblich durch den Kontakt der Wirbelgelenkflächen bestimmt wird. Abbildung 4-22 zeigt, daß ab einer Relativverdrehung von ca. 0,025 rad eine plötzliche Versteifung des Systems eintritt, die auf das Aufsetzen des Facettengelenks zurückzuführen ist.

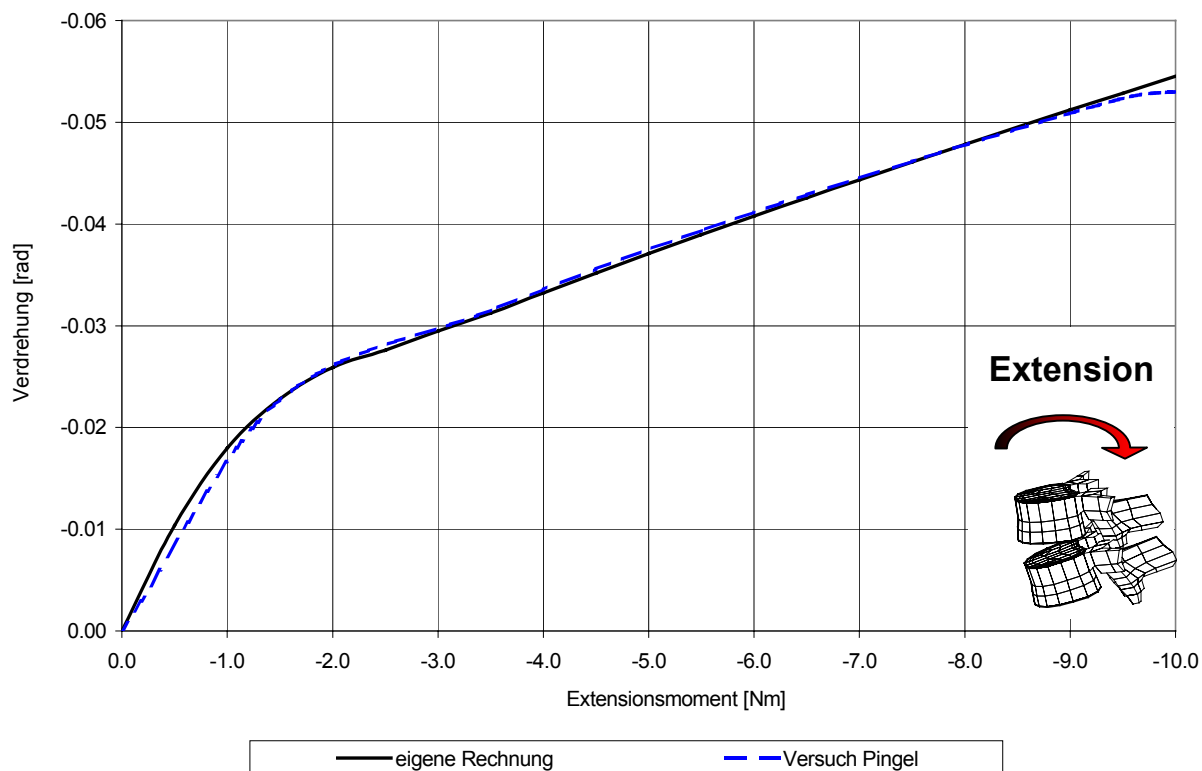


Abbildung 4-22: Momenten-Verdrehungs-Kurve für den Lastfall Extension

Der in den Experimenten von PINGEL beobachtete Effekt der Versteifung des Wirbelsegmentes unter zunehmender Momentenbelastung wird durch das numerische Modell sehr gut wiedergegeben. Auch die quantitative Übereinstimmung der Resultate des Rechenmodells mit den Versuchsergebnissen ist sehr gut.

#### 4.3.2.2 Kraft-Dehnungs-Kennlinien der Ligamente

Die Überprüfung der den Ligamenten zugrundeliegenden Materialgesetze erfolgt anhand eines Vergleiches der numerisch ermittelten Kraft-Dehnungs-Kennlinien der abgebildeten Ligamente mit experimentell gewonnenen Kurven aus der Literatur von PINGEL /78/, NOLTE ET AL. /68/, WHITE und PANJABI /110/, CHAZAL ET AL. /18/ und PINTAR ET AL. /79/. Bei den genannten Versuchen handelt es sich um statische Laststeigerungs-Experimente an einzelnen, von den Wirbelkörpern isolierten Ligamenten. Untersuchungen von WOO /112/ an Ligamenten von Säugetieren haben gezeigt, daß der Einfluß der Dehnungsgeschwindigkeit auf die gemessene Ligamentverformung zu vernachlässigen ist.

Die von PINGEL /78/ und NOLTE ET AL. /68/ angegebenen Kurve basieren auf einer kontinuierlichen Messung des Kraft-Dehnungs-Verlaufes, während WHITE und PANJABI /110/ einen kontinuierlichen Kraft-Verformungs-Verlauf messen, der nachträglich über die mittlere Bandlänge zu einer Dehnung umgerechnet werden kann. CHAZAL ET AL. /18/ definieren das Kraft-Dehnungs-Verhalten durch die Angabe von vier charakteristischen Punkten, die den Übergang zwischen Teilbereichen konstanten Materialverhaltens kennzeichnen: Der erste Teilbereich gibt die lineare Steifigkeit des Ligaments unter geringen Dehnungen an, der zweite Bereich bildet die Steifigkeitszunahme des Ligaments unter wachsender Zugbelastung ab, während der dritte Abschnitt der vor dem Versagen zu beobachtenden Steifigkeitabnahme Rechnung trägt. Bei den von PINTAR ET AL. /79/ angegebenen Werten handelt es sich um eine mittlere Steifigkeit, die auf einer linearisierten Abbildung des Ligaments beruhen.

Die Ermittlung der Kraft-Dehnungs-Verläufe der in dem entwickelten Rechenmodell verwendeten Ligamente erfolgt durch Auswertung der in Kapitel 4.3.2.1 beschriebenen statischen Laststeigerungsversuche.

Abbildung 4-23 zeigt das Kraft-Dehnungs-Verhalten des anterioren Längsbandes, dessen Steifigkeit ausschließlich unter Extensionsbelastung aktiviert wird:

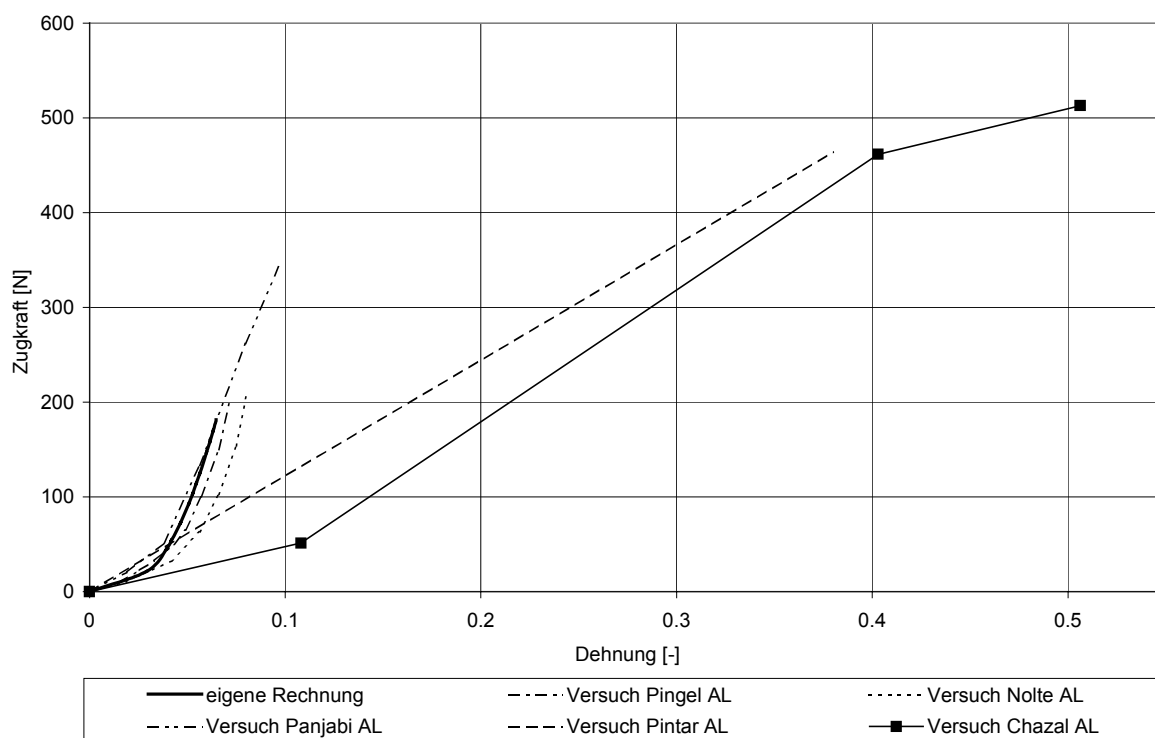


Abbildung 4-23: Kraft-Dehnungs-Kurve des Ligamentum longitudinale anterius (AL)

Die Kraft-Dehnungs-Beziehungen der drei unter Flexionsbelastung gestreckten Bänder ist Abbildung 4-23 bis Abbildung 4-25 dargestellt. Bei der Betrachtung der Kurven ist zu beachten, daß das Ligamentum interspinale (ISL) nur durch einen Bruchteil (weniger als 10%) der auf die Ligamente entfallenden Kräfte belastet ist und auf das Tragverhalten des

Wirbelsäulensegmentes nur geringen Einfluß hat, während die Hauptlast vom Ligamentum longitudinale posterius (PLL) getragen wird.

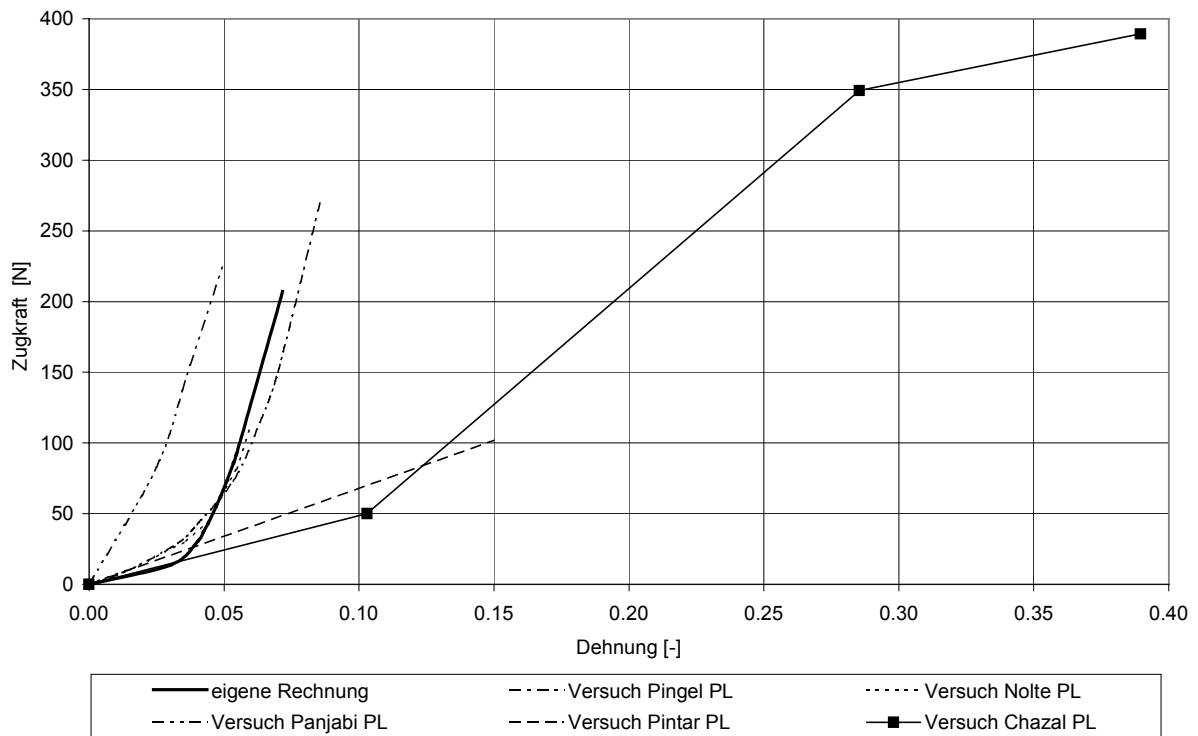


Abbildung 4-24: Kraft-Dehnungs-Kurve des Ligamentum longitudinale posterius (PLL)

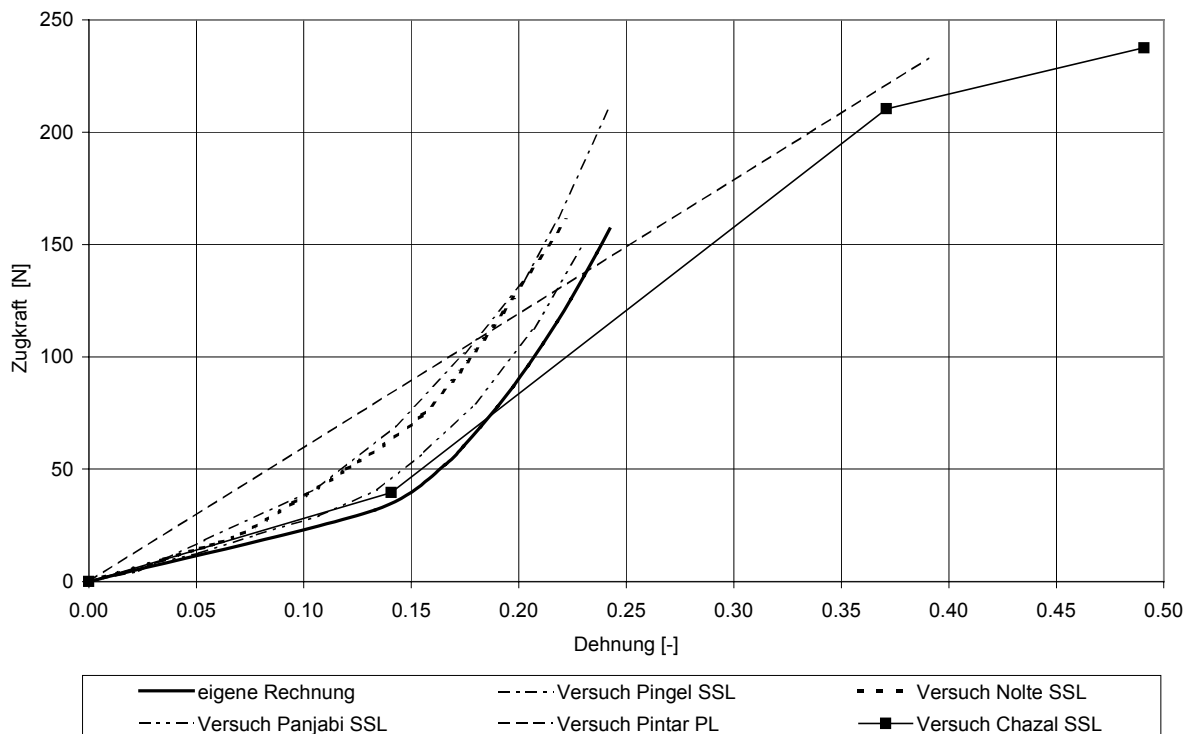


Abbildung 4-25: Kraft-Dehnungs-Kurve des Ligamentum supraspinale (SSL)

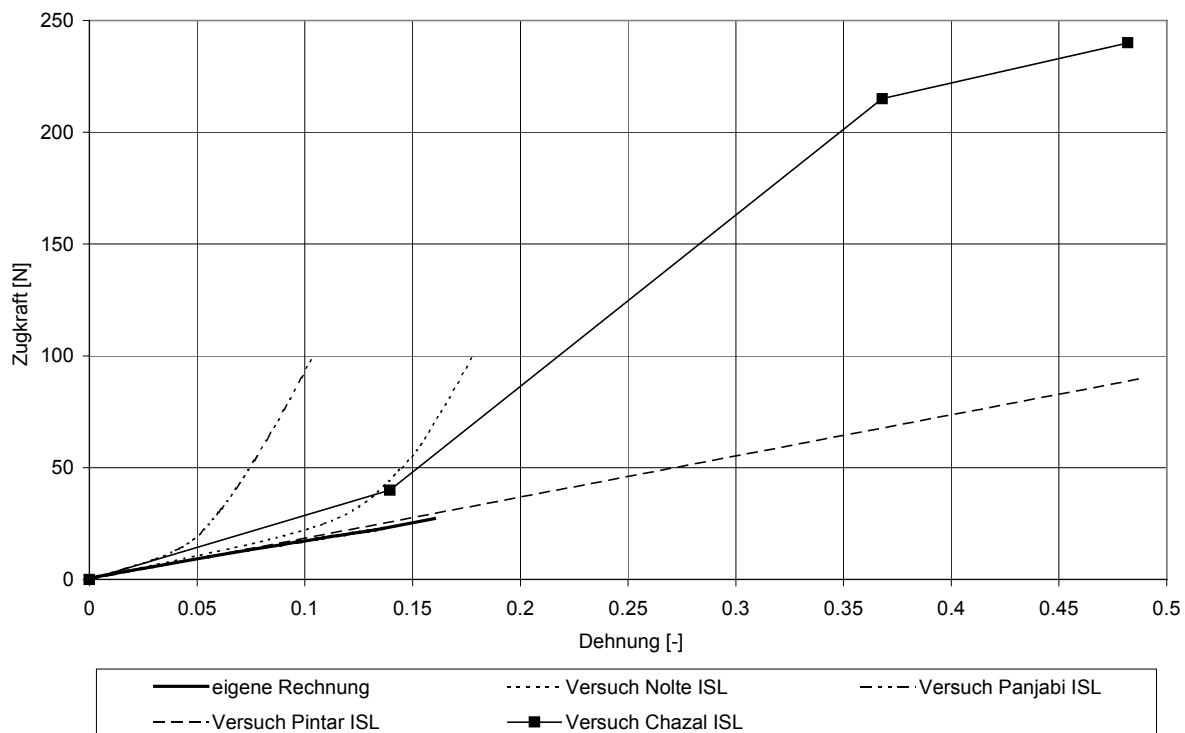


Abbildung 4-26: Ligamentum interspinale (ISL)

Es ist festzustellen, daß die Kraft-Dehnungs-Kurven der bei der Modellierung des zweisegmentalen Wirbelsäulenabschnitts berücksichtigten Ligamente innerhalb der Streubreite der experimentell ermittelten Werten liegen.

Die auffallend großen Abweichungen zwischen den einzelnen Versuchen liegen zum einen an der stark unterschiedlichen Ausbildung der Ligamente verschiedener Personen, zum anderen auch an der möglichen Veränderung der mechanischen Eigenschaften eines Ligamentes durch Konservierung und Lagerung der Präparate von der Entnahme bis zur Versuchsdurchführung.



### 4.3.2.3 Unter Flexion und Extension auftretende Ligamentkräfte

Eine experimentelle Bestimmung der unter Flexion- und Extensionsbelastung tatsächlich aktivierten Ligamentkräfte ist in der Literatur nicht bekannt. Dies liegt an der nur unzureichenden Erreichbarkeit der Ligamente im unversehrten menschlichen Körper, die das Anbringen einer Meßvorrichtung verhindert.

Um die Qualität der in dem entwickelten Rechenmodell unter Flexions- und Extensionsbelastung auftretenden Ligamentkräfte bewerten zu können, erfolgt ein Vergleich der berechneten Ligamentkräfte mit den von SCHOPPHOFF /87/ anhand eines ebenen zwei-segmentalen Wirbelsäulen-Modells berechneten Werten.

Unter Extensionsbelastung wird in dem entwickelten Rechenmodell lediglich das vordere Längsband (ALL) belastet. Die dorsal des Wirbelkörpers liegenden Ligamente werden überdrückt und entziehen sich so der Belastung. Abbildung 4-27 zeigt die sich in dem vorderen Längsband einstellende Ligamentkraft in Abhängigkeit vom aufgebrauchten Biegemoment.

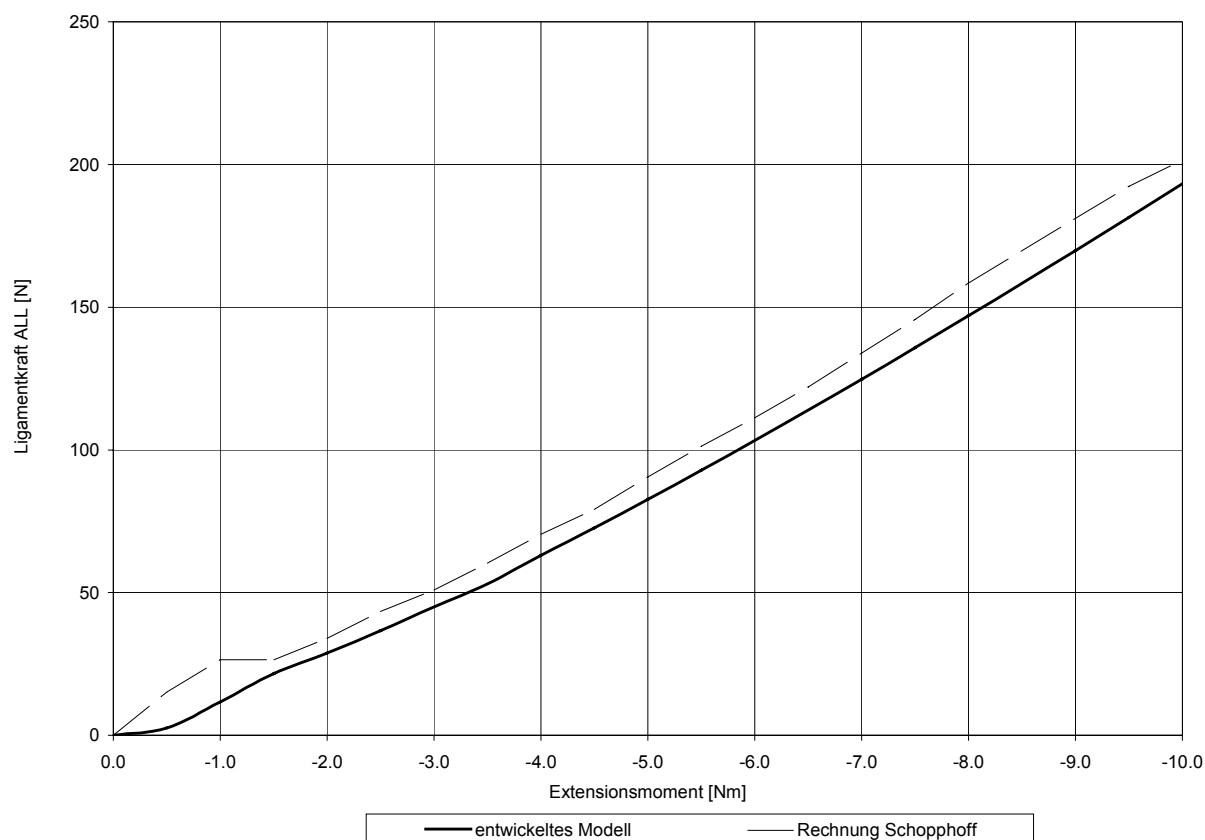


Abbildung 4-27: Verlauf der Ligamentkraft ALL unter Extensionsbelastung

Unter Flexionsbelastung fällt das vordere Längsband aus, während sich das hintere Längsband (PLL), das interspinale und das supraspinale Ligament am Lastabtrag beteiligen. Die in den jeweiligen Ligamenten auftretenden Normalkräfte sind in den folgenden Abbildungen dargestellt:

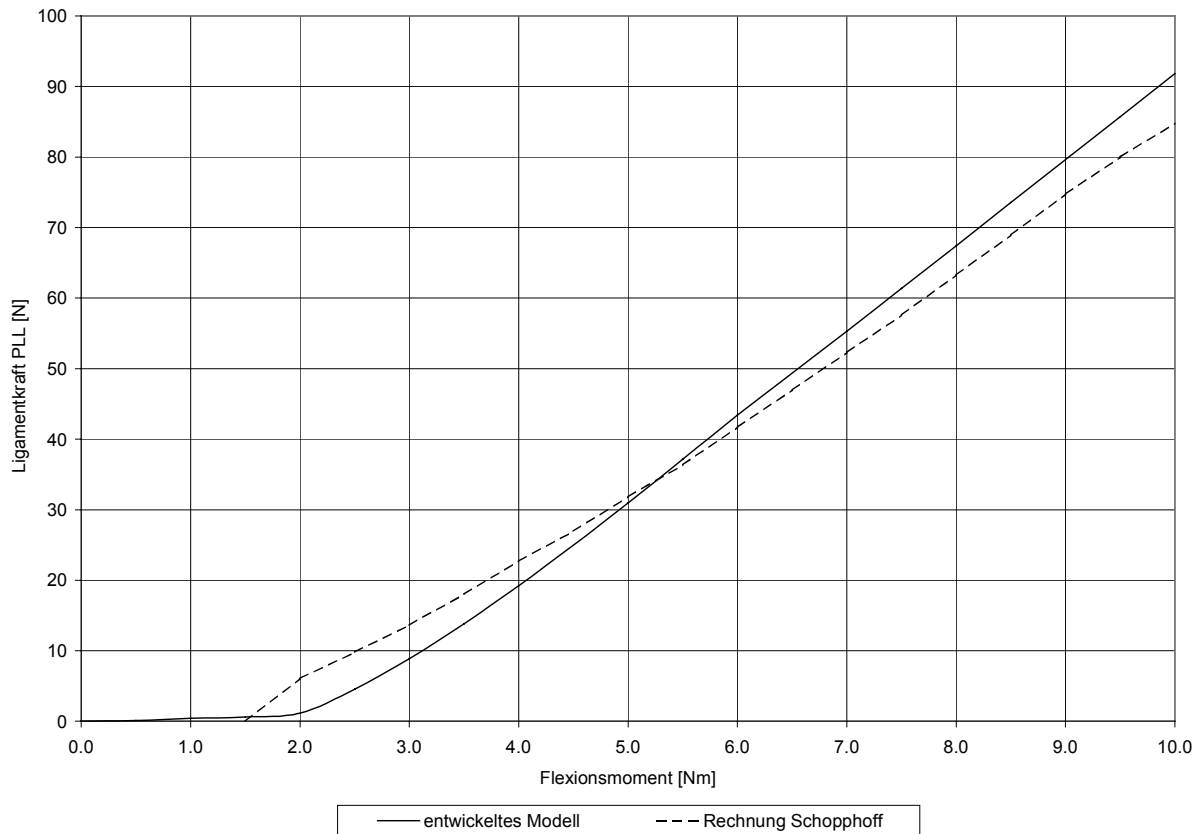


Abbildung 4-28: Verlauf der Ligamentkraft PLL unter Flexionsbelastung

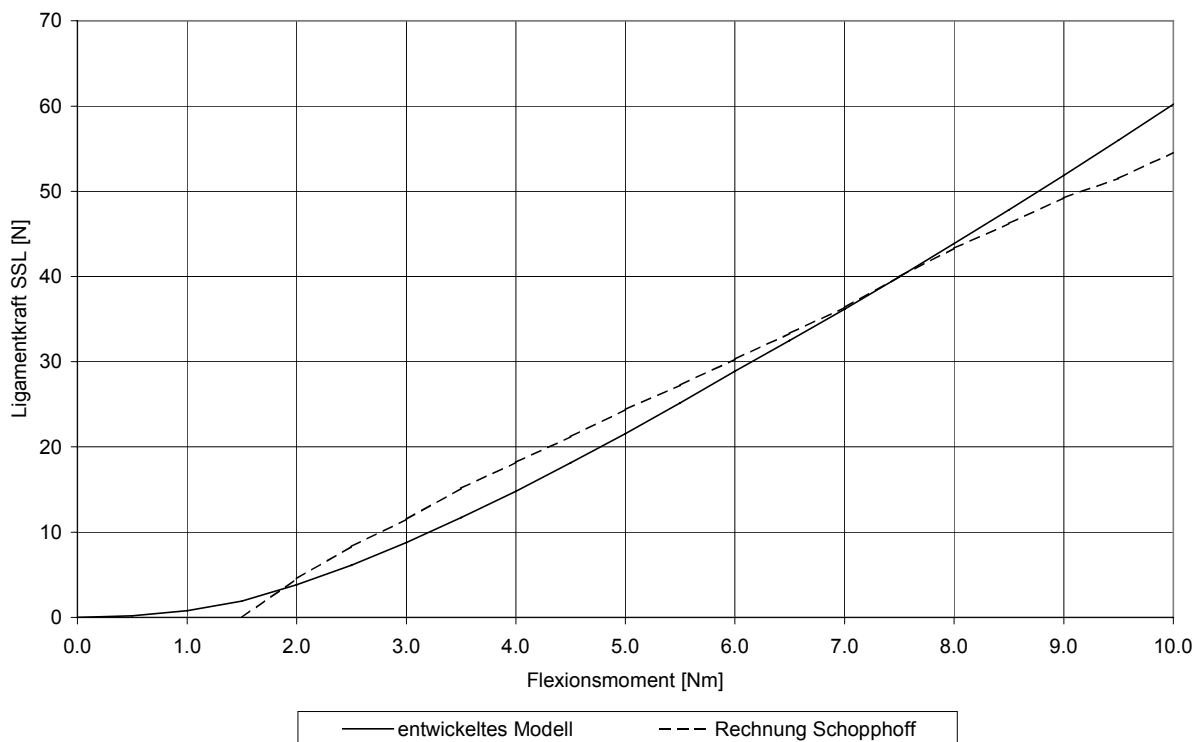


Abbildung 4-29: Verlauf der Ligamentkraft SSL unter Flexionsbelastung

Die in dem entwickelten Modell des zweisegmentalen Wirbelsäulensegmentes auftretenden Ligamentkräfte stimmen mit den von SCHOPPHOFF /87/ berechneten Ligamentkräften weitgehend überein. Die in Abbildung 4-27 bis Abbildung 4-29 sich einstellenden Unterschiede sind zum Teil auf die unterschiedliche Abbildung des Materialverhaltens der Ligamente zurückzuführen: Während in dem entwickelten Modell ein kubischer Zusammenhang zwischen Zugkraft und Längenänderung unterstellt wurde, geht das von SCHOPPHOFF entwickelte Modell von einem bilinearen Materialgesetz aus.

## 4.4 Nichtlineares Modell des menschlichen Oberkörpers

Durch Implementierung des in Kapitel 4.3 vorgestellten nichtlinearen Modells des zwei-segmentalen Wirbelsäulenabschnitts in das lineare Modell des sitzenden Menschen aus Kapitel 4.2 entsteht ein nichtlineares Modell des sitzenden Menschen. Das entstandene Modell folgt dem in Kapitel 3.3.3 erläuterten sog. *combined simple and detailed approach*, bei dem der Bereich der Lendenwirbelsäule einer detaillierten Abbildung durch Finite Elemente unterzogen wird. Der Bereich der Brust- und Halswirbelsäule wird entsprechend dem in Kapitel 4.2 erläuterten Vorgehen durch ein physikalisch lineares Balkenmodell abgebildet.

### 4.4.1 Modellbeschreibung

Die laterale Ansicht der modellierten Wirbelsäule ist in Abbildung 4-30 dargestellt, wobei die kranial der Lendenwirbelsäule liegenden Wirbelkörper C1 bis T12 durch ein Rechteck symbolisiert werden.

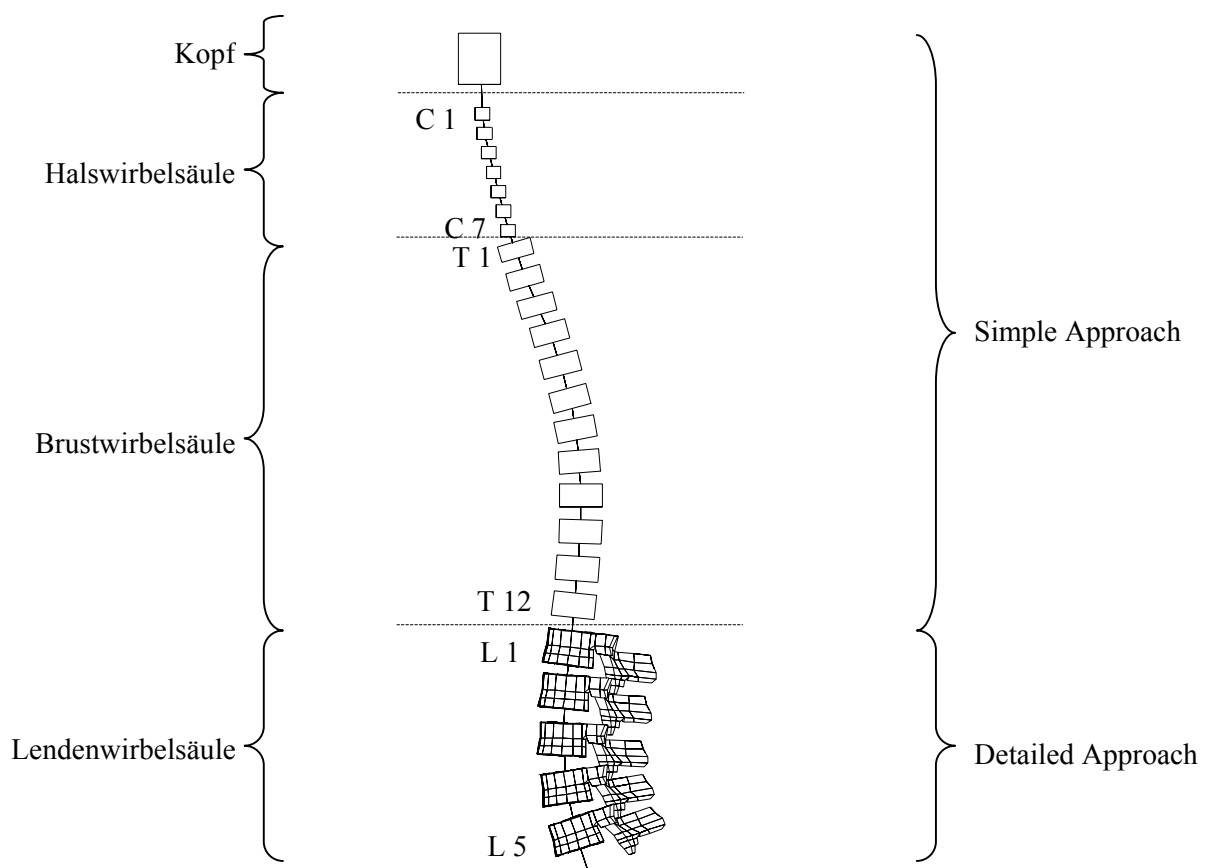


Abbildung 4-30: Laterale Ansicht des nichtlinearen Modells des sitzenden Menschen

Die räumliche Anordnung der einzelnen Wirbel ist im Vergleich zur Lage der Wirbel in dem linearen Modell des sitzenden Menschen aus Kapitel 4.2 unverändert. Die Abmessungen der lumbalen Wirbelkörper sind einem Anatomiebuch /102/ entnommen. Während die Wirbel der

Brust- und Halswirbelsäule durch lineare Balkenelemente miteinander verbunden sind, findet bei der Diskretisierung der Lendenwirbelsäule neben der Modellierung der Bandscheibe auch das in Kapitel 4.3 vorgestellte Modell des Bandapparates Berücksichtigung. Die Geometrie der vollständigen Lendenwirbelsäule ist in Abbildung 4-31 dargestellt:

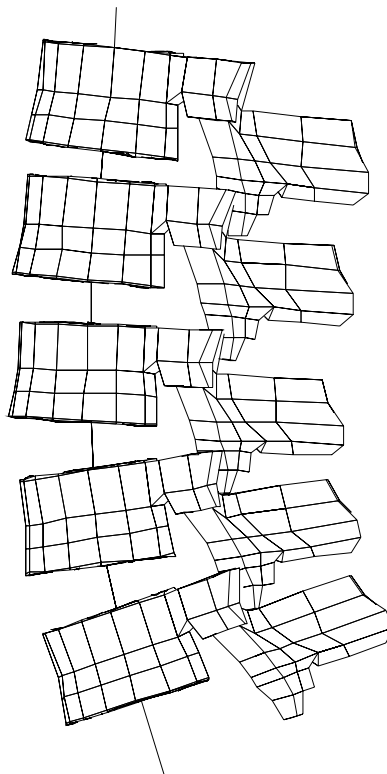


Abbildung 4-31: Geometrie der Lendenwirbelsäule

Zur Berücksichtigung der stützenden Wirkung der Muskulatur im Bereich der Lendenwirbelsäule werden jeweils zwei benachbarte lumbale Wirbel zusätzlich durch einer Drehfeder mit der Steifigkeit  $K_\varphi = 2 \text{ kNm}$  miteinander verbunden.

Die Berücksichtigung der Auswirkungen der unter Verformung einsetzenden Versteifung des Systems infolge Muskelanspannung erfolgt durch die Annahme einer geeigneten Dämpfung der Struktur. Die Dämpfungseigenschaften werden dabei so gewählt, daß nach erfolgreicher Überprüfung durch den Vergleich mit statischen Experimenten, das Systemverhalten des Modells nur durch Verifikation der Dämpfung an dynamische Versuche angeglichen wird.

## 4.4.2 Modelverifikation

Zur Verifikation des nichtlinearen Modells des menschlichen Oberkörpers erfolgt zunächst eine Überprüfung des globalen Systemverhaltens. Anschließend wird das lokale Schwingungsverhalten der Lendenwirbelsäule unter vertikaler Schwingungsanregung berechnet und mit geeigneten Experimenten aus der Literatur verglichen.

### 4.4.2.1 Übertragungsfunktion Sitz-Kopf

Im ersten Verifikations-Schritt wird das globale Systemverhalten der Struktur mit der bereits in Kapitel 4.2.2.2 vorgestellten Übertragungsfunktion Sitz-Kopf verglichen. Die Anregung des Sitzes erfolgt mit einer Amplitude von 1 cm.

In Abbildung 4-32 ist die Amplitude der Übertragungsfunktion Sitz-Kopf des nichtlinearen Modells des menschlichen Oberkörpers den Amplituden der Übertragungsfunktionen der Modelle von BUCK /16/, der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAaA) /15/ und des Modells von KITAZAKI /44/ gegenübergestellt. Das Übertragungsverhalten des linearen Modells ist gestrichelt dargestellt:

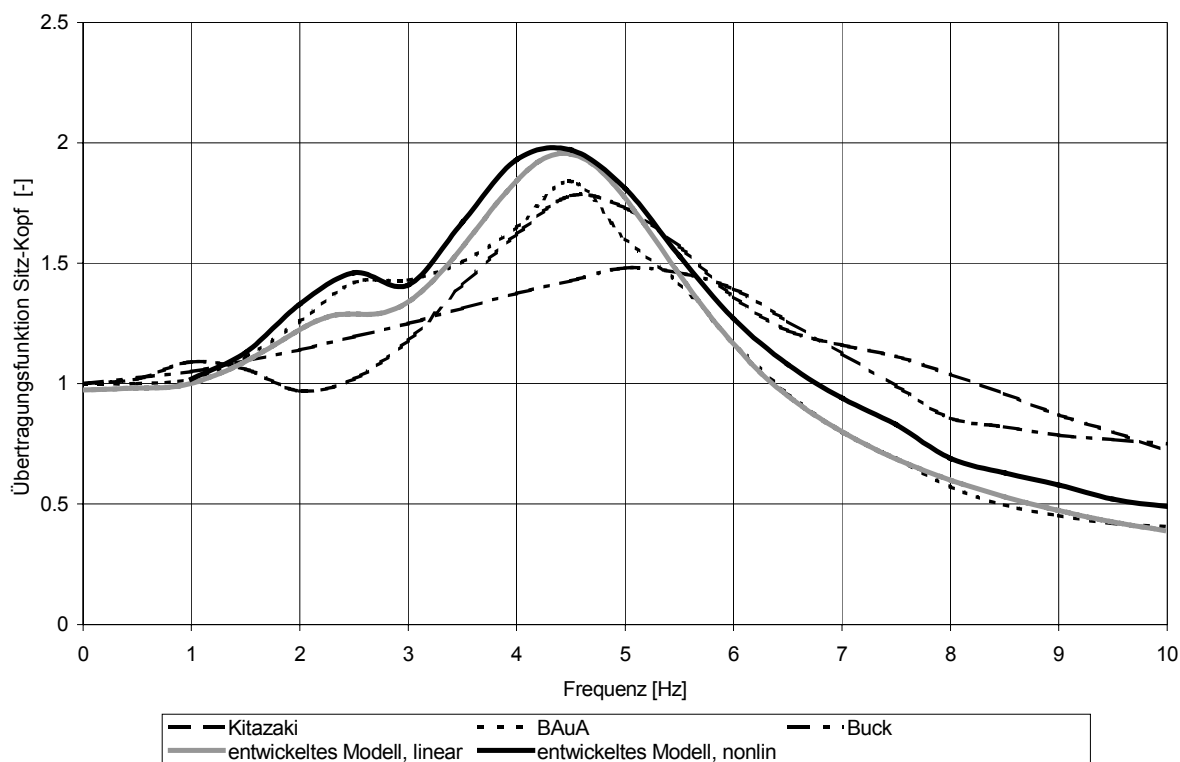


Abbildung 4-32: Sitz-Kopf Übertragungsfunktion des sitzenden Menschen

Der Bereich der maximalen Überhöhung liegt bei 3,5 bis 5 Hertz, der Maximalwert hat sich mit 1,97 nur geringfügig erhöht. Der Bereich des lokalen Maximums bei etwa 2,5 Hertz wirkt sich beim nichtlinearen Modell deutlicher aus als bei der linearen Modellierung. Für statische Anregungen liefert das Modell einen Überhöhungsfaktor von 1,0.

In Abbildung 4-33 wird das rechnerisch ermittelte Übertragungsverhalten zwischen Gesäß und Kopf mit den in Kapitel 4.2.2.2 vorgestellten experimentell ermittelten Amplituden der Übertragungsfunktionen verglichen. Das Systemverhalten des linearen Modells ist wiederum gestrichelt eingezeichnet:

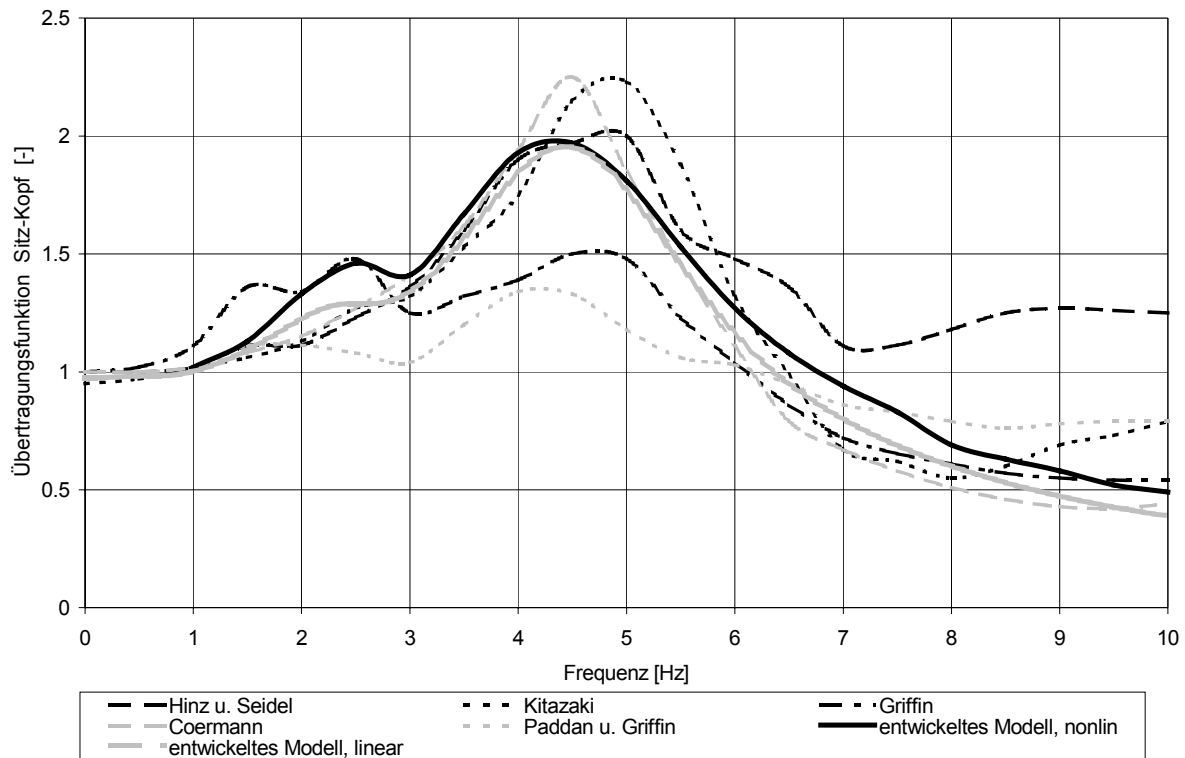


Abbildung 4-33: Vergleich der Kopf-Sitz Übertragungsfunktion mit experimentell ermittelten Werten

Der Vergleich der Übertragungsfunktion Sitz-Kopf mit dem experimentell ermittelten Übertragungsverhalten zeigt eine gute Übereinstimmung. Das sich unter dynamischen Lasten einstellende globale Systemverhalten des sitzenden Menschen wird somit gut wiedergegeben.

Während die Unterschiede zwischen linearem und nichtlinearem Modell bei der Berechnung der globalen Übertragungsfunktion Sitz-Kopf nur gering sind, wird bei allen folgenden Untersuchungen das nichtlineare Modell verwendet, da das auf einer Abbildung des Zwischenwirbelbereiches unter Verwendung von Balkenelementen basierende lineare Modell nicht in der Lage ist, den lokale Lastabtrag zwischen zwei Wirbelkörpern realitätsnah abzubilden.

Alle weiteren Verifikationsrechnungen erfolgen mit den selben Parametern, mit denen bereits die dargestellte Übertragungsfunktion berechnet wurden und dienen somit nicht der Optimierung der Eingangsgrößen sondern ausschließlich der Bestätigung des entwickelten Rechenmodells.

#### 4.4.2.2 Vertikalbeschleunigung des Lendenwirbels L3

Die Überprüfung des lokalen Schwingungsverhaltens eines einzelnen Wirbelkörpers erfolgt durch eine Simulation der von PANJABI /74/ experimentell ermittelten Vertikalschwingungen des Lendenwirbels L3: Im Rahmen des Experimentes wurden 4 Probanden in aufrechter Sitzhaltung einer harmonischen Vertikalschwingung ausgesetzt. Die Schwingungamplitude beträgt etwa ein Zehntel der Erdbeschleunigung  $g$  und erstreckt sich über den Frequenzbereich von 2 bis 15 Hertz.

Zur Messung des Beschleunigungsverhaltens des Lendenwirbels L3 wurde den Probanden unter lokaler Betäubung ein Kirschner-Draht (Durchmesser 2,4 mm) ca. 10 mm tief in den Dornfortsatz (Processus spinosus) eingeführt. Am äußeren Ende des Kirschner-Drahtes wurden drei Beschleunigungsaufnehmer installiert, mit denen die vertikale, horizontale und rotatorische Beschleunigung in der Sagittalebene aufgezeichnet wurden. Die Eigenfrequenz der Meßapparatur wurde bei 80 Hertz gemessen und liegt deutlich oberhalb der im Rahmen des Experimentes erzeugten Frequenzen.

Die Anregung des Probanden erfolgt über die Sitzfläche, wobei die Vertikalschwingung des Sitzes über einen weiteren Beschleunigungsaufnehmer überwacht wurde.

In Abbildung 4-34 ist das Ergebnis eines Schwingungsversuches mit einer Erregerfrequenz von 2 Hz dargestellt: Die Schwingungsanregung ist gepunktet, die von PANJABI /74/ gemessene Vertikalschwingung des Lendenwirbels L3 gestrichelt eingezeichnet, während das Ergebnis der Simulationsrechnung durch eine durchgezogene Linie dargestellt wird.

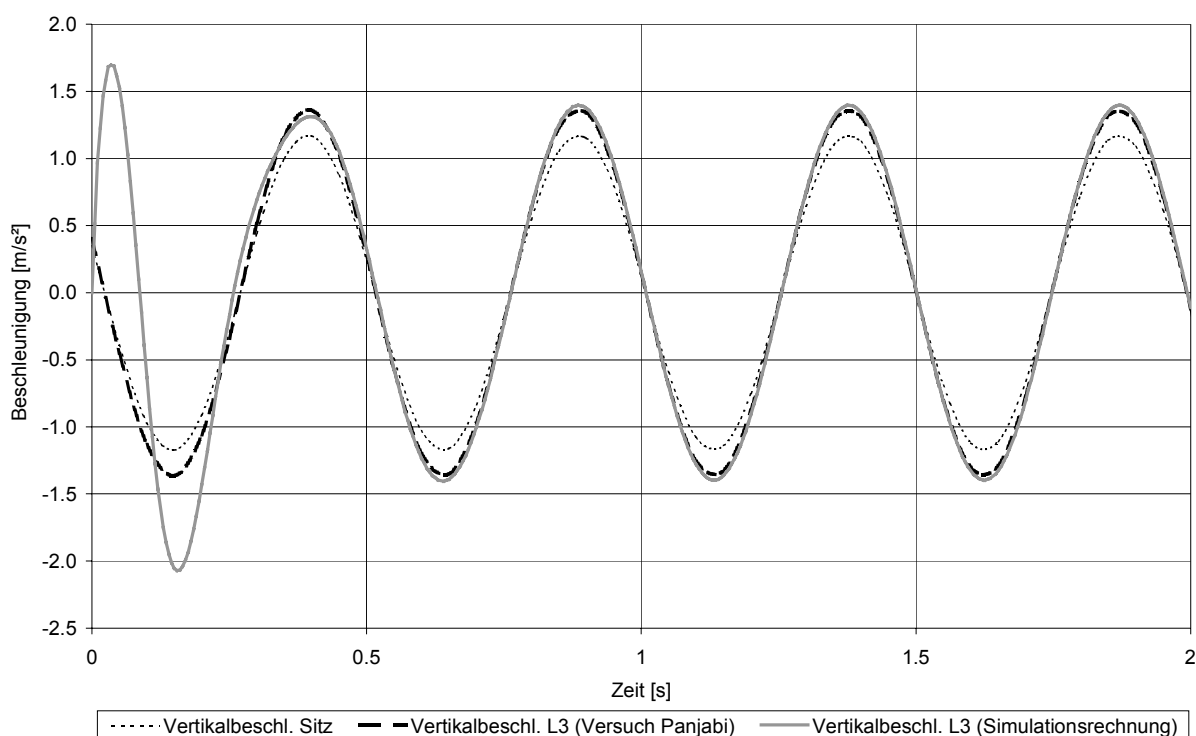


Abbildung 4-34: Vertikalbeschleunigung L3: Vergleich Simulationsrechnung – Experiment



Ein Vergleich der Schwingungsantwort des Lendenwirbels L3 mit dem Zeitverlauf der Sitzanregung zeigt eine nur geringe Überhöhung der Schwingungsamplitude. Ein nennenswerter Phasenunterschied zwischen Anregung und Systemantwort ist nicht zu beobachten. Die Lendenwirbelsäule zeigt demzufolge kein ausgeprägtes Eigenschwingverhalten, sondern führt die erzwungene Vertikalschwingung als translatorische Starrkörperverschiebung aus. Nach Abschluß des Einschwingvorganges, der nach einer halben Sekunde erreicht ist, zeigt das Ergebnis der Simulationsrechnung einen nahezu identischen Verlauf mit den von PANJABI ET AL. gemessenen Werten auf.

Abbildung 4-35 zeigt das Ergebnis eines Versuches, bei dem die gleiche Testperson in einer identischen Sitzhaltung einer veränderten Schwingungseinwirkung ausgesetzt wurde: Unter einer Erregerfrequenz von 4,3 Hertz zeigt sich bei nahezu gleichem Anregungsniveau eine deutliche Vergrößerung der Schwingungsamplitude. Im eingeschwungenen Zustand liegt die maximale Vertikalbeschleunigung des Lendenwirbels L3 bei  $2,3 \text{ m/s}^2$ . Weiterhin läßt sich eine deutliche Phasenverschiebung zwischen der Sitzbeschleunigung und der Vertikalbeschleunigung des Lendenwirbels L3 von etwa  $0,03 \text{ s}$  erkennen.

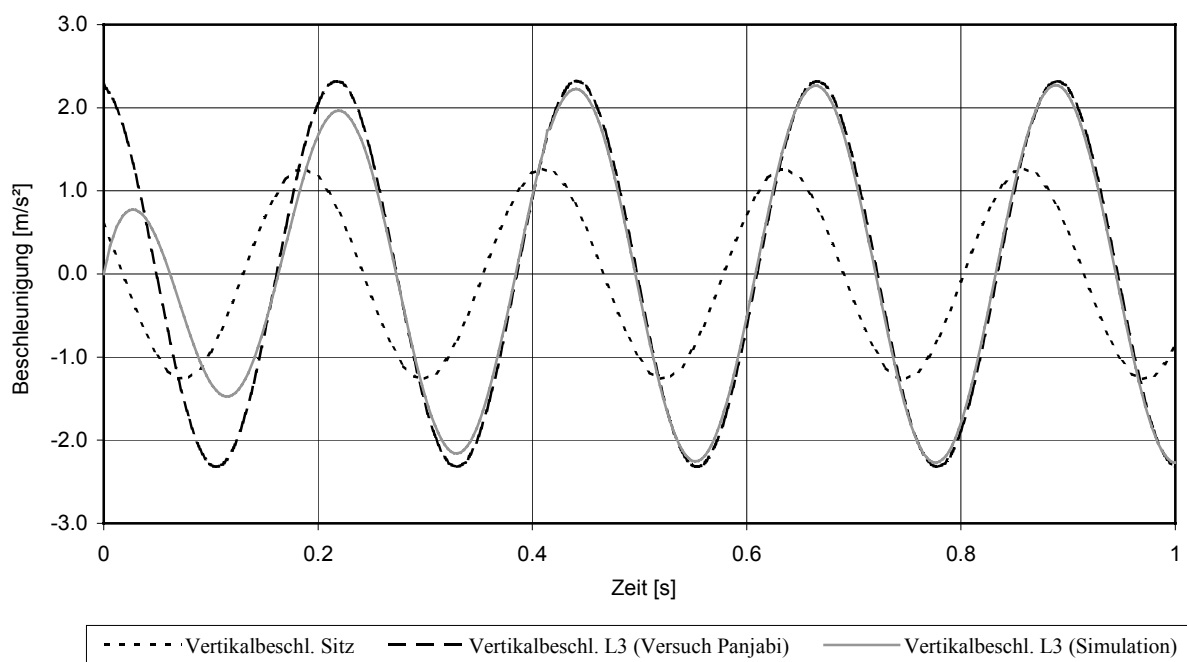


Abbildung 4-35: Vertikalbeschleunigung L3: Vergleich Simulationsrechnung - Experiment

Die in Abbildung 4-35 gezeigten Zeitverläufe der von PANJABI experimentell bestimmten und mit dem entwickelten Rechenmodell numerisch ermittelten Vertikalbeschleunigungen sind für den eingeschwungenen Zustand nahezu deckungsgleich: Sowohl die dynamische Überhöhung als auch die Phasenverschiebung werden von dem entwickelten Rechenmodell gut wiedergegeben.

Eine Auswertung der dynamischen Überhöhung der Vertikalbeschleunigung des Lendenwirbels L3 aller vier von PANJABI untersuchten Versuchspersonen, berechnet durch das Verhältnis zwischen Anregungsamplitude und maximaler Wirbelbeschleunigung im eingeschwungenen Zustand, zeigt Abbildung 4-36. In der Abbildung ist zusätzlich die dynamische Überhöhung des Lendenwirbels L3 des entwickelten Rechenmodells als durchgezogene Linie eingezeichnet:

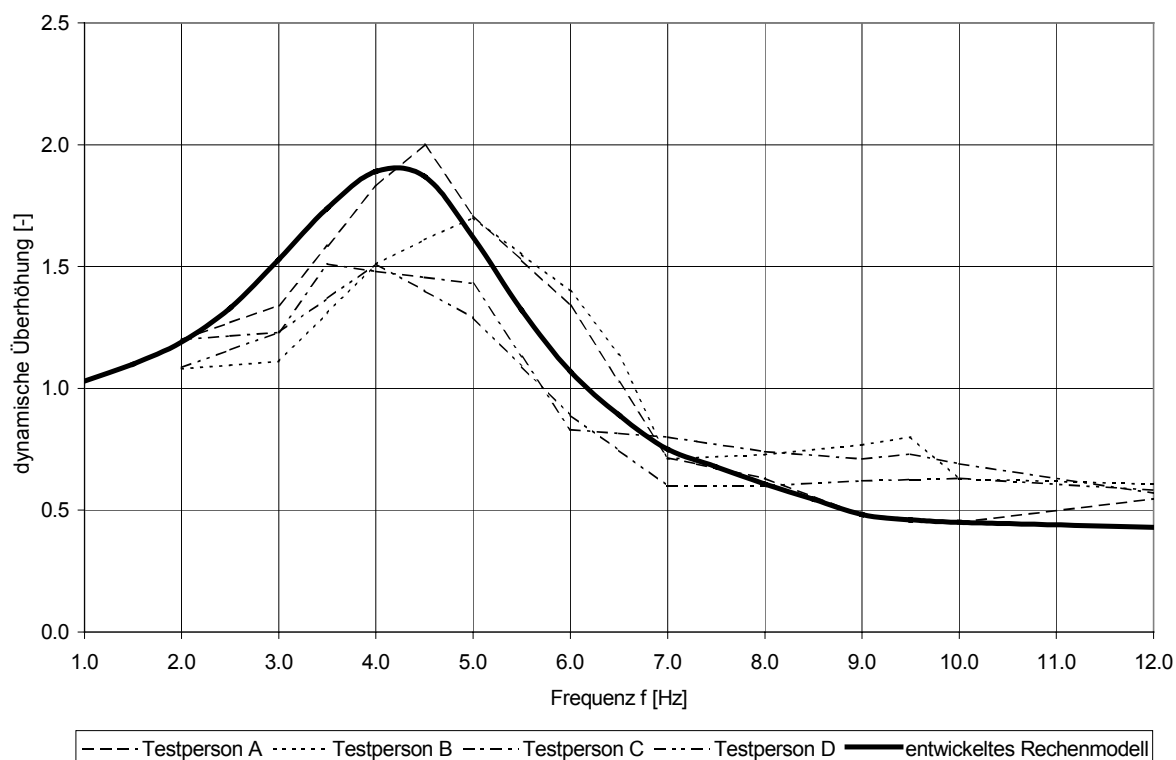


Abbildung 4-36: Vertikale dynamische Überhöhung der Translationsbeschleunigung L3

Trotz der bei experimentellen Studien am lebenden Menschen unvermeidlichen interindividuellen Streuung läßt sich bei allen untersuchten Testpersonen ein Resonanzbereich von 3,5 bis 5 Hz feststellen, wobei der Mittelwert bei 4,3 Hertz liegt. Die maximale dynamische Überhöhung im Resonanzbereich beträgt 1,5 bis 2,0, mit einem Mittelwert von 1,7. Das entwickelte Rechenmodell weist eine maximale Überhöhung von 1,9 bei einer Frequenz von 4,1 Hz auf.

Mit steigender Frequenz fällt die dynamische Überhöhung deutlich unter 1,0 ab, während sie mit fallender Frequenz gegen den Wert 1,0 konvergiert.

In allen Frequenzbereichen zeigt sich eine gute Übereinstimmung des entwickelten Rechenmodells mit den vier Testpersonen.

Während alle in Abbildung 4-36 zusammengestellten dynamischen Überhöhungen der Vertikalbeschleunigung des Wirbels L3 einen deutlichen Resonanzbereich aufweisen, läßt sich für die in Abbildung 4-37 dargestellten dynamischen Überhöhungen der in der Sagittalebene wirkenden Rotationsbeschleunigung keine Resonanzfrequenz finden:

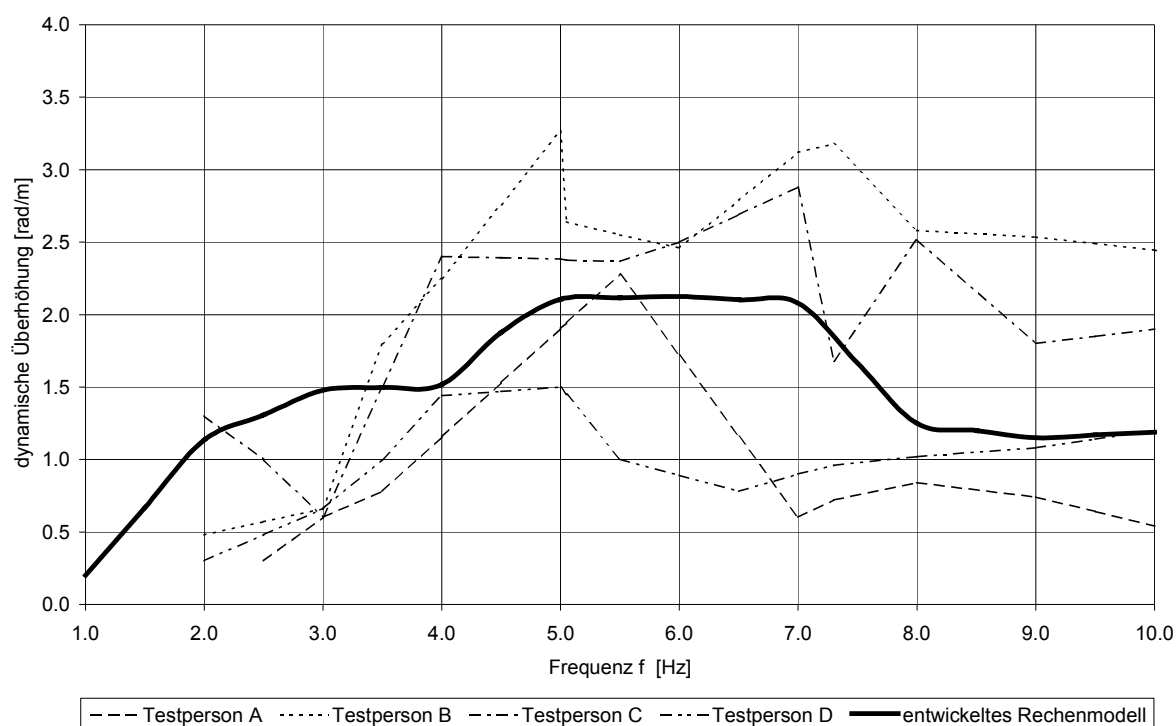


Abbildung 4-37: Vertikale dynamische Überhöhung der Rotationsbeschleunigung L3

Die Verläufe der dynamischen Überhöhungen weisen kein gemeinsames Plateau auf und verlaufen über den gesamten Frequenzbereich uneinheitlich. Die bei den verschiedenen Testpersonen maximal auftretende dynamische Überhöhung weist Werte zwischen 1,5 bis 3,3 rad/m auf.

Auch bei dem funktionalen Verlauf der Überhöhung des entwickelten Rechenmodells läßt sich keine ausgeprägte Resonanzfrequenz feststellen. Die unter Verwendung des entwickelten Rechenmodells berechnete dynamische Überhöhung liegt innerhalb der Bandbreite der experimentell ermittelten Werte, wobei betont werden muß, daß diese Werte extrem streuen.

#### 4.4.2.3 Relativbewegung der Lendenwirbel L4-L5

Um festzustellen, in welcher Größenordnung die mechanische Beanspruchung der Zwischenwirbelscheibe des Menschen unter dynamischer Belastung liegt, führten LANGE und COERMANN /48/ experimentelle Untersuchungen an einer Testperson durch. Zur Messung der Wirbelbewegungen wurde eine schlanke Versuchsperson ausgewählt. Auf den aus der Rückenoberfläche herausragenden Dornfortsätzen zweier benachbarter Wirbelkörper wurde mit Hilfe eines elastischen Gürtels jeweils eine dem Dornfortsatz angepaßte Aluminiumkapsel aufgepreßt. Auf diesen Kapseln wurde über eine Rahmenkonstruktion ein Dehnungsmeßgeber angebracht und geeicht.

Jeder Versuch bestand aus fünf Versuchsabschnitten, wobei während eines Versuchsabschnittes die Versuchsperson 3-4 Minuten lang einer harmonischen Schwingungsbelastung ausgesetzt wurde. Die einzelnen Versuche wurden innerhalb von zwei Monaten zehnmal wiederholt und gemittelt. Für den Bereich von 2 bis 6 Hertz wurde die Versuchsperson in aufrechter Sitzhaltung auf einem Exzentertisch positioniert, dessen Frequenz mit Hilfe eines Drehzahlmessers genau eingestellt werden konnte. Die Schwingungsamplitude wurde auf ein Drittel der Erdbeschleunigung eingestellt und durch einen Meßaufnehmer überwacht. Kleinere Abweichungen von der festgesetzten Beschleunigung wurden dadurch berücksichtigt, daß die gemessenen Amplitudenwerte linear auf 0,33 g Erdbeschleunigung umgerechnet wurden.

Das Ergebnis der Messung ist in Abbildung 4-38 dargestellt: Die Meßergebnisse von LANGE und COERMANN sind gestrichelt dargestellt, wobei die Bandbreite der Standardabweichung der Meßergebnisse grau hinterlegt ist. Die Ergebnisse der Simulationsrechnung sind in durchgehender Linie eingezeichnet.

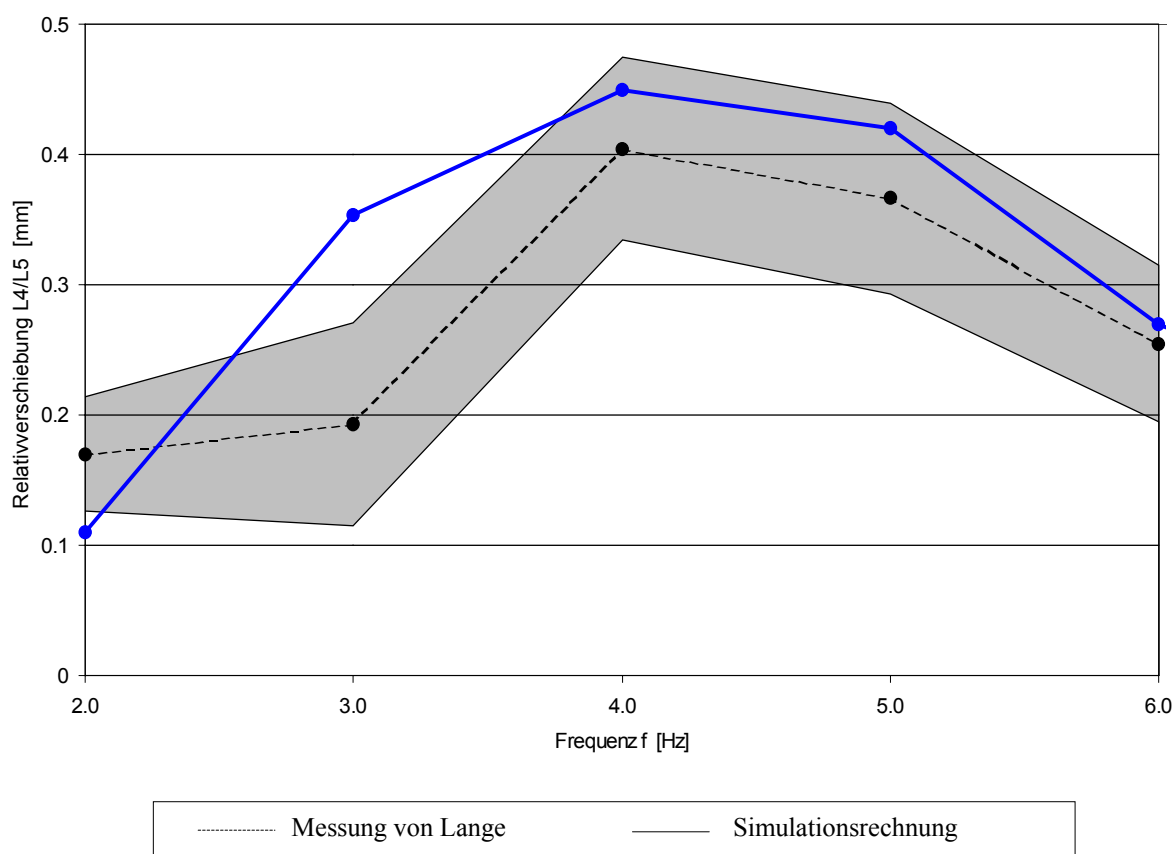


Abbildung 4-38: Relativverschiebung der Lendenwirbel L4/L5 unter vertikaler Schwingungsanregung

Für den Frequenzbereich von 7-12 Hertz wurde die Testperson auf einem Unwuchtschütteltisch plaziert, dessen Frequenz mit einer Genauigkeit von  $\pm 0,3$  Hertz einstellbar ist. Die Erregerbeschleunigung wurde für jeden Versuchsabschnitt auf 0,5 g festgelegt. Um einen Vergleich mit den Ergebnissen aus den Versuchen im Frequenzbereich von 2 – 5 Hertz zu ermöglichen, wurden die maximal auftretenden Schwingungsamplituden linear auf eine Anregung von 0,33 g umgerechnet.

In Abbildung 4-39 sind die auf eine Schwingungsbelastung von 0,33 g normierten vertikalen Relativbewegungen der Lendenwirbel L4/L5 zusammengestellt. Die von LANGE und COERMANN /48/ experimentell ermittelten Werte sind wieder gestrichelt dargestellt, wobei die Standardabweichung der Meßergebnisse grau hinterlegt ist. Die auf Grundlage des entwickelten Rechenmodells bestimmten Werte sind als durchgezogene Linie eingezeichnet.

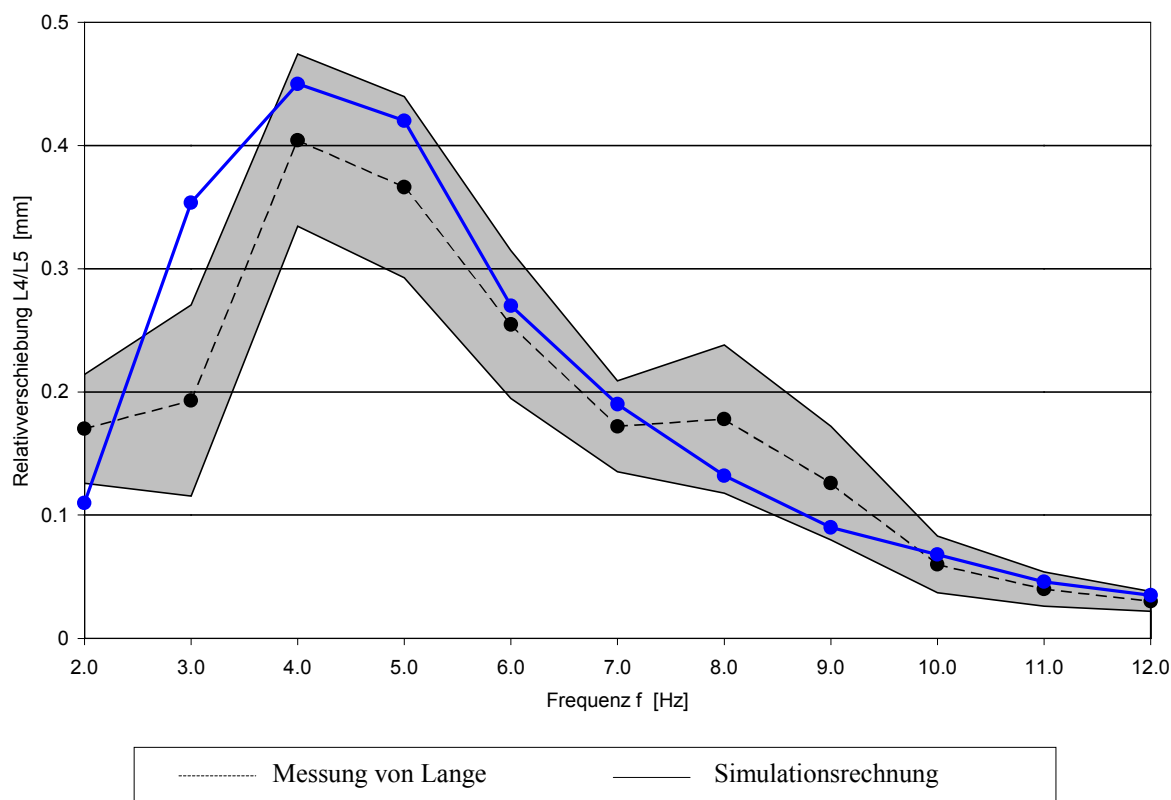


Abbildung 4-39: Relativverschiebung der Lendenwirbel L4/L5 unter vertikaler Schwingungsanregung

Die in Abbildung 4-39 dargestellten Ergebnisse der Simulationsrechnung zeigen eine deutliche Übereinstimmung mit den experimentell gewonnenen Ergebnissen. Die stärkste Schwingungsamplitude des Rechenmodells im Bereich von 4 Hertz wird durch die Versuche bestätigt. Mit zunehmender Frequenz fällt die sich einstellende Amplitude der Relativverschiebung kontinuierlich ab, wobei die Ergebnisse des Rechenmodells stets im Bereich der Standardabweichung der Meßergebnisse liegen. Im Bereich von 2 bis 4 Hertz stimmt der qualitative Verlauf mit den Meßwerten überein, während die quantitativen Ergebnisse eine leichte Abweichung zeigen.



## 5. Modellierung der Straßenunebenheit

*Die Straßenunebenheit in Längsrichtung kann als ein regelloser stochastischer Prozeß betrachtet werden. Zur Quantifizierung der Straßenunebenheit und zur Bestimmung der Qualität des Straßenzustandes hat sich in den letzten Jahren die spektrale Dichte durchgesetzt, deren Definition und Bedeutung im folgenden Kapitel näher erläutert werden. Da die Längsunebenheit der Straße dem Fahrzeug-Mensch Modell als Anregung dient, kommt der Modellierung der Unebenheit eine besondere Bedeutung zu. Hierzu wird auf Grundlage des Verfahrens autoregressiver Filter eine Methodik zur Erstellung künstlicher Straßenunebenheitsschriebe vorgestellt, mit der beliebig lange Straßenprofile mit vorher definierten spektralen Kenngrößen generiert werden können.*

### 5.1 Einführung

#### 5.1.1 Beschreibung der Straßenunebenheit in Längsrichtung

Die Straßenunebenheit in Längsrichtung stellt einen zentralen Parameter zur Beschreibung der Straßenqualität dar und wirkt sich unmittelbar auf die Fahrsicherheit, den Fahrkomfort, den Reifenverschleiß und über den Fahrwiderstand letztendlich auch auf den Benzinverbrauch aus. Über die Anregung der Fahrzeugachsen wird durch die Straßenunebenheit auch die dynamische Beanspruchung der Straßenbefestigung beeinflusst. Neben dem Fahrkomfort, der die subjektive Empfindung durch den Kraftfahrer der im Fahrzeuginneren auftretenden Schwingungszustände beschreibt, wird von der Straßenunebenheit auch die gesundheitliche Beeinträchtigung des Kraftfahrers maßgeblich beeinflusst.

In der Vergangenheit erfolgte die Abnahme der Unebenheit neu gebauter oder erneuerter Straßen mit dem Prinzip der 4m-Latte: Hierzu wird ein vier Meter langer starrer Balken auf die Straßenoberfläche aufgelegt. Die maximale lichte Höhe zwischen Straßenoberfläche und Lattenunterkante wird gemessen und als Maß für die Unebenheit herangezogen. Da diese Untersuchung für jede Stelle der Straßenoberfläche durchgeführt werden muß, wird statt der 4m-Latte in der Praxis ein Planograph verwendet, bei dem es sich im Prinzip um eine auf Rollen gelagerte 4m-Latte handelt, deren mittlere Rolle in vertikaler Richtung verschieblich gelagert ist. Der an der mittleren Rolle gemessene Abstand zwischen Latte und Straßenoberfläche wird aufgezeichnet und ausgewertet.

Die Länge der Latte von 4m bewirkt, daß dieses Verfahren nur Wellen mit einer Länge von 4m korrekt wiedergeben kann, während Wellen mit einer Länge von 10 – 20m nicht aufgespürt oder nur mit einer exponentiell abgeminderter Amplitude berücksichtigt werden können.

In den letzten Jahren hat sich daher zur Beschreibung der Straßenunebenheit die „spektrale Leistungsdichte der Unebenheitsamplitude“ durchgesetzt, die im folgenden kurz „Spektrale Dichte“ genannt wird.

### 5.1.2 Bezeichnungen

Mit der Definition der Spektralen Dichte der Straßenunebenheit haben sich im Bereich des Straßenbauwesens Bezeichnungen etabliert, die z.T. von den Bezeichnungen der technischen Mechanik abweichen:

In der technischen Mechanik wird die Dauer eines harmonischen Signals, das sich über eine Zeitdauer  $T$  erstreckt, als **Wellenlänge** oder **Periode** bezeichnet und verfügt über die Einheit [s]. Der Kehrwert der Wellenlänge wird als **Frequenz** [Hz], der mit dem Faktor  $2\pi$  multiplizierte Kehrwert als **Kreisfrequenz** [rad/s] bezeichnet. Erstreckt sich das Signal nicht über eine Zeitdauer sondern eine Strecke, so wird die **Wellenlänge** in der Einheit [m] gemessen. Der Kehrwert wird als **Wellenzahl** [1/m] bezeichnet und gibt an, wie viele Wellen in eine 1m lange Einheitsstrecke hineinpassen. Der  $2\pi$ -fache Wert wird analog zum Zeitsignal als **Kreiswellenzahl** [rad/m] bezeichnet.

Im Straßenbauwesen wird der Kehrwert der Wellenlänge in Anlehnung an die Bezeichnungen des Zeitsignals als **Wegfrequenz** bezeichnet und in der Einheit [1/m] gemessen. Der  $2\pi$ -fache Wert wird **Kreiswegfrequenz** genannt.

In Tabelle 5.1 erfolgt eine Gegenüberstellung der genannten Begriffe:

<b>Zeitsignal</b>	<b>Wegsignal</b>	
	<b>Bezeichnung der technischen Mechanik</b>	<b>Bezeichnung im Straßenbau</b>
Wellenlänge / Periode $T$ [s]	Wellenlänge $L$ [m]	Wellenlänge $L$ [m]
Frequenz $f$ [Hz]	Wellenzahl $k$ [1/m]	Wegfrequenz $n$ [1/m]
Kreisfrequenz $\omega$ [rad/s]	Kreiswellenzahl $\kappa$ [rad/m]	Kreiswegfrequenz $\Omega$ [rad/m]

Tabelle 5.1: Zusammenstellung der verschiedenen Bezeichnungen

Im Folgenden wird die im Bereich des Straßenbauwesens übliche Bezeichnung **Wegfrequenz** und **Kreiswegfrequenz** verwendet.



## 5.2 Definition der Spektralen Dichte

### 5.2.1 Grundlagen der Signalverarbeitung

Die Straßenunebenheit in Längsrichtung wird im folgenden als stochastisches Signal  $h(x)$  betrachtet, wobei das Signal  $h$  nicht von der Zeit  $t$  sondern von der Position  $x$  abhängig ist. Die Unterscheidung der Unebenheiten der linken und rechten Fahrspur erfolgt durch den Index „l“ und „r“:

$$\begin{aligned} h_l(x) & \text{ Straßenunebenheit der linken Fahrspur} \\ h_r(x) & \text{ Straßenunebenheit der rechten Fahrspur} \end{aligned}$$

Da bei dem Prozeß  $h(x)$  alle statistischen Kenngrößen, wie beispielsweise der Mittelwert und die Standardabweichung, unabhängig von der Positionierung  $x$  sind, handelt es sich um einen *stationären* Prozeß. Weiterhin wird davon ausgegangen, daß es sich um einen *ergodischen* Prozeß handelt, d.h. daß jede Teilstrecke der Unebenheit  $h_i(x)$  die Eigenschaften des Gesamtprozesses  $h(x)$  komplett abbildet /58/.

Der Mittelwert der Straßenunebenheit berechnet sich aus dem Integral der Unebenheit im Bereich 0 bis  $L$ , dividiert durch die Länge  $L$  des betrachteten Abschnittes:

$$E[h] = \bar{h} = \frac{1}{L} \int_0^L h(x) dx \quad (4.1)$$

Da die Werte der Unebenheit  $h(x)$  in diskreten Punkten mit dem Abstand  $\Delta x$  vorliegen, läßt sich das Integral in Gleichung (4.1) als Summe ausdrücken:

$$E[h] = \bar{h} = \frac{1}{n} \sum_1^n h(x_n) \quad (4.2)$$

Das quadratische Mittel, also der Mittelwert des quadrierten Prozesses über  $L$ , wird definiert als:

$$E[h^2] = \overline{h^2} = \frac{1}{L} \int_0^L h^2(x) dx \quad (4.3)$$

Im Falle einer diskreten Zeitreihe ergibt sich:

$$E[h^2] = \overline{h^2} = \frac{1}{n} \sum_1^n h^2(x) \quad (4.4)$$

Die Varianz  $\sigma^2$  des Prozesses  $h(x)$  ist definiert durch:

$$\sigma^2 = E[h^2] - E[h]^2 = \overline{h^2} - \bar{h}^2 \quad (4.5)$$

Die Standardabweichung  $\sigma$  ergibt sich aus der Quadratwurzel der Varianz.

Die Autokorrelationsfunktion  $R_{xx}(\xi)$  kann als Erwartungswert des Produktes des Ereignisses  $h$  an der Stelle  $x$  mit dem Ereignis  $h$  an der Stelle  $x+\xi$  veranschaulicht werden, wobei  $\xi$  die Wegdifferenz der betrachteten Signale in [m] angibt. Unter der Annahme, daß es sich bei der Straßenunebenheit um einen stationären Prozeß handelt, ist die Autokorrelationsfunktion von der absoluten Position  $x$  unabhängig und ist ausschließlich eine Funktion des Abstandes  $\xi$ :

$$R_{xx}(\xi) = E[h(x) \cdot h(x + \xi)] \quad (4.6)$$

$R_{xx}$  ist eine gerade Funktion,  $R_{xx}(\xi) = R_{xx}(-\xi)$ , mit dem Wertebereich:

$$\sigma^2 + \bar{h}^2 \leq R_{xx} \leq -\sigma^2 + \bar{h}^2$$

Für den Sonderfall  $\xi = 0$  ergibt sich:

$$R_{xx}(0) = E[h \cdot h] = E[h^2] = \overline{h^2} \quad (4.7)$$

Die Definition der Kreuzkorrelation  $R_{xy}$  zwischen zwei verschiedenen Prozessen erfolgt analog zur Berechnung der Autokorrelation  $R_{xx}$  gemäß:

$$R_{xy}(\xi) = E[h_l(x) \cdot h_r(x + \xi)]. \quad (4.8)$$

Haben beide Prozesse  $h_l(x)$  und  $h_r(x)$  den Mittelwert Null, so gilt:

$$-\sigma_x \sigma_y \leq R_{xy} \leq \sigma_x \sigma_y \quad (4.9)$$

Durch die sogenannten WIENER-KHINTCHINE-Beziehung entsteht die Leistungsspektraldichte eines Prozesses als FOURIER-Transformierte seiner Autokorrelation. Umgekehrt gilt: Die Autokorrelationsfunktion ist die inverse FOURIER-Transformierte der Leistungsspektraldichte:

$$S_{xx}(\Omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} R_{xx}(\xi) \cdot e^{-i\Omega\xi} d\xi \quad (4.10)$$

$$R_{xx}(\xi) = \int_{-\infty}^{\infty} S_{xx}(\Omega) \cdot e^{i\Omega\xi} d\Omega \quad (4.11)$$

Da es sich bei der Länge des Signals  $h(x)$  nicht um eine Zeitdauer in Sekunden sondern um eine Weglänge mit der Einheit Meter handelt, verfügt die Wegkreisfrequenz  $\Omega$  über die Einheit [rad/m]. Die Exponentialfunktion in Gleichung (4.10) kann durch die EULERSchen Formeln

$$e^{-iz} = \cos z - i \cdot \sin z \quad (4.12)$$

$$e^{iz} = \cos z + i \cdot \sin z$$

in eine imaginäre trigonometrische Funktion überführt werden, wobei der Realteil der komplexen Zahl durch den Cosinus und der Imaginärteil durch den Sinus ausgedrückt wird:

$$S_{xx}(\Omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} R_{xx}(\xi) \cdot (\cos(\Omega\xi) - i \cdot \sin(\Omega\xi)) d\xi \quad (4.13)$$

Da  $R_{xx}$  als gerade Funktion symmetrisch zur  $y$ -Achse ist, während die Sinusfunktion über einen zur  $y$ -Achse antimetrischen Verlauf verfügt, ergibt sich das Integral über das Produkt der Autokorrelationsfunktion mit der Sinusfunktion zu Null. Gleichung (4.11) kann daher zu

$$S_{xx}(\Omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} R_{xx}(\xi) \cdot \cos(\Omega\xi) d\xi \quad (4.14)$$

zusammengefaßt werden. Weil  $S_{xx}(\Omega)$  und  $R_{xx}(\xi)$  reale Funktionen sind, ist die Spektrale Dichte ebenfalls eine reale Funktion.

Aus den Gleichungen (4.7) und (4.11) folgt:

$$R_{xx}(0) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S_{xx}(\Omega) d\Omega = \overline{h^2} \quad (4.15)$$

Dies bedeutet, daß die Fläche unterhalb der Spektralen Dichtefunktion gleich dem quadratischen Mittelwert des Prozesses ist.

Häufig wird anstelle von  $S_{xx}(\Omega)$  die einseitige Leistungsdichte  $G(\Omega)$  verwendet, da das einseitige Spektrum nur positive Frequenzen enthält. Wird anstelle der Wegkreisfrequenz  $\Omega$  in [rad/m] die Wegfrequenz in [1/m] verwendet, so hängen die Ordinaten der zugehörigen einseitigen Leistungsspektraldichte  $\Phi(f)$  wie folgt mit denjenigen von  $S_{xx}(\Omega)$  zusammen:

$$\Phi_{xx}(n) = 4 \cdot \pi \cdot S_{xx}(\Omega) \quad (4.16)$$

In Gleichung (4.16) wird für die Frequenz der Buchstabe  $n$  verwendet, um eine Verwechslung der Wegfrequenz in der Einheit [1/m] mit der Frequenz  $f$  [1/s] zu vermeiden.

Die Berechnung der Kreuzspektraldichte erfolgt analog zu Gleichung (4.10):

$$S_{xy}(\Omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} R_{xy}(\xi) \cdot e^{-i\Omega\xi} d\xi \quad (4.17)$$

Im Gegensatz zu  $S_{xx}(\Omega)$  ist die Kreuzspektraldichte  $S_{xy}(\Omega)$  in allgemeinen komplex.

Bei der numerischen Umsetzung der FOURIER-Transformation in den Gleichungen (4.10) und (4.11) werden anstelle der klassischen FOURIER-Transformation in der Regel sogenannte FAST-FOURIER-Algorithmen verwendet, wie z.B. das Verfahren nach Cooley-Tukey /21/, /58/. Diese Algorithmen erlauben eine wesentlich schnellere Berechnung der FOURIER-Koeffizienten, benötigen aber für die Berechnung eine Anzahl von Punkten, die eine ganzzahlige Potenz von 2 sein muß.

### 5.2.2 Die Spektrale Dichte zur Beschreibung der Straßenunebenheit

Um die spektrale Dichte zur Bestimmung der Qualität der Straßenoberfläche und somit zur Klassifizierung des Straßenzustandes verwenden zu können, sind neben den im Kapitel 5.2.1 zusammengestellten Berechnungsvorschriften weitere Konventionen erforderlich.

Die Berechnung der Spektralen Dichte ist in drei Phasen aufgeteilt, die der Vorbereitung, der eigentlichen Berechnung und der Nachbereitung der Daten dienen. Die einzelnen Rechenschritte sind in Abbildung 5-1 dargestellt:

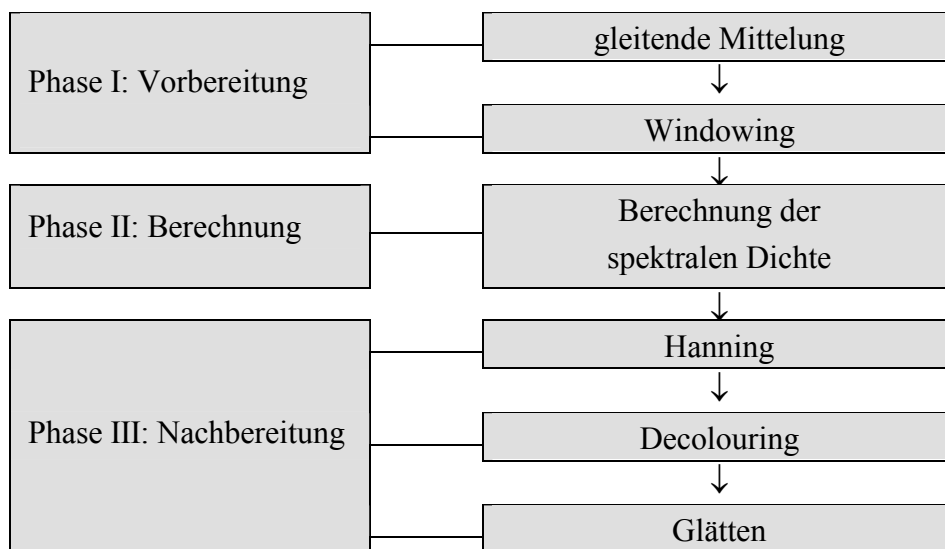


Abbildung 5-1: Ablaufplan zur Berechnung der spektralen Dichte der Straßenunebenheit

In der Vorbereitungsphase wird das gemessene Profil zunächst von langwelligen Trends bereinigt, die nicht mehr in den Bereich der Ebenheit fallen und für Fahrzeugschwingungen somit nicht relevant sind. Diese langanhaltenden Trends weisen Wellenlängen von über 100m auf, die durch Trassierungselemente wie Kuppen und Wannen gegeben sind. Die Bereinigung erfolgt unter Verwendung eines gleitenden Durchschnitts, indem von jeder Unebenheitsordinate  $h(x)$  der symmetrisch um diesen Punkt über eine Mittelungslänge gebildete Mittelwert abgezogen wird:

$$H(x) = h(x) - \frac{1}{N+1} \sum_{j=-\frac{N}{2}}^{+\frac{N}{2}} h(x + j \cdot \Delta x) \quad (4.18)$$

Diese Filterprozedur setzt jedoch voraus, daß zur Auswertung eines z.B. 1024 Werte umfassenden Unebenheitsprofils die 512 Unebenheitsordinaten vor und hinter dem zu untersuchenden Streckenabschnitt bekannt sind.

Da nur eine endliche Zahl von Unebenheitsordinaten ausgewertet werden kann, die FOURIER-Transformation aber ein Signal von unendlicher Länge erfordert, muß das von langanhaltenden Trends bereinigte, endliche Signal  $H(x)$  durch ständiges Aneinanderketten künstlich bis ins Unendliche verlängert werden. Da Anfangs- und Endpunkt des gemessenen

Profils nicht dieselbe Unebenheitsordinate aufweisen, tritt an den Schnittstellen zwischen den wiederholten Meßreihen ein Sprung auf, der zu einer Verfälschung der FOURIER-Analyse führt. Das gemessene Profil wird daher mit einer Fensterfunktion multipliziert, um die Unebenheitsordinaten des Anfangs- und Endpunktes auf Null zu modulieren. Zur Auswertung von Straßenunebenheiten wird das Cosine Digital Tapering Window (CDTW) verwendet, das im ersten und letzten Zehntel der Meßreihe mit dem Quadrat des Kosinus ansteigt bzw. abfällt. Der funktionelle Verlauf der Fensterfunktion ist in Gleichung (4.19) zusammengestellt:

$$C_i = \begin{cases} \cos^2\left(\frac{5 \cdot \pi \cdot i}{N} - \frac{\pi}{2}\right) & \text{für } 0 \leq i \leq N/10 \\ 1 & \text{für } N/10 \leq i \leq 9N/10 \\ \cos^2\left(\frac{5 \cdot \pi \cdot i}{N} - \frac{9 \cdot \pi}{2}\right) & \text{für } 9N/10 \leq i \leq N \end{cases} \quad (4.19)$$

Eine graphische Darstellung des CDTW-Fensters gibt Abbildung 5-2:

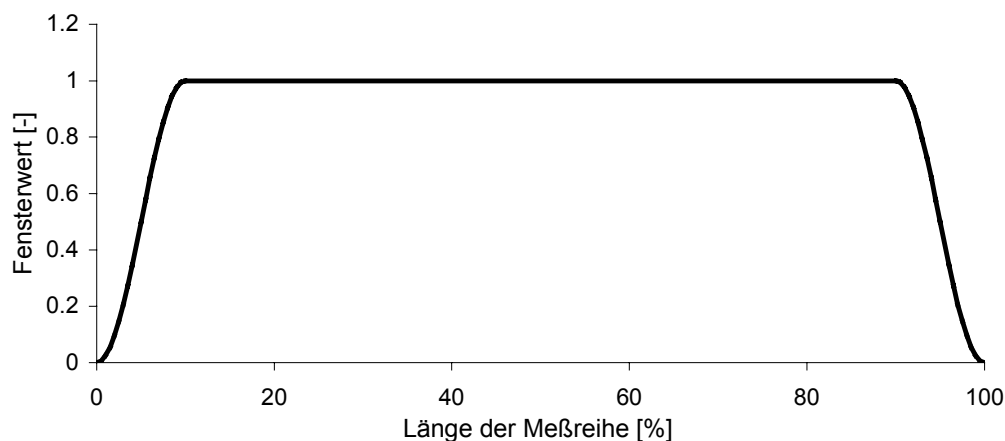


Abbildung 5-2: Cosine Digital Tapering Window (CDTW)

In der nun folgenden Berechnungsphase findet die Transformation in den Frequenzbereich statt. Hierzu wird zweckmäßigerweise die FAST-FOURIER-Transformation (FFT) verwendet, um den erforderlichen Rechenaufwand in Grenzen zu halten. Da bei der Anwendung des CDTW-Fensters im Vergleich zu einem Fenster mit der konstanten Amplitude von 1,0 eine Profilschwächung vorgenommen wurde, muß dieser Einfluß durch Division der einzelnen Spektralwerte durch den Mittelwert der Fensterfunktion (hier 0,875) wieder rückgängig gemacht werden.

In der Nachbereitungsphase wird die berechnete „rohe“ Spektrale Dichte  $\Phi^*$  zunächst einer Drei-Punkt Glättung unterzogen: Gemäß Gleichung (4.18) wird jeder Spektralwert mit den Nachbarwerten einer gewichteten Mittelung unterzogen, während die Endpunkte des Spektrums mit ihrem Nachbarwert arithmetisch gemittelt werden. Dieser Prozeß wird Hanning genannt und ergibt  $\Phi'$ :

$$\begin{aligned}
\Phi'_0 &= \frac{1}{2}\Phi_0^* + \frac{1}{2}\Phi_1^* \\
\Phi'_k &= \frac{1}{4}\Phi_{k-1}^* + \frac{1}{2}\Phi_k^* + \frac{1}{4}\Phi_{k+1}^* \\
\Phi'_{N/2} &= \frac{1}{2}\Phi_{N/2-1}^* + \frac{1}{2}\Phi_{N/2}^*
\end{aligned} \tag{4.20}$$

Wurde das ausgewertete Unebenheitsprofil mit einem Meßgerät aufgezeichnet, das eine bekannte Übertragungsfunktion besitzt, so kann der daraus resultierende Übertragungsfehler durch das sog. Decolouring eliminiert werden. In einem letzten Schritt erfolgt dann eine Glättung der spektralen Dichte in festgelegten Frequenzbändern (1-, 1/3-, 1/6- und 1/12-Oktave). Die so ermittelte Spektrale Dichte ist hinreichend glatt und kann durch eine Potenzfunktion approximiert werden.

Zur Berechnung der Spektralen Dichte der Straßenunebenheit kommen i.d.R. Unebenheitsprofile zum Einsatz, die mit einem Meßgerät im Abstand von 0,10 m aufgezeichnet wurden. Bei einer Anzahl von 1024 Werten, kann in einem Analysedurchgang eine Strecke von 102,4m ausgewertet werden. Die berücksichtigten Frequenzen liegen dann im Bereich von:

$$\Omega_{\min} = \frac{1}{n \cdot \Delta x} \cdot 2 \cdot \pi = 0.06136 \frac{\text{rad}}{\text{m}} \tag{4.21}$$

$$\Omega_{\max} = \frac{1}{2 \cdot \Delta x} \cdot 2 \cdot \pi = 31.416 \frac{\text{rad}}{\text{m}} \tag{4.22}$$

Die Größe der Spektralen Unebenheitsdichte nimmt mit wachsender Wegkreisfrequenz  $\Omega$  und somit mit kleiner werdender Wellenlänge  $L$  ab. Bei doppeltlogarithmischer Darstellung über die Wegkreisfrequenz  $\Omega$  kann die Spektrale Dichte durch eine Gerade angenähert werden, zu deren eindeutiger Festlegung die Koordinaten eines Punktes auf der Geraden sowie ihre Steigung erforderlich sind.

Zur Beschreibung der Spektralen Unebenheitsdichte hat sich der in Gleichung (4.23) dargestellte Potenzansatz durchgesetzt /105/:

$$\Phi_h(\Omega) = \Phi_h(\Omega_0) \cdot \left( \frac{\Omega}{\Omega_0} \right)^{-w} \tag{4.23}$$

Der Punkt auf der Geraden wird durch den Spektralwert an der Bezugswegkreisfrequenz  $\Omega_0 = 1 \text{ rad/m}$  (dies entspricht einer Welle der Länge  $L = 2 \cdot \pi = 6,28\text{m}$ ) definiert, während die Steigung der Geraden durch den Exponenten  $w$  beschrieben wird. Der Wert  $\Phi_h(\Omega_0)$  wird „Unebenheitsmaß“ genannt und gibt direkten Aufschluß über die Qualität der Straßenunebenheit. Der Parameter „ $w$ “ wird als „Welligkeit“ bezeichnet und ist ein Maß dafür, ob eine Straße hauptsächlich lange oder auch nennenswerte Anteile an kurzen Wellen enthält.

In Abbildung 5-3 ist der Verlauf einer Straßenoberfläche mit einer Welligkeit von 2,07 und einem Unebenheitsmaß von 2,6 cm<sup>3</sup> über eine Länge von 102,4m abgebildet.

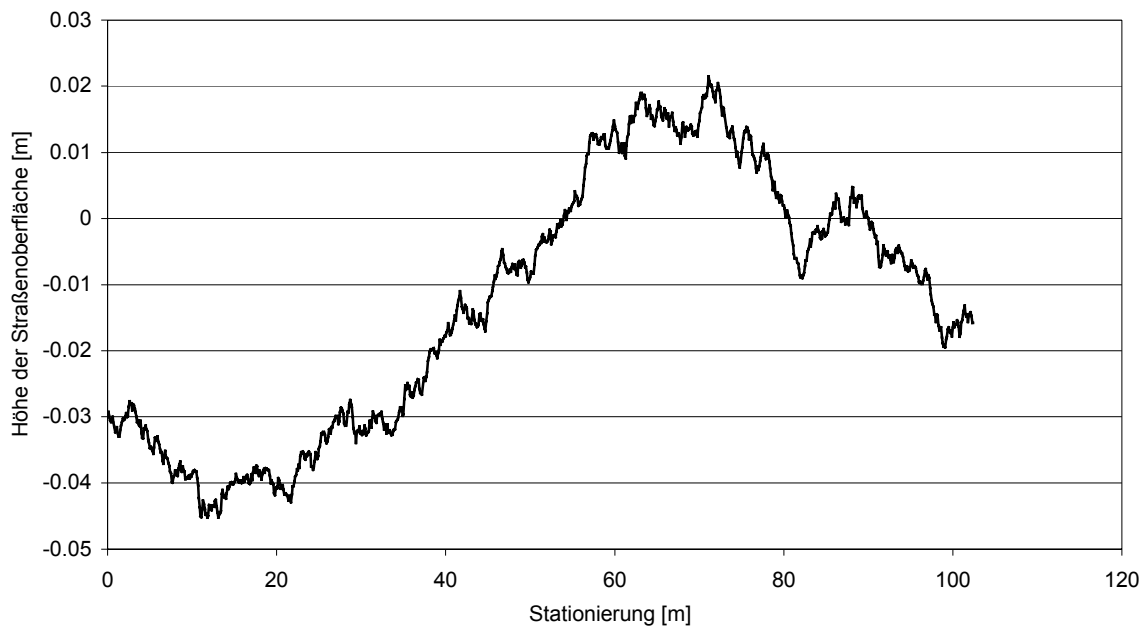


Abbildung 5-3: Verlauf eines Straßenprofile mit der Länge L=102,4 m

Die zugehörige Spektrale Dichte sowie die Annäherung durch eine Ausgleichsgerade ist in Abbildung 5-4 dargestellt:

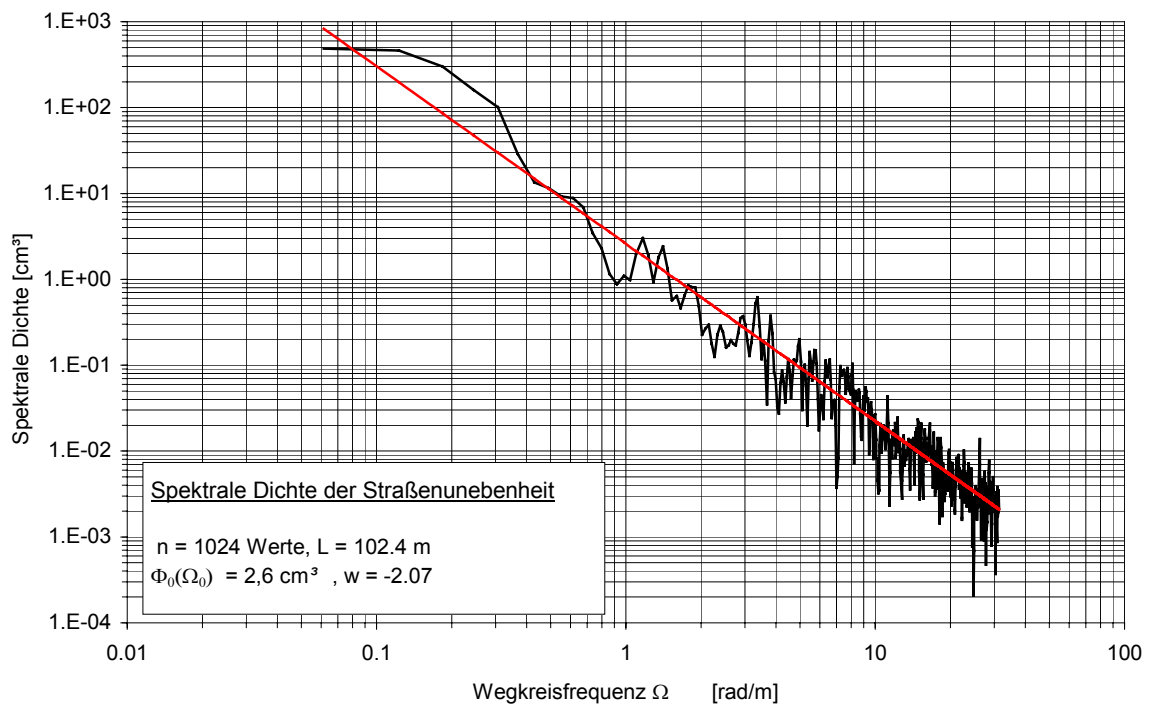


Abbildung 5-4: Spektrale Dichte der Fahrbahnunebenheit

### 5.3 Generierung künstlicher Unebenheitsschriebe

Während es für die dynamische Berechnung einer linearen Struktur durch Frequenzbereichsmethoden ausreicht, die Erregerfunktion durch ihre spektralen Eigenschaften zu charakterisieren, ist es für die Durchführung einer nichtlinearen Berechnung erforderlich, den Zeitverlauf der Belastung zu kennen. Insbesondere vor dem Hintergrund späterer Parameterstudien muß daher die Möglichkeit geschaffen werden, beliebig lange Straßenunebenheitsprofile zu generieren, die über eine vorher definierte Spektrale Dichte verfügen.

Ein sehr effizientes Verfahren zur Generierung künstlicher Zeitreihen stellt die Methode der autoregressiven Filter dar. Das Konzept beruht auf der Filterung eines Zufallssignals mit annähernd konstanter spektraler Verteilung (weißes Rauschen) durch lineare digitale Filter:

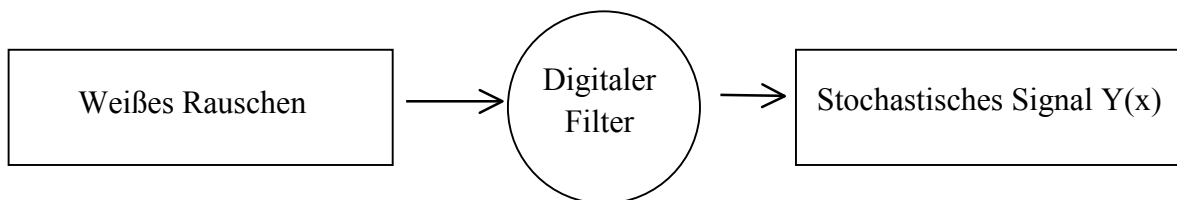


Abbildung 5-5: Generieren künstlicher Unebenheitsprofile mittels autoregressiver Filter

Die Erläuterung der Generierung erfolgt zunächst anhand eines eindimensionalen Prozesses, also der Generierung eines einzelnen Unebenheitsschriebses. Später wird das Vorgehen auf die Generierung zweier benachbarter Fahrspuren erweitert.

#### 5.3.1 Generierung eindimensionaler Unebenheitsschriebe

Das in Abbildung 5-5 symbolisch dargestellte Vorgehen läßt sich mathematisch durch Gleichung (4.24) beschreiben:

$$Y(x) = \sum_{k=1}^p F_k \cdot Y(x - k \cdot \Delta x) + \sigma_N^2 \cdot N(x) \quad (4.24)$$

Hierin bedeuten:	$Y(x)$ :	Unebenheitsprozeß an der Stelle $x$
	$Y(x-k \cdot \Delta x)$ :	Unebenheitsprozeß an der Stelle $x - k \cdot \Delta x$
	$F_k$ :	Autoregressiver Filter nach /115/
	$p$ :	Ordnung des autoregressiven Filters
	$N(x)$ :	weißes Rauschen
	$\sigma_N$ :	Standardabweichung des weißen Rauschens $N(x)$

Die Berechnung des Ereignisses  $Y$  an der Stelle  $x$  basiert demnach zum einen auf der Filterung von  $p$  zurückliegenden Ereignissen durch die autoregressiven Filter  $F_k$  und zum anderen auf der Addition eines Zufallsprozesses  $N(x)$ . Der Summenterm spiegelt das zeitliche



Gedächtnis des Filters wieder, wobei die Filterordnung  $p$  die Länge des Gedächtnisses beschreibt /9/, /115/.

Gleichung (4.24) enthält neben den  $p$  Filterwerten  $F_k$  und  $\sigma_N$  insgesamt  $(p+1)$  Unbekannte, zu deren Berechnung  $(p+1)$  Gleichungen erforderlich sind.

Die Multiplikation von Gleichung (4.24) mit

$$\mathbf{Y}(x - s \cdot \Delta x) \quad (4.25)$$

(mit  $0 \leq s \leq p$ ) führt zu folgendem Ausdruck:

$$\begin{aligned} & \mathbf{Y}(x) \cdot \mathbf{Y}(x - s \cdot \Delta x) \\ &= \sum_{k=1}^p \mathbf{F}_k \cdot \mathbf{Y}(x - k \cdot \Delta x) \cdot \mathbf{Y}(x - s \cdot \Delta x) + \sigma_N^2 \cdot \mathbf{N}(t) \cdot \mathbf{Y}(x - s \cdot \Delta x) \end{aligned} \quad (4.26)$$

Eine Integration über die Länge  $L$  mit anschließender Mittelwertbildung liefert:

$$\begin{aligned} & \frac{1}{L} \int_0^L \mathbf{Y}(x) \cdot \mathbf{Y}(x - s \cdot \Delta x) \\ &= \sum_{k=1}^p \frac{\mathbf{F}_k}{L} \int_0^L \mathbf{Y}(x - k \cdot \Delta x) \cdot \mathbf{Y}(x - s \cdot \Delta x) dx + \frac{\sigma_N^2}{L} \int_0^L \mathbf{N}(x) \cdot \mathbf{Y}(x - s \cdot \Delta x) dx \end{aligned} \quad (4.27)$$

Da die autoregressiven Filterwerte von der Position  $x$  unabhängig sind, kann die Variable  $F_k$  in Gleichung (4.27) vor das Integral geschrieben werden. Bei der Interpretation von Gleichung (4.27) müssen der Fall  $s = 0$  und  $s > 0$  getrennt betrachtet werden:

Für  $s \neq 0$  entspricht die linke Seite der Gleichung der Definition der Autokorrelationsfunktion  $R_{xx}(-s \cdot \Delta x)$ , die aufgrund der Symmetrie von  $R_{xx}$  mit der Funktion  $R_{xx}(s \cdot \Delta x)$  übereinstimmt. Das erste Integral auf der rechten Seite der Gleichung (4.27) kann zusammengefaßt werden zu der Autokorrelationsfunktion  $R_{xx}[(k-s)\Delta x]$ . Aufgrund der Unkorreliertheit des weißen Rauschens  $N(x)$  berechnet sich das zweite Integral für alle  $s \neq 0$  zu Null. Damit ergibt sich:

$$\text{Für } s = 1, \dots, p: \quad \mathbf{R}_{xx}(s \cdot \Delta x) = \sum_{k=1}^p \mathbf{F}_k \cdot \mathbf{R}_{xx}((k-s)\Delta x) \quad (4.28a)$$

Für den Sonderfall  $s = 0$  steht auf der linken Seite von Gleichung (4.27)  $R_{xx}(0)$ , was dem quadratischen Mittelwert des Prozesses entspricht. Das erste Integral der rechten Seite läßt sich zu der Autokorrelationsfunktion  $R_{xx}(k \cdot \Delta x)$  zusammenfassen. In dem zweiten Integral wird das weiße Rauschen  $N(x)$  mit dem Prozeß  $Y(x-s \cdot \Delta x)$  multipliziert. Da  $N(x)$  per Definition ein völlig unkorreliertes, mittelwertfreies Signal ist, ergibt das Integral über  $N(x) \cdot Y(x)$  genau  $L$ . Gleichung (4.27) kann daher zusammengefaßt werden zu:

$$\text{Für } s = 0: \quad \mathbf{R}_{xx}(0) = \sum_{k=1}^p \mathbf{F}_k \cdot \mathbf{R}_{xx}(k \cdot \Delta x) + \sigma_N^2 \quad (4.28b)$$

Die Gleichungen (4.28a) und (4.28b) stellen ein lineares Gleichungssystem dar. Mit Hilfe der  $p$  Gleichungen aus (4.28a) können zunächst die autoregressiven Filterwerte  $F_k$  berechnet werden, um dann mit Gleichung (4.28b)  $\sigma_N^2$  zu ermitteln.

### 5.3.2 Generierung zweidimensionaler Unebenheitsschriebe

Die Generierung eines zweidimensionalen Unebenheitsschriebes erfolgt entsprechend zu der im Kapitel 5.3.1 erläuterten Technik. Die Unebenheitsprofile der linken und rechten Fahrspur werden in dem Prozeßvektor  $\mathbf{Y}(x)$  zusammengefaßt:

$$\mathbf{Y}(x) = \begin{bmatrix} h_{\text{links}}(x) \\ h_{\text{rechts}}(x) \end{bmatrix} \quad (4.29)$$

Die Berechnung der künstlichen Unebenheitsprofile erfolgt durch Filtern von  $p$  zurückliegenden Ereignissen durch die zweidimensionale Filtermatrix  $\mathbf{F}_k$  zuzüglich eines zweidimensionalen weißen Rauschens:

$$\mathbf{Y}(x) = \sum_{k=1}^p \mathbf{F}_k \cdot \mathbf{Y}(x - k \cdot \Delta x) + \sigma^2_N \cdot \mathbf{N}(x) \quad (4.30)$$

Die Rechtsmultiplikation von Gleichung (4.30) mit  $\mathbf{Y}^T(x - s \cdot \Delta x)$  mit anschließender Bildung des zeitlichen Erwartungswertes liefert die sogenannte Youle-Walker-Gleichungen, die durch Unterscheidung der Fälle  $s > 0$  und  $s = 0$  analog zu Gleichung (4.28a) und (4.28b) hergeleitet werden können /115/:

$$\text{Für } s > 0 \quad \sum_{k=1}^p \mathbf{F}_k \cdot \mathbf{C}_{yy}((k-s)\Delta x) = \mathbf{C}_{yy}(-s \cdot \Delta x) \quad (4.31a)$$

$$\text{Für } s = 0 \quad \mathbf{C}_{ny}(0) = \mathbf{C}_{yy}(0) - \sum_{k=1}^p \mathbf{F}_k \cdot \mathbf{C}_{yy}(k \cdot \Delta x) \quad (4.31b)$$

Die in Gleichung (4.31a) und (4.31b) enthaltene Kovarianzmatrix  $\mathbf{C}_{yy}$  entsteht durch:

$$\begin{aligned} \mathbf{C}_{yy}(k \cdot \Delta x) &= \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{xx}(k \cdot \Delta x) & \mathbf{R}_{xy}(k \cdot \Delta x) \\ \mathbf{R}_{yx}(k \cdot \Delta x) & \mathbf{R}_{yy}(k \cdot \Delta x) \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} \frac{1}{L} \int_0^L Y_1(x) \cdot Y_1(x + k \cdot \Delta x) dx & \frac{1}{L} \int_0^L Y_1(x) \cdot Y_2(x + k \cdot \Delta x) dx \\ \frac{1}{L} \int_0^L Y_2(x) \cdot Y_1(x + k \cdot \Delta x) dx & \frac{1}{L} \int_0^L Y_2(x) \cdot Y_2(x + k \cdot \Delta x) dx \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (4.32)$$

Die Youle-Walker-Gleichungen (4.31a) und (4.31b) liefern  $p+1$  matrizielle Gleichungen zur eindeutigen Bestimmung der  $p$  autoregressiven Filtermatrizen sowie der Kovarianzmatrix  $\mathbf{C}_{ny}$  des weißen Rauschens. Für die Berechnung der  $p$  zweidimensionalen Filtermatrizen  $\mathbf{F}_k$  ergibt sich ein symmetrisches Hyper-Gleichungssystem, das ausgeschrieben die in Gleichung (4.33) dargestellte Form annimmt.

$$\begin{bmatrix}
 \mathbf{C}_{yy}(0) & \mathbf{C}_{yy}^T(\Delta x) & \mathbf{C}_{yy}^T(2\Delta x) & \cdots & \mathbf{C}_{yy}^T((p-1)\Delta x) \\
 \mathbf{C}_{yy}^T(\Delta x) & \mathbf{C}_{yy}(0) & \mathbf{C}_{yy}^T(\Delta x) & \cdots & \mathbf{C}_{yy}^T((p-2)\Delta x) \\
 \mathbf{C}_{yy}^T(\Delta x) & \mathbf{C}_{yy}^T(\Delta x) & \mathbf{C}_{yy}(0) & \cdots & \mathbf{C}_{yy}^T((p-3)\Delta x) \\
 \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\
 \mathbf{C}_{yy}^T((p-1)\Delta x) & \mathbf{C}_{yy}^T((p-2)\Delta x) & \mathbf{C}_{yy}^T((p-3)\Delta x) & \cdots & \mathbf{C}_{yy}(0)
 \end{bmatrix}
 \begin{bmatrix}
 \mathbf{F}_1^T \\
 \mathbf{F}_2^T \\
 \mathbf{F}_3^T \\
 \vdots \\
 \mathbf{F}_p^T
 \end{bmatrix}
 =
 \begin{bmatrix}
 \mathbf{C}_{yy}(\Delta x) \\
 \mathbf{C}_{yy}(2\Delta x) \\
 \mathbf{C}_{yy}(3\Delta x) \\
 \vdots \\
 \mathbf{C}_{yy}(4\Delta x)
 \end{bmatrix}
 \quad (4.33)$$

Anschließend kann die Kovarianzmatrix  $\mathbf{C}_{ny}$  des weißen Rauschens unter Verwendung der nun bekannten Filtermatrizen  $\mathbf{F}_k$  aus Gleichung (4.31b) gewonnen werden.  $\mathbf{C}_{ny}$  entsteht aus der Kovarianzmatrix der Unebenheitsprofile  $\mathbf{C}_{yy}(0)$  abzüglich der durch  $\mathbf{F}_k$  gefilterten Kovarianzmatrix  $\mathbf{C}_{yy}(k \cdot \Delta t)$ .

Das weiße Rauschen  $\mathbf{N}(x)$  ergibt sich nach Zahlten /115/ mittels

$$\mathbf{N}(x) = \mathbf{L} \cdot \varepsilon(x) \quad (4.34)$$

durch Linearkombination von  $m$  unkorrelierten Einzelprozessen  $\varepsilon(x)$  GAUßschen Weißen Rauschens mit der Varianz 1, wobei sich die Koeffizientenmatrix  $\mathbf{L}$  als untere Dreiecksmatrix durch Cholesky-Zerlegung der Kovarianz  $\mathbf{C}_{ny}$  ergibt:

$$\mathbf{L} \cdot \mathbf{L}^T = \mathbf{C}_{ny}$$

### 5.3.3 Programmtechnische Umsetzung

Die Generierung künstlicher Unebenheitsschriebe erfolgt unter Verwendung des Programms GENWTH, das ursprünglich zur Generierung künstlicher Windschriebe erstellt wurde /115/. Zur Berechnung generierter Unebenheitsschriebe wird das Programm um die Definition der Spektralen Dichte der Straßenunebenheit in Längsrichtung

$$\Phi_h(\Omega) = \Phi_h(\Omega_0) \cdot \left( \frac{\Omega}{\Omega_0} \right)^{-w}$$

erweitert. Der Abstand der einzelnen Unebenheitsordinaten beträgt 0,10 m. Neben den Angaben zum Zielspektrum kann die gewünschte Filterordnung  $p$  des Generierungsverfahrens vorgegeben werden.

Das Programm berechnet zunächst die Zielspektraldichten  $S_{xx}(\omega)$  und  $S_{yy}(\omega)$ , sowie die Zielkreuzdichten  $S_{xy}(\omega)$  und  $S_{yx}(\omega)$ . Durch FOURIER-Transformation der Spektralen Dichte wird unter Verwendung der WIENER-KHINTCHINE-Gleichung (4.11) die Kovarianzmatrix  $\mathbf{C}_{yy}$  bestimmt, die aus der Autokorrelation und der Kreuzkorrelation des Unebenheitsprozesses zusammengesetzt ist.

Im nächsten Schritt werden mit Hilfe der Youle-Walker-Gleichungen (4.31a) und (4.31b) die Werte der autoregressiven Filtermatrix  $\mathbf{F}_k$  sowie die Kovarianzmatrix  $\mathbf{C}_{ny}$  des Weißen Rauschens bestimmt. Nun kann ein unbegrenzt langes zweidimensionales Unebenheitsprofil generiert werden.

In Abbildung 5-6 und Abbildung 5-7 ist ein gemessener Unebenheitsschrieb mit dem Unebenheitsmaß  $\phi_h(\Omega_0) = 0,29 \text{ cm}^3$  und  $w = 2,06$  einem generierten Unebenheitsschrieb mit gleichen Unebenheitsdaten gegenübergestellt:

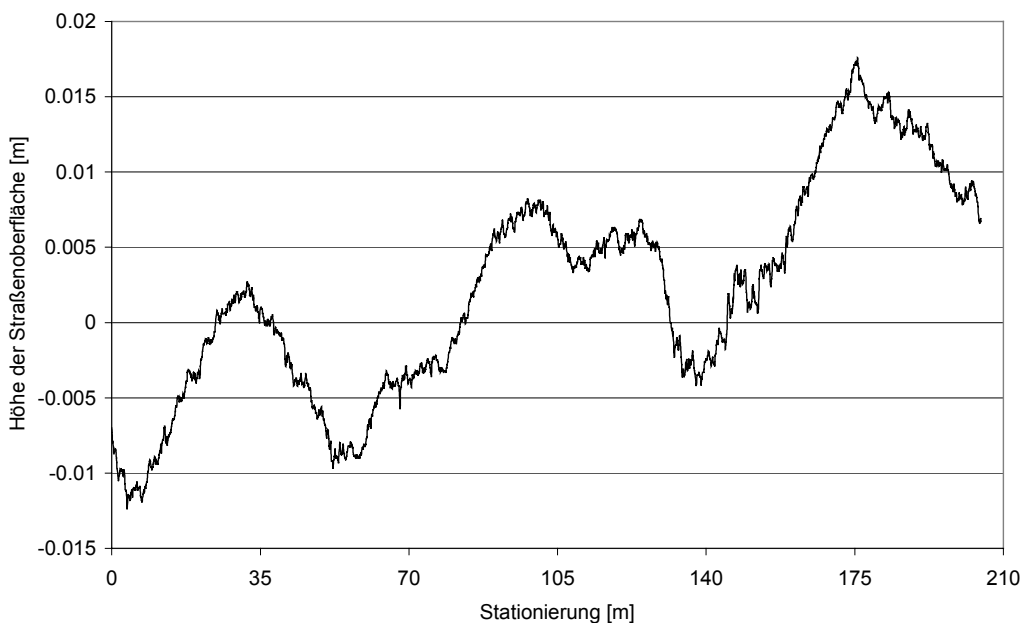


Abbildung 5-6: Gemessene Straßenunebenheit

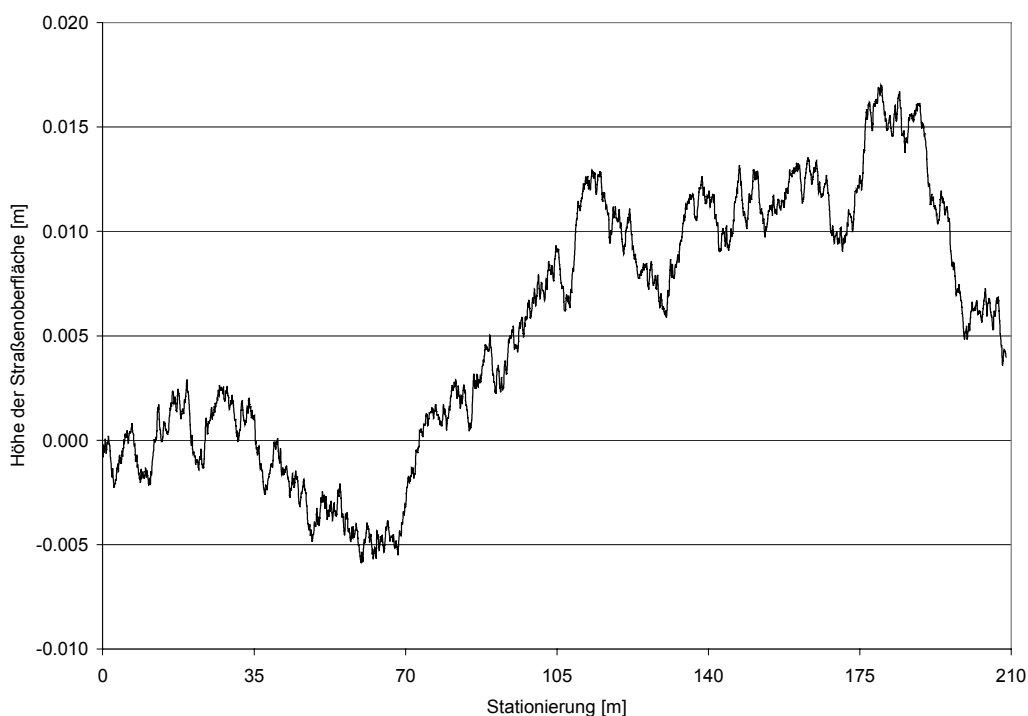


Abbildung 5-7: Generierte Straßenunebenheit

Die Länge der abgebildeten Strecken beträgt 204,8 m. Unter Berücksichtigung der im Abschnitt 5.2.2 erläuterten Verfahren entspricht dies der für die Auswertung der Spektralen Unebenheitsdichte erforderlichen Anzahl von 2048 Werten. 1024 Werte werden für die Fast-

Fourier Transformation benötigt, während je 512 Werte vor und hinter der auszuwertenden Strecke zur Bildung des gleitenden Durchschnitts notwendig sind. Die Spektrale Dichte der beiden Unebenheitsprofile, zusammen mit ihren Ausgleichsgraden, sind in Abbildung 5-8 und Abbildung 5-9 dargestellt:

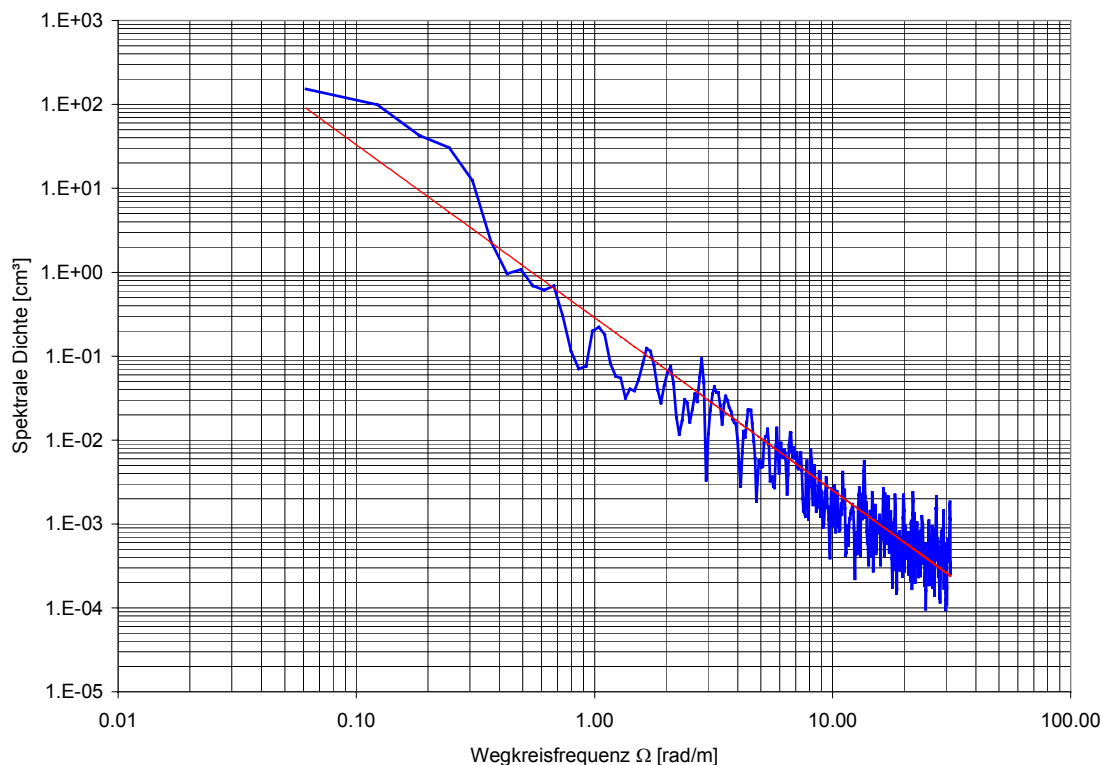


Abbildung 5-8: Spektrale Unebenheitsdichte des gemessenen Straßenprofils

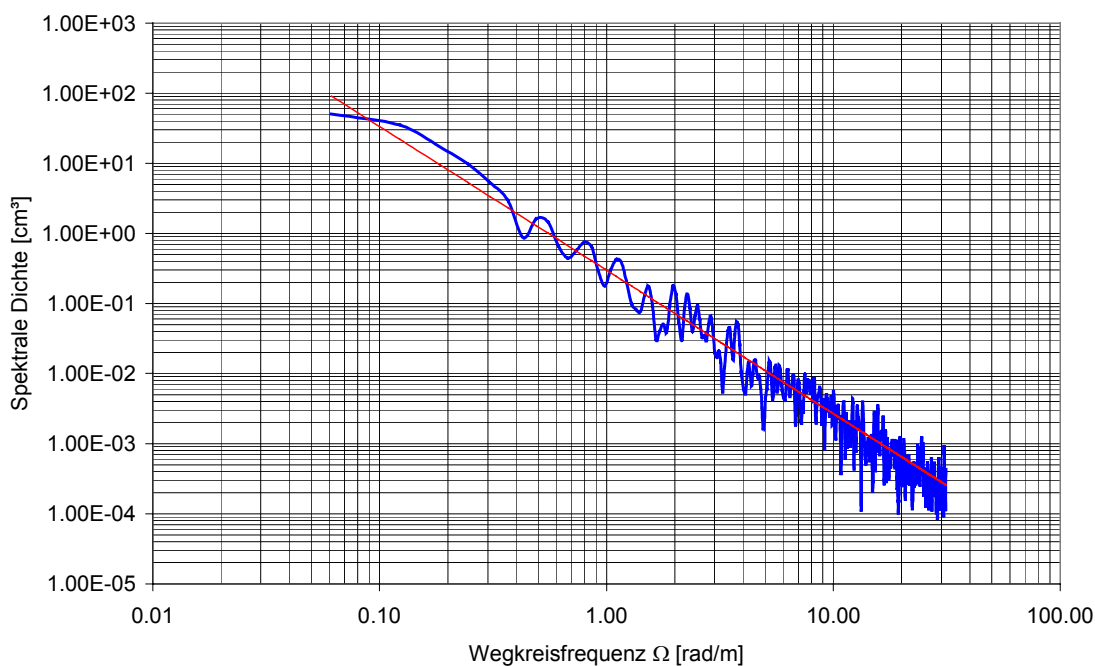


Abbildung 5-9: Spektrale Unebenheitsdichte des generierten Unebenheitsprofils



## 6. Modell eines Lkw

Die durch die Straßenunebenheit auf ein fahrendes Fahrzeug in die Achsen einwirkenden Schwingungen werden durch das Fahrzeug durchgeleitet und über den Fahrersitz in das Gesäß des Kraftfahrers eingeleitet. Das Fahrzeug wirkt dabei wie ein Filter, da es bestimmte Frequenzanteile aus dem Anregungsprozeß herausfiltert, andere Frequenzen jedoch vergrößert. Im folgenden Kapitel wird ein räumliches, dynamisches Modell eines zweiachsigen Lkw vorgestellt. Zur Verifikation des gewählten Modells werden die Fahrzeug-eigenfrequenzen berechnet sowie das Übertragungsverhalten des Fahrzeugs zwischen Straße und Fahrersitz mit gemessenen Schwingungseigenschaften verschiedener Lkw verglichen. Weiterhin wird im folgenden Kapitel auf die Fahrgeschwindigkeit eingegangen, die das Bindeglied zwischen den Anregungsfrequenzen  $[1/m]$  und  $[1/s]$  bildet.

### 6.1 Modellbeschreibung

Das für die Berechnung der auf den Kraftfahrer einwirkenden Schwingungseinflüsse verwendete Modell basiert auf den Untersuchungen von STEINAUER /104/ und erlaubt aufgrund der räumlichen Idealisierung des Fahrzeugs eine Anregung durch Zweispurunebenheit. Seiten- und Vorderansicht des Modells sind in Abbildung 6-1 dargestellt:

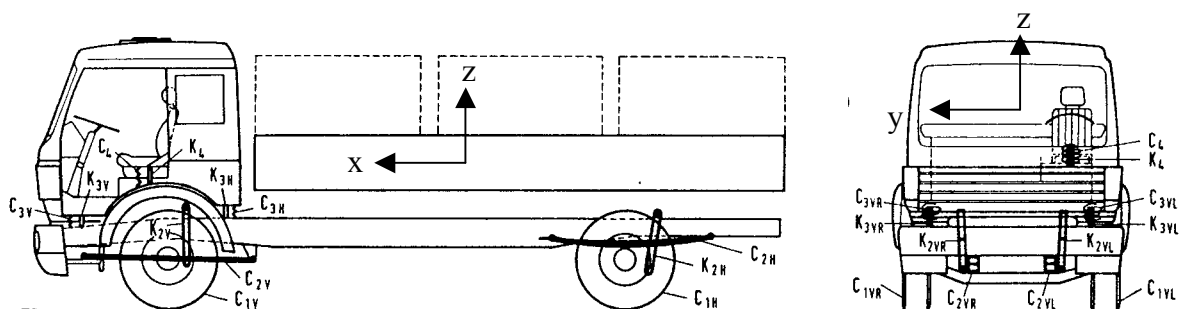


Abbildung 6-1: Seiten- und Vorderansicht des von Steinauer modellierten Lkw

Die X-Achse des LKW-Koordinatensystems weist in Fahrtrichtung, während die Z-Achse nach oben gerichtet ist. Die Drehbewegungen um die X-Achse werden Wankbewegungen genannt, die Drehbewegung um die Y-Achse als Nickbewegung bezeichnet. Die Modellierung des Fahrzeugs erfolgt unter Verwendung eines Starrkörpermodells, wobei die Bauteile Vorderachse, Hinterachse, Rahmen, Fahrerhaus und Sitz durch jeweils eine Masse abgebildet werden. Zur Berücksichtigung der Torsionsweichheit des Fahrzeugs wird der Rahmen in zwei Massen unterteilt, die in Fahrzeugmitte im Torsionsfreiheitsgrad durch einer Feder, in den übrigen fünf Freiheitsgraden jedoch starr verbunden werden.

Das aus der Diskretisierung resultierende Schwingungssystem ist in Abbildung 6-2 dargestellt:





Hub-, Nick- und Wankbewegungen zu erreichen. Diese Einschränkung wurde in dem verwendeten Modell durch eine Modifikation der Sitzkoordinaten aufgehoben:

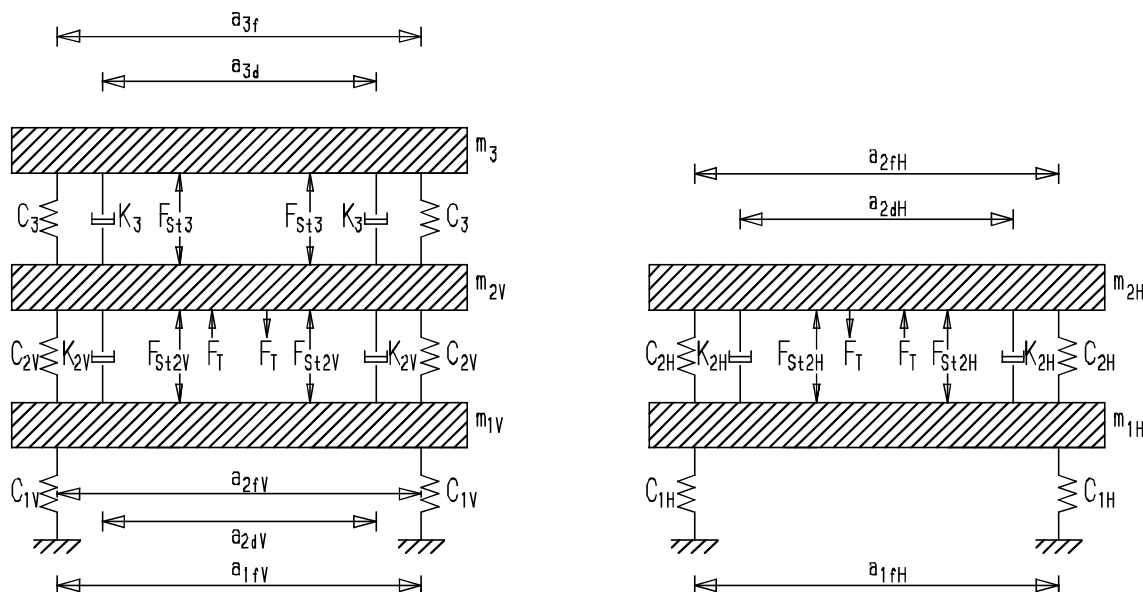


Abbildung 6-4: Kenngrößen der Fahrzeuggeometrie (Querrichtung)

Da nach Angaben der Bundesanstalt für Güterfernverkehr die durchschnittliche Auslastung eines Lkw bei 79,5% liegt, wurde bei der Ermittlung der Trägheitseigenschaften des Fahrzeugmodells von einer Zuladung von 80% der zulässigen Nutzlast ausgegangen. Im Rahmen der Erstellung des Fahrzeugmodells erfolgt die Berücksichtigung der Masse des Fahrers durch eine Erhöhung der Sitzmasse. Dies entspricht einer Modellierung des Kraftfahrers durch eine Punktmasse, die starr mit dem Fahrersitz verbunden ist.

Eine Übersicht der für die dynamische Berechnung erforderlichen Fahrzeugdaten geben die nachfolgenden Tabellen:

	<i>Massen</i>	<i>Trägheitsmomente</i>	<i>Trägheitsmomente</i>
Vorderachse	$m_{1v} = 0,700 \text{ t}$	$I_{1vx} = 0,505 \text{ t m}^2$	-
Hinterachse	$m_{1h} = 1,2 \text{ t}$	$I_{1hx} = 0,705 \text{ t m}^2$	-
Rahmen	$m_2 = 11,25 \text{ t}$	$I_{2vx} = 3,185 \text{ t m}^2$ $I_{2hx} = 4,407 \text{ t m}^2$	$I_{2y} = 58,357 \text{ t m}^2$
Fahrerhaus	$m_3 = 0,97 \text{ t}$	$I_{3x} = 0,650 \text{ t m}^2$	$I_{3y} = 0,585 \text{ t m}^2$
Fahrer mit Sitz	$m_4 = 0,075 \text{ t}$	-	-

Tabelle 6.1: Fahrzeugdaten des beladenen Lkw: Massenverteilung

Der Abstand des Schwerpunktes der Masse  $m_3$  vom Schwerpunkt der Masse  $m_2$  beträgt  $l_s = 3,03\text{m}$ . Da eine Relativbewegung der beiden zur Berücksichtigung der Torsionsweichheit voneinander getrennter Teile des Fahrzeugrahmens nur in dem Torsionsfreiheitsgrad möglich ist, erfolgt eine getrennte Zuweisung der Massenbelegung nur für  $I_x$ . Ist in Tabelle 6.1 keine Angabe enthalten, so ist der entsprechende Freiheitsgrad gehalten.

Die dem Modell zugrundeliegenden Federsteifigkeiten mit den zugehörigen Federabständen sind in Tabelle 6.2 zusammengefaßt:

	<i>Federsteifigkeit</i>	<i>Federabstand (längs)</i>	<i>Federabstand (quer)</i>
Vorderachse	$k_{1v} = 1.200 \text{ kN/m}$	$a_{1fv} = 2,01 \text{ m}$	
Hinterachse	$k_{1h} = 2.400 \text{ kN/m}$	$a_{1fh} = 1,82 \text{ m}$	
Rahmen	$k_{2v} = 135 \text{ kN/m}$ $k_{2h} = 400 \text{ kN/m}$	$a_{2fv} = 0,84 \text{ m}$ $a_{2fh} = 0,93 \text{ m}$	$\ell_{2dv} = 2,72 \text{ m}$ $\ell_{2dh} = 2,01 \text{ m}$
Fahrerhaus	$k_3 = 32,3 \text{ kN/m}$	$a_{3f} = 1,1275 \text{ m}$	$\ell_{d3v} = 0,86 \text{ m}$ $\ell_{d3h} = 0,94 \text{ m}$
Fahrer mit Sitz	$k_4 = 10 \text{ kN/m}$	$a_{4f} = 1,00 \text{ m}$	

Tabelle 6.2: Fahrzeugdaten des beladenen Lkw: Federkennwerte

Zusätzlich zu den angegebenen Federsteifigkeiten ist das Fahrzeug durch drei Stabilisatoren ausgesteift, deren Kenngrößen in Tabelle 6.3 angegeben sind. Die Stabilisatoren haben die Aufgabe, den Fahrzeugrahmen und die Aufbauten miteinander zu verbinden und die Gesamtsteifigkeit des Fahrzeugs zu erhöhen.

	<i>Stabilisator 2v</i>	<i>Stabilisator 2h</i>	<i>Stabilisator 3</i>
Steifigkeit	$k_{St2v} = 108 \text{ kN/rad}$	$k_{St2h} = 172,8 \text{ kN/rad}$	$k_{St3} = 151,07 \text{ kN/rad}$

Tabelle 6.3: Fahrzeugdaten des beladenen Lkw: Kennwerte der Stabilisatoren

Die Torsionssteifigkeit des Rahmens wird durch eine zwischen dem vorderen und hinteren Teil des Fahrzeugrahmens wirkende Torsionsfeder mit der Steifigkeit  $C_T = 75 \text{ kNm/rad}$  berücksichtigt. Die Definition der angenommenen Dämpferkennwerte erfolgt in Tabelle 6.4:

	<i>Dämpferwert</i>	<i>Dämpferabstand (längs)</i>	<i>Dämpferabstand (quer)</i>
Vorderachse	-	-	
Hinterachse	-	-	
Rahmen	$c_{2v} = 6,933 \text{ kNs/m}$ $c_{2h} = 5,923 \text{ kNs/m}$	$a_{2dv} = 1,05 \text{ m}$ $a_{2dh} = 0,475 \text{ m}$	$\ell_{2dv} = 2,59 \text{ m}$ $\ell_{2dh} = 2,31 \text{ m}$
Fahrerhaus	$c_3 = 5,615 \text{ kNs/m}$	$a_{3d} = 1,175 \text{ m}$	$\ell_{d3v} = 0,94 \text{ m}$ $\ell_{d3h} = 0,94 \text{ m}$
Fahrer mit Sitz	$c_4 = 0,40 \text{ kNs/m}$		$\ell_{4d} = 0,0 \text{ m}$

Tabelle 6.4: Fahrzeugdaten des beladenen Lkw: Dämpferkennwerte

## 6.2 Verifikation des Fahrzeugmodells

### 6.2.1 Fahrzeugresonanzfrequenzen

Eine Zusammenstellung der wichtigsten Resonanzfrequenzen (Resonanzfrequenzen des gedämpften Systems) des Fahrzeug erfolgt in Tabelle 6.5:

<i>Frequenz [Hz]</i>	<i>Beschreibung der Eigenform</i>
0,96	Hubbewegung Fahrerhaus
1,16	Wankbewegung Fahrerhaus
1,58	Wankbewegung Fahrzeugrahmen
1,65	Hubbewegung Fahrzeugrahmen
1,77	Hubbewegung Fahrersitz
....	....
9,46	Hubbewegung Vorderachse
10,74	Hubbewegung Hinterachse
11,37	Wankbewegung Vorderachse
12,33	Wankbewegung Hinterachse

Tabelle 6.5: Fahrzeugresonanzfrequenzen

Die berechneten Resonanzfrequenzen fallen in die von MITSCHKE in /61/ angegebenen Bandbreiten von 0,7 – 2,0 Hz für die Aufbauresonanzfrequenzen und 8 – 15 Hz für die Resonanzfrequenzen der Achsen. Das Übertragungsverhalten des Fahrzeugs zwischen der Vertikalbeschleunigung des Fahrersitzes und der Amplitude einer mit der Frequenz  $f$  wiederkehrenden harmonischen Bodenwelle zeigt Abbildung 6-5:

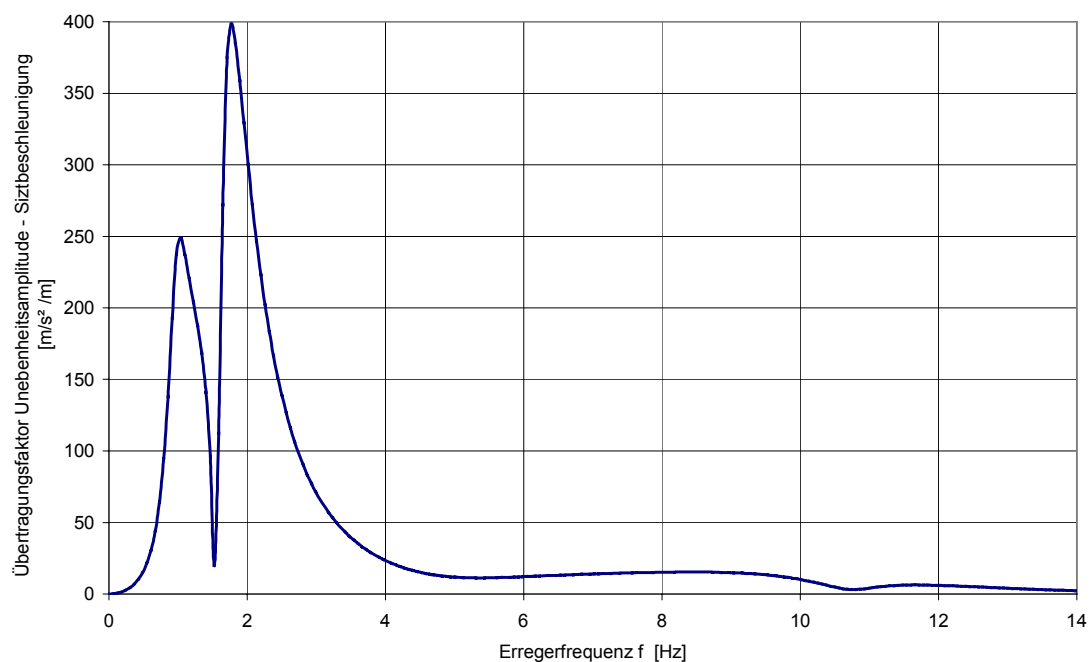


Abbildung 6-5: Übertragungsfunktion Bodenwelle - Sitzbeschleunigung

## 6.2.2 Spektrale Leistungsdichte der Sitzbeschleunigungen

Im Rahmen einer vom Berufsgenossenschaftlichen Institut für Arbeitssicherheit (BIA) in enger Zusammenarbeit mit der Berufsgenossenschaft für Fahrzeughaltung Mitte der 80er Jahre durchgeführten Querschnittsstudie wurden die am Fahrersitz auftretenden Schwingungszustände meßtechnisch erfaßt. Ziel der Untersuchung war, neben der Entwicklung einer geeigneten Meß- und Auswertetechnik, einen Überblick über die auf den Kraftfahrer einwirkenden Belastungsgrößen zu gewinnen.

Für den Vergleich mit dem Rechenmodell wird ein Fahrzeug des Herstellers MAN mit einem zulässigen Gesamtgewicht von 17 t gewählt /42/. In Abbildung 6-6 ist die gemessene spektrale Leistungsdichte der zwischen Fahrersitz und Gesäß gemessenen Beschleunigung aufgetragen und dem rechnerisch ermittelten Spektrum gegenübergestellt. Die Messung erfolgte unter normalem Betrieb, die Fahrt fand im Stadt-, Landstraßen- und Autobahnverkehr statt. Die unter Leer- und Lastfahrt aufgezeichneten Akzelerogramme wurden über den gesamten Tag gemittelt.

Während über die Fahrgeschwindigkeit sowie über die den Meßwerten zugrundeliegenden Straßenparameter keine Informationen vorliegen, wurde die Rechnung mit gemessenen Unebenheitswerten einer Landstraße mit einem Unebenheitsmaß von ca. 0,40 cm<sup>3</sup> und einer Welligkeit von 2,70 bei einer konstanten Geschwindigkeit von 90 km/h durchgeführt.

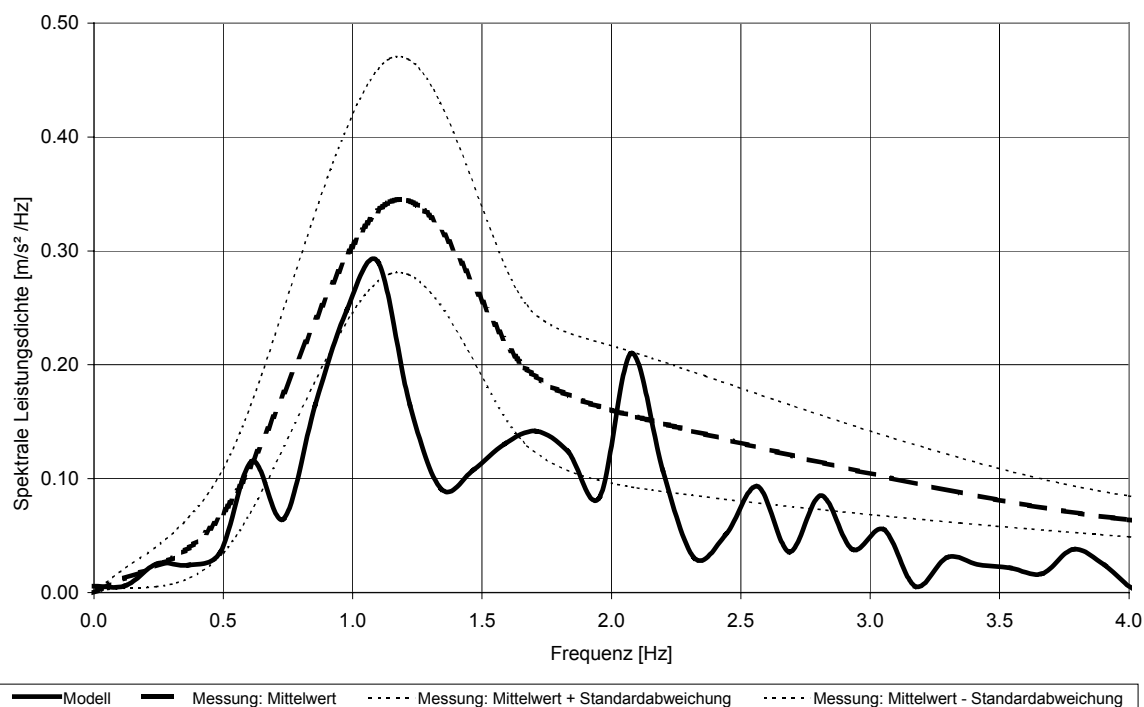


Abbildung 6-6: Spektrale Leistungsdichte eines Lkws

Ein umfassender Vergleich der rechnerisch ermittelten Werte mit Einfluß der Fahrgeschwindigkeit auf die Erregerfrequenzen der Meßwerten ist aufgrund der fehlenden Informationen zur Unebenheit der befahrenen Straßen nur begrenzt möglich. Dennoch zeigen beide Kurven eine gute Übereinstimmung in der Ausbildung des globalen Maximums im Bereich von 1,1 – 1,4 Hz. Die Differenz zwischen den berechneten Beschleunigungswerten und den gemittelten Meßwerten liegt innerhalb der Standardabweichung der Messung.

### 6.3 Einfluß der Fahrgeschwindigkeit auf die Erregerfrequenzen

Die in Kapitel 5 formulierte Definition der Straßenunebenheit drückt die Spektrale Dichte der Straßenunebenheit als Funktion der Frequenz  $n$  in der Einheit [1/m] oder der Wellenlänge [m] aus. Durch die Fahrgeschwindigkeit  $v$  [m/s] kann die Frequenz der Bodenwelle in eine Erregerfrequenz  $f$  in [Hz] umgerechnet werden:

$$f = n \cdot v$$

Die Umrechnung der Wellenlänge  $L$  [m] in  $f$  [Hz] erfolgt analog:

$$f = \frac{v}{L}$$

Für Fahrgeschwindigkeiten zwischen 10 m/s (36 km/h) und 30 m/s (108 km/h) läßt sich für das hier verwendete Modell eines Lastkraftwagens der in Abbildung 6-7 dargestellte Zusammenhang zwischen der Wellenlänge  $L$  und den Resonanzfrequenzen  $f$  ermitteln: Die zur Anregung der jeweiligen Frequenzen  $f$  erforderliche Wellenlänge  $L$  ist auf der horizontalen Achse aufgetragen. Die angeregten Resonanzfrequenzen  $f$  und die Wellenlänge  $L$  der Bodenwelle sind in dem doppeltlogarithmischen Diagramm durch eine Gerade verknüpft, die für die Geschwindigkeiten  $v = 36$  km/h (10 m/s) und  $v = 108$  km/h (30 m/s) eingezeichnet sind. Auf der vertikalen Achse ist die Frequenz  $f$  aufgetragen, wobei die Bereiche der Resonanzfrequenzen von Fahrzeugaufbauten und Radaufhängung grau hinterlegt sind.

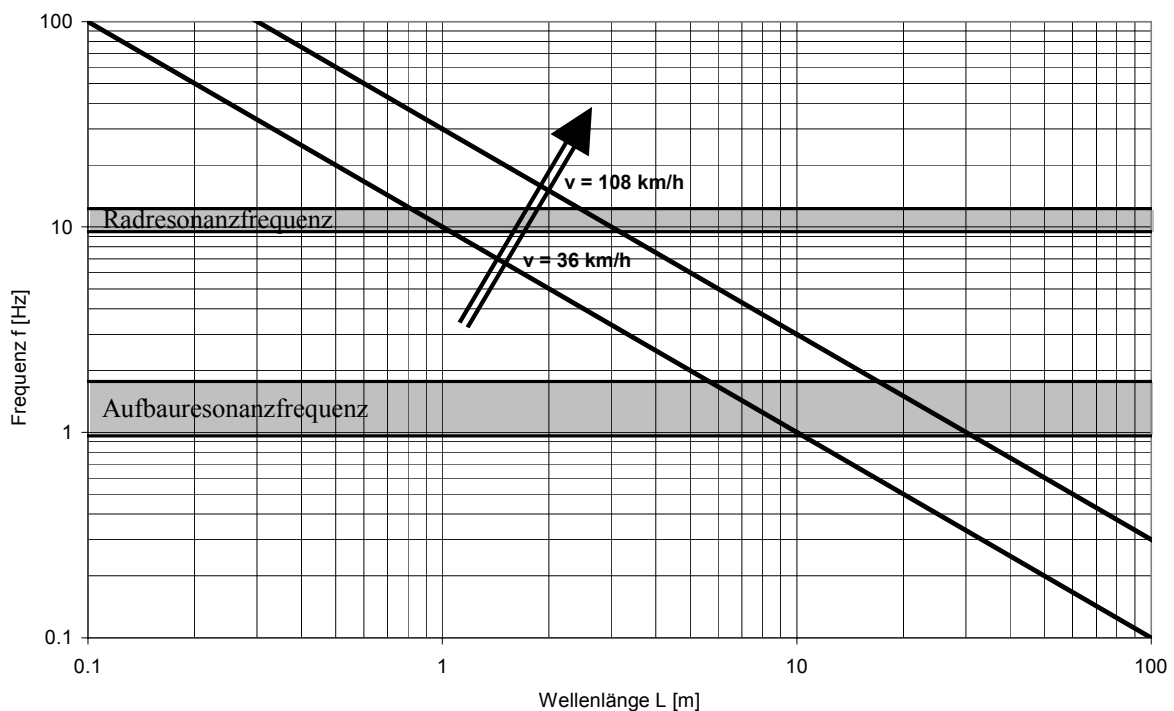


Abbildung 6-7: Zusammenhang zwischen der Wellenlänge  $L$  und der Erregerfrequenz  $f$

Für die Anregung der Eigenfrequenz einer Radaufhängung von 10 Hz ist demnach bei einer Geschwindigkeit von  $v = 108$  km/h (30 m/s) eine Wellenlänge von 3 m verantwortlich.



## 7. Simulation unebenheitsinduzierter Ganzkörperschwingungen

Werden die in den vorherigen Kapiteln erläuterten Modelle für Straßenunebenheit, Lkw und den menschlichen Körper miteinander gekoppelt, entsteht eine numerische Simulationsumgebung zur Ermittlung der durch Straßenunebenheiten induzierten Schwingungsantwort des Kraftfahrers. Im folgenden Kapitel wird zunächst die zur Berechnung der physikalischen Beanspruchung der Lendenwirbelsäule eines Berufskraftfahrers gewählte Vorgehensweise erläutert. Anschließend wird im Rahmen einer Parameterstudie die Beanspruchung der Lendenwirbelsäule durch unterschiedliche Unebenheitsprofile untersucht. Aus den einzelnen numerischen Simulationen wird durch Regressionsrechnung der Zusammenhang zwischen Straßenunebenheit und mechanischen Beanspruchung der Lendenwirbelsäule ermittelt, der eine vergleichende Bewertung unterschiedlicher Straßenqualitäten erlaubt.

### 7.1 Vorgehensweise

Die Berechnung der während der Fahrt eines Lkw über ein bekanntes Unebenheitsprofil auftretenden Beanspruchung der Lendenwirbelsäule eines Berufskraftfahrers erfolgt in zwei Teilschritten:

Im ersten Teilschritt wird ein Unebenheitsprofil generiert, das über einen vorab definierten Unebenheitswert  $\Phi_h(\Omega_0)$  und eine Welligkeit  $w$  verfügt. Um eine Aussage über die Auswirkungen der Einflußfaktoren  $\Phi_h(\Omega_0)$  und  $w$  auf die Wirbelsäulenbeanspruchung treffen zu können, werden die Unebenheitsprofile in drei unterschiedliche Welligkeitsklassen unterteilt. In jeder dieser drei Klassen wird die Welligkeit  $w$  konstant gehalten, während die Unebenheit  $\Phi_h(\Omega_0)$  im Wertebereich von 0 – 12  $\text{cm}^3$  variiert.

Berücksichtigt wurden drei Welligkeitsklassen mit den Welligkeiten  $w_I = 2,00$ ,  $w_{II} = 2,50$  und  $w_{III} = 3,00$ . Aufgrund der Definition der Spektralen Dichte der Straßenunebenheit unter Verwendung der in Kapitel 5.1.2 erläuterten Mittelungs- und Glättungsmethoden weicht die Unebenheitsdichte des generierten Straßenprofils geringfügig von der angestrebten Zielunebenheit ab. Bei der Generierung der künstlichen Unebenheitsschriebe wird daher eine Abweichung der tatsächlichen Welligkeit  $w_{\text{ist}}$  von der Zielwelligkeit  $w_{\text{ziel}}$  um 0,05 erlaubt. Einen Überblick über die Unebenheitsparameter der den Simulationsrechnungen zugrundeliegenden Unebenheitsprofile gibt Tabelle 7-1:

Welligkeitsklasse	Zielwelligkeit $w_{\text{ziel}} [-]$	tatsächliche Welligkeit $w_{\text{ist}} [-]$	Unebenheit $\Phi_h(\Omega_0) [\text{cm}^3]$
I	2.00	1.95 – 2.05	1,00 – 12,00
II	2.50	2.45 – 2.55	1,00 – 12,00
III	3.00	2.95 – 3.05	1,00 – 12,00

Tabelle 7.1: Unebenheitsparameter der für die Simulationsrechnung verwendeten Profile

Generierte Unebenheitsprofile, deren tatsächliche Welligkeit mehr als 0,05 (dies entspricht etwa 2%) von der Zielwelligkeit abweicht, werden verworfen und finden bei der weiteren Betrachtung keine Berücksichtigung.

Im zweiten Schritt wird das numerische Modell des gekoppelten Systems Fahrzeug-Fahrer durch die Überfahrt über die generierten Straßenprofile dynamisch angeregt. Die Fahrgeschwindigkeit wird mit 25 m/s als konstant angenommen.

Für die Berechnung der Spektralen Dichte der Straßenunebenheit werden 2048 Werte im Abstand von 0,10 m gewählt, von denen die vorderen und hinteren 512 Werte ausschließlich für die Mittelungsprozedur benötigt werden, während lediglich der mittlere Bereich mit seinen 1024 Werten in die FOURIER-Transformation eingeht (Kapitel 5.2.2). Die berechneten Unebenheitskennwerte  $\Phi_h(\Omega_0)$  und  $w$  gelten somit nur für den 1024 Werte umfassenden Mittelbereich (Abbildung 7-1, oben).

Im Rahmen der durchgeführten Parameterstudie erfolgt die Berechnung der Schwingungsantwort des Kraftfahrers lediglich für die ersten 153,60 m des generierten Straßenprofils. Die Auswertung der Schwingungsantwort des Modells des sitzenden Menschen erfolgt daher ausschließlich für den 102,40 m langen Mittelbereich, während der 51,20 m lange Startbereich dem Einschwingvorgang des Systems vorbehalten ist und bei der Auswertung unberücksichtigt bleibt. Eine Berechnung des Schwingungsverhaltens im Verlauf des Endbereiches (Abbildung 7-1, unten) erfolgt nicht.

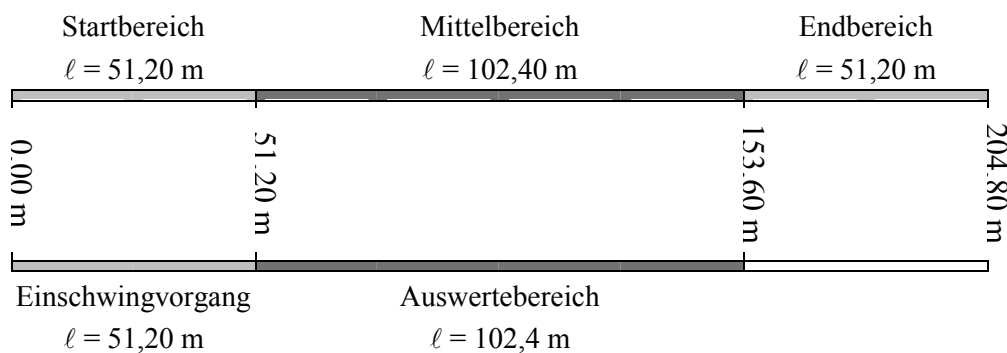


Abbildung 7-1: Erforderliche Länge der Unebenheitsprofile

Bei einer angenommenen Geschwindigkeit von 25 m/s (dies entspricht 90 km/h) benötigt das Fahrzeug für das Zurücklegen der 102,4 m langen Strecke des Mittelbereichs 4,096 s.



## 7.2 Auswertung der Parameterstudie

Der Entstehungsprozeß einer durch Ganzkörperschwingungen hervorgerufenen Schädigung des Zwischenwirbelbereichs der menschlichen Lendenwirbelsäule ist aus medizinischer Sicht nicht eindeutig geklärt. Nach DUPUIS /24/ ist jedoch unumstritten, daß vibrationsbedingte degenerative Veränderungen der Wirbelsäule durch die folgenden Faktoren hervorgerufen werden können:

- **Mechanische Überbeanspruchung**  
Hierbei handelt es sich um eine mechanische Schädigung bis hin zum Bruchversagen im Zwischenwirbelbereich. Durch Überschreiten eines kritischen Lastniveaus erfolgt eine akkumulative Schädigung der Bandscheibe durch die Zerstörung einzelner kollagener Fasern, die bis zum schlagartigen Versagen der Bandscheibe durch Überlast führen kann.
- **Diffusionsstörungen**  
Die blutgefäßlosen Bandscheiben sind für ihre Nährstoffversorgung von der im Zwischenwirbelbereich enthaltenen Flüssigkeit abhängig. Ein vibrationsbedingtes, ständiges Hin- und Herschieben der Nährflüssigkeit führt zu einer Beeinträchtigung des Stoffaustausches und somit zu einer Störung der Nährstoffversorgung, die ihrerseits zu einer Versprödung der Bandscheibe führt.
- **Ermüdungserscheinungen**  
Begünstigt wird der Schädigungsprozeß durch eine Ermüdung der Rumpfmuskulatur, die insbesondere durch das Auftreten impulsartiger Belastung beschleunigt wird. Weiterhin kann es zu einer Ermüdung und Dehnung der Ligamente kommen, die zu einer sich verstärkenden Lastumlagerung auf die Bandscheibe führt.

Um das Lastniveau, dem die Lendenwirbelsäule eines Kraftfahrers während der Überfahrt über ein Straßenprofil mit bekannter Unebenheitscharakteristik ausgesetzt ist, bewerten zu können, wird für jedes generierte Straßenprofil die im Bereich des Zwischenwirbelbereichs L2/L3 auftretende Normalbeanspruchung  $L(t)$  der Ligamente berechnet. Hierzu werden in jedem Zeitpunkt  $t$  die in allen Ligamenten vorhandenen Normalkräfte  $L_i(t)$  aufsummiert:

$$L(t) = \sum L_i(t) \quad (7.1)$$

Der für den Vergleich der Belastung des Zwischenwirbelbereichs infolge unterschiedlicher Unebenheitsprofile gewählte Parameter  $L_{\max}$  gibt den während der Überfahrt auftretenden Maximalwert von  $L(t)$  an und kann als Kenngröße für die maximal auftretende mechanische Belastung im Bereich des Zwischenwirbelbereichs verwendet werden:

$$L_{\max} = \max \{ L(t) \} \quad (7.2)$$

Die im Zwischenwirbelbereich maximal auftretende Kraft  $L_{\max}$  wird getrennt für die drei Welligkeitsklassen berechnet. Für jede Welligkeitsklasse wurden 100 Unebenheitsprofile generiert und für die Simulation einer Lkw-Überfahrt verwendet.

### 7.2.1 Welligkeitsklasse I: $w = 2,00$

Die Unebenheitsprofile der Welligkeitsklasse I verfügen über eine Welligkeit von  $w = 1,95 - 2,05$ , die Werte der Unebenheit  $\Phi_h(\Omega_0)$  variieren im Bereich von  $0,0 - 12,0 \text{ cm}^3$ . Der Zusammenhang zwischen maximaler Belastung der Ligamente  $L_{\max}$  und der Unebenheit  $\Phi_h(\Omega_0)$  ist in Abbildung 7-2 dargestellt:

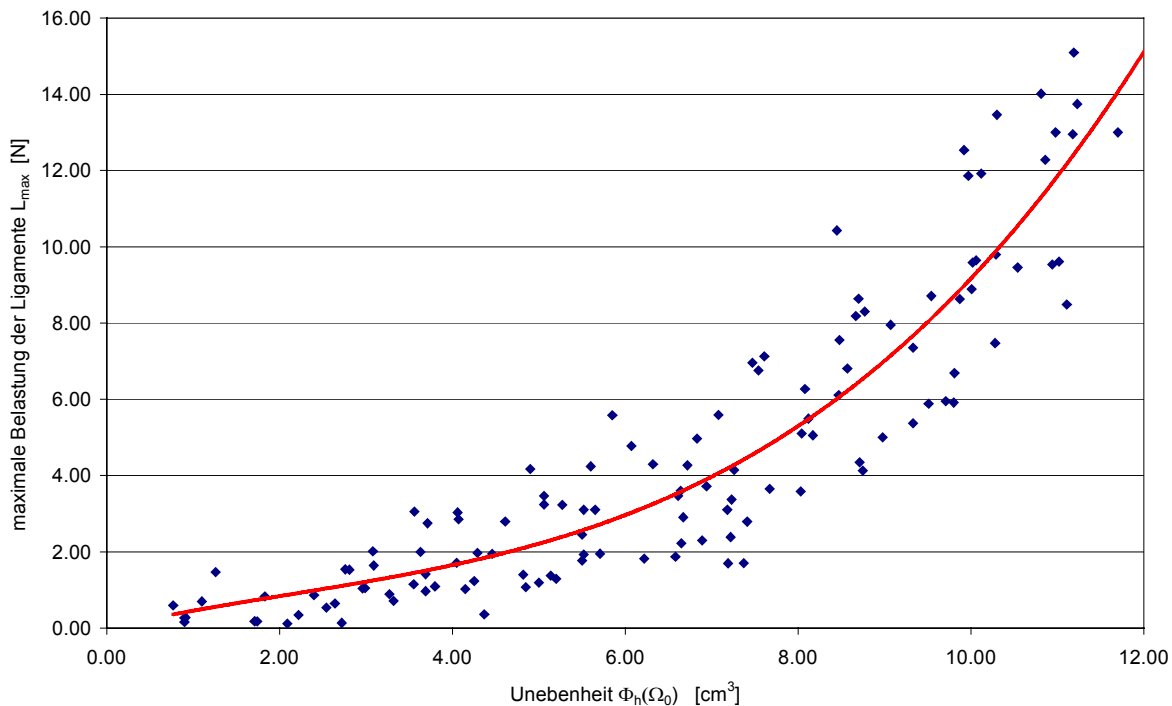


Abbildung 7-2: Zusammenhang zwischen  $\Phi_h(\Omega_0)$  und  $L_{\max}$  für  $w = 2,00$

Der Zusammenhang zwischen der maximalen Beanspruchung der Ligamente  $L_{\max}$  und der Unebenheit des überfahrenen Straßenprofils lässt sich durch eine kubische Parabel annähern. Die Gleichung der Regressionskurve lautet:

$$f(x) = 0,0109 \cdot x^3 - 0,0739 \cdot x^2 + 0,5431 \cdot x \quad (7.3)$$

Die Qualität der Regressionskurve wird durch das Quadrat des Korrelationskoeffizienten  $r$  definiert:

$$r = \frac{n(\sum x \cdot y) - (\sum x) \cdot (\sum y)}{\sqrt{[n \sum x^2 - (\sum x)^2] \cdot [n \sum y^2 - (\sum y)^2]}} = 0,9226 \quad (7.4)$$

$$r^2 = 0,8512 \quad (7.5)$$

## 7.2.2 Welligkeitsklasse II: $w = 2,50$

Die Unebenheitsprofile der Welligkeitsklasse II verfügen über eine Welligkeit von  $w = 2,45 - 2,55$ , die Werte der Unebenheit  $\Phi_h(\Omega_0)$  variieren im Bereich von  $0,0 - 12,0 \text{ cm}^3$ . Der Zusammenhang zwischen maximaler Belastung der Ligamente  $L_{\max}$  und der Unebenheit  $\Phi_h(\Omega_0)$  ist in Abbildung 7-3 dargestellt:

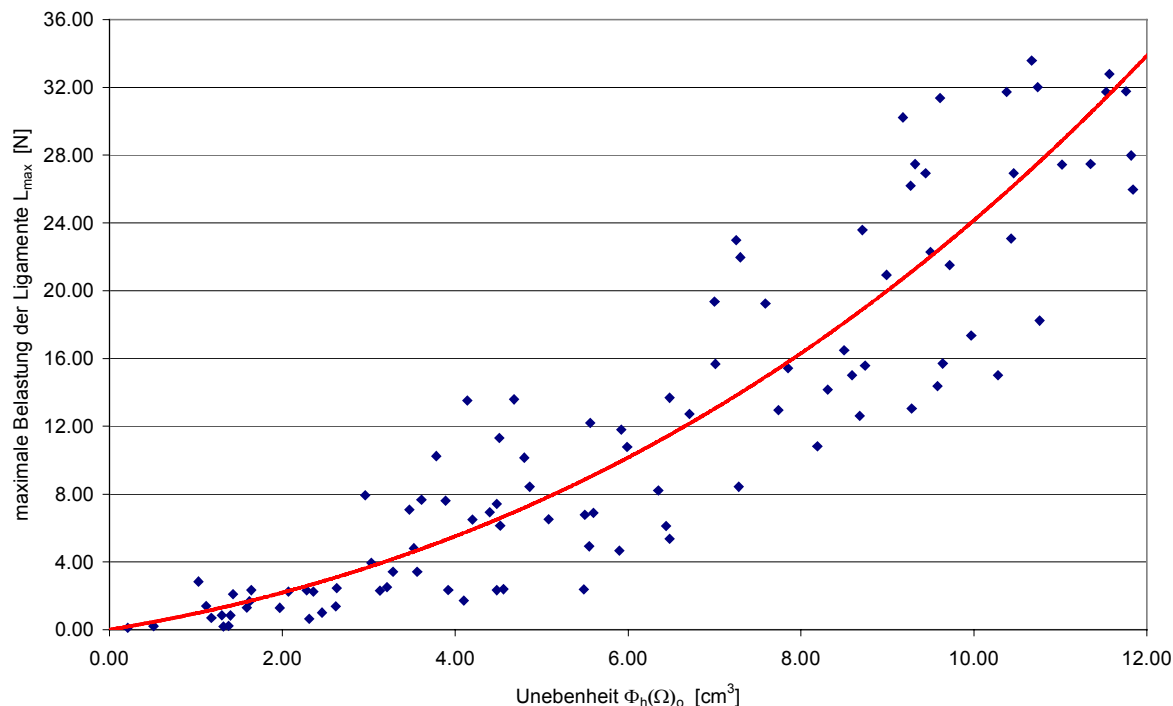


Abbildung 7-3: Zusammenhang zwischen  $\Phi_h(\Omega_0)$  und  $L_{\max}$  für  $w = 2,50$

Der Zusammenhang zwischen der maximalen Beanspruchung der Ligamente  $L_{\max}$  und der Unebenheit des überfahrenen Straßenprofils lässt sich durch eine kubische Parabel annähern. Die Gleichung der Regressionskurve lautet:

$$f(x) = 0,0038 \cdot x^3 + 0,1196 \cdot x^2 + 0,8385 \cdot x \quad (7.6)$$

Die Qualität der Regressionskurve wird durch das Quadrat des Korrelationskoeffizienten  $r$  definiert:

$$r = \frac{n(\sum x \cdot y) - (\sum x) \cdot (\sum y)}{\sqrt{[n \sum x^2 - (\sum x)^2] \cdot [n \sum y^2 - (\sum y)^2]}} = 0,9063 \quad (7.7)$$

$$r^2 = 0,8214 \quad (7.8)$$

### 7.2.3 Welligkeitsklasse III: $w = 3,00$

Die Unebenheitsprofile der Welligkeitsklasse III verfügen über eine Welligkeit von  $w = 2,95 - 3,05$ , die Werte der Unebenheit  $\Phi_h(\Omega_0)$  variieren im Bereich von  $0,0 - 12,0 \text{ cm}^3$ . Der Zusammenhang zwischen maximaler Belastung der Ligamente  $L_{\max}$  und der Unebenheit  $\Phi_h(\Omega_0)$  ist Abbildung 7-4 in dargestellt:

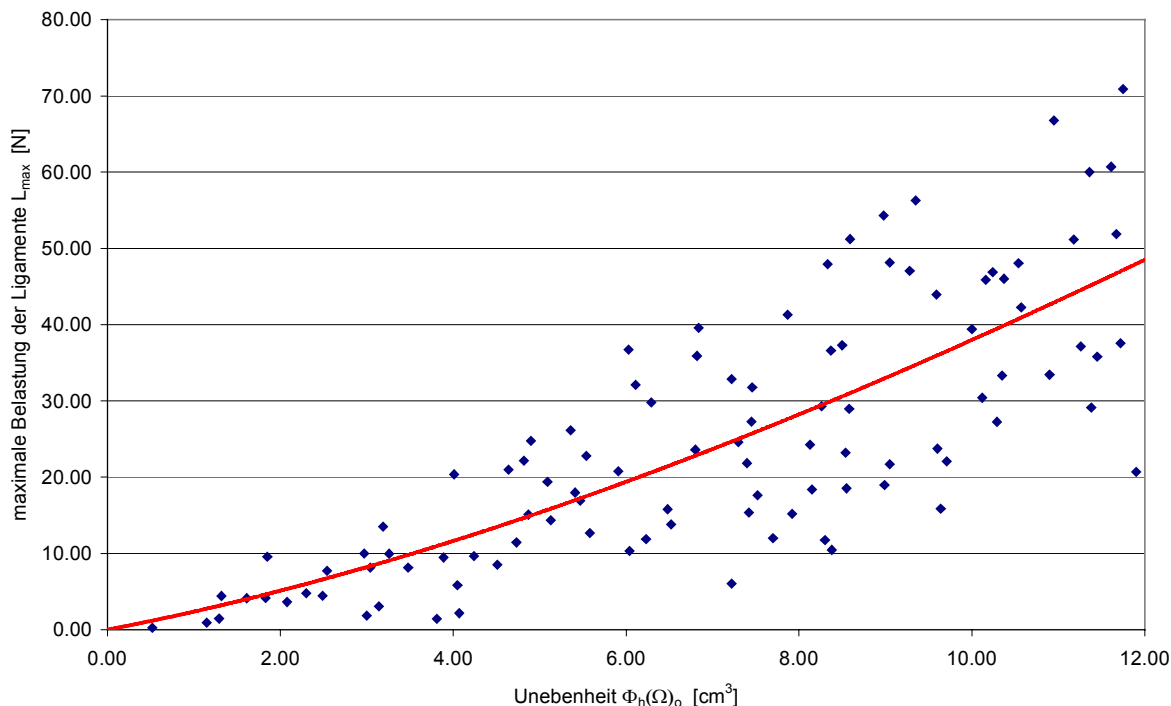


Abbildung 7-4: Zusammenhang zwischen  $\Phi_h(\Omega_0)$  und  $L_{\max}$  für  $w = 3,00$

Der Zusammenhang zwischen der maximalen Beanspruchung der Ligamente  $L_{\max}$  und der Unebenheit des überfahrenen Straßenprofils lässt sich durch eine kubische Parabel annähern. Die Gleichung der Regressionskurve lautet:

$$f(x) = -0,0034 \cdot x^3 + 0,1957 \cdot x^2 + 2,1783 \cdot x \quad (7.9)$$

Die Qualität der Regressionskurve wird durch das Quadrat des Korrelationskoeffizienten  $r$  definiert:

$$r = \frac{n(\sum x \cdot y) - (\sum x) \cdot (\sum y)}{\sqrt{[n \sum x^2 - (\sum x)^2] \cdot [n \sum y^2 - (\sum y)^2]}} = 0,7819 \quad (7.10)$$

$$r^2 = 0,6113 \quad (7.11)$$

### 7.2.4 Räumliche Darstellung der Ergebnisse der Parameterstudie

Die Ergebnisse der Parameterstudie lassen sich im dreidimensionalen Raum durch die Funktion  $L_{\max} = f(\Phi_h(\Omega_0), w)$  darstellen. Unter der Annahme, daß der Verlauf von  $L_{\max}$  bei konstantem  $w$  durch eine kubische Parabel angenähert werden kann und einer quadratischen Abhängigkeit zwischen  $L_{\max}$  und  $w$  bei konstanter Unebenheit, ergibt sich folgende Ansatzfunktion:

$$L_{\max} = (a \cdot \Phi_0 + b \cdot \Phi_0^2 + c \cdot \Phi_0^3) \cdot (d + e \cdot w + f \cdot w^2) \quad (7.12)$$

Die Forderung der kleinsten Fehlerquadrate führt zu folgender Funktion:

$$L_{\max} = (0,0846 \cdot \Phi_0 + 0,0065 \cdot \Phi_0^2 - 0,00005 \cdot \Phi_0^3) \cdot (-31,168 + 18,553 \cdot w + 0,0116 \cdot w^2) \quad (7.13)$$

Die Abhängigkeit der maximal auftretenden Beanspruchung des Zwischenwirbelbereichs L4/L5 von den Parametern  $\Phi_h(\Omega_0)$  und  $w$  ist in Abbildung 7-5 als Response Surface dargestellt, wobei die während der Überfahrt über das jeweilige Straßenprofil auftretende maximale Kraft  $L_{\max}$  als Fläche über die Koordinatenachsen  $w$  und  $\Phi_h(\Omega_0)$  aufgespannt ist:

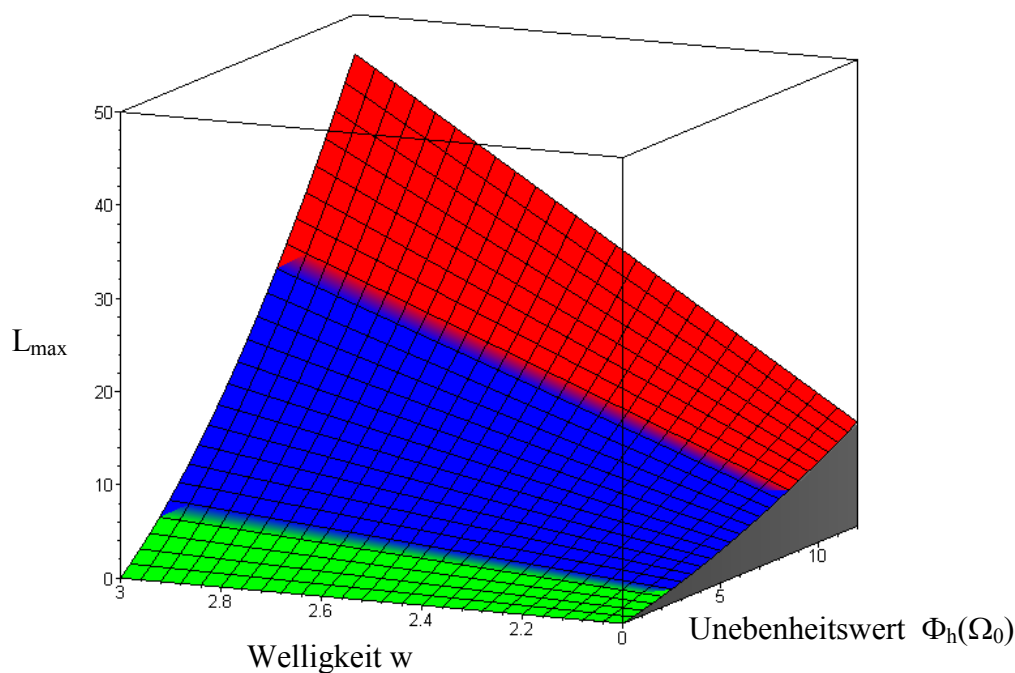


Abbildung 7-5: Response Surface der Funktion  $L_{\max}(\Phi_h(\Omega_0), w)$

Die Farbgebung der in Abbildung 7-5 dargestellten Response Surface richtet sich nach dem Werte des Unebenheitswertes  $\Phi_h(\Omega_0)$ :

Bereich I	$0 \text{ cm}^3 \leq \Phi_h(\Omega_0) \leq 3 \text{ cm}^3$
Bereich II	$3 \text{ cm}^3 \leq \Phi_h(\Omega_0) \leq 9 \text{ cm}^3$
Bereich III	$9 \text{ cm}^3 \leq \Phi_h(\Omega_0) \leq 12 \text{ cm}^3$

Die ausführliche Interpretation der Ergebnisse der Parameterstudie erfolgt in Kapitel 8.

### 7.3 Bewertung der Korrelationskoeffizienten

Während der Verlauf der Response Surface durch die Regressionsrechnung an die im Rahmen der Simulationsrechnung ermittelten maximalen Beanspruchung des Zwischenwirbelbereichs der Lendenwirbelsäule gut angenähert ist, zeigen die Abbildungen 7-2 bis 7-4, daß einzelne Werte eine deutliche Abweichung zur Ausgleichskurve aufweisen.

Diese zum Teil sehr hohe Abweichung der Regressionskurve werden durch die Differenz der tatsächlichen Spektralen Dichte der Straßenunebenheit und ihrer Annäherung durch eine Gerade im doppeltlogarithmischen Koordinatensystems hervorgerufen:

Die in Abbildung 7-6 dargestellte Spektrale Dichte  $\Phi$  eines gemessenen Straßenprofils (dünne Linie) weist eine zum Teil erhebliche Abweichung von der Ausgleichsgeraden (dicke Linie) auf. An einzelnen Punkten beträgt die Abweichung weit über 100%.

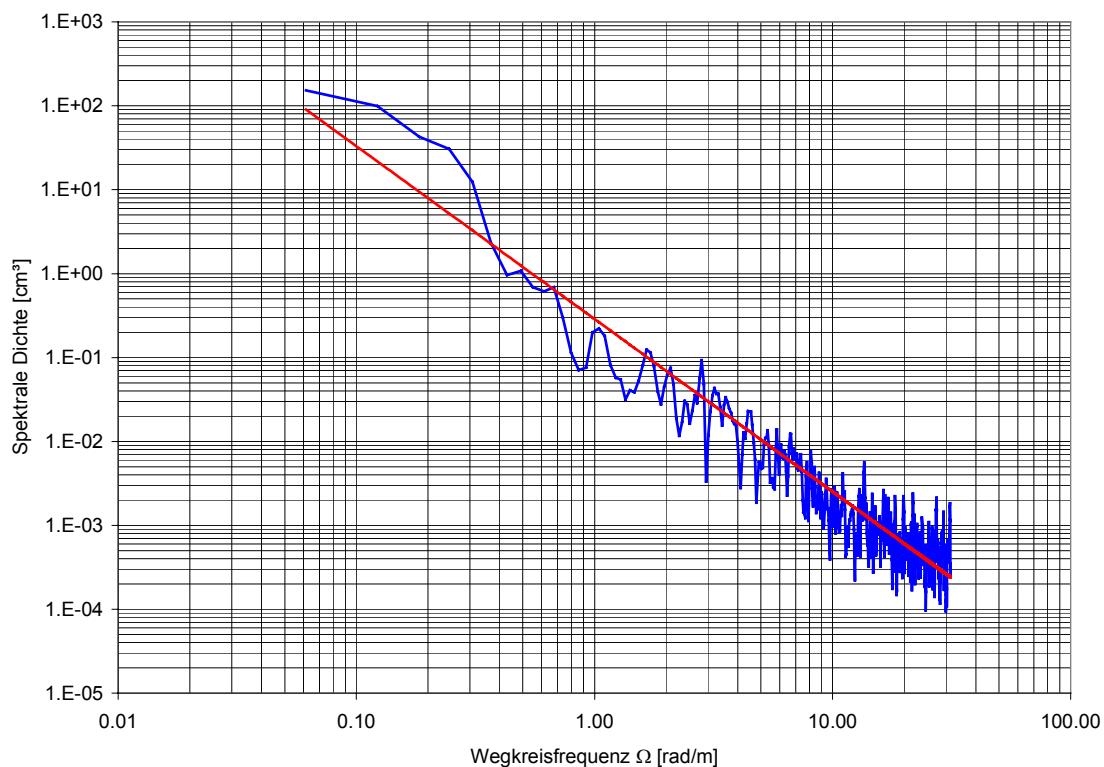


Abbildung 7-6: Spektrale Dichte eines gemessenen Straßenprofils

Die Abweichung von der durch  $\Phi_h(\Omega_0)$  und  $w$  definierten Ausgleichsgeraden führt zu einer erhöhten Anregung einzelner Frequenzen und somit zu einer deutlich stärkeren Schwingungsantwort des Systems.

Die Ergebnisse der durchgeführten Regressionsrechnung führen zu Korrelationskoeffizienten im Wertebereich von 0,61 – 0,85. Unter Berücksichtigung der genannten Ungenauigkeiten in der Modellierung der Straßenunebenheit ist die erreichte Korrelation dennoch als gut zu bewerten. Die Parameterstudie stellt somit eine zuverlässige Basis für die Bewertung des Zusammenhanges zwischen Straßenunebenheit und Beanspruchung der Lendenwirbelsäule dar.

## 7.4 Bewertung der Ansatzfunktion der Response Surface

Die in Kapitel 7.2.4 abgebildete Response Surface stellt ein *Meta-Modell* der Beanspruchung des Zwischenwirbelbereichs L2/L3 eines Berufskraftfahrers infolge Straßenunebenheit dar. Das nichtlineare Modell der menschlichen Wirbelsäule wird reduziert auf den Zusammenhang zwischen der Straßenunebenheit, definiert durch die Unebenheit  $\Phi_h(\Omega_0)$  und die Welligkeit  $w$ , und der im Zwischenwirbelbereich maximal auftretenden Ligamentkraft  $L_{\max}$ . Der kubische Zusammenhang zwischen  $L_{\max}$  und  $\Phi_h(\Omega_0)$  ist durch die Ergebnisse der Regressionsrechnung aus Kapitel 7.2 untermauert und kann durch die dort berechneten Korrelationskoeffizienten als sinnvoll erachtet werden.

Die in Abbildung 7-7 dargestellte frontale Ansicht der Response Surface zeigt, daß für die Beschreibung der Abhängigkeit der maximalen Ligamentbeanspruchung von der Welligkeit  $w$  ein linearer Ansatz ausreichend ist. Dies wird durch den verhältnismäßig geringen Wert des Koeffizienten  $f$  in Gleichung (7.12) bestätigt.

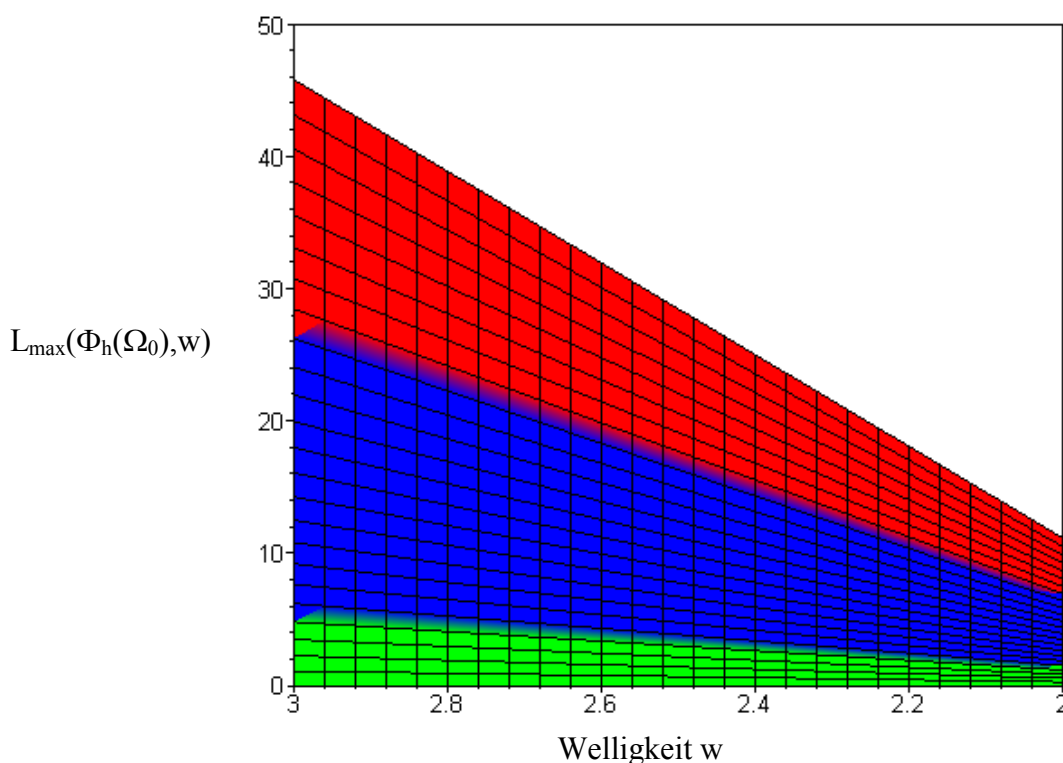


Abbildung 7-7: Frontale Ansicht der Response Surface

Der Ansatzgrad der Funktion zur Beschreibung der als *Meta-Modell* dienenden Response Surface kann somit als ausreichend betrachtet werden.





## 8. Interpretation der Ergebnisse

Im dem folgenden Kapitel erfolgt eine Zusammenstellung der Ergebnisse der Resonanzfrequenzberechnung der entwickelten Rechenmodelle und der Resultate der Simulationsrechnungen des kombinierten Fahrer-Fahrzeug Modells. Die Interpretation der Ergebnisse erfolgt unter dem Gesichtspunkt der Auswirkungen von Straßenunebenheiten auf die physikalische Beanspruchung des Zwischenwirbelbereichs der Lendenwirbelsäulen von Berufskraftfahrern. Neben der Formulierung konkreter Hinweise, welche Wellenlängen in der Straßenoberfläche auf ein Minimum zu reduzieren sind, wird der Einfluß des Unebenheitswertes  $\Phi_h(\Omega_0)$  und der Welligkeit  $w$  auf die Belastung des Kraftfahrers erläutert.

### 8.1 Interpretation des Frequenzverhaltens

In Abbildung 8-1 ist die in Kapitel 4.4.2 ermittelte dynamische Überhöhung einer am Gesäß wirkenden vertikalen Beschleunigung am Lendenwirbel L3 zusammen mit der Bewertungsfunktion der VDI-Richtlinie 2057 /108/ abgebildet. Das Verhältnis zwischen Primär- und Sekundärachse wurde so gewählt, daß der Flächeninhalt beider Kurven in dem dargestellten Frequenzbereich identisch ist.

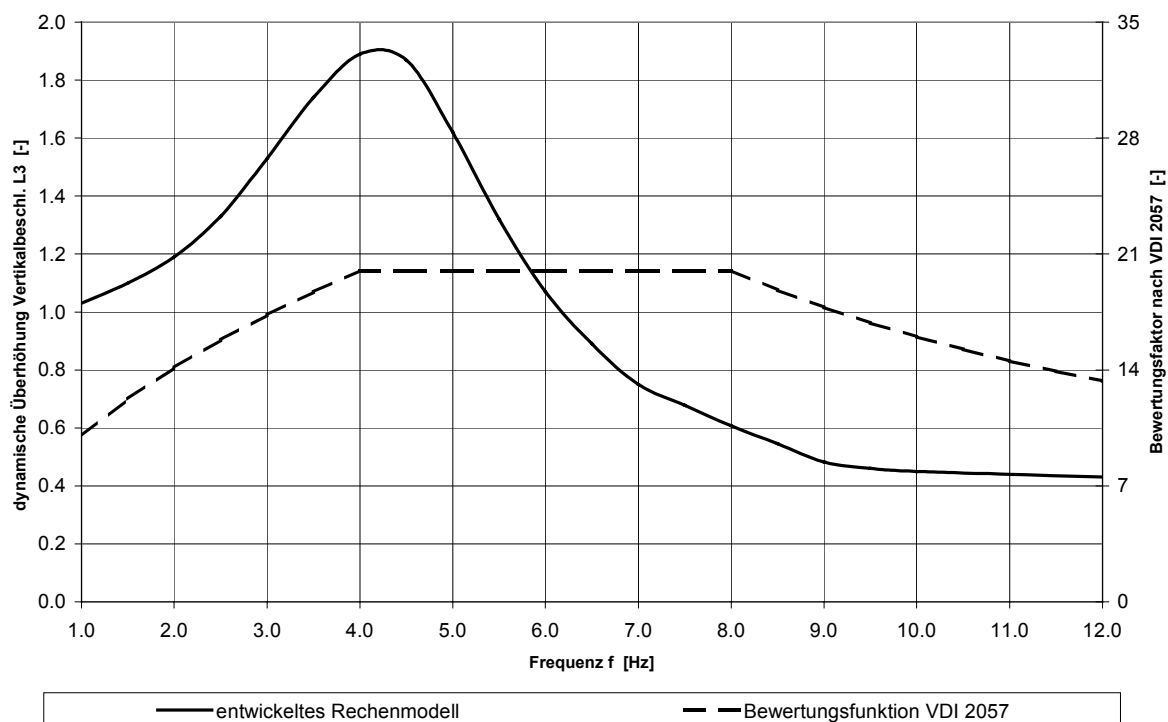


Abbildung 8-1: Dynamische Überhöhung aus Kapitel 4.4.2 und Bewertungsfunktion VDI 2057

Die in Kapitel 4.4.2 ermittelte dynamische Überhöhung des Rückenwirbels L3 zeigt eine deutliche Vergrößerung einer am Gesäß einwirkenden Vertikalbeschleunigung im Frequenzbereich von 2,5 – 5,5 Hz. Die VDI-Richtlinie VDI 2057 /108/, die sich an der subjektiv empfundenen Annehmlichkeit einer harmonischen Schwingungskomponente orientiert, legt

den Plateaubereich der Bewertungsfunktion für Vertikalschwingungen im Bereich von 4,0 – 8,0 Hz fest. Die Verläufe zeigen eine deutliche Verschiebung in der Gewichtung der Frequenzanteile: Eine Bewertung des auf den Kraftfahrer einwirkenden Beschleunigungszustandes nach der VDI-Richtlinie führt eine zu starke Gewichtung der Schwingungsanteile mit Frequenzen oberhalb von 5,5 Hz durch.

Die unterschiedliche Gewichtung der Schwingungsanteile oberhalb 6 Hz erklärt sich durch die subjektive Empfindung des Menschen in diesem Frequenzbereich: Die stärkste Beeinträchtigung des Wohlbefindens des Menschen wird u.a. durch ein Heben und Senken der inneren Organe (Magen, etc.) erreicht, wie sie beispielsweise bei der Beschleunigung eines Aufzuges eintritt. Bewegungen der inneren Organe lassen sich jedoch auch durch Anregung des menschlichen Körpers im Resonanzbereich dieser Organe erzielen, welche nach KITAZAKI /44/ im Bereich von 6 – 8 Hz liegen. Diese Schwingungsanteile führen somit zu einer Beeinträchtigung des subjektiv empfundenen Komforts (hoher Wert der Bewertungsfunktion in Abbildung 8-1), führen jedoch zu geringen Beanspruchungen im Bereich der Wirbelsäule (niedriger Wert der Übertragungsfunktion in Abbildung 8-1).

Um eine Verringerung der physikalischen Belastung des menschlichen Bewegungsapparates zu erreichen, ist die Anregung des Resonanzbereichs der Lendenwirbel (2,5 – 5,5 Hz) während der Fahrt eines Fahrzeugs über ein Straßenprofil zu vermindern. Die Resonanzfrequenzberechnung des in Kapitel 6 erläuterten Fahrzeugmodelles ergab einen Resonanzbereich der Fahrzeugaufbauten im Bereich von 0,96 – 1,77 Hz. Um eine Verbesserung des Beschleunigungszustandes in der Fahrerkabine zu erzielen, ist eine Reduktion der Schwingungsanregung in diesen Frequenzbereichen anzustreben.

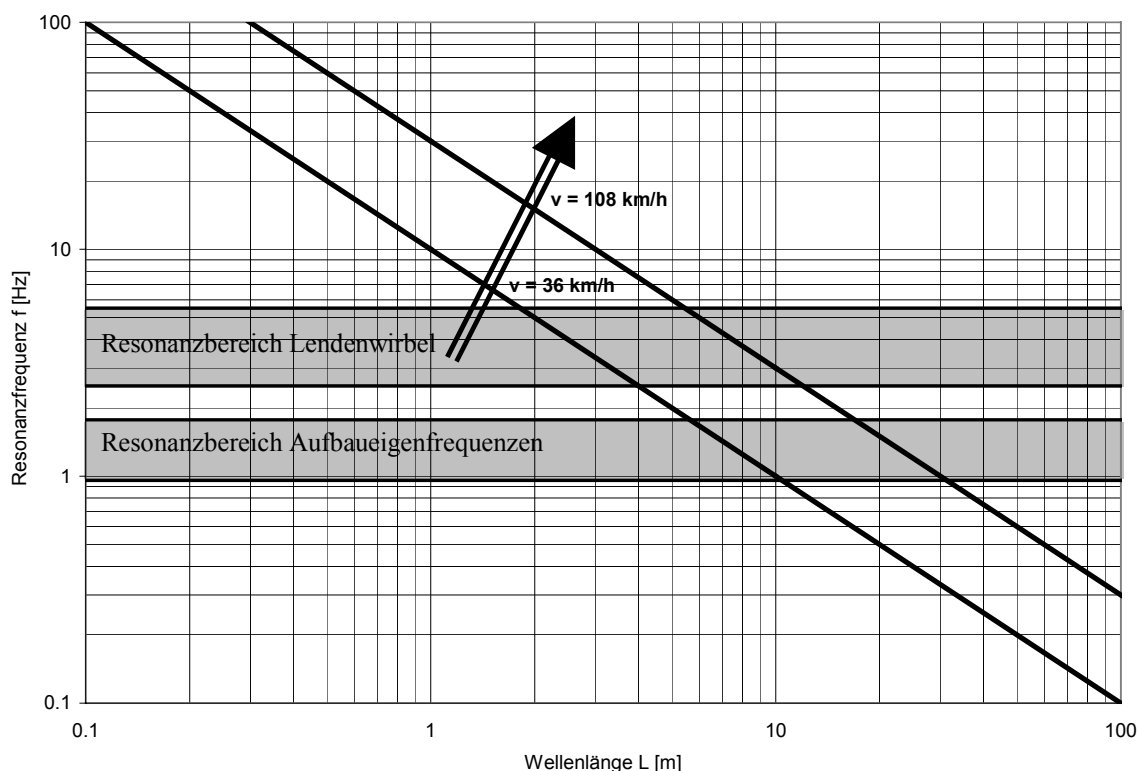


Abbildung 8-2: Ermittlung der zu den kritischen Frequenzen korrespondierenden Wellenlängen

Eine graphische Darstellung des Zusammenhanges zwischen den genannten Frequenzbereichen und den zugehörigen Wellenlängen in der Straßenoberfläche ist in Abbildung 8-2 dargestellt: Auf der vertikalen Achse ist die Frequenz  $f$  aufgetragen, wobei die Bereiche der Resonanzfrequenzen von Fahrzeugaufbauten und Lendenwirbel grau schattiert hinterlegt sind. Die zur Anregung der jeweiligen Frequenzen erforderlichen Wellenlängen  $L$  sind auf der horizontalen Achse aufgetragen. Die angeregten Frequenz  $f$  und der Wellenlänge  $L$  sind in dem doppeltlogarithmischen Diagramm durch eine Gerade verknüpft, die für die Geschwindigkeiten  $v = 36 \text{ km/h}$  ( $10 \text{ m/s}$ ) und  $v = 108 \text{ km/h}$  ( $30 \text{ m/s}$ ) eingezeichnet sind. Der Resonanzbereich der Lendenwirbel, der in Abbildung 8-2 mit  $2,5 - 5,5 \text{ Hz}$  angegeben ist, wird bei einer Fahrgeschwindigkeit von  $v = 108 \text{ km/h}$  ( $30 \text{ m/s}$ ) durch Bodenwellen mit einer Länge von  $5,5 - 12 \text{ m}$  angeregt.

Eine Zusammenstellung der zur Reduktion der Schwingungsbelastung eines Kraftfahrers kritischen Wellenlängen zeigt Tabelle 8.1:

<i>Resonanzbereich</i>	<i>Frequenz [Hz]</i>	<i>Wellenlänge (<math>v=80 \text{ km/h}</math>)</i>	<i>Wellenlänge (<math>v=100 \text{ km/h}</math>)</i>
Lendenwirbel	2,5 – 5,5 Hz	4 – 9 m	5 – 10 m
Fahrzeugaufbauten	0,96 – 1,77 Hz	13 – 23 m	16 – 29 m

Tabelle 8.1: Kritische Wellenlängen

## 8.2 Interpretation der Response Surface

### 8.2.1 Einfluß der Welligkeit

Die in Kapitel 7 durchgeführten numerischen Untersuchungen zeigen deutlich, daß die Belastung der Wirbelsäule neben der Unebenheit  $\Phi_h(\Omega_0)$  maßgeblich von der Welligkeit  $w$  abhängt. Dies läßt sich anhand der in Abbildung 8-3 dargestellten Draufsicht der Response Surface verdeutlichen, in der Linien gleicher Belastungsintensität eingezeichnet sind:

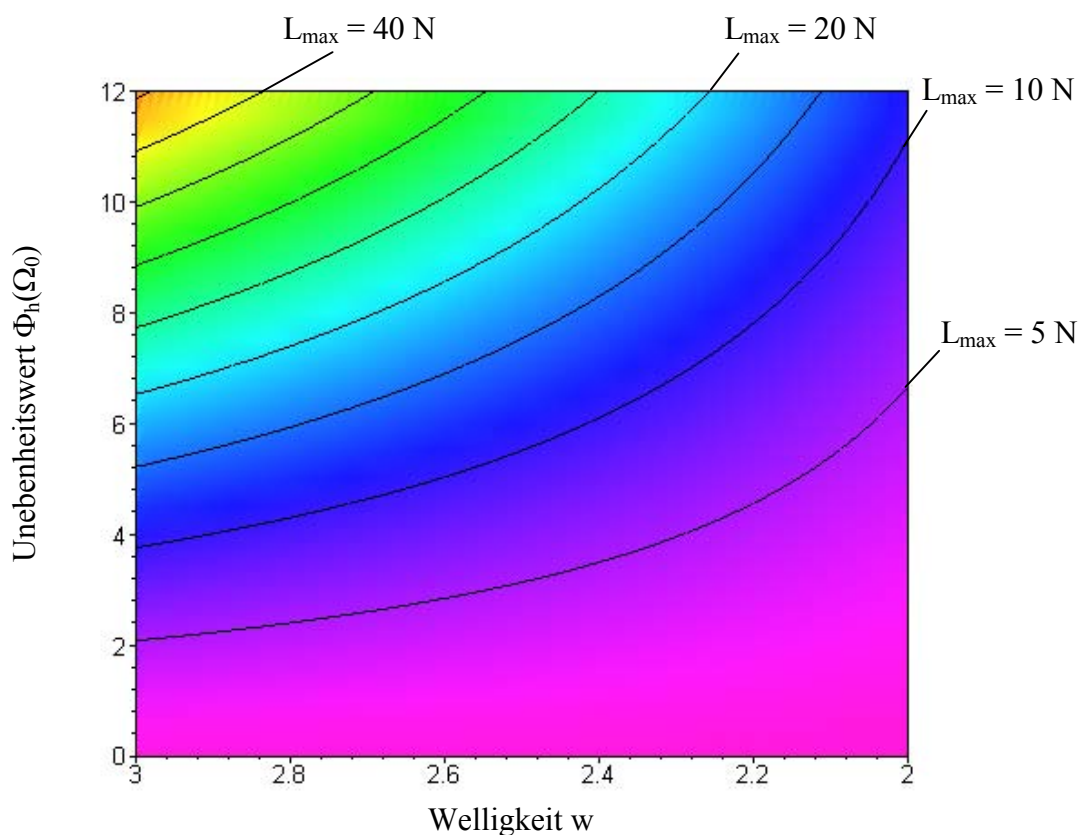


Abbildung 8-3: Response Surface mit Linien gleicher Belastung  $L_{max}$

Nach Gleichung (7.12) ist die Abhängigkeit der Response Surface von der Welligkeit  $w$  und dem Unebenheitswert  $\Phi_h(\Omega_0)$  durch folgenden Term definiert:

$$L_{max}(\Phi_0, w) = f(\Phi_0) \cdot (-31,168 + 18,553 \cdot w + 0,0116 \cdot w^2) \quad (9.1)$$

Wird die Welligkeit  $w$  auf den Wert  $w=2,00$  normiert, so läßt sich der Einfluß der Welligkeit auf die Response Surface des Belastung  $L_{max}$  wie folgt beschreiben:

$$\frac{L_{\max}(\Phi_0, w)}{L_{\max}(\Phi_0, w = 2,00)} = \frac{f(\Phi_0) \cdot (-31,168 + 18,553 \cdot w + 0,0116 \cdot w^2)}{f(\Phi_0) \cdot (-31,168 + 18,553 \cdot 2 + 0,0116 \cdot 2^2)} \quad (9.2)$$

Gleichung (9.2) läßt sich vereinfachen zu:

$$L_{\max}(\Phi_0, w) = L_{\max}(\Phi_0, w = 2,00) \cdot \frac{(-31,168 + 18,553 \cdot w + 0,0116 \cdot w^2)}{5,984} \quad (9.3)$$

Durch Einführen des Umrechnungsfaktors  $\eta$  läßt sich Gleichung (9.3) wie folgt zusammenfassen:

$$L_{\max}(\Phi_0, w) = L_{\max}(\Phi_0, w = 2,00) \cdot \eta \quad (9.4)$$

mit:

$$\eta = \frac{(-31,168 + 18,553 \cdot w + 0,0116 \cdot w^2)}{5,984} = -5,208 + 3,100 \cdot w + 0,002 \cdot w^2 \quad (9.5)$$

Die maximale Belastung  $L_{\max}$  kann demnach durch Multiplikation der für  $w = 2,00$  ermittelten Kurve aus Abbildung 7-2 mit dem Faktor  $\eta$  ermittelt werden:

$$L_{\max}(\Phi_0, w) = L_{\max}(\Phi_0, w = 2) \cdot (-5,208 + 3,100 \cdot w + 0,002 \cdot w^2) \quad (9.5)$$

Der Verlauf des Umrechnungsfaktors  $\eta$  ist in Abbildung 8-4 dargestellt:

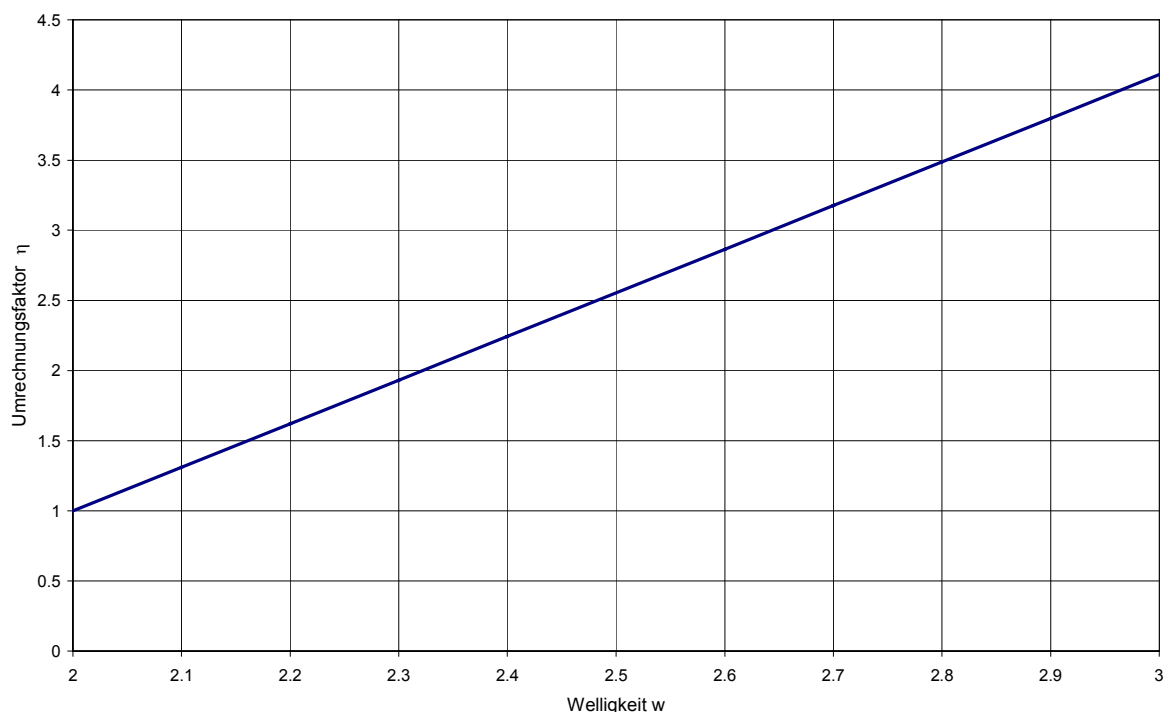


Abbildung 8-4: Verlauf des Umrechnungsfaktors  $\eta$  in Abhängigkeit von  $w$

Der Anstieg des Umrechnungsfaktors  $\eta$  mit zunehmender Welligkeit  $w$  zeigt, daß die Welligkeit bei der Abschätzung der Beanspruchung des menschlichen Bewegungsapparates nicht zu vernachlässigen ist.

Die Auswirkungen der Welligkeit auf die physikalische Belastung des Kraftfahrers ist in Tabelle 8.2 für zwei Profile mit gleichem Unebenheitswert von  $\Phi_h(\Omega_0) = 3,0 \text{ cm}^3$  und unterschiedlicher Welligkeit verdeutlicht. Die maximale Belastung des Zwischenwirbelbereichs  $L_{\max}$  ist bei der Überfahrt über ein Straßenprofil der Welligkeit  $w = 2,2$  mit einer konstanten Geschwindigkeit von 90 km/h um 62% größer als bei einem Profil mit einer Welligkeit von  $w = 2,0$ :


		Profil A	Profil B
$\Phi_h(\Omega_0)$	[cm <sup>3</sup> ]	3,0	3,0
$w$	[-]	2,0	2,2
$L_{\max}$	[N]	1,861	3,017
 +62 %			
$\eta$ aus Gl.(9.3)	[-]	1,0	1,62

Tabelle 8.2: Umrechnungsfaktor  $\eta$

### 8.2.2 Auswirkung des progressiven Anstiegs der Response Surface

Der Verlauf der Response Surface zeigt, daß die im Zwischenwirbelbereich eines Kraftfahrers auftretenden maximalen Ligamentkräfte  $L_{\max}$  mit zunehmender Straßenunebenheit überproportional ansteigen.

Unter der Annahme einer konstanten Welligkeit von  $w = 2,0$  führt ein Anstieg des Unebenheitswertes  $\Phi_h(\Omega_0)$  um 24,0% von  $2,0 \text{ cm}^3$  auf  $2,48 \text{ cm}^3$  zu einer Erhöhung der maximalen Belastung des Zwischenwirbelbereichs um  $\Delta L_{\max} = 0,2 \text{ N}$ . Ausgehend von einem Unebenheitswert von  $\Phi_h(\Omega_0) = 4,0 \text{ cm}^3$  wird ein Anstieg der Belastung der Wirbelsäule um  $0,2 \text{ kN}$  schon bei einer Steigerung um 6,25% erreicht, ausgehend von einem Unebenheitswert von  $\Phi_h(\Omega_0) = 8,0 \text{ cm}^3$  bereits nach 3,13 %.

In Tabelle 8.3 ist die zur Erhöhung der Wirbelsäulenbelastung um  $0,2 \text{ kN}$  erforderliche Erhöhung des Unebenheitswert  $\Phi_h(\Omega_0)$  des Straßenprofils bei einer konstanten Welligkeit von  $w = 2,0$  für verschiedene Unebenheitsniveaus zusammengestellt. Die Geschwindigkeit wurde in allen Fällen mit  $90 \text{ km/h}$  angenommen.









	+ 24,0 % 		+ 6,25 % 		+ 4,58 % 		+ 3,13 % 	
$\Phi_h(\Omega_0) [\text{cm}^3]$	2,0	2,48	4,0	4,25	6,0	6,21	8,0	8,19
$L_{\max} [\text{N}]$	1,29	1,49	2,63	2,83	4,37	4,57	6,38	6,58
	 + 0,20 N		 + 0,20 N		 + 0,20 N		 + 0,20 N	

Tabelle 8.3: Auswirkungen einer Verschlechterung der Straßenunebenheit auf die Lastgröße L

Anschaulich bedeutet dies, daß die Belastung des Bewegungsapparat der menschlichen Wirbelsäule durch eine Verschlechterung einer „guten“ Straße deutlich geringer ansteigt als bei einer weiteren Verschlechterung einer bereits „schlechten“ Straße, wobei die Bewertung „gut“ und „schlecht“ auf einen Vergleich der Unebenheitswerte  $\phi_0$  gestützt sind.





## 9. Zusammenfassung und Ausblick

### 9.1 Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wird ein dynamisches Modell des sitzenden Menschen entwickelt. Der Schwerpunkt der Modellierung liegt im Bereich der Lendenwirbelsäule, die mit Finiten Volumenelementen detailliert abgebildet wird, während Brust- und Halswirbelsäule, sowie Kopf und innere Organe durch Punktmassen abgebildet werden und somit einer größeren Diskretisierung unterliegen. Der Aufbau des Modells orientiert sich streng an der menschlichen Anatomie und erlaubt die Berücksichtigung des physikalisch nichtlinearen Materialverhaltens der Ligamente im Bereich der Lendenwirbelsäule. Die Validierung des Modells erfolgt anhand geeigneter Experimente aus der Literatur, wobei sowohl die globalen Systemeigenschaften, wie Resonanzfrequenzen und Übertragungsfunktion Sitz-Kopf, als auch lokale Eigenschaften, wie z.B. die Vertikalbeschleunigung eines Lendenwirbels überprüft werden.

Durch die Kopplung des Modells des sitzenden Menschen mit einem linearen Modell eines Lkw wird eine Simulationsumgebung geschaffen, die die Berechnung des während der Fahrt über ein konkretes Straßenprofil auf den Kraftfahrer einwirkenden Beschleunigungszustandes erlaubt. Mit Hilfe des entwickelten Profil-Generators ist es möglich, künstliche Unebenheitsprofile zu generieren, die über eine im Voraus definierte Spektrale Dichte verfügen. Somit lassen sich Unebenheitsprofile mit bekannter Welligkeits- und Unebenheitscharakteristik erstellen, die mit Hilfe der Simulationsumgebung auf ihre Auswirkungen auf den menschlichen Körper untersucht werden.

Die durchgeführten Parameterstudien zeigen, daß die während der Fahrt im Zwischenwirbelbereich der Lendenwirbelsäule auftretende Belastung mit zunehmendem Unebenheitswert  $\Phi_h(\Omega_0)$  progressiv ansteigt, während die Welligkeit  $w$  die Belastung des Kraftfahrers linear beeinflußt. Die Ergebnisse der Parameterstudie sind durch eine Response Surface anschaulich dargestellt und ermöglichen eine vergleichende Bewertung unterschiedlicher Unebenheitsprofile.

Die durchgeführten Simulationsrechnungen zeigen, daß die für die Schwingungsbelastung des Kraftfahrers verantwortlichen Frequenzen in den Bereichen von 1,0 – 1,8 Hz (Resonanzbereich der Fahrzeugaufbauten) und 2,5 - 5,5 Hz (Resonanzbereich der Lendenwirbelsäule) liegen. Bei einer Fahrgeschwindigkeit von 100 km/h entspricht dies Wellenlängen im Bereich von 16 – 29 m und 5 – 10 m.

Ein Vergleich des numerisch ermittelten Frequenzverhaltens des sitzenden Menschen mit der Bewertungsfunktion nach VDI 2057 zeigt, daß die Bewertung der auf den Menschen einwirkenden Schwingungseinflüsse auf Basis der Komfortberechnung zu einer deutlichen Unterschätzung der Schwingungsanteile im Bereich von 2,5 – 5,5 Hz führt. Gleichzeitig kommt es zu einer Überbewertung der Frequenzen oberhalb von 6,0 Hz.

## 9.2 Ausblick

Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit gewählte Vorgehensweise zu Erstellung eines nichtlinearen dynamischen Modells des sitzenden Menschen verfolgt ein modulares Konzept: Nach der Entwicklung eines linearen Modells des sitzenden Menschen wird ein nichtlineares Modell eines zweisegmentellen Wirbelsäulenabschnitts entwickelt, das nach erfolgreicher Verifikation in das Modell des sitzenden Menschen eingefügt wird. Dieser modulare Aufbau ermöglicht eine Weiterentwicklung des Modells durch Implementierung weiterer Module.

Um die Schädigung der Wirbelsäule eines Berufskraftfahrers abzuschätzen, wird in der vorliegenden Arbeit die physikalische Beanspruchung im Zwischenwirbelbereich der Lendenwirbelsäule ermittelt, um von der Beanspruchung auf eine mögliche Schädigung zu schließen. Eine sinnvolle Erweiterung des vorliegenden Modells besteht in der Entwicklung eines numerischen Modells der Bandscheibe, bestehend aus Galertkern und kollagenen Fasern. Die Abbildung der Bandscheibe kann als zusätzliches Modul zunächst losgelöst vom Gesamtmodell entwickelt werden, um nach erfolgreicher Verifikation am zweisegmentalen Wirbelsäulenabschnitt in das nichtlineare Modell des sitzenden Menschen eingebaut zu werden.

Die Erweiterung der im Rahmen der vorliegenden Arbeit vorgestellten Simulationsumgebung um ein numerisches Modell einer Bandscheibe unter Berücksichtigung einer lokalen Schädigungspropagation ermöglicht eine Bewertung der Straßenunebenheit auf Basis der langfristig zu erwartenden gesundheitlichen Gefährdung eines Berufskraftfahrers. Da der Entstehungsprozeß degenerativer Veränderungen der Wirbelsäule (wie z.B. eines Bandscheibenvorfalles) zum gegenwärtigen Zeitpunkt aus medizinischer Sicht nicht eindeutig geklärt ist, kann die numerische Simulation des Schädigungsprozesses zu einem tiefergehenden Verständnis über die Entstehung von Wirbelsäulenerkrankungen beitragen.

## Literatur

- /1/ ABRAHAMS, P.H.; MARKS, S.C.; AMADIO, P.C.: *Interactive Skeleton, Student Edition*, Primal Pictures, London, 1998
- /2/ AMIROUCHE, F.M.L.; IDER, S.K.: *Simulation and Analysis of a Biodynamic Human Model Subjected to Low Accelerations – a Correlation Study*, *Journal of Sound and Vibration*, 132, 281-292, 1988
- /3/ ARGOUBI, M.; SHIRAZI-ADL, A.: *Poroelastic Creep Response Analysis of a Lumbar Motion Segment in Compression*, *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, No. 10, 1331-1339, 1996
- /4/ BAI, J.; TSUTA, T.; BAI, Y.: *Dynamic modeling of human body and response analysis of vehicle-driver system by using SANDY system*, *EURODYN 1993*, Moan et. al. (eds), Balkema, Rotterdam, 1993
- /5/ BECKER, W.: *Die Spektrale Dichte – ein Maß für die Fahrbahnunebenheit im Längsprofil, Straße + Autobahn 10/95*, 1995
- /6/ BELYTSCHKO, T.; SCHWER, L.; SCHULTZ, A.: *A Model for Analytic Investigations of Three-Dimensional Head-Spine Dynamics*, AMRL-TR-76-10, 1976
- /7/ BELYTSCHKO, T.; PRIVITZER, E.: *Refinement and Validation of a Three Dimensional Head-Spine Model*, AMRL-TR-78-7, 1978
- /8/ BENNINGHOFF, A.: *Makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen, Band 1, Cytologie, Histologie, allgemeine Anatomie und Anatomie des Bewegungsapparates*, herausgegeben von J. Staubesand, Urban & Schwarzenberg, München, 1985
- /9/ BORRI, C.: *Generation procedures of stationary random processes simulating wind time series*, *Vorlesung an der Ruhr-Universität Bochum*, 1988
- /10/ BOVENZI, M.: *Low Back Pain Disorder and Exposure to Whole-Body Vibration in the Workplace*, *Seminars in Perinatology*, Vol 20, No. 1, 38-53, 1996
- /11/ BRAUS, H.: *Anatomie des Menschen – Erster Band – Bewegungsapparat*, 2. Aufl. Springer, Berlin, 1929
- /12/ BROMBERG, K.B.; VON ESSEN, H.O.: *Modelling of Intervertebral Discs*, *Spine*, Vol. 5, No. 2, 155-167, 1980
- /13/ BROMBERG, K.B.: *Slow Deformation of Intervertebral Discs*, *Journal of Biomechanics*, Vol. 5, No. 2, 155-167, 1980

- /14/ BUCK, B.; WÖLFEL, H.: A Dynamic Model for Human Whole-Body-Vibration with Detailed Representation of the Lumbar Spine, 10<sup>th</sup> Conference of the European Society of Biomechanics, Leuven, Abstracts, 1996
- /15/ BUCK, B.; PANKOKE, ST; WÖLFEL, H.P.: Lateralsymmetrisches Modell der Lendenwirbelsäule zur Berechnung dynamischer Bandscheibenkräfte (Schlußbericht), Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Wirtschaftsverlag NW, Dortmund/Berlin, 1997
- /16/ BUCK, B.: Ein Modell für das Schwingungsverhalten des sitzenden Menschen mit detaillierter Abbildung der Wirbelsäule und Muskulatur im Lendenbereich, Dissertation, TH Darmstadt, 1997
- /17/ CHAFFIN, D.B.: A computerized biomechanical model-development of and use in studying gross body action, ASME Paper No. 69-BHF5, 1969
- /18/ CHAZAL, J.; TANGUY, A.; BOURGES, M.; GAUREL, G.; ESCANDE, G.; GUILLOT, M.; VANNEUVILLE, G.: Biomechanical Properties of Spinal Ligaments and a Histological Study of the Supraspinal Ligament in Traction, Journal of Biomechanics, Vol. 18, No. 3, 167 – 176, 1985
- /19/ CHRIST, W.; DUPOIS, H.: Über die Beanspruchung der Wirbelsäule unter dem Einfluß sinusförmiger und stochastischer Schwingungen, Int. Z. angew. Physiol. einsch. Arbeitsphysiol. 22, 258-278, 1966
- /20/ COERMAN, R.R.: The mechanical impedanz of the human body in sitting and standing position at low frequencies, human faktors 4, 227-253, 1962
- /21/ COOLEY, J.W.; TUKEY, J.W.: An Algorithm for the Machine Calculation of Complex Fourier Series, Mathematics of Computation 19, S. 297-301, 1965
- /22/ DIETRICH, M.; KEDZIOR, T.; ZAGRAJEK, T.: Modelling of Muscle Action and Stability of the Human Spine, in: J.M. Winters, S.L.-Y. Woo, Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organisation, Springer Verlag, 1990
- /23/ DIETRICH, M.; KEDZIOR, T.; ZAGRAJEK, T.: A biomechanical model of the human spinal system, ImechE 1991, Part H: Journal of Engineering in Medicine, Proc Instn Mech Engre, Vol. 205, 1991
- /24/ DUPUIS, H.: Zur Gefährdung der Wirbelsäule unter Belastung durch mechanische Schwingungen und mitwirkende Faktoren, Wehrmedizin und Wehrpharmazie, Nr. 3, 1988
- /25/ DUPUIS, H.: Ein Dosisverfahren zur Bestimmung der beruflichen Schwingungsbelastung auf Schleppern und fahrbaren Arbeitsmaschinen, VDI-Berichte Nr. 1211, 1995

- /26/ EYCLESYMER, A.C.; SCHOEMAKER, D.M.: A cross section anatomy, Appleton-Century-Crofts, New York, 1970
- /27/ FISCHER, S.; GÖRES, B.; GONDEK, K.-H.; SAYN, D.: Schwingungseinwirkung an Arbeitsplätzen von Kraftfahrern auf Lkw bis 7,5 t, BIA-Report 10/95, Berufsgenossenschaftliches Institut für Arbeitssicherheit, St. Augustin, 1995
- /28/ GILBERTSON, L.G. [1993]: Mechanism of Fracture and Biomechanics of Orthoses in thoracolumbar injuries. Doctoral Dissertation, University of Iowa, Iowa City, IA, 1993.
- /29/ GILBERTSON, L.G., GOEL, V.K., PATWARDHAN, A.G. [1994]: Biomechanics of spinal hyperextension orthoses used in the treatment of thoracolumbar injuries. Presented at the 21<sup>st</sup> Annual Meeting of the International Society of the Study of the Lumbar Spine, WA, June 21-25, 1994
- /30/ GIEBER-WEIGL, M.; SCHMIDT, G.: Verbesserung der Arbeitssituation von Fahrern im öffentlichen Personennahverkehr, Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Dortmund, 1989
- /31/ GOEL, V.K.; PARK, H.; KONG, W.: Investigation of Vibration Characteristics of the Ligamentous Lumbar Spine Using the Finite Element Approach, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 116, 377-383, 1994
- /32/ GOEL, V.K., GILBERTSON, L.G.: Applications of the Finite Element Method to Thoracolumbar Spinal Research – Past, Present, and Future, Spine, Vol. 20, Number 15, 1719-1727, 1995
- /33/ GOEL, V.K.; RAMIREZ, S.A.; KONG, W.; GILBERTSON, L.G.: Cancellous Bone Young's Modulus Variation Within the Vertebral Body of a Ligamentous Spine – Application of Bone Adaptive Remodeling Concepts, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 117, 266-271, 1995
- /34/ GRIFFIN, M.J.; LEWIS, C.H.; PARSONS, C.; WHITHAM, E.M.: AGARD Conference Proceedings, The biodynamic response of the human body and its application to standards, 253 (A28), 1-18, 1978
- /35/ HAKIM, N.S.; KING, A.I.: A Three Dimensional Finite Element Dynamic Response Analysis of a Vertebra With Experimental Verification, Journal of Biomechanics, Vol. 6, 277-293, 1979
- /36/ HELBIG, R.: Untersuchung zur Erholzeitermittlung bei Steuertätigkeiten und superponierten situationsspezifischen Belastungskomponenten, Dissertation, Fachgebiet Arbeitswissenschaften, TH Darmstadt, 1982
- /37/ HINZ, B.; SEIDEL, H.: The nonlinearity of the human body's response during sinusoidal body vibrations, Industrial health 25, 169-181, 1987

- /38/ INTERNATIONAL SOCIAL SECURITY ASSOCIATION: *Vibration at work*, Institut National de Recherche et de Sécurité, Paris, 1989
- /39/ ISO 2631/1: *Evaluation of human exposure to whole body vibration. Part 1: General Requirements*, 1997
- /40/ KAPANDJI, I.A.: *Funktionelle Anatomie der Gelenke, Band 3, Rumpf und Wirbelsäule*, Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, 1985
- /41/ KASARA, M.; SHIRAZI-ADL, A.; DROUIN, G.: *Dynamics of Human Lumbar Intervertebral Joints – Experimental and Finite-Element Investigations*, Spine, Vol. 17, No. 1, 93-102, 1992
- /42/ KAULBARS, U.: *Schwingungseinwirkung an Arbeitsplätzen von Kraftfahrern auf schweren Lastkraftwagen. BIA-Report 2/90*, Berufsgenossenschaftliches Institut für Arbeitssicherheit, Sankt Augustin, 1990
- /43/ KIM, Y.E.; GOEL, V.K.; WEINSTEIN, J.N.; LIM, T.-H.: *Effect of Disc Degeneration at One Level on the Adjacent Level in Axial Mode*, Spine, Vol. 16, No. 3, 331-335, 1991
- /44/ KITAZAKI, S.; GRIFFIN, M. J.: *A modal analysis of whole-body vertical vibrations, using a finite element model of the human body*, Journal of sound and vibration 200(1), 1997
- /45/ KITAZAKI, S.; GRIFFIN, M.J.: *Resonance behaviour of the seated human body and effects of posture*, 1999
- /46/ KNOBLAUCH, J.: *Entwicklung und Bau eines physikalischen Schwingungsmodells des sitzenden Menschen*, Shaker Verlag, Aachen, 1993
- /47/ KNOBLAUCH, J.; WÖLFEL, H.; BUCK, B.: *Ein Schwingungsdummy des sitzenden Menschen*, ATZ, 97, 10, 668-671, 1995
- /48/ LANGE, W.; COERMANN, R.: *Relativbewegungen benachbarter Wirbel unter Schwingungsbelastung*, Int. Z. angew. Physiol., Bd. 21, S. 325-334. 1966
- /49/ LATHAM, F.: *A Study in Body Ballistics: Seat Ejection*. Proc. R. Soc. B-147, 1957
- /50/ LAVASTE, F.; SKALLI, W.; ROBIN, S.: *Tridimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine, presented at the first World Congress of Biomechanics, San-Diego, 1990*
- /51/ LAVASTE, F.; SKALLI, W.; ROBIN, S.; ROY-CAMILLE, R.; MAZEL, C.: *Three-Dimensional Geometrical and Mechanical Modelling of the Lumbar Spine*, Journal of Biomechanics, Vol. 25, No. 10, 1153-1164, 1992

- /52/ LINDBECK, L.: Anthropetric and Biomechanical Characteristics of the Spine, Journal of Technical Physics, Vol. 29, No. 1, 67-73, 1988
- /53/ LIU, Y.K.; WICKSTROM, J.K.: Perspectives in Biomechanical Engineering, Proceedings of a Symposium of the Biomechanical Society, Glasgow, 1972
- /54/ LUO, Z.; GOLDSMITH, W.: Reaction of a Human Head/Neck/Torso System to Shock, Journal of Biomechanics, Vol. 24, NO. 7, 499-510, 1991
- /55/ MAUREL, N.; LAVASTE, F.; SKALLI, W.: Influence of the Articular Facets Using a 3D Finite Element Model of the Lower Cervical Spine, Second World Congress of Biomechanics, Abstracts 2, 316, 1994
- /56/ MELZER, G.; MEIZIG-THIEL, R.; SCHATTE, M.: Ein ebenes mathematisches Schwingungsmodell des sitzenden Menschen, Maschinenbautechnik, Band 35, 513-516, 1986
- /57/ MERTENS, HORST: Das dynamische Verhalten des sitzenden Menschen, Dissertation, RWTH Aachen, 1976
- /58/ MESKOURIS, K.: Baudynamik: Modelle, Methoden, Praxisbeispiele, Ernst & Sohn, Berlin, 1999
- /59/ MILLER, J.A.A.; HADERSPECK, K.A.; SCHULZ, A.B.: Posterior element loads in lumbar motion segments, Spine 7, 192-203, 1982
- /60/ MILLER, J.A.A.; SCHULTZ, A.B.; WARWICK, D.N.; SPENCER, D.L.: Mechanical Properties of Lumbar Spine Motion Segments under Large Loads, Journal of Biomechanics, Vol. 19, No. 1, 79-84, 1986
- /61/ MITSCHKE, M.: Dynamik der Kraftfahrzeuge, Bd 3, Springer Verlag, Berlin, New York, 1984.
- /62/ NASA: Anthropometric Source Book, Vol. 1: Anthropometry for Designers, NASA Reference Publication 1024, 1978
- /63/ NATALI, A.; MEROI, E.: Nonlinear Analysis of Intervertebral Disk Under Dynamic Load, Journal of Biomechanics, Vol. 112, 358-363, 1990
- /64/ NEWLAND, D.E.: An Introduction to Random Vibrations and Spectral Analysis, Longman Group, London, 1975
- /65/ NIETSCHKE, E.; NOLTE, L.-P.: Ein Computer-Simulationsmodell zur Abbildung der Biomechanik verschiedener Wirbelfusionen der Lendenwirbelsäule, in: Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Band 107, Hippokrates Verlag, 1988

- /66/ NIETSCHKE, E.; PLATZEK, P.; NOLTE, L.-P.: Stabilitätsanalyse verschiedener Fusionsformen an der Lendenwirbelsäule mit Hilfe eines Computersimulationsmodells, *Z. Orthop.* 127, 597-601, 1989
- /67/ NOLTE, L.-P.; PINGEL, T.; NITZSCHKE, E.: Entwicklung und Einsatz eines Computersimulationsmodells für die Wirbelsäule, *Proc. Des 3. Düsseldorfer Symposiums EDV in der Orthopädie und Traumatologie*, 1989
- /68/ NOLTE, L.-P.; PANJABI, M.M.; OXLAND, T.R.: Biomechanical properties of lumbar spinal ligaments, *Proc. 8<sup>th</sup> European Conf. On Biomaterials*, Heidelberg, 1990
- /69/ NOLTE, L.-P.; PANJABI, M.M.: Contribution to the stability analysis of intact and injured lumbosacral spinal segments, *Proc. XII Int. Congr. Biomech., ISB UCLA*, 1989
- /70/ NUSSBAUM, M.A.; CHAFFIN, D.B.: Development and Evaluation of a Scalable and Deformable Geometric Model of the Human Torso, *Clinical Biomechanics*, Vol. 11, No. 1, 25-34, 1996
- /71/ OBERSON, J.-C.: DAVID, Online Atlas of Human Anatomy for Clinical Imaging Diagnosis, <http://www.cid.ch/DAVID/Mainmenu.html>, 1998.
- /72/ PADDAN, G.S.; GRIFFIN, M.J.: Transmission of vibration through the human body to the head: a summary of experimental data, *ISVR Technical Report 218*, University of Southampton, 1993
- /73/ PANJABI, M.M.; WHITE, A.A.: Basic biomechanics of the spine, *Neurosurgery* 7, 76-93, 1980
- /74/ PANJABI, M.M.; ANDERSSON, G.B.J.; JORNEUS, L.; HULT, E.; MATTSSON, L.: In Vivo Measurements of Spinal Column Vibrations, *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 68-A, No. 5, 695 – 702, 1986
- /75/ PANKOKE, S.; BUCK, B.; WÖLFEL, H.P.: Dynamic FE model of sitting man adjustable to body height, body mass and posture used for calculating internal forces in the lumbar vertebral discs, *Journal of Sound and Vibrations*, 215(4), 827 – 839, 1998
- /76/ PAYNE, E.; BAND, E.: A four-degree-of-freedom lumped parameter model of the seated human body, *AMRL-TR-70-35*, 1971
- /77/ PEARSALL, D.J.; REID, J.G.; LIVINGSTON, L.A.: Segmental Inertial Parameters of the Human Trunk as Determined from Computed Tomography, *Annals of Biomechanical Engineering*, Vol. 24, No. 2, 198-210, 1996
- /78/ PINGEL, T.H.: Beitrag zur Herleitung und Numerischen Realisierung einer Mathematischen Modells der menschlichen Wirbelsäule, *Mitteilungen aus dem Institut für Mechanik*, Nr. 77, Ruhr-Universität Bochum, 1991



- /79/ PINTAR, F.A.; YAGANANDAN, N.; MYERS, T.; ELHAGEDIAB, A.; SANCES, A.: Biomechanical Properties of Human Lumbar Spine Ligaments, *J. Biomechanical*, Vol. 26, No. 11, 1351 – 1356, 1992
- /80/ PATWARDHAN, A.G.: Optimization of the contact damping and stiffness coefficients to minimize human body vibrations, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 116, 413-420, 1994
- /81/ ROBERTS, S.B.; WARD, C.C.; NAHUM, A.M.: Head Trauma – A parametric dynamic Study, *Journal of Biomechanics*, Vol. 2, 397-415, 1969
- /82/ ROBERTS, S.B.; CHEN, P.H.: Elastostatic analysis of the human spine thoracic skeleton, *Journal of Biomechanics* 3, 527-545, 1970
- /83/ ROHEN, J.; YOKOCHI, C.: *Anatomie des Menschen*, Schattauer Verlag, Stuttgart, 3. Auflage, 1993
- /84/ ROSEGGERS, S.: Vorzeitige Aufbraucherscheinungen bei Kraftfahrern, *Z.Orthop. u.ihre.Grenzgeb.* 108, 510-516, 1970
- /85/ SCHOPPHOFF, E.; T. H. PINGEL; F. LANGLOTZ: Numerical Investigation of the biomechanical Behaviour of the lumbare intervertebral Joint under Shear Load, 1993
- /86/ SCHOPPHOFF, E.; T. H. PINGEL; LANGLOTZ, F.; STUMPF, H.: How Shear Load and Compressive Load affect the biomechanical Behaviour of the Lumbar intervertebral Joint - A numerical Study, *Proc. of the European Spine Society (ESS)*, Bochum, 197-199, 1993
- /87/ SCHOPPHOFF, E.: Dreidimensionale mechanische Analyse der menschlichen Wirbelsäule, *Mitteilungen aus dem Institut für Mechanik*, Nr. 90, Ruhr-Universität Bochum, 1994
- /88/ SCHOPPHOFF, E.; HAAKER, R.; STUMPF, H.: Contribution to the biomechanical behavior of the spine, *Proc. EFORT '97*, Barcelona, Spain, 561-562, 1997
- /89/ SCHOPPHOFF, E.; HAAKER, R.; STUMPF, H.: Biomechanische Studie des mehrsegmentalen Verhaltens der Lendenwirbelsäule, *Proc. Süddt. Orthop. '97*, Baden-Baden, 63-64, 1997
- /90/ SCHULZ, A.B.; BELYTSCHKO, T.B.; ANDRIACCHI, T.P.; GALANTE, J.O.: Analog Studies of Forces in the Human Spine: Mechanical Properties and Motion Segment Behaviour, *Journal of Biomechanics*, Vol. 6, 373-383, 1973
- /91/ SCHULZ, A.B.; BENSON, D.R.; HIRSCH, C.: Force-Deformation Properties of Human Costo-Sternal and Costo-Vertebral Articulations, *Journal of Biomechanics*, Vol. 7, 311-318, 1974

- /92/ SEIDEL, H.; BLÜTHNER, R.; HINZ, B.; SCHUST, M.: Belastung der Lendenwirbelsäule durch stoßhaltige Ganzkörperschwingungen, Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin, Berlin, 1997
- /93/ SHIRAZI-ADL, A.; SHRIVASTAVA, S.C.; AHMED, A.M.: Stress Analysis of the Lumbar Disc-Body Unit in Compression – A Three-Dimensional Nonlinear Finite Element Study, Spine, Vol. 9, No. 2, 120-134, 1984
- /94/ SHIRAZI-ADL, A.; AHMED, A.M.; SHRIVASTAVA, S.C.: Mechanical Response of a Lumbar Motion Segment in Axial Torque Alone and Combined with Compression, Spine 11, 914-927, 1986
- /95/ SHIRAZI-ADL, A.; AHMED, A.M.; SHRIVASTA, C.S.: A Finite Element Study of a Lumbar Motion Segment Subjected to Pure Sagittal Plane Moments, Journal of Biomechanics, Vol. 19, No. 4, 331-350, 1986
- /96/ SHIRAZI-ADL, A.; DROUIN, G.: Load Sharing Function of Lumbar Intervertebral Disc and Facet Joints in Compression, Extension and Flexion, Advances in Bioengineering 2, 18-19, 1986
- /97/ SHIRAZI-ADL, A.; DROUIN, G.: Load-Bearing of Facets in a Lumbar Segment under Sagittal Plane Loadings, Journal of Biomechanics, Vol. 20, No.6, 601-613, 1987
- /98/ SHIRAZI-ADL, A.; PARNIANPOUR, M.: Nonlinear Response Analysis of the Human Ligamentous Lumbar Spine in Compression, Spine, Vol. 18, Nr. 1, 1993
- /99/ SIMON, B.R.; WU, J.S.; CARLTON, M.W.; EVANS, J.H.; KAZARIAN, L.E.: Structural Models for Human Spine Motion Segments Based on a Poroelastic View of the Intervertebral Disc, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 107, 327-335, 1985
- /100/ SKALLI, W.; ROBIN, S.; LAVASTE, F.; DUBOUSSET, J.: A Biomechanical Analysis of Short Segment Spinal Fixation Using a Three-Dimensional Geometric and Mechanical Model, Spine, Vol. 18, No. 5, 536-545, 1993
- /101/ SOBOTTA, J.: Atlas der Anatomie des Menschen, Bd. 1, Kopf, Hals, obere Extremitäten, Urban u. Schwarzenberg, München Wien Baltimore, 1988
- /102/ SOBOTTA, J.: Atlas der Anatomie des Menschen, Bd. 2, Brust, Bauch, Becken, untere Extremitäten, Urban u. Schwarzenberg, München Wien Baltimore, 1988
- /103/ SOBOTTA, J.: Atlas der Anatomie des Menschen, CD-ROM, Version 1.5, 1998
- /104/ STEINAUER, B.: Stochastische und periodische Unebenheiten auf Fahrbahnen, Information Verkehrsplanung und Straßenwesen der Universität der Bundeswehr, Heft 32, München-Neubiberg, 1991

- /105/ STEINAUER, B.; UECKERMANN, A.: Auswirkungen von Straßenunebenheiten auf die Straßenbeanspruchung durch Nutzfahrzeuge, RWTH-Theman 2/99, Berichte aus der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen, 1989
- /106/ UECKERMANN, A.: Beurteilung der Ebenheit von Fahrbahndecken – neues Abnahmeverfahren, Bericht Nr. 684A, Institut für Fahrzeugtechnik, TU Braunschweig, 1989
- /107/ UECKERMANN, A.: Sammlung und Auswertung von Straßenunebenheiten . Untersuchung und Vergleich verschiedener Meßgeräte und Auswerteverfahren auf Eignung zur routinemäßigen Erfassung und Bewertung des Ebenheitszustandes, Teil 2, Forschung Straßenbau und Straßenverkehrstechnik, Heft 598, Bonn-Bad Godesberg, 1990
- /108/ VDI 2057: Einwirkungen mechanischer Schwingungen auf den Menschen: Blatt 1: Grundlagen, Gliederung, Begriffe, Blatt 2: Bewertung, Blatt 3: Beurteilung, 1987
- /109/ WALLENTOWITZ, H.: Der neue Fahrerarbeitsplatz, Nahverkehr-Praxis, Nr. 6, 10, 1996
- /110/ WHITE, A.A.; PANJABI, M.M.: Clinical Biomechanics of the Spine, Lippincott, Philadelphia, 2. Auflage, 1990
- /111/ WILLIAMS, J.L.; BETYLSCHKO, T.B.: A Dynamic Model of the Cervical Spine and Head, AFAMRL-TR-81-5; 1981
- /112/ WOO, S.L.-Y.; YOUNG, E.P.: Structure and Function of Tendons and Ligaments, in: Mow, V.C.; Hayes, W.C. Basic Orthopaedic Biomechanics, Raven Press, New York, 199 – 244, 1991
- /113/ YOGANANDAN, N.; MYKLABUST, J.B.; RAY, G.; PINTAR, F.A.; SANCES, A.: A Non-linear Finite Element Model of a Spinal Segment, Mathematical Modelling, Vol. 8, 617-622, 1987
- /114/ YOGANANDAN, N.; KUMARESAN, S.; VOO, L.; PINTAR, F.A.: Finite Element Applications in Human Cervical Spine Modelling, Spine, Vol. 21, No. 15, 1824-1834, 1996
- /115/ ZAHLTEN, W.: Zur Zeitbereichsanalyse schlanker Strukturen unter stochastischer Winderregung, Habilitationsschrift, RWTH Aachen, 1998
- /116/ ZIENKIEWICZ, O.C., TAYLOR, R.L.: The Finite Element Method, McGraw-Hill, 1989

## Anhang

### Ergebnisse der Parameterstudie: Welligkeitsklasse I

$n$ [-]	$\Phi_h(\Omega_0)$ [cm <sup>3</sup> ]	$w$ [-]	$L_{max}$ [N]
1	0,77	2,02	0,60
2	0,90	1,97	0,16
3	0,90	2,02	0,27
4	0,91	2,01	0,28
5	1,10	1,99	0,70
6	1,26	2,02	1,46
7	1,71	2,03	0,18
8	1,83	2,04	0,83
9	2,22	1,99	0,34
10	2,40	1,99	0,86
11	2,54	2,02	0,54
12	2,76	1,98	1,54
13	2,81	2,00	1,53
14	2,96	1,99	1,04
15	2,99	1,99	1,05
16	3,08	1,98	2,01
17	3,09	2,03	1,64
18	3,32	2,01	0,71
19	3,55	2,03	1,14
20	3,56	1,99	3,05
21	3,63	1,98	2,00
22	3,69	1,99	1,41
23	3,71	2,02	2,75
24	3,80	2,03	1,09
25	4,05	2,02	1,71
26	4,06	1,99	3,03
27	4,07	2,00	2,86
28	4,25	1,99	1,23
29	4,29	2,02	1,97
30	4,37	2,01	0,36
31	4,46	2,02	1,95
32	4,61	1,99	2,80
33	4,82	2,02	1,40
34	4,90	1,98	4,17
35	5,00	2,03	1,19
36	5,06	1,97	3,24
37	5,06	1,99	3,46

$n$ [-]	$\Phi_h(\Omega_0)$ [cm <sup>3</sup> ]	$w$ [-]	$L_{max}$ [N]
38	5,14	2,02	1,38
39	5,20	1,97	1,29
40	5,27	1,97	3,23
41	5,50	2,01	1,77
42	5,52	2,00	1,93
43	5,52	2,02	3,10
44	5,65	1,98	3,10
45	5,71	2,02	1,95
46	5,85	2,03	5,58
47	6,07	1,98	4,78
48	6,22	1,99	1,82
49	6,32	2,01	4,30
50	6,58	2,03	1,87
51	6,64	2,02	3,60
52	6,65	2,02	2,22
53	6,72	2,03	4,27
54	6,89	1,99	2,30
55	6,94	2,00	3,72
56	7,08	1,97	5,59
57	7,18	2,01	3,10
58	7,22	1,97	2,39
59	7,23	2,00	3,37
60	7,26	1,98	4,15
61	7,54	2,01	6,76
62	7,61	2,03	7,13
63	8,03	1,98	3,59
64	8,04	1,97	5,10
65	8,08	2,00	6,27
66	8,12	2,01	5,49
67	8,17	1,98	5,06
68	8,45	1,98	10,43
69	8,47	2,02	6,11
70	8,48	2,00	7,55
71	8,57	2,03	6,81
72	8,67	2,01	8,18
73	8,71	2,01	4,35
74	8,75	2,02	4,13
75	8,77	2,01	8,30
76	8,98	2,04	5,00
77	9,07	1,99	7,95
78	9,33	2,03	5,37
79	9,33	1,97	7,35
80	9,51	2,04	5,88
81	9,80	1,99	5,91
82	9,81	2,02	6,68
83	9,87	2,04	8,63

$n$ [-]	$\Phi_h(\Omega_0)$ [cm <sup>3</sup> ]	$w$ [-]	$L_{max}$ [N]
84	9,92	2,02	12,54
85	9,97	2,00	11,86
86	10,01	2,03	8,89
87	10,06	2,00	9,65
88	10,12	1,97	11,92
89	10,28	2,00	7,47
90	10,29	1,97	9,80
91	10,30	1,99	13,46
92	10,81	1,98	14,01
93	10,86	2,02	12,28
94	10,94	1,97	9,54
95	10,98	2,04	13,00
96	11,02	1,97	9,61
97	11,11	2,03	8,48
98	11,18	2,02	12,95
99	11,19	2,00	15,09
100	11,23	2,01	13,74

### Ergebnisse der Parameterstudie: Welligkeitsklasse II

$n$ [-]	$\Phi_h(\Omega_0)$ [cm <sup>3</sup> ]	$w$ [-]	$L_{max}$ [N]
1	0.210	2.500	0.102
2	1.030	2.460	2.840
3	1.120	2.460	1.390
4	1.180	2.490	0.700
5	1.300	2.450	0.849
6	1.380	2.510	0.220
7	1.400	2.510	0.843
8	1.430	2.550	2.097
9	1.590	2.520	1.301
10	1.620	2.550	1.663
11	1.640	2.510	2.325
12	1.970	2.540	1.294
13	2.070	2.470	2.245
14	2.280	2.500	2.313
15	2.310	2.480	0.643
16	2.360	2.470	2.247
17	2.460	2.520	1.008
18	2.620	2.510	1.369
19	2.630	2.540	2.447
20	2.960	2.530	7.941
21	3.030	2.530	3.950

$n$ [-]	$\Phi_h(\Omega_0)$ [cm <sup>3</sup> ]	$w$ [-]	$L_{max}$ [N]
22	3.130	2.460	2.311
23	3.210	2.450	2.509
24	3.280	2.460	3.421
25	3.470	2.500	7.089
26	3.520	2.500	4.802
27	3.560	2.510	3.419
28	3.610	2.500	7.669
29	3.780	2.520	10.240
30	3.890	2.550	7.606
31	3.920	2.500	2.336
32	4.100	2.470	1.709
33	4.140	2.460	13.517
34	4.200	2.490	6.488
35	4.400	2.500	6.935
36	4.480	2.510	2.325
37	4.480	2.520	7.412
38	4.510	2.530	11.305
39	4.520	2.520	6.135
40	4.560	2.540	2.392
41	4.680	2.510	13.584
42	4.800	2.500	10.148
43	4.860	2.530	8.435
44	5.080	2.540	6.518
45	5.490	2.480	2.378
46	5.500	2.520	6.776
47	5.550	2.480	4.922
48	5.560	2.510	12.210
49	5.600	2.460	6.893
50	5.900	2.530	4.659
51	5.920	2.510	11.801
52	5.990	2.540	10.786
53	6.350	2.510	8.211
54	6.440	2.510	6.110
55	6.480	2.540	5.362
56	6.480	2.530	13.678
57	6.710	2.530	12.722
58	7.000	2.480	19.364
59	7.010	2.520	15.677
60	7.250	2.490	22.992
61	7.280	2.510	8.438
62	7.300	2.510	21.973
63	7.590	2.510	19.247
64	7.740	2.530	12.953
65	7.850	2.520	15.433
66	8.190	2.540	10.822
67	8.310	2.540	14.170

$n$ [-]	$\Phi_h(\Omega_0)$ [cm <sup>3</sup> ]	$w$ [-]	$L_{max}$ [N]
68	8.500	2.450	16.487
69	8.590	2.480	15.005
70	8.680	2.540	12.623
71	8.710	2.510	23.585
72	8.740	2.550	15.570
73	8.990	2.510	20.929
74	9.180	2.510	30.226
75	9.270	2.520	26.198
76	9.280	2.490	13.039
77	9.320	2.510	27.469
78	9.440	2.510	26.927
79	9.500	2.510	22.287
80	9.580	2.530	14.365
81	9.610	2.510	31.373
82	9.640	2.490	15.708
83	9.720	2.510	21.509
84	9.970	2.540	17.367
85	10.280	2.500	15.005
86	10.380	2.460	31.727
87	10.430	2.450	23.090
88	10.460	2.550	26.932
89	10.670	2.510	33.575
90	10.740	2.500	32.015
91	10.740	2.490	41.533
92	10.760	2.480	18.238
93	11.020	2.510	27.437
94	11.350	2.550	27.481
95	11.510	2.510	43.883
96	11.530	2.540	31.735
97	11.570	2.490	32.796
98	11.760	2.530	31.769
99	11.820	2.490	27.983
100	11.840	2.520	25.970

### Ergebnisse der Parameterstudie: Welligkeitsklasse III

$n$ [-]	$\Phi_h(\Omega_0)$ [cm <sup>3</sup> ]	$w$ [-]	$L_{max}$ [N]
1	0.52	3.00	0.2450
2	1.15	2.97	0.9320
3	1.29	2.99	1.4440
4	1.32	3.03	4.4030
5	1.83	2.98	4.1440



$n$ [-]	$\Phi_h(\Omega_0)$ [cm <sup>3</sup> ]	$w$ [-]	$L_{max}$ [N]
6	1.85	2.98	9.5580
7	2.08	3.00	3.6260
8	2.30	3.01	4.7850
9	2.49	3.03	4.4340
10	2.97	3.03	9.9890
11	3.04	3.02	8.1580
12	3.07	3.00	1.8270
13	3.14	3.01	3.0590
14	3.19	3.05	13.5050
15	3.26	3.00	9.9490
16	3.48	3.04	8.1430
17	3.81	3.04	1.4260
18	3.89	2.98	9.4670
19	4.01	3.04	20.3620
20	4.05	3.03	5.8340
21	4.07	3.05	2.1470
22	4.24	3.05	9.6500
23	4.51	3.03	8.5090
24	4.64	3.04	20.9700
25	4.73	3.05	11.4370
26	4.82	3.03	22.1540
27	4.87	3.06	15.0740
28	4.90	3.02	24.7580
29	5.09	3.03	19.3850
30	5.13	3.04	14.3530
31	5.36	3.04	26.1380
32	5.41	3.05	17.9670
33	5.47	3.00	16.8860
34	5.54	3.05	22.7880
35	5.58	3.01	12.6740
36	5.91	3.01	20.7670
37	6.03	3.03	36.7060
38	6.04	3.05	10.3410
39	6.11	2.98	32.1250
40	6.23	3.06	11.8800
41	6.29	3.01	29.7930
42	6.48	3.05	15.7940
43	6.52	2.97	13.7870
44	6.80	3.05	23.5920
45	6.82	3.04	35.8980
46	6.84	3.04	39.5870
47	7.22	3.01	6.0530
48	7.22	2.98	32.8450
49	7.30	3.05	24.6010
50	7.40	3.02	21.8280
51	7.42	3.01	15.3460

$n$ [-]	$\Phi_h(\Omega_0)$ [cm <sup>3</sup> ]	$w$ [-]	$L_{max}$ [N]
52	7.45	3.04	27.2810
53	7.46	3.05	31.7840
54	7.52	3.00	17.6160
55	7.70	3.00	11.9790
56	7.87	2.97	41.2990
57	7.92	3.04	15.1840
58	8.13	3.04	24.2490
59	8.15	3.04	18.3600
60	8.26	3.03	29.2850
61	8.30	3.02	11.7350
62	8.33	2.99	47.9350
63	8.37	3.00	36.6210
64	8.38	3.04	10.4570
65	8.50	3.02	37.2980
66	8.54	3.04	23.1980
67	8.55	3.02	18.5200
68	8.58	3.02	28.9600
69	8.59	2.99	51.2250
70	8.98	3.00	54.2910
71	8.99	3.01	18.9650
72	9.05	2.95	21.6720
73	9.05	2.98	48.1600
74	9.28	2.98	47.0460
75	9.35	3.05	56.3040
76	9.59	3.03	43.9300
77	9.60	3.00	23.7390
78	9.64	3.03	15.8640
79	9.71	3.05	22.0890
80	10.00	2.98	39.4320
81	10.12	3.01	30.4070
82	10.16	3.06	45.8480
83	10.24	3.04	46.8900
84	10.29	3.00	27.2550
85	10.35	2.98	33.3210
86	10.37	3.01	46.0260
87	10.54	3.01	48.0380
88	10.57	3.03	42.2550
89	10.90	2.98	33.4380
90	10.95	3.00	66.7860
91	11.18	2.96	51.1580
92	11.26	2.99	37.1310
93	11.36	3.01	59.9880
94	11.38	3.01	29.1150
95	11.45	3.00	35.7870
96	11.61	2.99	60.7200
97	11.67	3.04	51.8730

---

$n$ [-]	$\Phi_h(\Omega_0)$ [cm <sup>3</sup> ]	$w$ [-]	$L_{max}$ [N]
98	11.72	3.00	37.5580
99	11.75	3.04	70.8840
100	11.90	3.03	20.6900

---

## Lebenslauf

### Zur Person

Name:	Schube
Vorname:	Falko
Geburtsdatum:	14. 09. 1970
Geburtsort:	Witten
Familienstand:	ledig

### Schulbildung

08/1976 - 07/1980	Hinsbeck-Schule in Essen Kupferdreh
08/1980 - 05/1989	Burggymnasium Essen
05/1989	Abitur

### Wehrdienst

07/1989 - 09/1990	Wehrdienst
-------------------	------------

### Studium

10/1990 - 02/1996	Studium des Bauingenieurwesens an der Ruhr-Universität Bochum
09/1993 - 03/1994	Auslandsstudium am University College of Swansea in Wales
02/1996	Diplom

### Berufliche Tätigkeit

Seit 04/1996	Wissenschaftlicher Assistent am Lehrstuhl für Baustatik und Baudynamik der RWTH-Aachen
--------------	--