Verhalten von Wirbelsäulensegmenten bei dynamischer Belastung

G. Huber, H. Paetzold, K. Püschel, M. M. Morlock



Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin

baua:

Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin

- Forschung - Fb 1062

G. Huber H. Paetzold K. Püschel M. M. Morlock

Verhalten von Wirbelsäulensegmenten bei dynamischer Belastung

Diese Veröffentlichung ist der Abschlussbericht zum Projekt "Experimentelle in-vitro Bestimmung der Belastbarkeit von Segmenten der Lendenwirbelsäule bei wiederholten praxisrelevanten (Ganzkörperschwingungen) Belastungen durch Kompressions- und Schubkräfte" - Projekt F 1899 - im Auftrag der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. Die Verantwortung für den Inhalt dieser Veröffentlichung liegt bei den Autoren.

Autoren: Dipl.-Ing. Gerd Huber ¹

Dipl.-Ing. Helge Paetzold ¹
Prof. Dr. Klaus Püschel ²
Prof. Dr. Michael M. Morlock ¹

Unter Mitarbeit von:

Cand. med. Eike Rosenau ¹ Dipl.-Ing. Matthias Vollmer ¹ Dipl.-Ing. Kay Sellenschloh ¹ Ärztin Lara Müller-Bergen ¹ Ärztin Anke Klein ²

Dr. Harald Ittrich ³

Prof. Dr. Gerhard Adam ³

Arbeitsbereich Biomechanik, TU Hamburg-Harburg, Hamburg

² Institut für Rechtsmedizin, UK Eppendorf, Hamburg

³ Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie,

UK Eppendorf, Hamburg

Umschlaggestaltung und Fotografik:

Angelika Rößler, Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin

Verlag/Druck: Wirtschaftsverlag NW

Verlag für neue Wissenschaft GmbH

Bürgermeister-Smidt-Str. 74-76, D-27568 Bremerhaven

Postfach 10 11 10, D-27511 Bremerhaven

Telefon: (04 71) 9 45 44 - 0 Telefax: (04 71) 9 45 44 - 77 E-Mail: info@nw-verlag.de Internet: www.nw-verlag.de

Herausgeber: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin

Friedrich-Henkel-Weg 1-25, D-44149 Dortmund

Telefon: (02 31) 90 71 - 0
Telefax: (02 31) 90 71 - 2454
E-Mail: poststelle@baua.bund.de

Internet: www.baua.de

Berlin:

Nöldnerstr. 40-42, D-10317 Berlin Telefon: (0 30) 5 15 48 - 0 Telefax: (0 30) 5 15 48 - 4170

Dresden:

Proschhübelstr. 8, D-01099 Dresden Telefon: (03 51) 56 39 - 50 Telefax: (03 51) 56 39 - 5210

Alle Rechte einschließlich der fotomechanischen Wiedergabe und des auszugsweisen Nachdrucks vorbehalten.

ISSN 1433-2086 ISBN 3-86509-402-3

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	9
1.1	Anlass und Ziel der Studie	9
1.2	Bisherige Untersuchungen	9
2	Vorversuche	15
2.1	Vorversuche zur Befeuchtung	15
2.1.1	Methode	16
2.1.2	Ergebnisse	17
2.1.3	Folgerung	21
2.2	Optimierung des Klebeverfahrens von DMS auf Knochen	21
2.2.1	Methode	21
2.2.2	Ergebnisse	27
2.2.3	Folgerung	29
3	Methodik	31
3.1	Die Präparate	31
3.1.1	Eigenschaften der Präparate	31
3.1.2	Anthropometrische Daten	32
3.1.3	Computertomographie	32
3.1.4	Röntgenbilder	35
3.1.5	Knochendichtebestimmung	36
3.1.6	Die Präparation	41
3.1.7	Morphologische Klassifizierung	43
3.1.7.1	Frobin Klassifizierung	43
3.1.7.2	Thompson Klassifizierung	45
3.1.7.3	Brinckmann Klassifizierung	45
3.2	Übersicht über die Messungen	46
3.2.1	Messungen beim Hauptversuch	48
3.2.1.1	Quasistatische Messungen	48
3.2.1.2	Frequenzabhängige Messungen	49
3.2.1.3	Dauerbelastungen	52
3.2.1.4	Messzyklen zur Parameterbestimmung	54
3.2.2	Ermittlung der Reihenfolge der Wirbelsäulenmessungen	54
3.2.3	Messungen des Kontrollversuches	57

3.2.4	Dehnungsmessungen	58
3.3	Der Versuchsaufbau	58
3.3.1	Der Versuchsaufbau für den Hauptversuch	58
3.3.1.1	Die Zusatzachse	58
3.3.1.2	Versteifung	61
3.3.1.3	Hydraulikzylinder	62
3.3.1.4	Hydraulikventile	62
3.3.2	Das Wasserbad	63
3.3.3	Die Fixierung der Präparate	65
3.3.4	Sägevorrichtung für Längsschnitte der LWS	67
3.3.5	Die Messtechnik	68
3.3.5.1	Definition des Messkoordinatensystems	68
3.3.5.2	Kraftsensoren	69
3.3.5.3	Wegaufnehmer und Kompensationsschaltung	72
3.3.5.4	Messungen mit Dehnungsmessstreifen	73
3.3.5.5	Drucksensoren	78
3.3.5.6	Datenaufnahme und Abtastrate	82
3.3.6	Der Regelkreis der Zusatzachse	83
4	Ergebnisse	85
4.1	Eigenschaften der Präparate	85
4.1.1	Anthropometrische Daten	85
4.1.2	Morphologische Klassifizierung	87
4.1.2.1	Frobin Klassifizierung	87
4.1.2.2	Thompson Klassifizierung	88
4.1.2.3	Brinckmann Klassifizierung	91
4.2	Übersicht über die Messungen	93
4.3	Ergebnisse der Messungen	94
4.3.1	Vorgehen bei der Auswertung	94
4.3.2	Darstellung der Ergebnisse	96
4.3.2.1	Ergebnisse der quasistatischen Belastung	96
4.3.2.2	Ergebnisse zur Frequenzabhängigkeit der Lendenwirbelsäule	98
4.3.2.3	Ergebnisse zur Dauerbelastung der Lendenwirbelsäule	101
4.3.2.4	Ergebnisse zu den Kontrollversuchen	106
5	Diskussion	109
6	Literatur	113

Anhang 1: Schriften und Veröffentlichungen	117
Anhang 2: Qualitätskontrolle der Präparate	119
Anhang 3: Messprotokolle	121
Anhang 4: Tabelle mit Versuchsinfos	125
Anhang 5: Korrekturen	127
Anhang 6: Mittelwerte	133

Verhalten von Wirbelsäulensegmenten bei dynamischer Belastung

Kurzreferat

Zur Prävention von berufsbedingten Rückenbeschwerden ist eine zuverlässige Abschätzung des Gesundheitsrisikos, hervorgerufen durch typische Belastungen am Arbeitsplatz, notwendig. Dabei sind besonders die Auswirkungen von mechanischen Beanspruchungen bei Ganzkörperschwingungen und wiederholten Stößen im Zusammenhang mit der Belastbarkeit der Wirbelsäule von Bedeutung.

In Bezug auf das dynamische Verhalten der Wirbelsäule bieten Analysen mit FE-Methoden gute Möglichkeiten für ausführliche und individualisierte Untersuchungen. Voraussetzung hierfür ist eine möglichst umfassende Datengrundlage zur Validierung der Modelle. Zusammen mit Erkenntnissen zur Dauerfestigkeit von Wirbelsäulenpräparaten können dann Abschätzungen der zulässigen Belastungen getroffen werden.

Um die Datenlage sowohl bezüglich des dynamischen Verhaltens, als auch in Bezug auf die Dauerfestigkeit von Präparaten der Wirbelsäule zu verbessern, wurden invitro Untersuchungen an 32 Präparaten von jungen Spendern durchgeführt. Die mechanischen Versuche fanden unter axialer Kompression und Schub statt. Bei unterschiedlichen Lastniveaus und Lastkombinationen wurden quasistatische und zyklische dynamische Versuche durchgeführt. Die dynamischen Versuche erfolgten in einem Frequenzbereich von 1 Hz bis 12 Hz. Anschließend wurden Dauerbelastungen mit 5 Hz, 100.000 Zyklen bei verschiedenen Lastniveaus durchgeführt. Zusätzlich zu den gemessenen Kräften und Verformungen ermöglichten Messungen des Bandscheibendrucks den Bezug zu existierenden Messungen des Bandscheibendrucks in-vivo. Individuelle Merkmale der Präparate stehen anhand von Geometrieinformationen basierend auf CT Daten zur Verfügung

Auffallende Einzelergebnisse der Untersuchungen waren der nahezu lineare Zusammenhang zwischen dem Bandscheibendruck und der äußeren Kraft, die geringe Frequenzabhängigkeit der Präparate und die hohe Dauerfestigkeit der Wirbelsäulensegmente. Dies kann auf das außergewöhnlich junge Spendergut zurückgeführt werden. All dies zusammen ergibt eine ausführliche Grundlage für auf diese Studie aufbauende FE-Analysen.

Schlagwörter:

in-vitro, Wirbelsäule, Kompressionsbelastung, Schubbelastung, dynamische Eigenschaften, Dauerfestigkeit, Bandscheibendruck, CT

Behaviour of Functional Spinal Units under Dynamic Loading

Abstract

In order to prevent work related back pain caused by common workloads, it is necessary to be able to estimate health risks on a reliable basis. Therefore, effects of mechanical loads, whole body vibration as well as repetitive impact loads are of special interest when it comes to the loading capacity of the spine.

For analysis of the dynamic behaviour, finite element models facilitate a detailed and customized analysis of the spine. However, prerequisite for such calculations is an in-depth experimental database for the validation of those models. Combined with information concerning the fatigue strength of spine specimens it should be possible to estimate the acceptable loads.

To improve the experimental database in terms of dynamic behaviour as well as fatigue strength of spinal specimens, this study tested 32 specimens of young donors. These tests applied axial compression and shear using different load levels and load combinations with quasistatic and dynamic frequencies. The frequency range for the dynamic testing was between 1 Hz and 12 Hz. Afterwards, 100,000 cycles of fatigue loading with 5 Hz at different load levels were performed. In addition to the measured forces and deformations, the recorded disc pressure provides a link to published in-vivo measurements. Individual disc characteristics and bony geometry based on CT scans are available as well.

The linear relationship between disc pressure and specimen loading, the marginal frequency dependency and the high fatigue strength of the specimen were remarkable results of this study. This might be attributed to the rather young donor age. Altogether, the present study delivers an extensive base for further FE studies.

Key words:

in-vitro, spine, axial compression, shear load, dynamic properties, fatigue strength, disc pressure, CT

1 Einleitung

1.1 Anlass und Ziel der Studie

In der täglichen Arbeitspraxis werden Menschen verschiedener Berufsgruppen häufig Ganzkörperschwingungen und wiederholten Stößen ausgesetzt (Kraftfahrer, Bauarbeiter, Gabelstaplerfahrer usw.). Diese Schwingungen und Stöße werden durch Weichteile und Muskulatur nicht vollständig absorbiert und können so die Wirbelsäule schädigen. Diesem Sachverhalt wird mit der Anerkennung von Schäden der Wirbelsäule als Berufskrankheit 2110 Rechnung getragen. Voraussetzung für die Prävention dieser Berufskrankheit ist eine zuverlässige Abschätzung des Gesundheitsrisikos, hervorgerufen durch einzelne Belastungen. Hierfür ist es allerdings notwendig, die Auswirkungen von mechanischen Beanspruchungen bei Ganzkörperschwingungen und wiederholten Stößen im Zusammenhang mit der Belastbarkeit der Wirbelsäule zu untersuchen.

In der Literatur werden in-vitro Versuche mit geringen Lastspielzahlen und niedrigen Frequenzen (Hansson et al., 1987; Brinckmann et al., 1988) oder Gewaltbrüche durch Kompression (Brinckmann et al., 1989; Perry, 1957; Bell et al., 1967) behandelt. Die viskoelastischen Eigenschaften der Bandscheibe, die bei den im Arbeitsalltag auftretenden Frequenzen eine große Rolle spielen können, werden im Wesentlichen anhand von Kriech- und Relaxationsversuchen (Keller et al., 1987; Dhillon et al., 2001) untersucht. Die dabei aufgebrachten Belastungen und Schädigungsmechanismen sind allerdings aus arbeitsmedizinischer Sicht wenig relevant. Aufgrund des nichtlinearen Materialverhaltens der Lendenwirbelsäule können die bisherigen Ergebnisse nur eingeschränkt auf die interessierenden Frequenzen und Lastspielzahlen übertragen werden. Darum sind Messungen unter realitätsnahen Randbedingungen, insbesondere der Belastungsfrequenz, notwendig.

Im Rahmen der Durchführung dieses Projektes sollen Materialparameter bei uni- und mehraxialer quasistatischer und dynamischer Belastung menschlicher LWS-Segmenten in vitro bestimmt werden. Dies führt zu Erkenntnissen bezüglich der gegenseitigen Beeinflussung von mehrachsigen Belastungen auf das Verhalten der Lendenwirbelsäule. Dabei werden ausschließlich Lendenwirbelsäulen von relativ jungen Spendern (33,2 \pm 5,8 Jahre) getestet, die damit aus einer Altersgruppe kommen, die noch voll im Berufsleben steht. Zusätzlich geht es in diesem Projekt um das Verhalten der menschlichen LWS-Segmente bei häufig wiederholter uniaxialer Belastung durch Kompression (maximal 10^5 Lastwechsel) mit einer Frequenz von 5 Hz.

1.2 Bisherige Untersuchungen

Zum Verstehen des Verhaltens der Wirbelsäule ist es unabdingbar, die auf ihr wirkenden Belastungen, ihren Aufbau und ihre Eigenschaften näher zu untersuchen. Es existieren zahlreiche Studien, die sich mit dementsprechenden Fragen beschäftigen. Für mechanische Fragestellungen dienen zur Lösung je nach Studie entweder "in vivo" Experimente, "in vitro" Experimente, die inverse Dynamik, die Finite Elemente Methode oder eine Kombination dieser Lösungsansätze.

Ideal wäre es, sämtliche Messungen an Lendenwirbelsäulen "in vivo", d.h. am lebenden Organismus, durchzuführen. Dementsprechend gibt es immer wieder Studien, die direkt, sowohl am Menschen als auch am Tiermodell, Untersuchungen durchführen. So beschäftigten sich Hutton et al. (1998) mit der Frage, inwieweit hohe Kompressionskräfte am Tiermodell Änderungen bei Proteoglykanen und Knorpel hervorrufen. Steffen et al. (1997) haben bei 16 Probanden in die Prozessus von L3 und L4 Kirschnerdrähte eingeführt und an ihnen Reflektoren angebracht, um mit Hilfe eines optischen Bewegungsanalysesystems die Bewegungen der Lendenwirbelsäule nachvollziehen zu können. Wilke et al. (2001) haben die Belastung bei in vivo und in vitro Experimenten unter Zuhilfenahme von instrumentierten Wirbelsäulenfixateuren verglichen. Allerdings sind "in vivo" Experimente aus ethischen Gründen oft nicht ohne weiteres durchführbar. Hinzu kommt, dass viele interessante Parameter technisch einfach nicht erfassbar sind.

Eine oft gewählte Alternative zu "in vivo" Studien sind deswegen die sogenannten "in vitro" Studien, die Präparate als Messobjekt verwenden. Je nach Ansatz werden humane Präparate oder Tierpräparate getestet. Dabei versuchen viele dieser Experimente Basiswissen über die Materialeigenschaften der Lendenwirbelsäule zu gewinnen. So haben Stokes et al. (2002) die 6-achsige Steifigkeitsmatrix von Funktionseinheiten der Lendenwirbelsäule über in vitro Experimente berechnet. Die Präparate stammten hierbei von Schweinen. Panjabi et al. (1994) konnten die Reaktion der einzelnen Funktionseinheiten der Lendenwirbelsäule in allen drei Raumrichtungen auf aufgebrachte Momente anhand von neun humanen Lendenwirbelsäulen nachvollziehen. Holmes und Hukins (1996) haben das einer Kraftaufbringung folgende Relaxationsverhalten von 12 humanen Funktionseinheiten der Lendenwirbelsäule aufgezeichnet und über eine Fouriertransformation deren frequenzabhängige Steifigkeit berechnet.

Andere Studien konzentrieren sich bei in vitro Experimenten darauf, die Effekte von medizinischen Eingriffen auf die Wirbelsäule näher zu betrachten. So ging es bei der Studie von Rohlmann et al. (1996) um die Auswirkung eines internen Wirbelfixateurs auf das Verhalten der Wirbelsäule in allen sechs Bewegungsrichtungen. Auf ähnliche Art und Weise haben auch Kostuik et al. (1998) den Einfluss verschiedener anteriorer und posteriorer Fixationssysteme untersucht.

Zwei weitere, rechnerische und annahmebasierte, Ansätze sind die inverse Dynamik und die Finite Elemente Methode (FEM). Bei der inversen Dynamik werden Muskelkräfte über Elektrodenmessungen und äußere Reaktionskräfte gemessen. Über Körpermodelle können dann die Kräfte innerhalb der Knochen und Gelenke invers berechnet werden. So hat Morlock (1999) die Arbeitsplatzbelastung bei Krankenpflegerinnen aufgezeichnet und über ein dreidimensionales invers-dynamisches Modell die Beanspruchung am lumbo-sakralen Übergang quasistatisch kalkuliert. Bei der FEM wiederum wird das zu simulierende Objekt in kleine Elemente unterteilt. Ihnen werden Materialgesetze und die dazugehörigen Materialparameter zugewiesen. Ein so erstelltes und mit Randbedingungen ergänztes Modell kann dann für nahezu beliebige Belastungen die gewünschten Ergebnisse liefern. So haben z.B. Polikeit et al. (2003) anhand eines Finite Elemente Modells die Verstärkung von osteoporotischen Funktionseinheiten mit Hilfe von Knochenzement hinsichtlich Kraftübertragung, Spannung und Dehnung untersucht.

Alle diese Modellberechnungen haben für die hier zu bearbeitende Thematik allerdings gemein, dass sie nur eine Abschätzung der bei Ganzkörperschwingungen zu

erwartenden Kompressions- und Schubkräfte innerhalb der Lendenwirbelsäule ermöglichen (Seidel et al., 2000). Das genaue statische und dynamische Verformungsverhalten der Bewegungssegmente unter diesen berechneten Schnittkräften bleibt hingegen unbekannt. Es sind weitere Daten notwendig, damit Submodelle der Lendenwirbelsäule weiter verfeinert und verifiziert werden können und somit neue Erklärungsansätze im Rahmen der Wirbelsäulenschädigung möglich sind.

Auch ist es bei in vitro Versuchen einfacher möglich, Messungen an einer größeren Anzahl von Lendenwirbelsäulen durchzuführen und damit eine möglichst breite experimentelle Datenbasis zu erzeugen. Jedoch ist es von Vorteil, in vivo Versuche zu berücksichtigen, wie bereits in anderen Studien geschehen. So führten Cunningham et al. (1997) in vitro Tests durch, in denen sie den Druck in destabilisierten und anschließend wieder operativ stabilisierten Wirbelsäulen unter Kompression, Extension und Flexion gemessen haben. In vivo Studien mit Messung des Bandscheibendrucks dienten dabei zur Validierung der durchgeführten Tests. Ähnlich sind Steffen et al. (1998) vorgegangen, als sie den Effekt asymmetrischer Belastungen auf die Druckverteilung innerhalb der Bandscheibe näher betrachteten. **Experimentes** war über es. mehr das Entstehen Bandscheibenprotrusion und Bandscheibenvorfällen zu erfahren.

Die ersten in vivo Druckmessungen hat Nachemson bereits 1966 veröffentlicht. Es folgten weitere Studien mit insgesamt über 100 Versuchspersonen (Nachemson und Elfström, 1970; Nachemson,1981), die ein detailliertes Bild der Bandscheibendrücke in der Lendenwirbelsäule bei verschiedensten Tätigkeiten und Körperpositionen zusammenfügten. Die neuesten diesbezüglichen Messungen mit einer leistungsfähigeren Messtechnik stammen von Wilke et al. (1999, 2001) und haben die Angaben von Nachemson zum größten Teil bestätigt. Diese Daten sind bis zum Zeitpunkt dieser Studie die beste Validierungsmöglichkeit, sowohl für in vitro Experimente als auch für Rechenmodelle.

Die meisten existierenden experimentellen Studien zur Wirbelsäule erfolgten statisch, quasistatisch oder mit für die Arbeitsmedizin weniger relevanten niedrigen Frequenzen. Die Notwendigkeit mit dieser Studie mehr experimentelle Daten über das Verhalten der Lendenwirbelsäule unter tatsächlichen dynamischen Lasten zu generieren, liegt vor allem in ihren Materialeigenschaften begründet. Dazu gehören die poroelastischen Eigenschaften dieser Struktur. So haben Beutler et al. (2002) mit Hilfe eines in vitro Versuches an einem Tiermodell die Porosität der Endplatten mit dem Kriechverhalten der Bandscheibe in Verbindung bringen können. Ayotte et al. (2001) war es möglich, anhand von Versuchen am Tiermodell einen richtungsabhängigen Fließwiderstand nachzuweisen, der bei Belastung und Entlastung der Wirbelsäule eine entscheidende Rolle spielt.

Die porösen Endplatten übernehmen die Aufgabe eines Drosselventils, d.h. ab einem bestimmten Druck steigt die Durchflussmenge nicht mehr wesentlich an. Höhere Drücke in der Bandscheibe können aber gerade durch höherfrequente Belastungen entstehen, wie z.B. oft am Arbeitsplatz der Fall. Dieser Vorstellung entsprechen auch die Ergebnisse von Huber et al. (2003). Sie haben anhand von in vitro Versuchen am Tiermodell nicht nur die Zeitabhängigkeit des Verhaltens von Lendenwirbelsäulensegmenten bei unterschiedlichen Belastungsfrequenzen gezeigt, sondern konnten zudem eine Abhängigkeit hinsichtlich der aufgebrachten Form der dynamischen Last nachweisen.

Ein anderer Aspekt, der in der vorliegenden Studie berücksichtigt wird, ist der Vergleich vom einachsigen zum zweiachsigen Belastungsfall. Linke et al. (1998) haben eine auf der Hexapodengeometrie basierende Testmaschine zum Untersuchen von Wirbelsäulenpräparaten entwickelt. Mit ihr ist es möglich, eine sechsachsige Belastung zu simulieren. Sie konnten zeigen, dass mehrachsige Belastungen andere Reaktionen hervorrufen als einachsige Belastungen. Mit anderen Worten hat z.B. die Wirbelsäule unter Kompression eine andere Schubsteifigkeit als ohne. Eine Berechnung der Reaktion der Wirbelsäule auf mehrachsige Belastungen durch das Superpositionsprinzip ist somit ausgeschlossen. Jedoch war es mit der von Linke et al. gebauten Testmaschine aus konstruktiven Gründen nicht möglich, mit Frequenzen zu testen, die in einem arbeitsmedizinisch relevanten Bereich liegen. Diesem Mangel soll begegnet werden, indem der hier entwickelte Teststand die Funktionseinheiten mit dementsprechenden Frequenzen zweiachsig belastet.

Bei der Frage des Verhaltens der Lendenwirbelsäulen unter Dauerbelastungen sind natürlich auch mögliche Versagensfälle in Betracht zu ziehen. Dazu ist vor allem die Studie von Brinckmann et al. (1988) hervorzuheben. Sie haben humane Lendenwirbelsäulen bis zum Versagen belastet und die entstandenen Versagensfälle anschließend näher untersucht (vgl. 3.1.7.3).

Die in dieser Studie durchzuführende biomechanische Testung wirft viele spezifische Fragen bezüglich der herzustellenden Testkonditionen auf. Diese in der Literatur oft kontrovers diskutierten Aspekte müssen vorher geklärt werden. Dazu wurden hier entsprechende Literatur, sowie Vorversuche (vgl. Abschn. 2) zu den nun folgenden Themen herangezogen.

Einer der Vorversuche beschäftigt sich mit der Befeuchtung der Präparate während der Testung. In der Literatur sind zu diesem Thema verschiedene Techniken zu finden. Drei davon haben Wilke et al. (1998) untersucht. Sie haben jeweils eine Gruppe in feuchte Gaze gewickelt und während des Versuches durch Sprühen nachbefeuchtet, eine Gruppe war der Testumgebung ohne Schutz und Befeuchtung ausgesetzt und die letzte Gruppe erhielt eine stetige Befeuchtung mit Hilfe eines Tropfes. Ihrem Ergebnis zufolge war der Einfluss der Befeuchtung gegenüber dem Einfluss der Testdauer vernachlässigbar. Neben Besprühen des Präparates beschäftigten sich Pflaster et al. (1997) mit einer weiteren Technik zur Befeuchtung, dem Wasserbad. Sie stellten dabei einen Unterschied der Ergebnisse zwischen der Testung im Wasserbad und der Testung durch Ansprühen der Präparate mit Kochsalzlösung fest. Diese beiden Studien führten zu dem in Abschn. 2.1 näher beschriebenen Vorversuch. Für diesen Vorversuch wurden aufbauend auf einer bereits durchgeführten Studie Schafslendenwirbelsäulen verwendet. Costi et al. (2002) untersuchten in ihrer Studie die Übertragbarkeit von mit Schafswirbelsäulen gewonnenen Daten auf humane Wirbelsäulen. Sie haben den Einfluss der Befeuchtung auf die Steifheit der Bandscheiben von Schafen und Menschen näher betrachtet. Dies geschah unter Verwendung der Befeuchtung durch Sprühen und der Befeuchtung mit Hilfe eines Wasserbades mit physiologischer Kochsalzlösung. Es konnten jedoch keine signifikanten Unterschiede im Verhalten der Bandscheiben dieser beiden Spezies gefunden werden. Eine von Wilke et al. (1997) angefertigte Studie stellt des weiteren eine biomechanische Vergleichbarkeit Bewegungsfreiheit, der neutralen Zone und der Steifheit zwischen humanen Wirbelsäulen und Schafswirbelsäulen fest.

Ein sehr intensiv diskutiertes Thema in der Literatur ist der Einfluss des Tiefgefrierens auf die Präparate und damit auf die Testergebnisse. Woo et al. (1986) betrachteten den Dehnungs-Spannungsverlauf, die Zugfestigkeit und die Bruchfestigkeit von Kaninchenligamenten von frischen und vorher tiefgefrorenen Präparaten. Sie konnten dabei aber keine signifikanten Unterschiede im Verhalten der beiden Gruppen registrieren. Zu dem gleichen Ergebnis kamen Panjabi et al. (1985) bei der Untersuchung von Funktionseinheiten der humanen Wirbelsäule. Selbst bei langen Gefrierzeiten konnten sie bei keiner der sechs Achsen eine mechanische Verhaltensänderungen ausmachen. Allerdings weisen sie auf ein schnelles Einfrieren nach Entnahme der Präparate hin, da ansonsten einsetzende Verwesungsprozesse die Ergebnisse verfälschen. Dieser Beobachtung wird in der hier vorliegenden Studie entsprochen.

Auch Gleizes et al. (1998) stützen mit ihrer Studie die These der Unbeeinflussbarkeit von experimentellen Ergebnissen durch Tiefgefrieren. Das von Dhillon et al. (2001) untersuchte Kriechverhalten von humanen Bandscheiben zeigte ebenfalls keine Beeinflussung durch Tiefgefrieren. Callaghan et al. (1995) haben bei Schweinewirbelkörpern eine ansteigende Bruchlast bei den zuvor tiefgefrorenen Präparaten feststellen können. Bass et al. (1997) postulieren allerdings in ihren Versuchen mit Schweinebandscheiben eine signifikante Beeinflussung der Kriechantwort durch Tiefgefrieren. Zusammenfassend ist jedoch festzustellen, dass diese Literatur keinen eindeutigen Einfluss des Tiefgefrierens bei humanen Präparate aufzeigt. Da das Tiefgefrieren aber den Umgang mit den Präparaten wesentlich erleichtert, wurde diese Technik bei sämtlichen untersuchten Präparaten angewandt.

Bezüglich der Belastung wurden im Rahmen dieser Studie vor allem die beiden folgenden in der Literatur behandelten Aspekte beachtet. Als erstes ist die von Panjabi et. al (1977) eingeführte Vorlast zu erwähnen. Panjabi et al. (1977) verweisen dabei auf die von Nachemson (1966) ebenfalls gestützte Feststellung, dass sich die Belastung der Wirbelsäule aus zwei Teilen zusammensetzt. Zum einen existieren sogenannte Vorlasten, verursacht durch Körpergewicht, Körperhaltung und Stabilisierung der Wirbelsäule, zum anderen gibt es die physiologischen Lasten. Sie entstehen durch physische Bewegungsabläufe des Körpers. Diesem Gedanken folgend, konnten Panjabi et al. (1977) einen vorlastabhängigen Einfluss auf die Flexibilität der Wirbelsäule feststellen. Diesem Ergebnis wird in dieser Studie dadurch Rechnung getragen, indem am Anfang eines jeden Versuches das Versuchsprotokoll eine Vorkonditionierung mit Hilfe einer quasistatischen Messung vorsieht. Auch alle folgenden Belastungsschritte sehen eine ständige kompressive axiale Vorlast vor.

In der Untersuchung von Patwardhan et al. (1999) geht es um die Lasteinleitung. Die Fragestellung zu ihrer Untersuchung entstand durch die Beobachtung, dass sich bei einer reinen axialen Belastung eines längeren Wirbelsäulensegmentes eine Knickkraft ergibt, die wesentlich unter in vivo gemessenen Belastungen liegt. Durch die Entwicklung einer Technik, die über Seile dafür sorgt, dass die axiale Belastung immer entlang der Wirbelsäulenkrümmung verläuft, konnten Padwardhan et al. (1999) diesen Unterschied zwischen in vitro und in vivo Messungen beheben. In den folgenden Versuchen werden zur Gewährleistung einer einwandfreien Lasteinleitung ausschließlich Funktionseinheiten getestet. Funktionseinheiten bestehen aus jeweils zwei Wirbelkörpern und der dazwischenliegenden Bandscheibe. Nur bei den Dehnungsmessungen mittels Dehnungsmessstreifen wird zwecks einer physiologischeren Krafteinleitung den mittleren Wirbelkörper das in Wirbelsäulensegment L3-L5 belastet. Das von Padwardhan et al. (1999) beobachtete Problem tritt aber erst bei längeren Wirbelsäulensegmenten auf und wird somit immer noch umgangen.

Fasst man all die genannten Aspekte zusammen, so ist diese Studie gleich in mehrfacher Hinsicht zum Verstehen des Verhaltens der Wirbelsäule und zur Validierung von Rechenmodellen wertvoll. Durch die Messung des Bandscheibendrucks ist es möglich, die Ergebnisse dieser Studie mit den oben bereits genannten in vivo Messungen des Bandscheibendrucks in Beziehung zu setzen. Aus den mehrachsigen Belastungsfällen bei unterschiedlichen Frequenzen lassen sich eine Vielzahl für die Modellierung wichtige Materialparameter ableiten. Es finden zusätzlich zwei Messungen mit Dehnmessstreifen statt, die zur Bestimmung der lokalen Dehnung der Wirbelkörper dienen sollen. Hinzu kommen die erhaltenen Daten etwaiger Versagensfälle bei den aufgebrachten Dauerbelastungen, die näherer Untersuchungen bedürfen. Es stehen für alle getesteten Funktionseinheiten vor den Tests durchgeführte CT-Scans, anthropometrische Daten und eine gemachte Voruntersuchung nach Frobin et al. (1997) zur Verfügung. Weiterhin wurden auch zwei auf die Testung folgende Nachuntersuchungen nach Thompson et al. (1990) und Brinckmann et al. (1988) durchgeführt.

2 Vorversuche

2.1 Vorversuche zur Befeuchtung

Messungen zur Bestimmung des Verhaltens von Bandscheiben im Wasserbad (vgl. Abb. 2.1) wurden im Vorfeld am AO Institut in Davos durchgeführt. Dort standen Schafswirbelsäulen (Swiss Alpine, virgine, mature) zur Verfügung, wie sie bereits für frühere Messungen des Arbeitsbereiches Biomechanik verwendet worden waren und somit die neuen Daten zu den vorhandenen Messungen in Beziehung gesetzt werden können.

Die Ergebnisse der Vorversuche zur Befeuchtungsmethode an Schafswirbelsäulen werden im Folgenden beschrieben und mit außerhalb des F1899 Projektes ermittelten Daten einer gemeinsamen Studie der TUHH und des AO Forschungslabors (Huber, Morlock, Ito, *Moisture Condition for Consistent In Vitro Testing of Intervertebral Discs*, Medical Engineering and Physics, in review bzw. Huber 2002) verglichen.

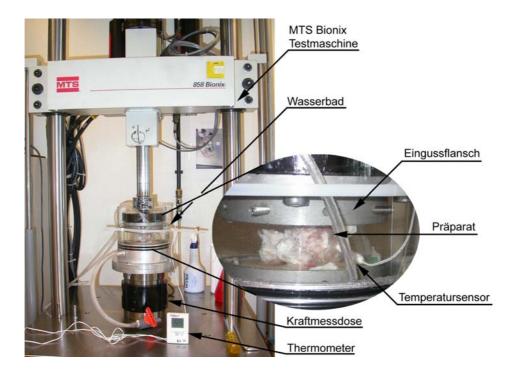


Abb. 2.1: Am AO Institut in Davos verwendeter Prüfstand mit Wasserbad und eingebautem Präparat. Das Präparat wurde mir der MTS Bionix über Wegsprünge belastet. Die Detailaufnahme zeigt das in der temperierten Ringerlösung befindliche eingebaute Präparat.

2.1.1 Methode

Schafbandscheiben (Funktionseinheiten ohne posteriore Säule) werden unter Verwendung zwei unterschiedlicher Methoden zur Befeuchtung mechanisch getestet (Prüfmaschine: Bionix, MTS, Eden Prairie, MN):

- kalt: Wasserbad mit auf 25°C temperierter Kochsalzlösung und
- warm: Wasserbad mit auf 37°C temperierter Kochsalzlösung.

Die Daten werden mit Ergebnissen von zwei anderen Befeuchtungsmethoden einer früheren Studie verglichen:

- reservoir: neue Methode zur Befeuchtung mittels Schläuchen im Wirbelkörper
- spray: klassische Methode mit Besprühen und Frischhaltefolie.

Die mechanischen Belastungen bestehen für alle Messungen aus 3 aufeinanderfolgenden weggeregelten Sprüngen. Jeder Sprung beträgt 0,5 mm, gefolgt von einer einstündigen Haltezeit. Danach fährt die Testmaschine wieder auf die Ursprungsposition zurück. Zwischen zwei Sprüngen liegt jeweils eine Stunde Pause.

Ausgewertet werden die drei Kraftrelaxationskurven, die als Sprungantwort gemessen worden sind. Da die Relaxationskurven nicht als Ganzes quantitativ verglichen werden können, erfolgt eine abschnittsweiser Vergleich. Jede Relaxationskurve bzw. Sprungantwort unterteilt sich dazu in in 4 Sektoren (0-1s; 1s-60s; 60s-600s; 600s-3600s). In jedem Sektor wird die unter der Kurve liegende Fläche integriert und durch das entsprechende Zeitintervall geteilt.



Abb. 2.2: Fotografie einer Bandscheibe nach erfolgter Testung zum Bestimmen der Bandscheibenfläche. Damit wurde der Einfluss der Präparatgröße auf die Messergebnisse relativiert.

Um Einflüsse durch unterschiedliche Präparatgrößen ausschließen zu können, wurden die Bandscheibenflächen der Präparate nach den mechanischen Tests bestimmt. Abb. 2.2 zeigt die fotografierten auf Höhe der Bandscheibenmitte aufgetrennten Funktionseinheiten.

Anhand des ebenfalls abgebildeten Maßstabes konnte über ein interaktives in Matlab programmiertes Programm (The MathWorks, Natick, MA) per Polygonisierung die Fläche beider Schnittflächen bestimmt werden. Da der Unterschied der kranialen und kaudalen Endplatte im Mittel bei 4% liegt und stets geringer als 10% ist, wird im Folgenden der gemittelte Wert der beiden Endplatten verwendet.

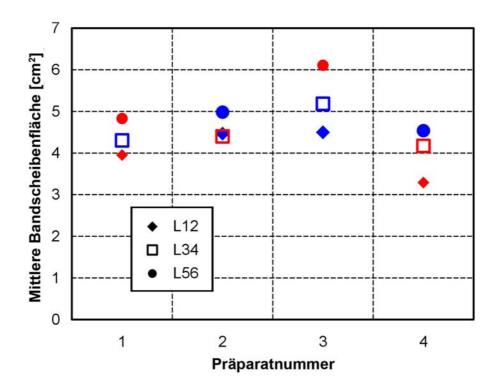


Abb. 2.3: Flächen der Bandscheiben der verwendeten Präparate (blau: kaltes Wasserbad; rot: warmes Wasserbad). Sie unterscheiden sich nicht wesentlich und sind gut auf die verschieden temperierten Wasserbädern verteilt.

Die Flächen der Bandscheiben aus beiden Gruppen unterscheiden sich nur wenig (vgl. Abb. 2.3). Die mittlere Fläche der im kalten Bad getesteten Bandscheiben lag bei 4,66 cm² mit einer Standardabweichung von 0,31 cm², während die Präparate im warmen Wasserbad eine mittlere Fläche von 4,46 cm² bei einer Standardabweichung von 0,87 cm² aufweisen.

2.1.2 Ergebnisse

Die statistischen Analysen basieren auf einem *Allgemeinen Linearen Modell* mit *Messwertwiederholung*. Innersubjektfaktoren sind TRIAL (die drei konsekutiven Sprungantworten) und SECTOR (die vier Kraftwerte). Zwischensubjektfaktor ist COND (Kalt: n = 6; reservoir: n = 7; spray: n = 7; warm: n = 6). Zur Analyse wurde SPSS 11.5 (SPSS Inc., Chicago, Illinois) verwendet.

Die unterschiedliche Fläche von knapp 4% kann nicht die entscheidende Erklärung für die im Folgenden dargestellte höhere Steifigkeit der im kalten Bad getesteten

Präparate von 22% am Anfang der Relaxation bis zu 120% am Ende der Relaxation erklären und wird deshalb nicht als Kovariante verwendet.

Die ermittelten Kräfte liegen bei den Messungen mit warmem Wasserbad stets unter den Ergebnissen mit kaltem Wasserbad. Die Präparate sind demnach bei physiologischer Temperatur weicher als bei Raumtemperatur (s. Abb. 2.4).

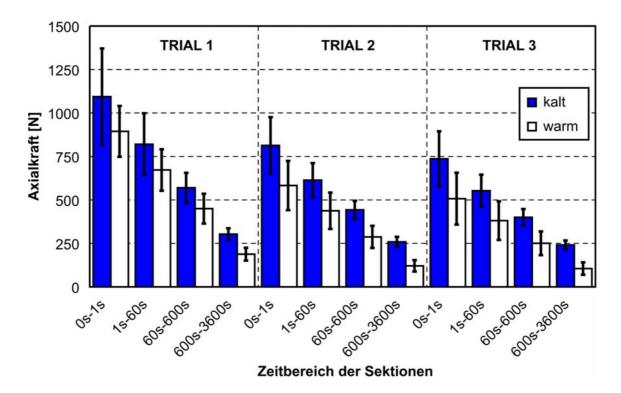


Abb. 2.4: Mittelwert und Standardabweichung der Reaktionskraft der Schafslendenwirbelsäulen während der Messungen

Für beide Temperaturbereiche unterscheidet sich die erste Sprungantwort (TRIAL 1) von den nachfolgenden Sprungantworten. Die Kräfte liegen über den Werten der zweiten (TRIAL 2) und dritten Relaxationskurve (TRIAL 3). Der Unterschied zwischen der zweiten und dritten Relaxationskurve untereinander ist hingegen gering.

Die statistischen Analysen aller vier Befeuchtungsmethoden weisen darauf hin, dass der Zwischensubjektfaktor COND (Art der Befeuchtung) die Relaxationskraft statistisch signifikant beeinflusst (s. Tab. 2.1).

Tab. 2.1:	Tests der Zwischensubjekteffekte

Quelle	dF	F	Signifikanz ^a	Partielles	Nichtzentralitäts-	Beob.
				Eta-Quadrat	Parameter	Schärfe ^a
Intercept	1	378,509	0,000	0,945	378,509	1,000
COND	3	3,829	0,024	0,343	11,487	0,743
^a Unter Verwendung von Alpha = 0,05 berechnet						

Der Post-Hoc-Test zeigte anhand des LSD Tests homogene Untergruppen (s. Tab. 2.2) - jedoch keine homogene Untergruppen bei den robusteren Turkey- und Bonferroni-Tests. Die Messungen mit kaltem Wasserbad und mit besprühten Präparaten scheinen sich von den Messungen mit Reservoir und kaltem Bad zu unterscheiden.

Tab. 2.2: LSD Mehrfachvergleiche (Post-Hoc-Tests COND)

(I) COND	(J) COND	Mittlere		Sig.	95% Konfid	enzintervall
		Differenz (I-J)	ler		Untergrenze	Obergrenze
	reservoir	156 (*)	72	0,042	6	305
kalt	spray	-22	72	0,761	-172	127
	warm	164(*)	75	0,039	9	319
	kalt	-156(*)	72	0,042	-305	-63
reservoir	spray	-178(*)	69	0,018	-322	-34
	warm	8	72	0,908	-141	158
	kalt	22	72	0,761	-127	172
spray	reservoir	178(*)	69	0,018	34	322
	warm	186(*)	72	0,017	37	336
	kalt	-164(*)	75	0,039	-319	-9
warm	reservoir	-8	72	0,908	-158	141
	spray	-186(*)	72	0,017	-336	-37
Basiert auf beobachteten Mittelwerten. * Die mittlere Differenz ist auf der Stufe 0,05 signifikant.				nifikant.		

Interessant ist, dass im Bezug auf Interaktion zwischen der Befeuchtungsbedingung (COND) und der Relaxationsnummer (TRIAL) statistisch signifikante Unterschiede bestehen (s. Tab. 2.3). Das bedeutet, dass die Art der Befeuchtung sowohl insgesamt zu unterschiedlichen Relaxationswerten führt, aber auch zu unterschiedlichem Verhalten zwischen den drei sukzessiven Sprungantworten.

Tab. 2.3: Test der Innersubjekteffekte (Epsilon Anpassung gemäß Huynh-Feldt)

Quelle	df	F	Sig. ^a	Partielles Eta-Quadrat	Nichtzentralitäts- Parameter	Beob. Schärfe ^a
TRIAL	1,170	48	0,000	0,687	57	1,000
TRIAL*COND	3,509	3	0,028	0,315	12	0,738
SECTOR	1,206	232	0,000	0,913	280	1,000
SECTOR*COND	3,617	2	0,124	0,217	7	0,504
TRIAL*SECTOR	1,261	53	0,000	0,707	67	1,000
TRIAL*SECTOR*COND	3,783	2	0,070	0,252	9	0,612
^a Unter Verwendung von Alpha = ,05 berechnet						

Bei der Betrachtung der Profildiagramme (s. Abb. 2.5) sieht man jedoch, dass sich hierbei besonders die Befeuchtung via Reservoir von den anderen Befeuchtungstechniken unterscheidet. Sie liefert die konsistentesten Ergebnisse. Da dieses Verfahren aber gerade im Veröffentlichungsprozess ist und folglich als exotische Variante angesehen werden muss, soll es nicht verwendet werden. Für die anderen Verfahren ist die Vorkonditionierung, quasi als erster TRIAL, umso bedeutender. Bei dem geplanten Versuchsablauf im F1899-Projekt erfolgt dies durch die ersten quasistatischen Messungen (Ident-Nr. 1-6).

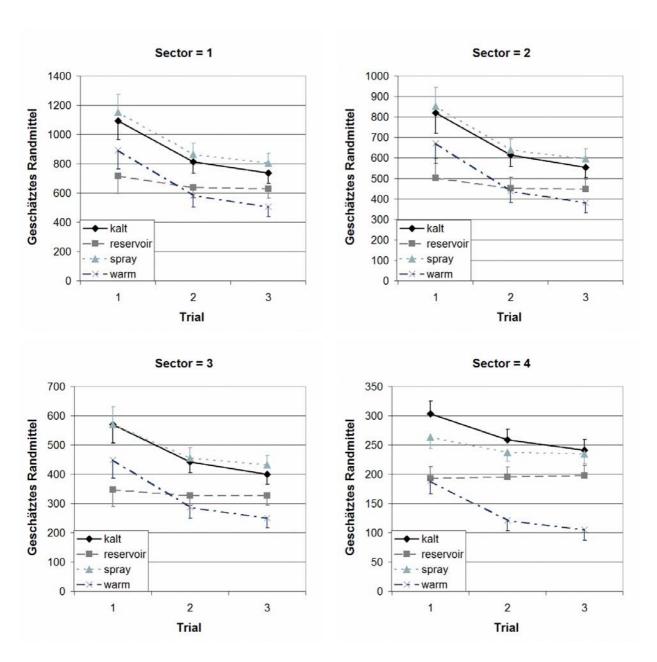


Abb. 2.5: Profildiagramme der geschätzten Randmittel (TRIAL * COND * SECTOR) für die Sectoren eins bis vier.

Beim statistischen Vergleich zwischen den beiden Varianten des Wasserbads zeigten sich ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen den beiden Befeuchtungsarten

(p = 0,009) und zwischen den drei Sprungantworten. Es konnte jedoch keine signifikante Interaktion zwischen TRIAL und COND gefunden werden.

2.1.3 Folgerung

Es gibt kein ausgeprägtes unterschiedliches Verhalten innerhalb einer Messung bei warmer Befeuchtung im Gegensatz zur kalten Befeuchtung (parallele Kurven im Profildiagramm). Wie aber die unterschiedlichen Steifigkeitsniveaus zeigen, liefern Messungen in 37°C warmem Wasserbad andere Ergebnisse als Messungen mit einem Bad, das auf Raumtemperatur gehalten wird. Alle drei klassischen Befeuchtungsmethoden (warm, kalt, spray) zeigen statistische Unterschiede zwischen den konsekutiven Sprungantworten. Dieser Unterschied ist für die beiden Wasserbäder von der Art her gleich. Die Befürchtung, dass warme Befeuchtung zu stärkerer Degeneration der Präparate führen könnte, konnte somit nicht bestätigt werden. Aus diesen Gründen wird das physiologischere auf 37°C temperierte Wasserbad verwendet. Dabei ist jedoch zu beachten, dass im Zuge der ersten Sprungantwort, unabhängig von der Temperatur, eine Art Vorkonditionierung stattfindet.

2.2 Optimierung des Klebeverfahrens von DMS auf Knochen

2.2.1 Methode

Die Messung auf Wirbelsäulenpräparaten mit Dehnungsmessstreifen (DMS) stellt eine Herausforderung an das Messsystem dar. DMS werden mit Hilfe von Klebstoffen auf Probekörper aufgetragen. Diese Klebstoffe, wie auch die Dehnungssensoren selbst, sind extrem anfällig gegenüber Feuchtigkeitseinflüssen. Durch den Einsatz einer "aggressiven" physiologischen Kochsalzlösung wird die Situation vermutlich noch verschärft. Zudem ist Knochen uneben und feuchtigkeitsdurchlässig und bildet so, für die ansonsten industriell zumeist auf Metallen eingesetzten DMS, sehr schlechte Applikationsbedingungen. Nach wie vor bilden DMS dennoch in vielen Situationen die beste Möglichkeit um sehr präzise lokale Dehnungen zu messen.

Ziel dieser Vorversuche ist daher, die Optimierung des Klebe- und Abdeckverfahrens von DMS für in vitro Versuche auf Knochen. Zwei Industriekleber (M-Bond 200, Vishay Measurements Group GmbH, Heilbronn und Scotch-Weld E 1100, 3M Deutschland GmbH, Neuss) und zwei Hautkleber (Dermabond, Ethicon, Norderstedt und Histoacryl Aesculap, Tütlingen) wurden daher ausgewählt, um sie hinsichtlich ihrer Eignung zur Applikation von DMS auf Knochen unter feuchten Bedingungen zu untersuchen. Die Untersuchung besteht aus zwei Versuchsreihen. Die erste Versuchsreihe ist eine dynamische Messung, während in der zweiten Versuchsreihe eine statische Langzeitmessung durchgeführt wird. Das als Ergebnis optimierte Dehnungsmessverfahren bildet dann die Grundlage für die Dehnungsmessung auf den Wirbelkörpern.

Dynamische Messung mit Dehnungsmessstreifen

Für den Versuch werden auf insgesamt vier Schweinefemura jeweils vier DMS in mittlerer Höhe des Schaftes zirkulär mittels der vier Haut- bzw. Industriekleber auf zuvor definierte Punkte appliziert. Der so präparierte Knochen wird zur Testung in die Lastachse einer Spindelprüfmaschine (UTS-02, Zwick, Ulm, Deutschland) eingebaut. Im Zeitraum von 10 Stunden werden in Abständen von 6, 12, 30, 60, 120, 300, und 600 Minuten weggeregelt 10 rampenförmige Schwingungen zur Parameterbestimmung durchgeführt. Zur Bestimmung der Wegamplituden für die Parametermessungen fährt das Querhaupt der Spindelprüfmaschine am Anfang der gesamten Messung einmal von 0 N bis 2000 N. Die bei 0 N und 2000 N erreichten Positionen legen die Höhe der Wegamplituden fest.

Um den Einfluss der Applikationspunkte beurteilen zu können, werden über die vier Versuche die Klebstoffe in Bezug zu den vier Applikationsstellen rotiert (s. Tab. 2.4 und Abb. 2.6). Der Versuch findet unter ständiger Befeuchtung des Präparates mit physiologischer Kochsalzlösung unter Zuhilfenahme eines Tropfsystems statt. Zusätzlich wird der Knochen in mit Kochsalzlösung getränkter Gaze und Frischhaltefolie verpackt. Zur Parameteraufzeichnung kommen zwei Picas Trägerfrequenzmessverstärker (Peekel Instruments GMBH, Bochum), eine 6-Komponenten-Kraftmessdose (Seriennummer 30031, Huppert, Herrenberg, Deutschland), ein Wegpotentiometer (GTX2500D, ASM, Moosinning), sowie ein PC mit installierter Signasoft Software für die Datenaufzeichnung (Peekel Instruments GmbH, Bochum) zum Einsatz.

Tab. 2.4: Positionsangabe der verschiedenen Kleber für die einzelnen Versuche bzw. Knochen. Jeder Kleber wird an jeder Position getestet, um einen eventuellen Einfluss der Klebestelle ausschließen zu können.

Knochen Nr.	Position	Kleber
	I	M-Bond 200
1	II	E 1100
1	III	Histoacryl
	IV	Dermabond
	Ī	E 1100
2	II	Histoacryl
2	III	Dermabond
	IV	M-Bond 200
	I	Histoacryl
3	II	Dermabond
3	III	M-Bond 200
	IV	E 1100
	I	Dermabond
	II	M-Bond 200
4	III	E 1100
	IV	Histoacryl

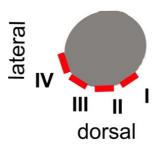


Abb. 2.6: Schematische Darstellung der Applikationspunkte an denen die Kleber jeweils wechselnd getestet werden. Sicht von caudal. Linkes Femur.

Eine Abweichung der Dehnungsänderung pro verfahrenem Weg während der Parametermessungen über die gesamte Versuchsdauer macht dann eine Aussage darüber möglich, welches Klebeverfahren diesen Einflüssen am besten widersteht.

Statische Langzeitmessung mit DMS

Durch die dynamischen Messungen kann allerdings eine Drift des Dehnungswertes über den Zeitverlauf nicht erkannt werden. Diese Dehnungs- oder Nullpunktdrift wird deshalb mit Hilfe der statischen Langzeitversuche untersucht. Der Prüfstand entspricht dabei dem Versuchsaufbau bei den dynamischen Versuchen. Es wird ihm allerdings eine Mikrometeruhr und ein Biegeblech hinzugefügt, die der Kontrolle des Querhauptes dienen.

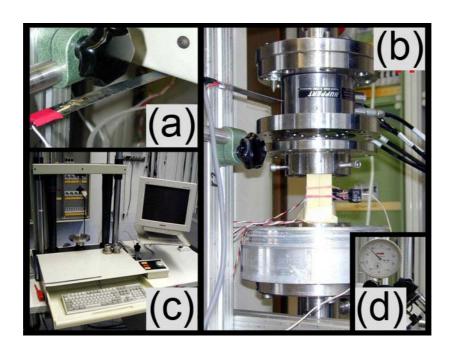


Abb. 2.7: Prüfstand: (a) Biegeblech mit Vollbrücke; (b) Lastachse mit Kraftmessdose, Flanschen und eingespanntem PU-Schaum; (c) Spindelprüfmaschine; (d) Mikrometerschraube zur Überprüfung der Bewegung des Querhauptes

Im Gegensatz zu der dynamischen Untersuchung wird der eingespannte Knochen bei diesem Testdesign mit Hilfe der UTS Spindelprüfmaschine kraftgeregelt axial mit 2000 Newton initial belastet. Danach hält das Querhaupt weggeregelt diese Position über 24 Stunden. Die so auf den Knochen aufgebrachte Belastung verursacht eine konstante Dehnung des Knochens, die die DMS erfassen. Die Abweichungen der Messsignale über den Versuchsverlauf geben Aufschluss darüber, inwieweit der Feuchtigkeitseinfluss die Messung beeinflusst.

Für den Versuch werden auf insgesamt acht Schweinefemura DMS in Schaftmitte, auf gleicher Höhe zirkulär mit den vier Haut- und Industrieklebern auf definierten Punkten appliziert. Die hier verwendeten Applikationspunkte sind anders positioniert als beim dynamischen Versuch. Über den Verlauf der acht Versuche werden die Klebstoffe bezüglich der vier Applikationsstellen durchgetauscht (vgl. Tab. 2.5 und Abb. 2.8). So wird auf jedem Applikationspunkt zweimal mit demselben Klebstoff ein DMS für die Testung aufgebracht.

Tab. 2.5: Positionsangabe der verschiedenen Kleber für die einzelnen Versuche bzw. Knochen. Jeder Kleber wird an jeder Position zweimal getestet.

Knochen Nr.	Position	Kleber
	I	M-Bond 200
1 und 5	II	E 1100
i una s	III	Histoacryl
	IV	Dermabond
	I	E 1100
2 und 6	II	Histoacryl
2 una 6	III	Dermabond
	IV	M-Bond 200
	I	Histoacryl
3 und 7	II	Dermabond
3 una 7	III	M-Bond 200
	IV	E 1100
	1	Dermabond
4 und 8	II	M-Bond 200
4 unu o	III	E 1100
	IV	Histoacryl

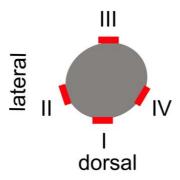


Abb. 2.8: Schematische Darstellung derApplikationspunkte. Sicht von caudal. Linkes Femur.

In den beiden letzten Versuchen (Versuch 7 und 8) wird zusätzlich zu der Applikation der 4 DMS ein Extensometer (MTS 632.29F-30 OPT 012, Hubert) angebracht. Das Extensometer dient der Kontrolle der Dehnungsmessung mit den DMS. Es wird zwischen der ersten und vierten Applikationsstelle, etwas nach cranial verschoben positioniert.

Präparation des Knochens

Die Schweinefemura werden schlachtfrisch bezogen und anschließend bis zur Testung, mit Zellstoff umhüllt, in Ringerlösung getränkt und luftdicht in Gefrierbeutel eingeschweißt und in einer Tiefkühltruhe aufbewahrt. Wie von Buttermann et al. (1991) empfohlen, hält gesprühte Ringerlösung die Präparate über den gesamten Präparationszeitraum hinweg feucht. Vor der Applikation der DMS werden die Epiphysen vom Oberschenkelschaft abgetrennt und das Femur cranial und caudal in Eingussflanschen fixiert. Dazu dient ein schnellhärtender Zweikomponenten Polyurethan (RenCast FC 53 Isocyant, RenCast FC 53 Polyol, Huntsman, Cambridge, England). Die Eingussflansche gewährleisten ein definiertes und kontrolliertes Einsetzen des Präparates in die Lastachse der Spindelprüfmaschine. Beim Eingießen ist darauf zu achten, die Applikationsstellen möglichst senkrecht zu den Flanschböden zu positionieren. Als letzter Präparationsschritt vor dem Kleben der DMS steht die lokale Entfernung des Periostes über den Applikationsstellen mit einem Skalpell.

Vorbereitung der DMS

Vor der Applikation auf den Knochen, werden die DMS mit Kabeln verlötet und zum Schutz mit Coatingsubstanzen abgedeckt. Um eine Zugbelastungen durch die Kabelverbindung auf den DMS verhindern zu können, werden für gewöhnlich zusätzliche Lötstützpunkte auf dem Probekörper befestigt, mit denen zum einen der DMS, zum anderen die Verbindung zum Messverstärker mit langen Kabeln hergestellt wird. Aus Platzgründen ist das Anbringen zusätzlicher Lötstützpunkte auf dem Knochen nicht möglich. Deshalb werden an 50 cm lange Silberlitzen (330 FTE, Vishay Measurements Group) etwa 1cm lange sehr dünne Kabel gelötet (s. Abb. 2.9). Während die längeren robusteren Kabel später distal mit Kabelbindern am Knochen fixiert sind, laufen die dünnen Kabel im Bogen zu den Lötpunkten des DMS. Dies führt zu einer Zugentlastung. Die Verlötung der DMS mit den Kabeln erfolgt vor der Applikation der DMS, um thermische Einflüsse auf die Klebestelle und die DMS

zu vermeiden. Nach dem Löten wurden die Lötrückstände mit Rosinsolvent (Vishay Measurements Group) entfernt. Die DMS konnten anschließend über 24h trocknen.

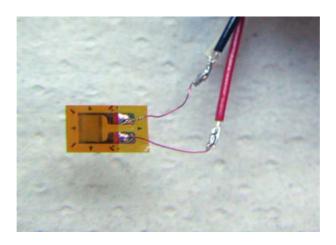


Abb. 2.9: Fertig verlöteter DMS. Die dünnen Kabel dienen der Zugentlastung.

Wie Tests zeigten, ist es sinnvoll einen Teil der Messstellenschutzmittel bereits vor dem Auftragen des DMS auf den Probekörper zu applizieren. So befinden sich auf den Kabeln und dem DMS mit Ausnahme der Klebefläche vor Applikation drei Schutzschichten. Nur Vaseline, als vierte Schutzschicht, wird erst nach der Applikation des DMS auf den Knochen aufgetragen. Neben der Vaseline dienen dem Messstellenschutz die Coatings M-Coat A (Polyurethanlack), M-Coat B (Nitril-Kautschuk) und M-Coat C (RTV-Silikon-Kautschuk) der Firma Vishay Measurements Group GmbH, Heilbronn. Die Produkte werden nacheinander in einem zeitlichen Abstand von 2 Stunden jeweils zweifach aufgetragen. Lediglich M-Coat C benötigt zur Auftragung der letzten Schutzschicht eine Durchtrocknungszeit von 12 Stunden.

Vorbereitung der Applikationsstelle

Die präzise Applikation der DMS ist Grundvoraussetzung korrekter Messdaten. Der sensible Messsensor muss über die gesamte Fläche sehr gut mit dem Probekörper verbunden sein, da sonst verfälschte Dehnungen registriert werden. Diese Anforderung setzt eine bestimmte Behandlung der Applikationsfläche in mehreren Schritten und mit unterschiedlichen Chemikalien voraus.

Zuerst wird die Applikationsstelle zur Entfettung mit einem chlorierten Kohlenwasserstoff (CSM-2 Degreaser, Vishay Measurements Group) eingesprüht. Anschließend erfolgt eine Benetzung der Messstelle mit einem schwach ätzendem Reinigungsmittel (Conditioner A, Vishay Measurements Group) und eine Behandlung mit feinem Schmirgelpapier (Körnung pro Fläche: 400). Abgeschlossen wird die Reinigung durch eine chemische Neutralisierung mit einem Reagenz auf Ammoniakbasis (Neutralizer, Vishay Measurements Group). Jeder einzelne Schritt wird hierbei mehrfach wiederholt. Gaze und Wattestäbchen unterstützen bei jedem Schritt die Trocknung der Applikationsstelle.

Nach Entfernung aller Rückstände folgt eine Grundierung der Applikationsfläche mit dem später verwendeten Klebstoff. Der Knochen ist ein poriges Material. Durch die Poren kann Feuchtigkeit aus dem Knochen an der Klebestelle austreten. Des weiteren ist es möglich, dass am Rand der Klebestelle ebenfalls Feuchtigkeit durch Kapil-

larkräfte unter den DMS gelangt. Die Grundierung soll dies verhindern, die Klebeflächen ebnen und die Poren verschließen. Diese Methode wurde schon von J.B. Finlay (1982) angewandt. Nach Trocknung der Grundierungsschicht werden die vorhergehenden Schritte wiederholt. Das Schmirgelpapier reduziert die Schichtdecke zwischen DMS und Knochen auf ein Minimum. Nach Abschluss der Messstellenvorbereitung werden die DMS mit Hilfe der unterschiedlichen Adhäsive aufgebracht.

2.2.2 Ergebnisse

Dynamische Versuche

Für jede Parameterbestimmung wurde für die letzten beiden Schwingungen die Differenz zwischen Minima und Maxima berechnet und der Mittelwert aus diesen beiden Werten erstellt. Diese Dehnungsänderung wurde in Bezug zum verfahrenen Weg des Querhauptes der UTS Spindelprüfmaschine gesetzt.

In Abb. 2.10 ist zu erkennen, dass es zu keinen wesentlichen Unterschieden der Mittelwerte zu den acht Messzeitpunkten kommt. Zwar zeigen die Mittelwerte der Kleber eine große Standardabweichung, aber auch diese variiert nicht zwischen den Messzeitpunkten. Sie ist legendlich Ausdruck der geringen Anzahl an Versuchen.

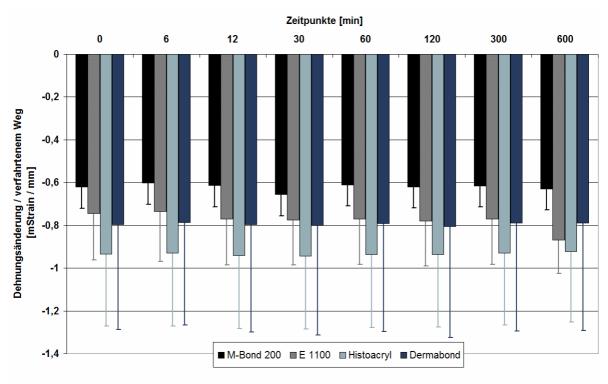


Abb. 2.10: Mittelwerte der Dehnungsänderung im Bezug zur von außen aufgebrachten Wegänderung in Zuordnung der unterschiedlichen Kleber zu den unterschiedlichen Messzeitpunkten.

Es ist anzumerken, dass in der Auswertung die Messung des DMS an der ersten Position des ersten Versuches ausgeschlossen wurde. Durch einen Fehler des Messverstärkers ist es hier zu einem Mangel an übermittelten Messdaten gekommen.

Gleiches gilt für die Dehnungsmessung der ersten Position des zweiten Versuches zum Zeitpunkt 600 Minuten.

Statische Versuche

Hauptaugenmerk wird hier vor allem auf den Abfall der Messwerte über den Messzeitraum gelegt. Hierbei wird in der Analyse der Messergebnisse die prozentuale Änderung der Dehnung innerhalb von 24 Stunden bezogen auf den Ausgangswert bei maximaler Lastaufbringung als "Messwertänderung" bezeichnet.

Die unterschiedlichen Applikationspunkte sind durch einen Vergleich der Dehnung am Punkt der anfänglichen maximalen Lastaufbringung von 2000 N zu bewerten. Diese Dehnung wird im Folgenden als "initiale Dehnung" bezeichnet.

Um fehlerhafte Messungen bei der Analyse der Kleber auszuschließen, wurden drei Ausschlusskriterien (primärer, sekundärer und tertiärer Ausschluss) bestimmt. Ein primärer Ausschluss der Messung findet statt, wenn zu Beginn der Messung keine relevante Änderung der initialen Dehnung erreicht wird. Der DMS mit M-Bond 200 als Kleber in Versuch 01 und der mit Histoacryl applizierte DMS in Versuch 05 entsprechen diesem Ausschlusskriterium.

Zu einem sekundären Ausschluss der Messung von der Auswertung kommt es, wenn sich ein unverhältnismäßig großer Messwertänderung der gemessenen Dehnung über die 24 Stunden zeigt. Alle Messungen unter Verwendung des Klebers Dermabond erfüllen dieses sekundäre Ausschlusskriterium. Auch M-Bond 200 zeigt in Versuch 03 eine derart starke Messwertänderung, dass die erbrachten Messwerte nicht die reale Dehnung widerspiegeln können.

Tab. 2.6: Mittlere Messwertänderung der verwendeten Kleber von allen durchgeführten Versuchen. Messwertänderung ist die prozentuale Änderung des Dehnungsmesswertes über den Versuchsdurchlauf, bezogen auf den initialen Dehnungsmesswert der jeweiligen Dehnungsmessstelle.

Kleber	Messwertänderung [%]	Standardabweichung
M-Bond 200	62	25
E 1100	54	27
Histoacryl	59	12
Dermabond	254	154
Extensometer	86	36
FZ	46	8

Bei einem tertiärer Ausschluss lässt sich der Verlust der Messung nicht auf den verwendeten Kleber oder das Abdeckverfahren zurückführen. Lediglich den mit E 1100 applizierte DMS in Versuch 04 betrifft dieses Ausschlusskriterium. Hier resultiert das schlechte Messergebnis nicht aus einer Insuffizienz des Klebers, sondern aus den anatomischen Begebenheiten der Applikationsstelle.

Abb. 2.11 zeigt die mittlere Messwertänderung unter Berücksichtigung der obigen Ausschlusskriterien. Demnach zeigt der E 1100 Kleber die geringste Messwertänderung mit ca. 48%, gefolgt von M-Bond 200 mit 56% und Histoacryl mit 59%.

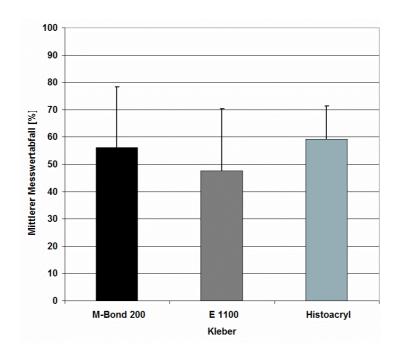


Abb. 2.11: Vergleich der mittleren Messwertänderung der verwendeten Kleber nach Herausnahme der ausgeschlossenen Messungen.

2.2.3 Folgerung

Handhabbarkeit der Kleber

Die einzelnen Kleber unterschieden sich in Ihrer Handhabung erheblich voneinander. Dies führte zu der Entscheidung, dass auch die Benutzerfreundlichkeit als ein Kriterium für die Wahl des Applikationsverfahren herangezogen werden muss. Während es sehr leicht ist E 1100 und M-Bond 200 dosiert aufzutragen, ist dies bei den Hautklebern etwas schwieriger.

Dermabond wird in einem Kunststoffzylinder vertrieben, mit dem die Dosierung nicht ganz einfach ist. Beim Bestreichen des DMS oder der Applikationsstelle ist nicht erkennbar, ob ausreichend Klebstoff aufgetragen wurde. Somit besteht die Gefahr eine zu dicke Schicht aufzutragen. Für eine präzise Messung ist aber eben dies kontraproduktiv. Histoacryl hat eine sehr niedrige Viskosität. Beim Auftragen des Klebstoffes neigt dieser dazu wegzulaufen. Wird dann ein zweiter Tropfen aufgetragen, läuft man auch bei diesem Kleber Gefahr, zu viel Klebstoff zu verwenden. Für Histoacryl kann dies bedeuten, dass die Applikationsstelle ruiniert ist. Eine Klebung mit zuviel Histoacryl gelingt nicht.

Während die Hautkleber über drei Minuten benötigen um auszuhärten, geschieht dies bei den Industrieklebern innerhalb von wenigen Sekunden. Insbesondere E 1100 härtet so schnell aus, dass eine falsche Positionierung in den ersten Sekunden nicht mehr korrigiert werden kann. Eine zu lange Aushärtungszeit kann aber

auch das Applikationsverfahren stören, da es schwierig ist, den Messstreifen über eine längere Zeit mit konstantem Anpressdruck in der richtigen Position zu halten.

Dynamische Versuche

Die dynamischen Versuche zeigen, dass die DMS auch nach 10 Stunden noch konstante Dehnungen beim Verfahren gleicher Wege messen. Die DMS zeigen bei der Verwendung der unterschiedlichen Kleber unterschiedliche Dehnungsänderungen im Bezug zum verfahrenen Weg. Diese sind allerdings über den Verlauf der Messung konstant, so dass ein Feuchtigkeitseinfluss nicht erkennbar ist.

Des Weiteren ist es nicht möglich, eine Aussage darüber zu machen, welcher Kleber die präzisesten Dehnungswerte gewährleistet. Eine statistische Analyse der Messung ergab, dass die unterschiedliche Höhe der gemessenen Dehnungen unabhängig von der Position und dem verwendeten Kleber ist.

Statische Langzeitversuche

Die Auswertung der Messungen zeigt in der Abb. 2.11 einen geringfügigen Vorteil von E 1100 gegenüber M-Bond 200 in Bezug auf den Dehnungsdrift. Histoacryl scheidet wiederum nur geringfügig schlechter ab als M-Bond 200, wobei sich die Messungen durch eine geringe Standardabweichung auszeichnen. Wegen der verhältnismäßig schlechteren Anwendbarkeit kommt Histoacryl allerdings für die Anwendung auf den Wirbelkörpern nicht in Frage. Der Verlust einer Applikationsstelle auf dem Wirbelkörper wäre fatal.

Die Entscheidung fällt daher für den Standardkleber M-Bond 200 aus. Diese Entscheidung wird durch die Tatsache gestützt, dass die Positionierung mit diesem Kleber am leichtesten fällt.

3 Methodik

3.1 Die Präparate

3.1.1 Eigenschaften der Präparate

Sämtliche Versuche wurden an Lendenwirbelsäulen von männlichen Spendern zwischen 20 und 40 Jahren durchgeführt. Die Lendenwirbelsäulen durften keine schwerwiegenden Defekte aufweisen. Von den Spendern sind die Parameter Alter, Geschlecht, Größe, Gelenkdurchmesser (nach Definition BAUA) und Gewicht dokumentiert worden. Für die Versuche wurden insgesamt 32 Präparate benötigt. Da Schädigungen der Wirbelkörper jedoch häufig erst im Verlauf der Untersuchungen festgestellt wurden, sind insgesamt 54 Lendenwirbelsäulen beschafft worden. Problematische Präparate konnten somit ausgesondert werden.

Direkt nach der Entnahme wurden die Präparate mit in physiologischer Kochsalzlösung getränktem Fliesstoff umwickelt, doppelt in Plastiktüten verpackt und bis zur Testung bei unter –20°C gelagert. Veröffentlichungen zeigen, dass Tiefgefrieren sowohl das Kriechverhalten von menschlichen Bandscheiben (Dhillon et al., 2001) als auch die Steifigkeit von Wirbelsegmenten (Gleizes et al., 1998) nicht signifikant verändert. Folglich ist auch kein Einfluss auf das dynamische Verformungsverhalten zu erwarten.

Tab. 3.1: Auflistung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Spendergutes bezüglich Alter, Gewicht und Größe im Vergleich zu den Normwerte gemäß Entwurf zur DIN 33204-2 bzw. FB 1023

	Alter	Gewicht	Größe
Mittelwert Präparate	33,2	82,5	179,9
Standardabweichung Präparate	5,8	16,1	7,3
5% Perzentil	18 - 25	59,5	168,5
50% Perzentil	18 - 25	72,5	179
95% Perzentil	18 - 25	95	191
5% Perzentil	26 - 40	63,5	166,5
50% Perzentil	26 - 40	78,5	176,5
95% Perzentil	26 - 40	101	187

Die Variabilität der Präparate ist ausgesprochen gering (s. Tab. 3.1), wodurch hervorragende Bedingungen für in-vitro Versuche im arbeitsmedizinisch relevanten Bereich vorhanden sind.

3.1.2 Anthropometrische Daten

Die Bestimmung anthropometrischer Daten erfolgte nach Spezifikation von Frau Dr. Hinz (s. Tab. 3.2). Die Ergebnisse aus diesen Messungen sind in Abschn. 4.1.1 nachzulesen.

Tab. 3.2:	Auflistung der ermittelten anthropometrischen Daten zu den Präparaten
_	

ID	Bezeichnung Kurzform Messge		Messgerät	
M1	Körpermasse	KPM	Personenwaage	
M2	Scheitelhöhe	KPH	Anthropometer	
М3	Schulterhöhe	ACH	Anthropometer	
М4	Ellenbogenhöhe EBH		Anthropometer	
М5	Durchmesser Fußknöchel	FGB	Gleitzirkel	
М6	Kniebreite	KNB	Gleitzirkel	
М7	Ellenbogenbreite	EBB	Gleitzirkel	
М8	Handgelenkbreite	HGB	Gleitzirkel	

3.1.3 Computertomographie

Vor den mechanischen Tests wurden von sämtlichen Lendenwirbelsäulen im gefrorenen Zustand digitale Computer Tomographie Aufnahmen mit 0,7 bzw. 1 mm Schnittdicke im DICOM Format erstellt (Siemens, Typ S5VA40A, Einstellungen: B80s bzw. B70s, ultrascharf, Thin Slices Spine, Fensterung Knochen, 200 mAs, 140 kV). Bei der Namensgebung der CT-Aufnahmen ist zu beachten, dass im Fall der Wirbelsäulen Nr. 1, 10 und 17 zwei Datensätze vorhanden sind. Die zweiten Datensätze wurden entsprechend mit 1b, 10b und 17b bezeichnet. Bei dem Datensatz 10a handelt es sich jedoch um ein von 10 bzw. 10b unabhängiges zusätzliches Präparat.



Abb. 3.1: Beispiel einer dreidimensionalen Rekonstruktion eines Wirbelsäulenpräparates (L2-S1) aus den gewonnenen CT-Daten

Die CT-Aufnahmen können zur vollständigen Erfassung der Geometrie der Wirbelkörper, der Knochendichte und der Fläche der Endplatten dienen. Exemplarisch wird in Abb. 3.1 eine 3D Rekonstruktion dargestellt.

Die Datensätze unterscheiden sich in der Größe der Voxel. Ein Voxel ist das kleinste Rechteckvolumen aus denen ein Modell zusammengesetzt ist. Die Größe ist in den unterschiedlichen Raumrichtungen von verschiedenen Parametern abhängig. Die längste Voxelkante wird durch die Schichtdicke der CT-Aufnahmen bestimmt. Die beiden anderen Kantengrößen hängen von der Auflösung der Schnittebenen ab. Bei dem eingesetzten Gerät wird für alle Aufnahmen der Untersuchungsbereich mit 512 x 512 Pixel aufgelöst. Bei einem Rechteck mit 10 cm Kantenlänge wäre zum Beispiel die Kantenlänge der Voxel in der Schichtebene bzw. Transversalebene kleiner als 0,2 mm. Mit Hilfe der Rekonstruktionen ist es möglich, Präparate schon vor der mechanischen Testung genauer zu untersuchen und gegebenenfalls auszusortieren.



Abb. 3.2: Dreidimensionale Rekonstruktion des Lendenwirbelsäulenpräparates 13 inklusive Sakrum. Die Querforsätze sind bei der Explantation leicht beschädigt worden.

Präparate mit geringen explantationsbedingten Beschädigungen an den Querfortsätzen, wie in Abb. 3.2 zu sehen, müssen nicht zwangsläufig aussortiert werden. Präparate mit Beschädigungen an den inneren Strukturen kommen für eine Testung allerdings nicht in Frage. Abb. 3.3 zeigt so einen Fall. Hier sind Frakturen im Bereich der Facettengelenke vorhanden.



Abb. 3.3: CT Schnitt von LWS 18 mit Fraktur im Bereich der Facettengelenke, welcher zum Ausschluss des Präparates führte

Zum Ausschluss kommt es auch bei ungewöhnlichen Verfärbungen von Präparaten. Besonders dunkle Bereiche im CT-Schnitt können ein Hinweis auf starke Gasentwicklung durch Verwesung oder ein ausgetrocknetes Präparate sein (vgl. Abb. 3.4).

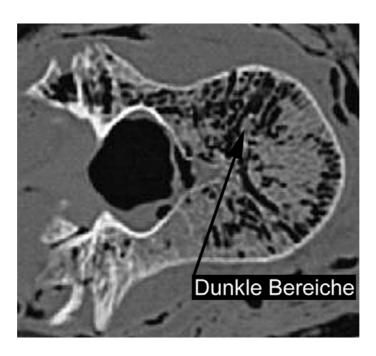


Abb. 3.4: CT Schnitt von LWS 23 mit dunklen Bereichen in der spongiösen Struktur, die auf Verwesung oder Austrocknung schließen lassen und ebenfalls zu einem Ausschluss führen

Exemplarisch zeigt Tab. 3.3 die auf den CT Aufnahmen basierende Qualitätskontrolle der ersten zehn Lendenwirbelsäulen. Parameter wie z.B. das Fehlen des ersten Lendenwirbels sind ebenfalls vermerkt. Beschädigte oder ungeeignete Präparate konnten für Vorversuche eingesetzt werden. Die vollständige Tabelle ist im Anhang angefügt.

Tab. 3.3: Röntgenologisch untersuchte Präparate und die Einschätzung der möglichen Mängel

LWS Nr	Kernel	Wirbel- körper	max Voxel- kante [mm]	Kernel	mögliche Mängel	Beur- teilung
1	B80/70s	5	1	B80/70s		1
2	B80s	5	1	B80s		1
3	B80s	<5	1	B80s		unsicher
4	B80s	5	1	B80s	Querfortsatz,L5 beschädigt	unsicher
5	B80s	>5	1	B80s		1
6	B80s	5	1	B80s		1
7	B80s	>5	1	B80s	L5 beschädigt oder lumbal.	unsicher
8	B80s	6	1	B80s		1
9	B80s	5	1	B80s		Nein
10a	B70s	5	0,7	B70s	L5 Querforts. u. Kante besch.	1

3.1.4 Röntgenbilder

Röntgenbilder dienen zur Bestimmung von Knochendefekten und ermöglichen, basierend auf der Bestimmung der Bandscheibenhöhe und der Präsenz von Osteophyten und Kalzifikationen, die Bestimmung des Degenerationsgrades der Bandscheibe (Frobin et al., 1997). Die für diese Klassifizierung nötigen Aufnahmen können aus den Daten der CT Bilder errechnet werden (s. Abb. 3.5).



Abb. 3.5: Mit Hilfe von CT-Daten mit einer Software erstelltes laterales Röntgenbild der Lendenwirbelsäule Nr. 26

Subjektiv unterscheiden sich diese Bilder nicht von richtig erstellten Röntgenbildern. Da sie auf Basis von dreidimensionalen Daten erstellt wurden haben sie allerdings den Vorteil, dass die laterale Ausrichtung der Projektionsfläche weit besser durchgeführt werden kann, als es sonst bei explantierten Präparaten möglich wäre.

3.1.5 Knochendichtebestimmung

Mit Hilfe von CT-Scans ist es möglich eine Knochendichtebestimmung durchzuführen. Wenn die Knochendichteverteilung in den Wirbelkörpern bekannt ist, ist es möglich Rückschlüsse über die lokalen Materialeigenschaften zu schließen. Dies macht die Knochendichtebestimmung vor allem für weitere Studien unter Verwendung der Finiten Elemente Methode (FEM) interessant, da so die aus den CT-Daten erstellten FEM Volumenmodelle weiter verfeinert werden können.

Alle CT-Aufnahmen für die 54 Präparate dieser Studie wurden an demselben CT-Gerät (Volume Zoom, Multislice CT, Software Syngo, Siemens, München, Deutschland) durchgeführt. Dieses Gerät wird für den klinischen Einsatz gewartet und dementsprechend regelmäßig mit einem einfachen Phantom auf Konstanz der Messergebnisse hin überprüft. Dieses Phantom besteht aus zylindrischen Plexiglasbehältern mit unterschiedlichen Flüssigkeiten (s. Abb. 3.6).

Das Phantom des Klinikums ist jedoch nur dafür geeignet, konstante Houndsfield Units (HU) bei gleicher Röntgenstrahlabschwächung zu gewährleisten. Aussagen über den Mineralgehalt der Präparate und der damit verbundene Hinweis auf die mechanische Festigkeit der Wirbelkörper können somit nicht getroffen werden.



Abb. 3.6: Phantom auf der Liege eines CT-Scanners. Es dient zur Kalibrierung des CT-Scanners.

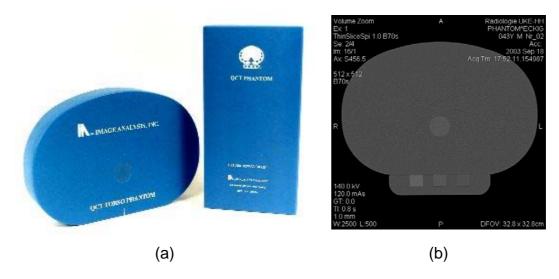


Abb. 3.7: (a) QCT-Bone MineralTM Phantom der Firma Image Analysis, (b) Querschnitt des Phantoms im CT-Scan mit obenliegendem Thorayphantom und darunterliegendem Phantom mit drei Inlays verschiedener Dichte

Diese Feststoffphantome enthalten Zylinder oder Streifen mit definierten Röntgenabschwächungen, welche in einem wasseräquivalenten Schaum eingebettet sind (s. Abb. 3.7b). Die hervorgerufenen Abschwächungen entsprechen Knochen mit 50, 100 und 200 mg Kalziumhydroxylapatit pro Kubikzentimeter. Der Wert für das umgebende Wasseräquivalent liegt gemäß Definition der Houndsfield Skala bei 0 HU. Luft liegt bei -1000 HU.

Die HU-Werte werden in einem CT-Scan durch unterschiedliche Grauwerte dargestellt. Bestimmt man also einen lokalen Grauwert einer CT-Aufnahme, so lässt sich aus diesem Grauwert ein HU-Wert bestimmen, der wiederum über eine mit Hilfe eines Knochendichte-Phantoms erstellten Kalibrationskurve in einen Kalziumhydroxylapatitwert (Knochendichtewert) umgerechnet werden kann.

Bezüglich dieser Vorgehensweise haben sich folgende Fragestellungen ergeben:

- Welchen Einfluss hat der Kernel, d.h. der Algorithmus, der aus den Rohdaten des CT-Scans Bilder errechnet, auf die ermittelten HU-Werte?
- Welchen Einfluss hat der Durchmesser in der Schnittebene des gescannten Mediums auf die HU-Werte?
- Wie sieht die Kalibrationskurve zur Umrechnung der HU-Werte in Knochendichtewerte aus?

Es zeigte sich, dass es recht große Streubreiten (Standardabweichung 30 - 40 HU, s. Abb. 3.8 und Abb. 3.9) gibt. Dies kann zwar mit dem Grad der Homogenität des Phantoms zusammenhängen, da aber Wasser ähnliche Streuungen aufweist, hängt dies wahrscheinlicher mit der methodischen Streuung der CT Geräte zusammen.

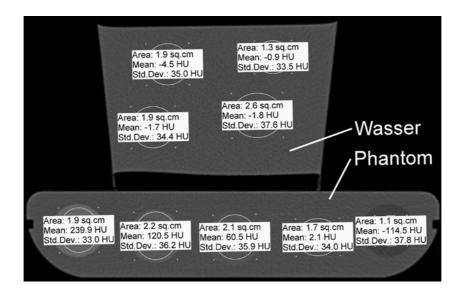


Abb. 3.8: Einzelaufnahme eines Phantoms mit fünf runden Inlays und eines Wasserbechers zur Bestimmung des Umrechnungsfaktors zwischen Houndsfield Units und Knochendichte

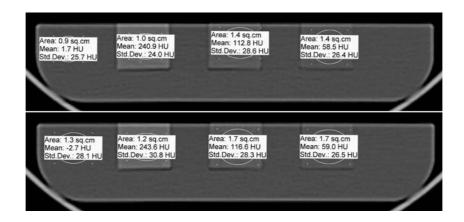


Abb. 3.9: Zwei auseinanderliegende Schichtaufnahmen des Phantoms (0, 200, 100, 50 mg/CC Calcium Hydroxyapatite). Der qualitative Vergleich zeigt die sehr ähnliche Streubreite der Messungen bei gleicher Dichte des Phantoms zueinander.

Es steht ein Phantom mit eckigen Inlays (s. Abb. 3.9), ein Phantom mit runden Inlays (s. und ein Torsophantom zur Verfügung. Aufnahmen mit und ohne Torso dienten zur Abschätzung des Einflusses der Dicke des gescannten Mediums auf die Kalibrationskurven.

Es wurden Messungen mit zwei verschiedenen Kernels durchgeführt. Abb. 3.10 zeigt eine Übersicht über die HU-Messungen, die für die folgende Auswertung vorgenommen worden sind. Die Verwendung verschiedener Kernels zum Errechnen der CT-Bilder kann den Einfluss der Rechenalgorithmen auf die erhaltenen HU-Werte und damit Knochendichtewerte zeigen.

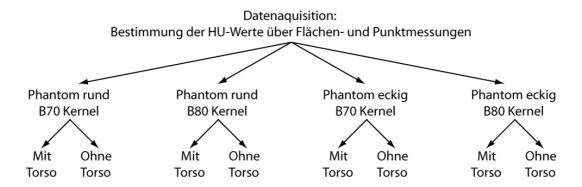


Abb. 3.10: Schema der Vorgehensweise zur Bestimmung der Houndsfieldwerte, um die Genauigkeit der grafischen Datenaquisition zu untersuchen

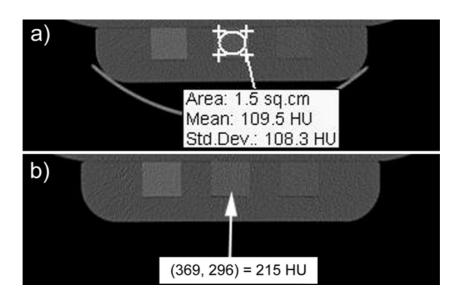


Abb. 3.11: Bestimmung der Houndsfieldwerte per Software: a) Flächenbestimmung des HU-Wertes; b) Punktbestimmung des HU-Wertes

Der Graph in Abb. 3.12 zeigt deutlich den Einfluss der Dicke des gescannten Materials. Es lässt sich ableiten, dass bei zunehmender Dicke des Materials die HU-Werte abnehmen. Bei dem hier verwendeten Torsophantom erhält man ca. 12,5% niedrigere HU-Werte. Daraus folgt, dass die Größe des Präparates bei der Knochendichtebestimmung berücksichtigt werden muss.

Abb. 3.12 macht deutlich, dass der Kernel, mit dem das CT-Bild berechnet wurde, keinen Effekt auf die gemessenen HU-Werte hat. Abb. 3.13 enthält zwei Graphen, die den Unterschied zwischen den Kalibrationskurven für verschiedene Materialdicken aufzeigen. Da zwischen den verschiedenen Kernels kein Unterschied besteht, ist hier aus Gründen der Übersichtlichkeit nur der Kernel B70 dargestellt. Das Verhältnis HU-Wert zu Kalzium Hydroxylapatit beträgt ohne Torso 1,20 HU/mg und mit Torso 1,05 HU/mg. Mit anderen Worten verläuft die Kalibrationskurve bei steigender Dicke flacher.

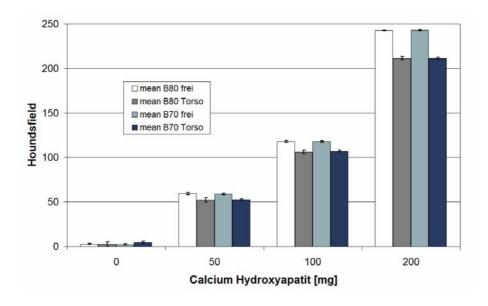


Abb. 3.12: Einfluss der Materialdicke und des Kernels auf die gemessenen HU-Werte

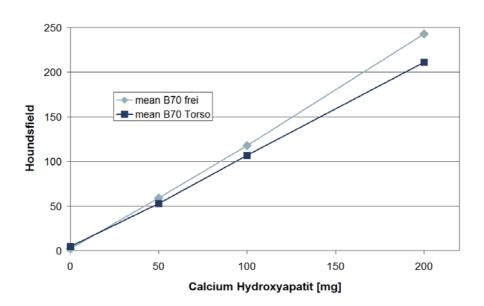


Abb. 3.13: Kalibrationskurven zur Umrechnung der aus dem CT-Scan ermittelten HU-Werte in Knochendichte

Nachdem die Kalibrationskurven für den verwendeten CT-Scanner somit bekannt sind, ist es möglich sie zur Messung der Knochendichte auf die CT-Scans der Präparate anzuwenden. Es sei noch darauf hingewiesen, dass sämtliche Scans mit gefrorenen Präparaten vorgenommen wurden. Dies hat nach Brinckmann et al. (1988) Auswirkungen auf die Messungen der Knochendichte. So haben sie eine durchschnittlich um 18% niedrigere Knochendichte bei tiefgefrorenen Präparaten beobachtet im Verhältnis zu Präparaten, die sich auf Höhe der Raumtemperatur befanden.

3.1.6 Die Präparation

Vor der Testung werden die Wirbelsäulen bei Raumtemperatur etwa 8 Stunden lang aufgetaut, präpariert und für die Versuche in zwei Funktionseinheiten zerteilt.



Abb. 3.14: Für Vorversuche präpariertes Präparats (LWS 19). Der beschädigte Querfortsatz und der cranial/caudale Schnitt auf der Vorderseite stammen von der Explantation

Die Muskeln an den Präparaten werden entfernt, während die zentrale Bandstruktur (Ligamenta longitudinale) erhalten bleibt (s. Abb. 3.14). Reste des Muskelgewebes bleiben allerdings am Präparat, weil sie keine mechanische Wirkung mehr haben, jedoch Schutz vor Austrocknung bieten. Zusätzlich verkürzt dieses Vorgehen die Präparationszeit. Das Vorgehen bei der Präparation beschreibt die folgende Präparationsvorschrift.

Vortag:

- Vorbereitung des Präparationstisches und entsprechender Werkzeuge und Materialien (Skalpelle, Zange, Pinzette, Oszillationssäge, Unterlage, Ringerlösung, Ureol, Füllstoff, Plastiktüten, Knete, Becher, Spritze, Spatel, Filzschreiber, Raspel, Eingussflansche, Eingussgestelle, Schrauben)
- 2. Entnahme des Präparates aus der Tiefkühltruhe. Auftauen in geschlossener Plastiktüte bei Raumtemperatur.
- 3. Ausdrucken der lateralen Röntgenaufnahme des Präparates und Bereitlegen der Präparatbeurteilung.

Testtag:

1. Einfetten der vier Flansche und beteiligter Komponenten (beide Einflanschhilfen, Schrauben etc.)

- Entnahme des Präparates aus dem Gefrierbeutel und Entfernung des Zellstoffes (eventuelle Restbestände unter fließendem warmen Wasser entfernen)
- 3. Ständige Befeuchtung des Präparates während der Präparation mit Ringerlösung (ca. alle 15 Minuten besprühen)
- 4. Feststellung von Präparatoberseite und Präparatunterseite.
- 5. Längsinzision am Rande der Proc. spinosi zur Erschließung und Präparation der dorsalen Muskelloge jeweils beidseitig vom Proc. transversus ausgehende Abpräparation des Muskelgewebes Richtung dorsaler Elemente
- Entfernen des ventralen Muskelgewebes entlang des Pedikels unter Schonung des Periostes und vorderen Längsbandes (kleine Muskelreste nicht entfernen)
- 7. Sammeln des abpräparierten Gewebes in einer zurechtgeschweißten Plastiktüte zur Entsorgung
- 8. Identifizierung der zu untersuchenden Wirbelkörper mit Hilfe des ausgedruckten Bildes
- Durchtrennung der Ligg. intertransversaria, Ligg. interspinalia, Lig. alatum auf Höhe L1-L2, L3-L4 sowie L5-S1 und Entfernung des restlichen Gewebes in diesen Bereichen
- 10. Durchtrennen der Ligg. intertransversaria auch an den Funktionseinheiten
- 11. Mittige Durchtrennung der entsprechenden Bandscheiben mit einem scharfen Messer (Schnitt bis Facettengelenke)
- 12. Incision der Kapsel und Verbundlösung der Zygapophysial-Gelenke (nicht sägen)
- 13. Entfernung des leicht zugänglichen Teils der Cauda equina
- 14. Messen der Bandscheibendiagonalen (cranial und caudal) am Präparat L4-L5 und bilden des Mittelwertes
- 15. (Grobe Begutachtung der durchtrennten Bandscheiben wurde gestrichen, weil keine relevante Aussage getroffen werden kann)
- 16. Entfernen der Bandscheibenreste und Abraspeln des Gewebes im Bereich der Endplatten
- 17. Fotografieren des Präparates von anterior, posterior, kranial und kaudal
- 18. Ausrichten des Präparates in den geschlitzten Flanschen (festschrauben), so dass die Querschnittsfläche der zu testenden Bandscheibe parallel zur Flanschunterseite ist (Abweichung max. 5°).
- 19. Abdichten zwischen Schlitz und Proc. spinosus mit Knete
- 20. Bei Bedarf dürfen die Querfortsätze und die nicht benötigten Facettengelenke gekürzt werden
- 21. Einflanschen:

- Anmischen des Eingusspolymers (50/50 Ureol, Substanzen vorher gut durchmischen, erst den Binder dann den Härter hinzugeben)
- Eingießen mittels Spritze
- Spritze säubern
- Masse ca. 20 min aushärten lassen
- Alle fünf Minuten Abkühlung durch Besprühen des Topfes und des Präparates mit Ringerlösung (nicht des Ureols)
- Eingießen der anderen Seite in gleicher Weise
- 22. Umhüllung des eingeflanschten Präparates mit Zellstoff und Frischhaltefolie zum Transport zur Prüfmaschine
- 23. Testung

Nach der Testung:

- 1. Markieren des cranialen (L2 bzw. L4) und caudalen (L3 bzw. L5) Ureolblocks.
- 2. Einschweißen der Präparate
- 3. Einfrieren der Präparate

3.1.7 Morphologische Klassifizierung

3.1.7.1 Frobin Klassifizierung

Es wurde eine Klassifizierung der Bandscheibenhöhe nach Frobin et al. (1997) durchgeführt. Bei dieser Methode ist es möglich, anhand einfacher lateraler Übersichtsröntgenaufnahmen der Wirbelsäule die Bandscheibenhöhe zu bestimmen und anschließen mit Normwerten zu vergleichen. Die Normwerte beruhen auf der Auswertung der Röntgenaufnahmen von 892 gesunden Männern und Frauen im Alter von 16 bis 57 Jahren. Die Methode zeichnet sich dadurch aus, dass die Vermessung unbeeinflusst von Verzerrungen der Röntgenaufnahmen ist. Auch geringe Abweichungen von der idealen Projektion in Bezug auf axiale Rotation und Seitneigung haben keine Auswirkung auf das Ergebnis. Des Weiteren sind die Normwerte nach Altersklassen unterteilt. Somit wird auch das Alter bei der Klassifizierung berücksichtigt.

Als erstes werden bei zwei benachbarten Wirbelkörpern die ventralen und dorsalen Eckpunkte bestimmt (vgl. Abb. 3.15). Durch die Mittelpunkte der Verbindungslinien zwischen 1 und 3, sowie 2 und 4 werden jeweils die Mittenebenen gelegt. Aus den beiden Mittenebenen resultiert die Winkelhalbierende. Der Abstand der ventralen Ecken ergibt sich aus dem Lot des jeweiligen Eckpunktes auf die Winkelhalbierende. Einflüsse, die durch Extensions- oder Flexionshaltung entstehen werden durch folgende Formel korrigiert.

$$Bandscheibenh\"{o}he_{korrigiert} = Bandscheibenh\"{o}he_{gemessen} + (W_s - W_g) \cdot SL \qquad (3.1)$$

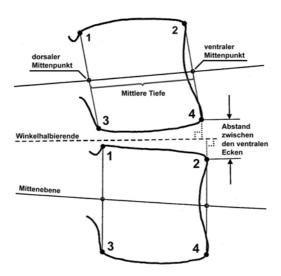


Abb. 3.15: Skizze des Vorgehens zur Bestimmung der Bandscheibenhöhe anhand eines lateralen Röntgenbildes (nach Frobin et al., 1997)

Nach Untersuchungen von Frobin et al. (1997) existiert ein linearer Zusammenhang zwischen Bandscheibenwinkel und Lordosewinkel, zu dem die Steigung SL gehört. Die gemessene Bandscheibenhöhe kann somit mit der Differenz aus dem Standardwinkel $W_{\rm s}$ und dem Lordosewinkel $W_{\rm g}$ und der anschließenden Multiplikation mit SL zum Vergleich korrigiert werden.

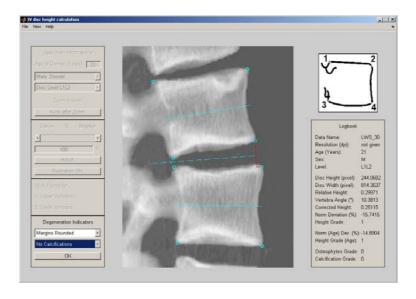


Abb. 3.16: Mit Matlab erstelltes Programm zum Klassifizieren der Bandscheiben nach Frobin et al. (1997)

Für die Klassifizierung kamen die mit den CT Daten generierten Röntgenbilder zum Einsatz (s. Abschn. 3.1.4). Abweichend von der Veröffentlichung erfolgt die Frobin Klassifikation mit Unterstützung eines in Matlab programmierten Tools, welches unabhängig von diesem Projekt programmiert wurde (s. Abb. 3.16). Dies ermöglicht ein genaueres Messen gegenüber dem Messen von Hand. Die Auswertung erfolgt ebenfalls durch die Software, was eine weitere Fehlerquelle ausschließt.

3.1.7.2 Thompson Klassifizierung

Thompson et al. (1990) haben ein fünfstufiges Bewertungsschema zur Beurteilung von humanen Bandscheiben entwickelt. Für die Beurteilung des morphologischen Zustandes dienen der Nucleus, der Annulus fibrosus, die Endplatten und die Wirbelkörper. Tab. 3.4 zeigt die Merkmale anhand derer die Bandscheiben klassifiziert werden.

Tab. 3.4: Tabelle mit den morphologischen Merkmalen zur Einteilung in die verschiedenen Degradationsstufen angelehnt an Thompson et al. (1990)

Degrada- tionsgrad	Nucleus	Annulus	Endplatten	Wirbelkörper
I	nach außen wölbendes Gel	einzelne faserige Lamellen	gleichmäßig dicker hyaliner Knorpel	abgerundete Ränder
II	weißes, faseriges Gewebe am Rand	gallerartige Massen zwischen den Fasern	unregelmäßig dicker hyaliner Knorpel	scharfe Ränder
III	verfestigtes faseriges Gewebe	umfangreiche gal- lertartige Durch- dringung; Verlust der Annulus-Nu- kleus Abtrennung	lokale Defekte im Knorpel	Erste Chondrophyten und Osteophyten am Rand
IV	horizontale Risse parallel zu den Endplatten	lokale Risse	übergreifender Faserknorpel vom subchondralen Knochen; irreguläre lokale Sklerose des subchondralen Knochens	Osteophyten kleiner als 2 mm
V	Risse dehnen sich üb den Annulus aus	per den Nucleus und	Diffuse Sklerose	Osteophyten größer als 2 mm

Alle 60 Funktionseinheite der Haupt- und Kontrollversuche wurden mit einer Präzisionssäge (Exakt, Norderstedt, Deutschland) entlang der midsagittalen Ebene durchgeschnitten, die Schnittflächen gereinigt und fotografiert. Die dazu konstruierte Sägevorrichtung ist in Abschn. 3.3.4 detailliert beschrieben. Abweichend zur Veröffentlichung von Thompson et al. (1990) erfolgte der Schnitt allerdings nicht 5 mm parallel, sondern entsprechend der ebenfalls durchgeführten Klassifizierung nach Brinckmann et al. (1988) durch die midsagittale Ebene (s. Abschn. 3.1.7.3).

3.1.7.3 Brinckmann Klassifizierung

Brinckmann et al. (1988) haben in ihrer Studie Funktionseinheiten der Lendenwirbelsäule mit 20% bis 70% der Versagenslast zyklisch belastet. Dies war Ihnen möglich, indem sie die Versagenslast zuerst anhand einer Funktionseinheit mit einem Versagenstest bestimmten und unter Verwendung des Ergebnisses eine zweite Funktionseinheit derselben Lendenwirbelsäule einem Festigkeitsversuch unterwarfen.

Tab. 3.5: Von Brinckmann et al. (1988) abgeleitetes Klassifikationsschema für die Versagensarten bei Wirbelkörpern in Festigkeitsversuchen. Das Klassifikationsschema basiert auf den Versuchsergebnissen ihrer Studie.

Versagensmuster	
Sternenförmige Fraktur der Endplatte:	
mindestens. zwei Risse laufen vom Zentrum der Endplatte zum äußeren Rand	
Stufenförmige Fraktur der Endplatte:	7
ein Riss in der Endplatte, der eine Stufe von 1 – 4 mm hervorruft	
Endplattenvertiefung:	
die Endplatte verformt sich schalenförmig; die darunterliegende trabekuläre Knochenstruktur zerbricht dabei	
Transverse Fraktur:	
transverse Fraktur durch den gesamten Wirbelkörper; tritt gewöhnlich aud mittlerer Höhe des Wirbelkörpers auf	
Kantenfraktur:	2
keilförmige Frakturstücke an der äußeren Kante der Endplatte	
Y-Fraktur:	\sim
eine Kombination aus der Endplattenvertiefung und einem Y-förmigen Riss der ungefähr entlang der vertikalen Achse des Wirbelkörpers verläuft	
Eindringende Bandscheibe:	
eindringen eines Teils der Bandscheibe in die darunterliegende trabekuläre Knochenstruktur; zu beobachten in Kombination mit einer der obigen Frakturtypen	

Die sieben während der Versuche aufgetretenen Frakturen haben Brinckmann et al. (1988) zur Erstellung eines Klassifikationsschemas genutzt. Tab. 3.5 gibt eine kurze Beschreibung einzelnen Frakturarten mit deren Hilfe auch die Frakturen in den hier ausgeführten Versuchen klassifiziert werden sollen.

3.2 Übersicht über die Messungen

Die wesentlichen mechanischen Prüfungen werden mit dem Bewegungssegment L4/L5 im Hauptversuch durchgeführt. Zeitgleich zur mechanischen Prüfung von L4/L5 testet eine zweite Prüfmaschine in einem Kontrollversuch das Setzverhalten der Funktionseinheit L2/L3 (s. Abb. 3.17). Dabei entstammen beide Funktionseinheiten von ein- und derselben Lendenwirbelsäule. Zur Gewährleistung konsistenter Bedingungen während der relativ langen Prüfabläufe befinden sich die Präparate wäh-

rend der gesamten Versuche in auf 37°C temperierter physiologischer Kochsalzlösung.

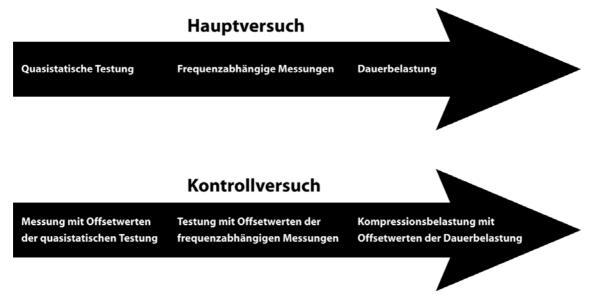


Abb. 3.17: Darstellung des zeitlichen Ablaufes des Hauptversuches und des simultan erfolgenden Kontrollversuches

Die Messungen werden an insgesamt 30 Präparaten durchgeführt. Der Hauptversuch ist in mehrere Abschnitte unterteilt. Die Messung beginnt mit einer quasistatischen Testung. Es folgen je nach Versuch in unterschiedlicher Reihenfolge frequenzabhängige Messungen unter Kompression, unter Schub und unter Kombination von Kompression und Schub (s. Abb. 3.18). Bei einer Hälfte der Präparate werden die Auswirkungen von Scherbelastungen in der Sagittalebene, bei der anderen Hälfte Scherbelastungen in der Frontalebene untersucht. Danach kommt es zu einer Dauerbelastung des Präparates unter Verwendung von einer von insgesamt 5 Messvarianten. Somit stehen für jede Messvariante 30 / 5 = 6 Präparate zur Verfügung. Im Laufe der Dauerbelastung erfolgen immer wieder Messzyklen zur Parameterbestimmung, um etwaige Änderungen der Eigenschaften der Präparate bei der Auswertung der Messwerte beobachten zu können.

Auch wenn es möglich ist, dass die quasistatischen und frequenzabhängigen Messungen in gewissem Maße schon zu einer Vorschädigung im Bezug auf die Dauerfestigkeit führen können, so ist der Einfluss jedoch als gering einzuschätzen. Dies gilt insbesondere, da der Fokus dieser Studie auf hohen Lastspielzahlen liegt und die gewählten Belastungen bei den quasistatischen und frequenzabhängigen Messungen folglich entsprechend gering gewählt worden sind.

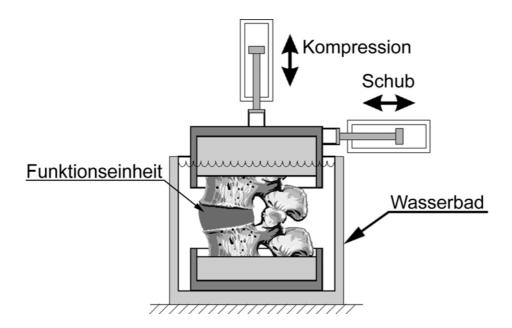


Abb. 3.18: Mechanisches Prinzip des zweiachsigen Belastungsfalls, d.h. Kompressions- und Schubbelastung der Funktionseinheit, umgeben von temperierter physiologischer Kochsalzlösung

Parallel zur Messung der Verformung über einen Wegaufnehmer wird bei jeder Bandscheibe der Funktionseinheit L4/L5 der Bandscheibendruck über einen Miniaturdruckaufnehmer aufgenommen. Dieser wird über den Annulus fibrosus in den Nucleus eingeführt (Keller et al., 1987). Des Weiteren wird die komplette Lastsituation aller 6 Freiheitsgrade erfasst.

Der Kontrollversuch übt auf die Funktionseinheit L2/L3 eine Kompressionskraft aus. Die Höhe dieser Kompressionskraft entspricht der Höhe der Kompressionkraft, die zur selben Zeit die Funktionseinheit des Hauptversuches belastet. Dabei wird allerdings nur der Offsetwert der Kompressionskraft übernommen, nicht jedoch die bei L4/L5 zusätzlich angefahrenen Amplituden.

3.2.1 Messungen beim Hauptversuch

3.2.1.1 Quasistatische Messungen

Tab. 3.6 zeigt die einzelnen Belastungsschritte der quasistatischen Messung, die jeweils mit einer Identifikationsnummer gekennzeichnet sind. Die Blockbezeichnung ist, entsprechend der Funktion der quasistatischen Messung, Konditionierung. Für jeden Belastungsschritt sind die notwendigen Parameter für die Normal- und Schubbelastung aufgetragen. Es existieren die drei verschiedenen Kraftverläufe Konstantlast (---),Rampe von 0N auf Maximalwert und zurück (_∧_) und Rampen um Offsetwert herum (-/√-). Des weiteren sind Offset, Frequenz und Amplitude der Belastung angegeben, sowie die Anzahl der durchlaufenden Perioden im Falle von rampenförmiger oder sinusförmiger Belastung der Funktionseinheit. Im Folgenden wird der Verlauf der quasistatischen Messung im Detail beschrieben.

Für die quasistatischen Messungen unterliegt die Funktionseinheit L4/L5 rampenförmigen auf- und absteigenden Kompressionsbelastungen von 0 bis 2000 N mit einer Periodendauer von 200 s, sowohl mit als auch ohne Einfluss von Scherbelastungen.

Die Scherbelastung wird in Stufen bis maximal ±200N aufgebracht. Für das Verhalten bei Schub in sagittaler Richtung werden rampenförmige auf- und absteigende Schubbelastungen von –200 N bis +200 N mit derselben Periodendauer (4 N/s) nacheinander in Kombination mit 3 Stufen von Kompression (0 N, 1000 N, 2000 N) durchgeführt.

Tab. 3.6: Tabellarische Übersicht zur quasistatischen Messung (Konditionierung). Die Belastungsmodi sind Konstantlast (---), Rampe von 0N auf Maximalwert und zurück (_/_) oder Rampen um Offsetwert (-/\/-).

-Nr.	bez.		Normalkraft [N]					Schubkraft [N]					
IdentNr.	Blockbez	Art	Offset	Freq.	Ampl.	Anzahl	Art	Offset	Freq.	Ampl	Anzahl	Dauer	
1		_/_	-1000	0,005 Hz	-1000	2		0	1	1	1	400s	
2	ng	_/_	-1000	0,005 Hz	-1000	2		200	1	1	1	400s	
3	Konditionierung	_/_	-1000	0,005 Hz	-1000	2		-200	1	1	/	400s	
4	ioni		0	1	1	1	-N-	0	0,005 Hz	200	2	400s	
5	ndit		-1000	1	1	1	-N-	0	0,005 Hz	200	2	400s	
6	Ko		-2000	1	1	1	-/V-	0	0,005 Hz	200	2	400s	
7				0			0					~5 min	

Da bei Messungen an unbelasteten Segmenten sehr hohe Setzungseffekte auftreten und da trotz langer Periodendauern immer noch viskoelastische Effekte zu erwarten sind (Huber et al., 2001), werden jeweils zwei komplette Zyklen durchfahren. Nur der zweite Messzyklus dient später zur Auswertung. Die quasistatischen Messungen dienen außerdem der Konditionierung der Präparate für die nachfolgenden Abschnitte der Messungen. Die reine Messdauer der quasistatischen Messung beträgt etwa 40 min.. Nach den Messungen wird das Präparat ca. 5 min. lastfrei gehalten.

3.2.1.2 Frequenzabhängige Messungen

Die frequenzabhängigen Messungen werden mit sinusförmigen Belastungen mit 20 verschiedenen Frequenzen im arbeitsmedizinisch relevanten Frequenzbereich von 1 Hz - 12 Hz durchgeführt. Die Frequenzbereiche sind von 1-6 Hz in Stufen von 0,5 Hz und bei 6 – 12 Hz in Stufen von 1 Hz unterteilt, was eine Gesamtzahl von 17 Frequenzstufen ergibt.

Kompressionsbelastungen

Für die Messungen bei Belastung mit dynamischen Kompressionskräften kommt es zu einer Kombination von drei verschiedenen mittleren Belastungen (500 N; 800 N; 1100 N) mit fünf verschiedenen Amplituden (200 N; 400 N; 550 N; 700 N; 1000 N). In

Tab. 3.7 sind die verwendeten Kombinationen FK der Mittelwerte und Amplituden für die Kompressionsbelastung angegeben.

Tab. 3.7: Kombinationen der Mittelwerte und Amplituden bei Kompressionsbelastung mit Angabe der sich daraus ergebenden Maximal- und Minimalkräfte

[N]	FK1	FK2	FK3	FK4	FK5	FK6	FK7	FK8	FK9	FK10	FK11
Offset/Mittelwert	500	500	800	800	800	800	1100	1100	1100	1100	1100
Amplitude	200	400	200	400	550	700	200	400	550	700	1000
Maximum	700	900	1000	1200	1350	1500	1300	1500	1650	1800	2100
Minimum	300	100	600	400	250	100	900	700	550	400	100

Tab. 3.8: Ausschnitt aus dem Messprotokoll mit dem Ablauf der Messung für die Kompressionsbelastung. Die hier vorkommenden Belastungsmodi sind Konstantlast (---) und einfacher Sinus (~)

Ä.	4)			Normalk	raft [N]			Sc	hubkra	aft [N]		
ldentNr.	Blöcke	Art	Offset	Freq.	Ampl.	Anzahl	Art	Offset	Freq.	Ampl	Anzahl	Dauer
8		~	-500	1-12Hz	-200	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s
9	•	~	-500	1-12Hz	-400	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s
10		~	-800	1-12Hz	-200	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s
11		~	-800	1-12Hz	-400	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s
12	ıft	~	-800	1-12Hz	-550	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s
13	Normalkraft	~	-800	1-12Hz	-700	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s
14	ırmı	~	-1100	1-12Hz	-200	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s
15	ž	~	-1100	1-12Hz	-400	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s
16	•	~	-1100	1-12Hz	-550	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s
17		~	-1100	1-12Hz	-700	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s
18		~	-1100	1-12Hz	-1000	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s
7			0						0			~5 min

Tab. 3.8 zeigt den Verlauf der Messung mit reinen Kompressionslasten. Dementsprechend befindet sich das Kraftniveau der Schubkraft konstant bei 0N. Die Normalkraft der einzelnen Belastungsschritte folgt den in Tab. 3.7 angegebenen Kombinationen von Offset- bzw. Mittelwert und Amplitude. Für jede der 17 Frequenzstufen bekommt die Regelung der Testmaschine eine Einschwingzeit von 4 s, auf die jeweils 8 volle Schwingungen für die Auswertung folgen. Die reine Messdauer beträgt ca. 22 min, gefolgt von einer ca. 5 minütigen Ruhephase.

Schubbelastungen

Für die Messungen bei Belastung mit dynamischen Schubkräften in anteriorposteriorer oder lateraler Richtung werden vier Mittelwerte (0 N; 100 N; 200 N; -100 N) mit drei Amplitudenwerten (50 N; 125 N; 200 N) kombiniert. Die eingesetzten Kombinationen FS für die Schubbelastung können Tab. 3.9 entnommen werden.

Tab. 3.9: Kombinationen der Mittelwerte und Amplituden bei den frequenzabhängigen Messungen in Schubrichtung mit sich daraus ergebender Maximalund Minimallast

[N]	FS1	FS2	FS3	FS4	FS5	FS6	FS7	FS8	FS9	FS10	FS11	FS12
Offset/Mittelwert	0	0	0	100	100	100	200	200	200	-100	-100	-100
Amplitude	50	125	200	50	125	200	50	125	200	50	125	200
Maximum	50	125	200	-50	25	100	-150	-75	0	150	225	300
Minimum	-50	-125	-200	-150	-225	-300	-250	-325	-400	50	-25	-100

Tab. 3.10: Messprotokollausschnitt mit dem Ablauf des Schubbelastungstests. Die hier vorkommenden Belastungsmodi sind Konstantlast (---) und einfacher Sinus (~)

ž.	4)		No	rmalkr	aft [N]				Schubk	raft [N]		
ldentNr.	Blöcke	Art	Offset	Freq.	Ampl.	Anzahl	Art	Offset	Freq.	Ampl	Anzahl	Dauer
19			-800	1	1	1	~	0	1-12Hz	50	17*(4s+8c)	107s
20			-800	1	1	1	~	0	1-12Hz	125	17*(4s+8c)	107s
21			-800	1	1	1	~	0	1-12Hz	200	17*(4s+8c)	107s
22			-800	1	1	1	~	+100	1-12Hz	50	17*(4s+8c)	107s
23			-800	1	1	1	~	+100	1-12Hz	125	17*(4s+8c)	107s
24			-800	1	1	1	~	+100	1-12Hz	200	17*(4s+8c)	107s
25			-800	1	1	1	~	+200	1-12Hz	50	17*(4s+8c)	107s
26			-800	1	1	1	~	+200	1-12Hz	125	17*(4s+8c)	107s
27			-800	1	1	1	~	+200	1-12Hz	200	17*(4s+8c)	107s
28			-800	1	1	1	~	-100	1-12Hz	-50	17*(4s+8c)	107s
29	raft		-800	1	1	1	~	-100	1-12Hz	-125	17*(4s+8c)	107s
30	Schubkraft		-800	1	1	1	~	-100	1-12Hz	-200	17*(4s+8c)	107s
7	Sch		0					_	0			~5 min

Sämtliche Messungen mit Schubbelastung erfolgen mit einer konstanten axialen Vorlast von 800 N. Die reine Messdauer beträgt ca. 22 min. Tab. 3.10 zeigt den Ausschnitt aus dem Messprotokoll für die Messungen bei Schubbelastung. Da es sich

hier um eine Messung handelt, bei der der Einfluss der Schubbelastung untersucht werden soll, hält die Testmaschine die Normalkraft konstant auf 800 N.

Die Schubbelastung erfolgt entsprechend der in Tab. 3.9 angegebenen Kombinationen von Offsetwerten und Amplituden in Form von Sinusschwingungen. Wie schon bei der Kompressionbelastung erhält das System eine Einschwingszeit von 4 s auf die 8 Messzyklen folgen. Die Frequenzen folgen einander wieder entsprechend der weiter oben bereits angegebenen 17 Frequenzstufen.

Kombinierte Belastungen

Um den Einfluss kombinierter Belastungen auf die Verformung bei verschiedenen Frequenzen zu untersuchen, wird eine harmonische Kompressionsbelastung (Mittelwert 800 N, Amplitude 700 N) mit einem konstanten Schub von 100 N kombiniert (s. Tab. 3.11). Einschwingzeit und Messzyklen sind wie bei den vorigen Messungen gewählt. Die reine Messdauer beträgt ca. 2 min. Nach den frequenzabhängigen Messungen wird das Präparat ca. 5 min lastfrei gehalten.

Tab. 3.11: Messprotokollausschnitt mit dem Ablauf des Kombinationsbelastungstests. Die hier vorkommenden Belastungsmodi sind Konstantlast (---) und einfacher Sinus (~)

-Nr.	4)			Normalkraft [N]				Schubkraft [N]				
Ident	Blöcke	Art	Offset	Freq.	Ampl.	Anzahl	Art	Offset	Freq.	Ampl	Anzahl	Dauer
31	Kombin.	~	-800	1-12Hz	-700	17*(4s+8c)		+100	1	1	1	107s
7	Ко		0					0				

3.2.1.3 Dauerbelastungen

Zur Bestimmung der Dauerbelastbarkeit des Bewegungssegmentes L4/L5 werden wie bereits zuvor erwähnt 5 Kombinationen von Mittelwerten (500 N; 1000 N; 1500 N) und Schwingungsamplituden (500 N; 750 N; 1000 N) an jeweils 6 Präparaten getestet. Die Belastungskombinationen D, welche die Funktionseinheiten auf ihre Dauerbelastbarkeit testen sollen, kommen dabei mit den in Tab. 3.12 aufgezeigten Kombinationen zum Einsatz.

Tab. 3.12: Kombinationen der Mittelwerte und Amplituden der Kompressionslasten beim Dauerlastversuch (Absolutwerte)

[N]	D1	D2	D3	D4	D5
Offset/Mittelwert	500	1000	1000	1000	1500
Amplitude	500	500	750	1000	500
Maximum	1000	1500	1750	2000	2000
Minimum	0	500	250	0	1000

Tab. 3.13: Ausschnitt aus dem Messprotokoll mit dem Ablauf der Messung für die Dauerbelastung. Die hier eingesetzten Belastungsmodi sind Konstantlast (---), Rampe von 0N auf Maximalwert und zurück (_/_), einfacher Sinus (~) und sinusförmige Dauerbelastung (~~~)

Ä.				Normalk	raft [N]			
IdentNr.		Art	Offset	Freq.	Ampl.	Anzahl		Dauer
33		_/_	-1000	0,005 Hz	-1000	2		400s
34		~	-800	2Hz	-550	16		8s
35		7	-800	5Hz	-550	28		5,6s
36	•	~	-800	10Hz	-550	48		4,8s
37		~~~	-500, -1000, -1500	5Hz	-500, -500,-750,- 1000 -500	1000		200s
38	•	_/_	-1000	0,005 Hz	-1000	2	t	400s
39	•	~	-800	2Hz	-550	16	geregelt	8s
40		~	-800	5Hz	-550	28	ger	5,6s
41		~	-800	10Hz	-550	48	N 0	4,8s
42	Dauerversuch	~~~	-500, -1000, -1500	5Hz	-500, - 500 ,-750,- 1000 -500	9000	Schubkraft auf 0 N	30min
43		_/_	-1000	0,005 Hz	-1000	2	Š	400s
44	•	~	-800	2Hz	-550	16		8s
45	•	~	-800	5Hz	-550	28		5,6s
46	•	~	-800	10Hz	-550	48		4,8s
47		~~~	-500, -1000, -1500	5Hz	-500, -500,-750,- 1000 -500	90000		300min
48		_^_	-1000	0,005 Hz	-1000	2		400s
49		~	-800	2Hz	-550	16		8s
50		~	-800	5Hz	-550	28		5,6s
51		~	-800	10Hz	-550	48		4,8s
N	lessz	eit ohr	ne Pause	n für Datena	aufnahme und l	Jmschalte	en	~ 6h

Tab. 3.13 zeigt das Messprotokoll für die Dauerbelastungsmessung. Die Belastungsschritte, bei denen das Präparat auf seine Dauerbelastbarkeit hin getestet wird, sind unter den Ident.-Nr. 37, 42 und 47 zu finden. Repräsentativ ist hier der Belastungsfall

D2 mit einer Kompression von 1000 N und einer Amplitude von 500 N hervorgehoben dargestellt.

Während der gesamten Dauerbelastungsmessung wird die Schubkraft lastfrei auf 0 N gehalten. Die Lastspielzahl beträgt ca. 10⁵ Lastspiele bei 5 Hz. Daraus ergibt sich eine Prüfdauer von ungefähr 6 Stunden. Die Minimal- und Maximalwerte der Verformung werden hierbei kontinuierlich aufgezeichnet und überwacht, so dass der Versuch bei einer sprunghaften Veränderung der Verformung abgebrochen werden kann.

3.2.1.4 Messzyklen zur Parameterbestimmung

Um Veränderungen der Materialparameter bei fortschreitender Dauerbelastung dokumentieren zu können, werden gesonderte Messzyklen aufgenommen. Die Parameterbestimmung erfolgt jeweils vor Messbeginn, nach 1.000, nach 10.000 und nach 100.000 Zyklen. Die Wahl der Zehnerpotenzen ergibt sich aus der Beobachtung, dass es bei Bewegungssegmenten zwischen der aufgebrachten Dauerlast und der Lastspielzahl bis zum Versagen einen nahezu logarithmischen Zusammenhang zu geben scheint (Hansson et al., 1987).

Bei Betrachtung der ersten Parameterbestimmung von Ident.-Nr. 33-36 lässt sich der Aufbau eines Messzyklusses erkennen (s. Tab. 3.13). Jeder Messzyklus besteht aus vier Einzelmessungen. Die Messung beginnt mit zwei Kraftrampen, die bis auf eine maximale Kompression von 2000 N ansteigen und anschließend wieder bis auf 0 N abfallen. Danach folgen jeweils drei sinusförmige frequenzabhängige Messungen mit 2 Hz und 16 Zyklen, mit 5 Hz und 28 Zyklen sowie mit 10 Hz und 48 Zyklen unter einer Kompression bzw. Offsetkraft von 800 N. Die Messdauer einer Parameterbestimmung beträgt ca. 7 min.

3.2.2 Ermittlung der Reihenfolge der Wirbelsäulenmessungen

Bei seriellen Messungen besteht stets die Möglichkeit, dass ermittelte Unterschiede durch nichtreversible systematische Materialänderungen vorangegangener Messungen erzeugt werden. Deshalb sollen die verschiedenen Wirbelsäulenmessungen nicht in fester Reihenfolge durchgeführt werden. Stattdessen sollen die vielen Einzelmessungen zur Bestimmung der dynamischen Parameter in Blöcken variiert werden.

Eine gesamte Messung ist insgesamt in fünf Blöcke aufgeteilt: quasistatische Messung, Kompressionsbelastung, Schubbelastung, kombinierte Belastung und Dauerbelastung. Von den fünf Blöcken sollen die Kompressionsbelastung, die Schubbelastung und die kombinierte Belastung kontinuierlich durchgetauscht werden. Hinzu kommt die Scherrichtung in der die Funktionseinheit belastet wird, sprich in lateraler oder anterior/posteriorer Richtung. Bei Variierung der Reihenfolge ist darauf zu achten, dass nicht bestimmte Scherrichtungen, Blöcke oder Teile davon gehäuft am Anfang oder Ende der Testungen auftreten. So sollten z.B. nicht alle Messungen mit Schub in anterior-posteriorer Richtung am Anfang der Studie durchgeführt werden. Dies verhindert einen Einfluss auf die Messergebnisse durch etwaige Lernkurven. Gleiches gilt für die Belastungsstufe bei den Dauerbelastungen. Sie sollten gleichmäßig über die 30 zu testenden Lendenwirbelsäulen verteilt sein.

Damit bleiben bei 30 Präparaten mit zwei Schubrichtungen und fünf verschiedenen Dauerlastversuchsstufen (s. Tab. 3.12) nur noch drei Kombinationsmöglichkeiten für Normalkraftbelastung, Schubkraftbelastung und Normalkraftbelastung kombiniert mit Schubkraftbelastung übrig (2·5·3 = 30). Die zwei mit DMS zu beklebenden Präparate werden aus der Betrachtung ausgeschlossen. Es wurden deshalb die in Tab. 3.14 angegebenen drei Kombinationen für die Reihenfolge der mittleren Blöcke gewählt.

Tab. 3.14: Festgelegte Kombinationsmöglichkeiten für die Normallast, die Schublast und die Kombinationsbelastung, die bei den Messungen zum Einsatz kommen.

Bezeichnung Untergruppe	2. Block	3. Block	4. Block
1. Reihenfolge	Normallast	Schublast	Kombibelastung
2. Reihenfolge	Kombibelastung	Normallast	Schublast
3. Reihenfolge	Schublast	Normallast	Kombibelastung

Um eine möglichst ausgeglichene zeitliche Reihenfolge der Versuche zu bestimmen kann ein Kostenfunktional hinzugezogen werden. Ein Kostenfunktional ist eine Entscheidungsgrundlage bei der in einem mehrdimensionalen Raum das globale Minimum, welches die optimale Lösung bildet, zu bestimmen ist. Folgendes aufgestelltes Kostenfunktional (K) führte zur optimalsten Lösung im Falle der Versuchsreihenfolge:

$$K = \sum_{i=1}^{2} \left(\frac{\sum V_{\text{Richtung(i)}}}{15} - 15.5 \right)^{2} + \sum_{i=1}^{5} \left(\frac{\sum V_{\text{Dauerlast(i)}}}{6} - 15.5 \right)^{2} + \sum_{i=1}^{3} \left(\frac{\sum V_{\text{Reihenfolge(i)}}}{10} - 15.5 \right)^{2}$$
 (3.2)

Hierbei bezeichnet V die zeitlichen Positionen (1. bis 30. Versuch) an welcher die entsprechende Messung durchgeführt wird. Diese Positionen werden für jede Teilmessung gemittelt und dann die mittlere Position ((30+1)/2=15,5) subtrahiert. Die Quadratsumme dieser Einzelwerte bildet dann das Kostenfunktional.

Werden z.B. die 30 Präparate abwechselnd mit a/p und lateralem Schub getestet, dann ergibt sich der erste Teil des Terms zu:

$$\begin{split} K_{\text{Richtung}} &= \sum_{i=1}^{2} \left(\frac{\sum V_{\text{Richtung(i)}}}{15} - 15,5 \right)^{2} = \left(\frac{\sum V_{\text{a/p}}}{15} - 15,5 \right)^{2} + \left(\frac{\sum V_{\text{lateral}}}{15} - 15,5 \right)^{2} \\ &= \left(\frac{225}{15} - 15,5 \right)^{2} + \left(\frac{240}{15} - 15,5 \right)^{2} = (15 - 15,5)^{2} + (16 - 15,5)^{2} = 0,5 \end{split} \tag{3.3}$$

Für den Fall, dass die 30 Präparate erst nur in a/p Richtung und anschließend in lateraler Richtung belastet werden, ergibt sich hingegen ein wesentlich ungünstigeres Kostenfunktional von K_{Richtung} = 112,5. Mit anderen Worten, je gleichmäßiger die zeitmäßige Abfolge der Testungen, desto niedriger das Kostenfunktional.

Für die zeitliche Abfolge der 30 Gesamtmessungen mit unterschiedlichen Reihenfolgen stehen 2,65 10³² Permutationen zur Verfügung. Da das Kostenfunktional nicht

für sämtliche Permutationen berechnet werden kann, wurde das Optimum mit einer Monte-Carlo-Methode aus 20.000.000 zufälligen zeitlichen Abfolgen der Gesamtmessungen ausgewählt.

Die mit diesem gewählten Verfahren erzielten Werte liegen sehr nah an dem angestrebten theoretischen Wert von K=15,5. Tab. 3.15 zeigt die erhaltenen mittleren Positionen der Messabschnitte auf die hin optimiert wurde. Die höchste Abweichung vom Optimalwert befindet sich bei der 2. Dauerlaststufe mit 0,7.

Tab. 3.15: Mittlere zeitliche Gesamtversuchsposition für die Teilmessungen

Unter- gruppe	a/p Schub	Lateral Schub	1. Dauer- last- stufe	2. Dauer- last- stufe	3. Dauer- last- stufe	4. Dauer- last- stufe	5. Dauer- last- stufe	1. Reihen folge	2. Reihen folge	3. Reihen folge
Häufig- keit	15	15	6	6	6	6	6	10	10	10
Mittlere Position	15,7	15,3	15,7	14,8	16	15,5	15,5	15,4	15,7	15,4

Tab. 3.16 zeigt die zeitlichen Abfolge der 30 Versuche, die den günstigsten K-Wert erreichte. Sie gibt außerdem Aufschluss über die Schubrichtung, die Dauerbelastungsstufe und die Blockfolge der einzelnen Versuche.

Tab. 3.16: Variationen der Messungen mit Nummern und zeitlichen Reihenfolgen

	30 Funktionseinheiten																													
Schub	Anterior/posterior Schub (15 FSUs)												Lateral Schub (15 FSUs)																	
Dauerlast	1. Last- stufe (3 FSUs)		е	stufe		е	3. Las stufe (3 FSU		е	4. Last- stufe (3 FSUs)		е	5. Last- stufe (3 FSUs)		1. Last- stufe (3 FSUs)		2. Last- stufe (3 FSUs)		3. Last- stufe (3 FSUs)		4. Last- stufe (3 FSUs)		е	5. Last- stufe (3 FSUs		е				
Blockfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge
zeitl. Position	19. Versuch	20. Versuch	05. Versuch	22. Versuch	06. Versuch	29. Versuch	02. Versuch	25. Versuch	04. Versuch	21. Versuch	01. Versuch	30. Versuch	15. Versuch	24. Versuch	12. Versuch	27. Versuch	09. Versuch	14. Versuch	07. Versuch	17. Versuch	08. Versuch	28. Versuch	26. Versuch	11. Versuch	10. Versuch	13. Versuch	18. Versuch	03. Versuch	16. Versuch	23. Versuch

3.2.3 Messungen des Kontrollversuches

Um abschätzen zu können, inwieweit die bei der mechanischen Testung beobachteten Effekte auf die Probenalterung durch die Sinusschwingungen zurückzuführen sind, wird zeitgleich zum Hauptversuch ein Setz-Kontrollversuch an der Funktionseinheit L2/L3 durchgeführt. Das Umgebungsmedium ist ebenfalls ein auf 37°C temperiertes physiologische Kochsalzbad. Es werden über die gesamte Versuchsdauer Zeit, Kraft und Weg für die spätere Auswertung aufgezeichnet.

Die Spindelprüfmaschine belastet die Funktionseinheit in dem Setzversuch statisch auf dem Niveau der Offsetlast des jeweiligen Belastungsschrittes. Zur Erklärung zeigt Tab. 3.17 noch einmal das Versuchsprotokoll für den Hauptversuch. Alle für den Setzversuch nicht relevanten Parameter sind grau dargestellt. Der Kontrollversuch ist einachsig und kann dementsprechend nur Kompressionskräfte ausüben. Aus diesem Grund sind sämtliche Informationen zur Schubkraft irrelevant. Bei den Belastungsschritten bzw. Ident.-Nr. 8-9 belastet die Spindelprüfmaschine das Präparat mit einer Kompressionskraft von 500 N. Diese wird für die Belastungsschritte 10-13 auf 800 N erhöht. Nach einer weiteren Erhöhung auf 1100 N für die Ident.-Nr. 14-18 fährt die Testmaschine mit einer Rampengeschwindigkeit von 500 N/s auf ein kraftfreies Niveau für die folgenden 5 min. herunter.

Tab. 3.17: Versuchsprotokoll der Kompressionsbelastung reduziert auf die für den Kontrollversuch wichtigen Parameter. Die grau dargestellten Parameter sind nur für den Hauptversuch relevant.

Ä.	4)			Normalk	raft [N]			Schubkraft [N]							
ldentNr.	Blöcke	Art	Offset	Freq.	Ampl.	Anzahl	Art	Offset	Freq.	Ampl	Anzahl	Dauer			
8		~	-500	1-12Hz	-200	17*(4s+8c)		0	/	/	/	107s			
9	•	~	-500	1-12Hz	-400	17*(4s+8c)		0	/	/	/	107s			
10	•	~	-800	1-12Hz	-200	17*(4s+8c)		0	/	/	/	107s			
11		~	-800	1-12Hz	-400	17*(4s+8c)		0	/	/	/	107s			
12	ıft	~	-800	1-12Hz	-550	17*(4s+8c)		0	/	/	/	107s			
13	Normalkraft	~	-800	1-12Hz	-700	17*(4s+8c)		0	/	/	/	107s			
14	ırm	~	-1100	1-12Hz	-200	17*(4s+8c)		0	/	/	/	107s			
15	ž	~	-1100	1-12Hz	-400	17*(4s+8c)		0	/	/	/	107s			
16	•	~	-1100	1-12Hz	-550	17*(4s+8c)		0	/	/	/	107s			
17		~	-1100	1-12Hz	-700	17*(4s+8c)		0	/	/	/	107s			
18		~	-1100	1-12Hz	-1000	17*(4s+8c)		0	/	/	/	107s			
7	•			0		~5 min									

3.2.4 Dehnungsmessungen

Zwei Präparate werden im Rahmen dieser Studie mit jeweils drei Dehnungsmessrosetten lateral und anterior bestückt. An diesen Präparaten werden nur die quasistatischen Messungen und die frequenzabhängigen Messungen durchgeführt. Sowohl die Temperierung als auch das Bad mit physiologischer Kochsalzlösung entfallen. Die Präparate erhalten stattdessen regelmäßige Befeuchtung mit physiologischer Kochsalzlösung um Austrocknung zu vermeiden.

Zur Bestimmung der Dehnungen von Wirbelkörpern ist es sinnvoller aus drei Wirbelkörpern (L3/L4/L5) bestehende Segmente zu verwenden. Die beiden äußeren Wirbelkörper sind vollständig eingegossen. Die Kraftübertragung auf das mittlere Segment L4 erfolgt dann über die Bandscheiben und die Facettengelenke, was der physiologischen Situation am angeglichensten ist. Dies ist auch der Hauptgrund, warum bei den zuvor beschriebenen 30 Dauerversuchen Messungen mit Dehnungsmessstreifen nicht sinnvoll sind. Die Aussagekraft von Dehnungsmessungen an Funktionseinheiten, die ja nur aus zwei Wirbelkörpern bestehen, ist schließlich begrenzt, da trotz minimaler Einbettung die Lastübertragung problematisch ist. Eine möglichst physiologische Einleitung der Kraft ist jedoch sehr wichtig, da die Wirbelkörper im Zentrum deutlich weicher sind als am Rand und so bei steifen Probenaufnahmen ein großer Teil der Kraft über die Ränder läuft (Brinckmann et al. 1989). Fehler in der Krafteinleitung haben deswegen eine Verfälschung der Dehnungsmessung zur Folge. Letztendlich würde die Applikation der DMS außerdem viel Zeit benötigen und damit die Gesamtmess- und Präparationszeit übermäßig verlängern.

3.3 Der Versuchsaufbau

3.3.1 Der Versuchsaufbau für den Hauptversuch

Die wesentliche technische Herausforderung bei diesem Projekt war die technische Realisierung der zweiten Belastungsrichtung als Anbau an die MTS Bionix 858.2 Universalprüfmaschine (MTS, Eden Prairie, MN). Die Lasten sollten hierbei bei maximal 2500 N in Kompressions- und 400 N in Querrichtung liegen. Da die höchste Messfrequenz 12 Hz beträgt, müssen die niedrigsten Eigenfrequenzen der Konstruktion oberhalb von 20 Hz liegen um zu verhindern, dass der Versuchsaufbau anfängt durch Eigenschwingungen Regelung und Messergebnisse negativ zu beeinflussen. Der benötigte Bewegungsumfang wurde auf ±10 mm in Kompressionsrichtung, inklusive des Weges für die Einrichtung, und ±5 mm in Querrichtung ausgelegt.

3.3.1.1 Die Zusatzachse

Die MTS Bionix wird mit einem zusätzlichen horizontalen Zylinder zur Aufbringung der Schubbelastung in x-Richtung ausgestattet (s. Abb. 3.19). Dieser Anbau ist nötig, weil alternative Formen der Lastaufbringung, wie z.B. Federn oder Gewichte mit Umlenkrollen, bei den geforderten Frequenzen mit höchster Wahrscheinlichkeit zu Eigenschwingungen neigen würden. Bei dem zu sehenden Aufbau werden die drei Rotationsbewegungen blockiert genauso wie die Translationsbewegung in y-Richtung. Die x- und z-Richtung sind die kraftgeregelten Belastungsrichtungen für die Testung der Präparate.

Besonders bei dynamischen Beanspruchungen sind die hier verwendeten formschlüssigen elastischen Kopplungen den standardmäßig verwendeten Führungen mit Kugellagern bzw. Linearlagern überlegen. Durch die bekannte lineare Elastizität kann die Regelung sehr gut angepasst werden. Außerdem tritt keine Hysterese durch Reibung und Stick-Slip Effekte auf. Abb. 3.20 zeigt den konstruktiven Aufbau für die beiden Belastungsachsen.

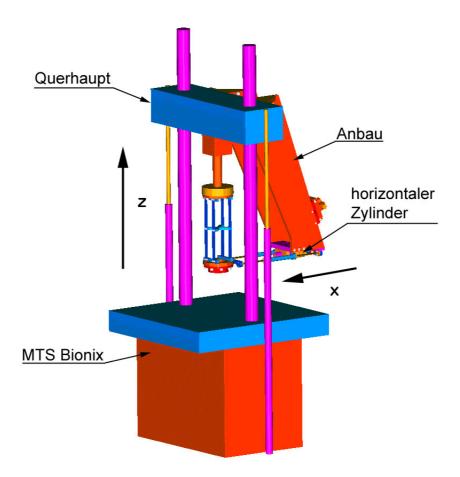


Abb. 3.19: Prüfrahmen der MTS Bionix mit Anbau zur Ergänzung der horizontalen Belastungsachse

Markant sind die langen Biegebleche in vertikaler Richtung (dunkelblau in Abb. 3.20) und die Koppelstangen in horizontaler Richtung (hellblau in Abb. 3.20), über welche die Lasten aufgebracht werden. Durch ihre große Länge bieten sie den quer zur ihrer Längsachse auftretenden Belastungen aus der jeweils anderen Belastungsrichtung kaum Widerstand. Sie bilden damit nur eine geringe Störgröße. Hinzu kommt, dass der theoretische Kreisbogen bei Verformung bei diesen Längen als nahezu lineare Bewegung angesehen werden kann.

Der horizontale Zylinder ist mit massiven Halteblechen sehr steif an den MTS Prüfstand angebunden (s. Abb. 3.20). Die Höhenanpassung aufgrund von wechselnden Präparatgrößen erfolgt durch Verschiebung des Querhauptes der MTS Prüfmaschine.

Die elastischen Koppelelemente wurden mit Hilfe nichtlinearer FEM (Marc Mentat) mit besonderem Augenmerk auf die Knickproblematik untersucht. Die Eigenformen

und damit verbundenen ersten Eigenfrequenzen wurden außerdem mit linearer FEM (Ideas) überprüft.

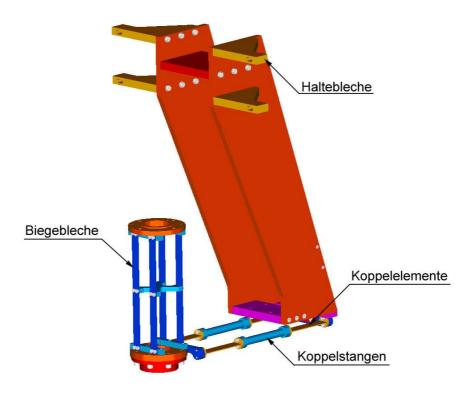


Abb. 3.20: Konstruktiver Aufbau des Querauslegers mit den elastischen Kopplungen ausgeführt in Form von Biegeblechen und Koppelelementen.



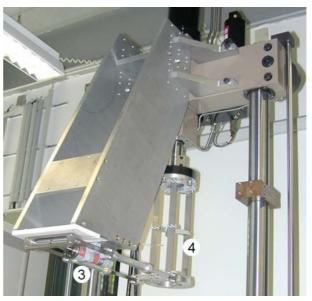
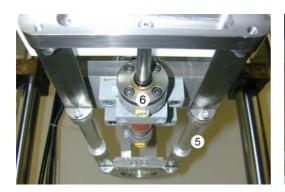


Abb. 3.21: Versuchsaufbau des Hauptversuches mit (1) Querhaupt, (2) Anbau, (3) horizontalem Zylinder und (4) Biegeblechen

Abb. 3.21 zeigt den am Querhaupt (1) der MTS Prüfmaschine angebrachte Querausleger (2) mit dem darunter angebrachten Hydraulikzylinder (3) und den elastischen Biegeblechen (4).

Die Koppelstangen (5) dienen mit Hilfe von aufgeklebten Sensoren als Kraftmesselement und sind so Bestandteil der Regelung für die Querrichtung.



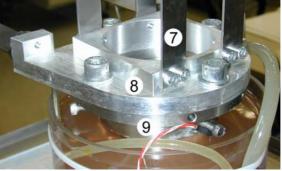


Abb. 3.22: Detailaufnahme der elastischen Kopplungen des Prüfstandes: (5) Koppelstangen, (6) horizontaler Zylinder, (7) Biegebleche mit (8) Adapter für die (9) Eingussflansche des Präparates

3.3.1.2 Versteifung

Bei hochfrequenten Messungen mit sehr weichen Präparaten kam es aufgrund zu geringer Steifigkeit teilweise zu Eigenschwingungen der Aluplatten des Vorbaus. Diese führten zu schlechteren Ergebnissen bei der Regelung des Querzylinders.

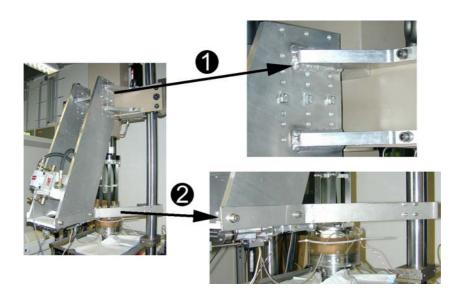


Abb. 3.23: Detailaufnahmen zur Versteifung des Versuchvorbaus: (1) Festschweißen der Haltebleche, (2) Hinzufügen von Versteifungsblechen

Es hatte sich herausgestellt, dass die Quersteifigkeit des Versuchsvorbaus ungefähr in der Größenordnung der Präparatsquersteifigkeit lag. Messungen haben hierfür einen Wert von 1,1 kN/mm ergeben. Deswegen war es erforderlich, den Anbau und seine Befestigung an der MTS Bionix weiter zu verbessern bzw. zu versteifen.

Durch die in Abb. 3.23 zu sehenden Maßnahmen wurde eine erhebliche Versteifung des Versuchsvorbaus erreicht. Festschweißen der Anschlussbleche des Vorbaus verhindert dabei die bei der zuvor vorhandenen Verschraubung sichtbaren Spaltbewegungen innerhalb des Vorbaus (Abb. 3.23 oben rechts). Zwei Versteifungsbleche eliminieren zusätzlich die Relativbewegung zwischen Testmaschine und Vorbau auf Höhe des Schubzylinders (Abb. 3.23, unten rechts).

Durch die beiden beschriebenen Maßnahmen war es möglich, die Steifigkeit des Vorbaus auf über 12 kN/mm anzuheben. Mit anderen Worten entsteht bei einer Maximallast von 400 N nun ein Fehler von weniger als 0,03 mm.

3.3.1.3 Hydraulikzylinder

Als Aktuator in horizontaler Richtung zur Erzeugung der Schubkraft auf die Funktionseinheit wird ein Kolbenzylinder (Hänchen, Typ 120 10012-01) mit 80 mm Hub verwendet (s. Abb. 3.22 links). Dieser ist für einen Betriebsdruck von 120 bar ausgelegt und kann dabei mit einem Kolbendurchmesser von 25 mm eine theoretische statische Zugkraft von 4,5 kN bzw. eine Druckkraft von 5,9 kN erzeugen.

Der Hub und der Kraftbereich dieses Zylinders befinden sich über den für die Messungen geforderten Werten. Allerdings weichen die dynamisch möglichen Kräfte von Hydraulikzylindern deutlich nach unten von den statischen Werten ab. Für den Einrichtbetrieb und während der Messung wird ein Regelventil eingesetzt, mit dem der Betriebsdruck nach Bedarf eingestellt werden kann.

3.3.1.4 Hydraulikventile

Bei dem eingesetzten Hydraulikventil handelt es sich um ein Stetigventil für elektrohydraulische Lage- und Kraftregelung (Moog Ventil, Typ G761-3012, S10JOGM4VPY). Es ist als Servoventil mit hydraulischer Düsen/Prallplatten Verstärkung und Vier-Kanten-Steuerung ausgeführt.

Folgende Berechnungen und Annahmen dienten zur Auslegung des anzuschaffenden Hydraulikventils. Der zur Regelung benötigte Volumenstrom Q lässt sich mit der Kolbenwirkfläche A und der maximalen Durchflussgeschwindigkeit \dot{x}_{max} abschätzen. Die maximale Durchflussgeschwindigkeit lässt sich aus der geschätzten Maximalamplitude x_0 bei einer Maximalfrequenz f_{max} errechnen:

$$Q = A \cdot \dot{x}_{max} = A \cdot x_0 \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_{max}$$
 (3.4)

Es wird erwartet, dass die Amplitude der Horizontalbewegung stets unter 5 mm liegt. Mit dem Kolbendurchmesser des gewählten Hydraulikzylinders und der Maximalfrequenz von 15 Hz errechnet sich somit ein benötigter Volumenstrom von

Q =
$$(0.25 \text{dm})^2 \cdot \frac{\pi}{4} \cdot 0.05 \text{dm} \cdot 2 \cdot \pi \cdot 15 \frac{1}{s} \approx 14 \frac{L}{\text{min}}$$
 (3.5)

Das gewählte Ventil hat ein Nennvolumenstrom Q_N von 10 l/min bei einem Nenndruck p_N von 35 bar. Für den Betriebsdruck p=120 bar des Zylinders ergibt sich somit ein maximal möglicher Volumenstrom von

$$Q = Q_N \cdot \sqrt{\frac{p}{p_N}} = 10 \frac{L}{min} \cdot \sqrt{\frac{120}{35}} = 18,5 \frac{L}{min} > 14 \frac{L}{min}$$
 (3.6)

Da der maximal mögliche Volumenstrom höher ist als der benötigte Volumenstrom, ist das Ventil folglich ausreichend dimensioniert. Der Prüfbericht des Herstellers weist des Weiteren bei 10 Hz eine Phasenverschiebung von nur 6° auf. Die Eckfrequenz liegt bei etwa 120 Hz.

3.3.2 Das Wasserbad

Wie laut Projektplan vorgesehen und zusätzlich durch die beschriebenen Vorversuche bestätigt, werden sowohl für den Setzversuch als auch für den dynamischen Versuch Wasserbäder eingesetzt. In beiden Bädern befindet sich physiologische Kochsalzlösung, die ein Heizkreislauf mit Hilfe einer Regelungselektronik auf einer Temperatur von 37°C hält.

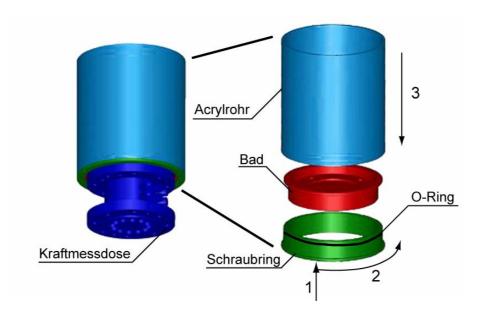


Abb. 3.24: Wasserbad des Hauptversuches. Zur Montage wird (1) der Schraubring auf das Bad geschoben, (2) verschraubt und (3) das Acrylrohr über den O-Ring auf den Schraubring geschoben.

In diesem Zusammenhang wurde ein entsprechendes Wasserbad für die Testmaschine konstruiert und gefertigt. Es besteht aus einem Schraubring, einem Bad und einem Acrylrohr. Der Schraubring kann von unten auf das Bad aufgeschraubt werden (s. Abb. 3.24). Das Acrylrohr ist auf den Schraubring aufgesetzt und wird mit O-Ringen abgedichtet. Auch alle anderen Bauteile werden gegeneinander an entsprechenden Stellen über O-Ringe abgedichtet.

Durch Abschrauben des Schraubringes vom Bad kann der Schraubring inklusive Acrylrohr nach unten abgenommen werden. Bei heruntergelassenem Acrylrohr ist es dann problemlos möglich, die zu testende Funktionseinheit in der Testmaschine zu positionieren und zu befestigen. Gleiches gilt für den nach der Testung zu erfolgenden Ausbau des Präparates. Diese einfache Montierbarkeit gewährleistet außerdem eine einfache und gründliche Reinigung und Desinfektion des Wasserbades.

Während der Testung befindet sich die Funktionseinheit in dem temperierten Wasserbad. Die Wärmezufuhr erfolgt über ein Umwälzbad (Haake, Typ F6/B5). Aus hygienischen Gründen ist der Wärmekreislauf in einen äußeren und einen inneren Kreislauf getrennt.

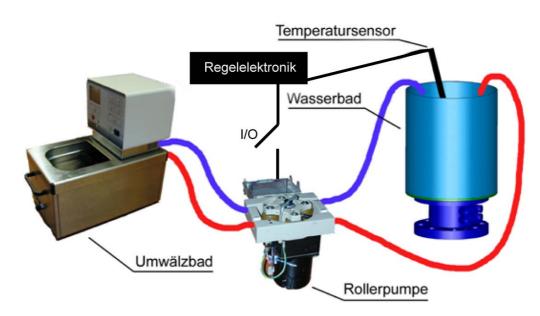


Abb. 3.25: Regelung der Wasserbadtemperatur über einen Wasserkreislauf.

Der innere Kreislauf befindet sich im Behälter des Umwälzbades. Das Umwälzbad regelt die Temperatur des Wassers in diesem Behälter entsprechend der voreingestellten Temperatur von 44°C. Der äußere Kreislauf ist über einen Wärmetauscher, der sich im beheizten Behälter befindet, an das Umwälzbad angeschlossen. Eine Rollerpumpe pumpt die Ringerlösung aus dem Wasserbad, in dem sich die Funktionseinheit befindet, durch den Wärmetauscher des Umwälzbades. Im Wärmetauscher erwärmt sich die Ringerlösung während die Rollerpumpe sie in das Wasserbad zurückführt (s. Abb. 3.25).

Die Regelung der Temperatur innerhalb des Wasserbades übernimmt eine externe Regelungselektronik. Abb. 3.26 zeigt den im Wasserbad des Präparates befindlichen Temperatursensor über den die Elektronik über Ein- und Ausschalten der Roller-

pumpe die Temperatur der Ringerlösung regelt. Bei den Wasserbädern der beiden Versuche ist es somit möglich, die vorgegebene Temperatur von 37°C zu halten (s. Abb. 3.25).

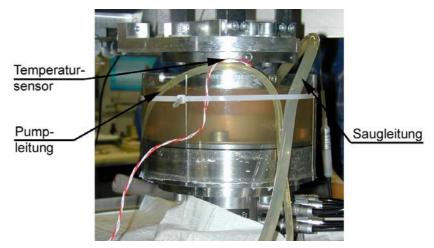


Abb. 3.26: Wasserbad für den dynamischen Versuch

3.3.3 Die Fixierung der Präparate

Aufgrund der am Arbeitsbereich vorhandenen guten Erfahrungen Präparate mit Ureol in Eingussflansche einzubetten, kommt diese Technik auch hier zum Einsatz. Da die MTS Bionix neben Kompressionkräften auch Schubkräfte aufbringt, müssen die Wirbelkörper bis ca. 1/3 ihrer Höhe eingegossen werden. Hierbei werden die Präparate so ausgerichtet, dass die Transversalebene der Bandscheibe orthogonal zum vertikalen Aktuator orientiert ist. Radial angeordnete Spiekerschrauben verbessern zusätzlich die Fixierung erleichtern zudem den Vorgang des Einbettens. Abb. 3.27 zeigt die Einbettflansche mit einem eingegossen Schweinefemur aus den Vorversuchen zu den DMS Messungen.

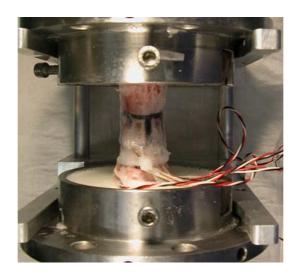


Abb. 3.27: Eingussflansche zum Eingießen der Präparate in Ureol und zusätzliches Fixieren der Präparate mit Spiekerschrauben

Um das Eingießen der Lendenwirbelsäulenpräparate im Eingussflansch zu erleichtern und um ohne Zerstörung der Procc. Spinosi eine gute Einbettung zu erhalten, befinden sich in allen Eingussflanschen Schlitze, in den die Procc. Spinosi der Funktionseinheiten passen. Damit während des Eingießvorgangs kein Ureol auslaufen kann, dichtet handelsübliche Bastelknete die Lücke zwischen Processus Spinosus und Flansch ab (s. Abb. 3.28).



Abb. 3.28: Konstruktive Details eines Eingusstopfes

Es ist günstig, wenn Lasten nur an einer Seite eines Präparates aufgebracht werden, weil dann keine Kraftmessdosen mitbewegt werden müssen. Dementsprechend wird bei der geplanten Konstruktion die untere Seite des Präparates an die feststehenden Kraftmessdosen angeschraubt. Damit muss die Testmaschine das Wasserbad nicht mitbewegen, was aufgrund dessen hohen Masse die Dynamik des Prüfstandes verschlechtern würde. Zusätzlich findet so kein Aufschaukeln der Kochsalzlösung im Bad statt.

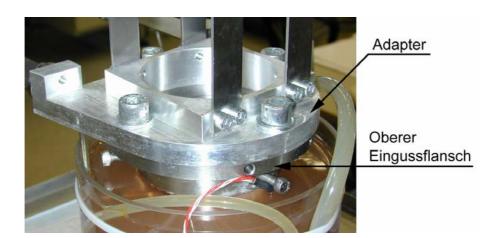


Abb. 3.29: Am Adapter festgeschraubter oberer Eingussflansch mit Gewindebohrungen und eingegossenem Präparat im Wasserbad

Zur Befestigung des Präparates sind in die Eingussflansche unten Durchgangslöcher und oben Gewinde eingebracht. Aus diesem Grund war es notwendig, jeden Flansch eindeutig einem Wirbelkörper zum Eingießen zuzuordnen (s. Abb. 3.28).

Zunächst wird das eingegossene Präparat unten mit dem Wasserbad und der Kraftmessdose verschraubt. Nachdem das Präparat richtig positioniert ist, sich im befüllten Wasserbad befindet und der Nullabgleich der Sensoren durchgeführt wurde, können auch oben die Schrauben eingedreht werden (s. Abb. 3.29).

Für die Einspannung der Präparate in die Prüfmaschine ist es wichtig, dass die Flansche der Präparate zuvor beim Einbetten mit Ureol genau ausgerichtet waren und sich das Präparat weder beim Aushärten noch beim Transport unter dem Einfluss des Gewichtes der Flansche verformen konnte. Ein Stativ, mit dem die Handhabung der Präparate zwischen Präparation und Messung leicht durchgeführt werden kann, erfüllt diese Anforderung (s. Abb. 3.30).

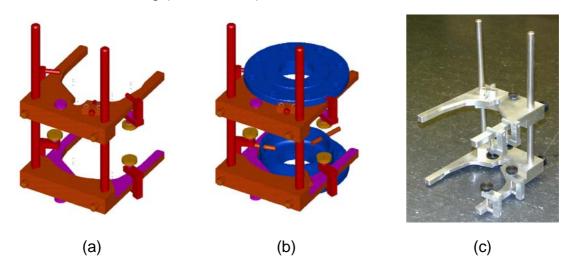


Abb. 3.30: Darstellung der Vorrichtung zum Eingießen und belastungsfreien Transport der Präparate: a) ohne Eingussflansche, b) mit Eingussflanschen, c) gefertigtes Stativ

3.3.4 Sägevorrichtung für Längsschnitte der LWS

Zum Anfertigen der Schnittbilder für die morphologische Klassifizierung nach Thompson (1990) und Brinckmann et al. (1988) (s. Abschn. 3.1.7) dient eine Diamantbandsäge (Exakt, Norderstedt).

Für die Säge wurde ein Einspannmechanismus konstruiert und gefertigt, um die Funktionseinheit während des Längsschnittes zu fixieren und so eine gleichbleibend hohe Qualität der Schnittbilder sicherzustellen.

Die Säge bietet die Möglichkeit eines automatischen Vorschubs. An den Vorschubschlitten können Klemmhalterungen an die Anschlussplatte angeschraubt werden. Abb. 3.31 zeigt die zum Fixieren der Funktionseinheiten konstruierte Einspannvorrichtung.

Das Bandsägenblatt wird über einen Schlitz in die Halterung "eingefädelt". Es war wichtig die individuellen Abmessungen der Funktionseinheiten bei der Einspannung zu berücksichtigen. Um einen möglichst guten Formschluss der Klemmung zu erreichen, befindet sich zwischen Funktionseinheit und Klemmplatte Mosi-Schaum. Dieser Schaum ist relativ fest, aber trotzdem noch durch Druck verformbar. Normalerweise wird er zum Herstellen von Blumengestecken oder zum Modellieren genutzt

und ist bereits bei einem anderen Versuch am Arbeitsbereich Biomechanik zum Klemmen eines Präparates erfolgreich eingesetzt worden. Der Schaum muss aufgrund der irreversiblen Verformung während des Klemmens nach jedem Schnitt durch neue Blöcke ersetzt werden.

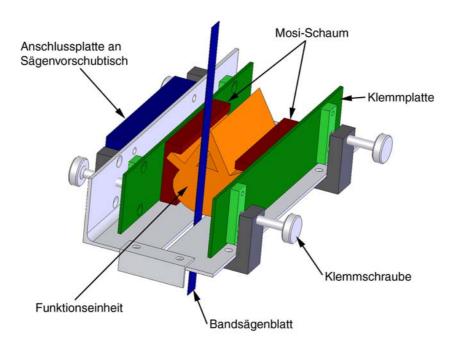


Abb. 3.31: Einspannvorrichtung zum Anfertigen der morphologischen Schnitte der getesteten Funktionseinheiten für die Klassifizierung nach Thompson (1990) und Brinckmann et al. (1988)

3.3.5 Die Messtechnik

Die Güte der Messungen, die mit dem Versuchsaufbaus erreicht werden kann, wird zu einem großen Teil durch die Auswahl der Sensoren bestimmt. Neben den für die Regelung beider Aktuatoren benötigten Sensoren werden weitere Aufnehmer für zusätzliche Messgrößen eingesetzt. Im Nucleus des Präparats befindet sich ein Drucksensor. An der unteren nicht bewegten Einspannungsseite misst wie zuvor bereits erwähnt eine 6 Komponenten Kraftmessdose die Belastungssituation am Präparat. Eine genaue Beschreibung der zum Einsatz kommenden Sensoren und deren Kalibrierung folgt in diesem Abschnitt.

3.3.5.1 Definition des Messkoordinatensystems

Die Verformung der Funktionseinheit entsteht durch die Relativbewegungen des kranialen Wirbels zum kaudalen Wirbelkörper. Eine Verschiebung des kranialen Wirbels nach ventral entspricht einer Verschiebung in positive x-Richtung. Eine Verschiebung nach Kranial ist equivalent zu einer positiven Verschiebung entlang in Richtung der

z-Achse. Die positive y-Achse zeigt dann bei einem rechtsdrehenden Koordinatensystems vom Präparat aus gesehen folglich nach links (s. Abb. 3.32).

Positive Verschiebungen führen gemäß Definition auch zu positiven Kräften. Dementsprechend ist z.B. eine Kompression der Wirbelsäule durch eine negative Verschiebung bzw. negative Kraft in z-Richtung zu erreichen.

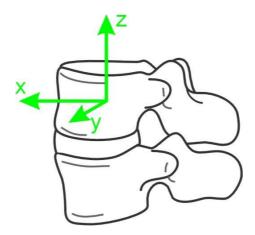


Abb. 3.32: Globales Koordinatensystem mit bei a/p Schubbelastung positionierter Funktionseinheit

3.3.5.2 Kraftsensoren

Die MTS Bionix verfügt legendlich über einen eingebauten Wegaufnehmer und wird im Allgemeinen mit einer Kraftmessdose für Torsion und Zug/Druck betrieben (axialtorsional load transducer, Modell 662.10B-05, S/N V98547, MTS, Eden Prairie, MN) mit einem Messbereich von ± 25 KN und ± 250 Nm). Die zulässige Belastung durch eine bestimmte Kombination von Momenten ($M_{x,y,z}$) und Kräften ($F_{x,y,z}$) kann mit folgender Gleichung berechnet werden:

$$\left(33 \cdot F_{x} + 33 \cdot F_{y} + 5 \cdot F_{z} + 164 \cdot \frac{M_{x}}{m} + 164 \cdot \frac{M_{y}}{m} + 521 \cdot \frac{M_{z}}{m}\right) \cdot \frac{0,001}{mm^{2}} < 241 \frac{N}{mm^{2}} \tag{3.7}$$

Für eine vorgegebene Kompression von $F_z = 2500 \, \text{N}$ und eine Querkraft von $F_x = 400 \, \text{N}$ lässt sich, mit einem Sicherheitsfaktor von S = 2, der maximal erlaubte Abstand a der Krafteinleitung von der Kraftmessdose ermitteln.

$$\left(33 \cdot S \cdot F_{x} + 5 \cdot S \cdot F_{z} + 164 \cdot \frac{S \cdot F_{x} \cdot a}{m} \right) \cdot \frac{0,001}{mm^{2}} < 241 \frac{N}{mm^{2}}$$

$$a < \frac{241'000 N - 33 \cdot S \cdot F_{x} - 5 \cdot S \cdot F_{z}}{164 \cdot s \cdot F_{x}} m = \frac{241'000 N - 33 \cdot 2 \cdot F_{x} - 5 \cdot 2 \cdot F_{z}}{164 \cdot 2 \cdot F_{x}} m$$

$$a < 1.45 m$$

$$(3.8)$$

Hierin zeigt sich, dass die MTS Kraftmessdose ausgesprochen robust bei Querbelastung ist. Es ist keine Zerstörung der Kraftmessdose am starren Ende des Präparates zu erwarten, denn die Krafteinleitung ist auch im ungünstigsten Fall nicht höher als 0,5 m über der Kraftmessdose.

Eine zusätzliche Messung von Kräften erfolgt über eine 6-Komponenten Kraftmessdose (Seriennummer 30031, Huppert, Herrenberg, Deutschland), deren Messbereich bis 6,4 kN für Kräfte und bis 300 Nm für Momente ausreicht. Für die 6 Komponenten Kraftmessdose wird die Messgenauigkeit mit besser als 5% und die gegenseitige Beeinflussung zwischen den gemessenen Freiheitsgraden mit unter 1% angegeben. Auch bei ihr ist eine Überlastung durch Querkräfte nicht zu erwarten. Da die Anzahl der Messverstärkerkanäle des Picas Trägerfrequenzverstärkers (Peekel Instruments GmbH, Bochum, Deutschland) begrenzt ist, zeichnet die 6-Komponenten Kraftmessdose nur die Kräfte und Momente entlang bzw. um die beiden horizontalen Lastkoordinaten auf. Die genauen Kalibrierungswerte für die Messungen sind dem Kalibrierblatt des Herstellers entnommen.

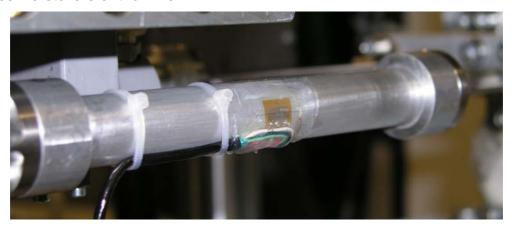


Abb. 3.33: Koppelstange mit DMS-Messbrücke zum Messen der Scherkraft

Zur Bestimmung der auf das Präparat aufgebrachten Scherkraft wurden die beiden horizontalen Koppelstangen mit DMS Vollbrücken bestückt (s. Abb. 3.33). Diese Vollbrücken sind ebenfalls an den Trägerfrequenzverstärker angeschlossen, der neben Spannungsversorgung auch die Verstimmung der Brücke misst. Der Picas Messverstärker ermöglicht dabei eine digitale Einstellung der Verstärkung, die sicherstellt, dass eine feste Empfindlichkeit jeder Koppelstange von 400N pro V am Ausgang der Messverstärker vorliegt. Dies ist wichtig, weil die Messungen der beiden Koppelstangen nur dann sinnvoll zur Gesamt-Scherkraft addiert werden kann, wenn die Empfindlichkeiten übereinstimmen.

Nach einer Vorkalibrierung mit Gewichtsscheiben, bei der die Verstärkungsfaktoren der Messverstärker bereits grob eingestellt wurden (Empfindlichkeit Stange 1: $97.7\mu\text{V/V}$; Stange 2: $107.7\mu\text{V/V}$), belastete eine Spindelprüfmaschine (Zwick, Ulm, Deutschland) die Koppelstangen mit einer kontinuierlich ansteigenden Kraft (s. Abb. 3.34).

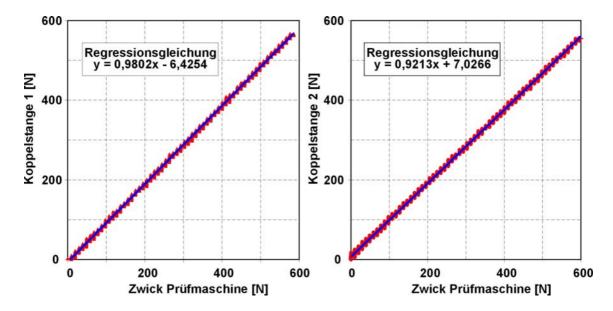


Abb. 3.34: Kalibrierkurve und Regressionsgerade (2. Kalibrierung) für die beiden Koppelstangen der Querachse

Die Messungen zeigen das lineare Verhalten der Messkette. Für die angestrebten 400N pro V muss die Verstärkung um 2 bzw. 8 % erhöht, bzw. die Empfindlichkeit am Messverstärker auf 95,766µ für Koppelstange 1 und 99,224µ für Koppelstange 2 geändert werden.

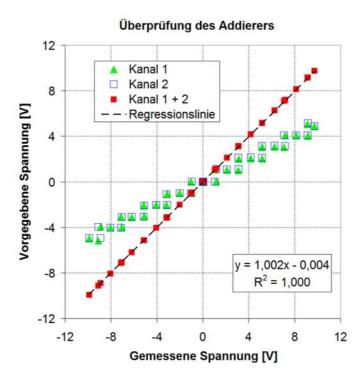


Abb. 3.35: Vergleich der aufgezeichneten Spannung mit der theoretisch erwünschten Spannung für den eingestellten Analogaddierer

Für den Regelkreis und die Datenaufnahme müssen die beiden an den Koppelstangen gemessenen Kraftwerte mit Hilfe eines analogen Addierers summiert werden.

Die Genauigkeit solcher Schaltungen ist stark von der präzisen Einstellung ihrer Widerstände abhängig. Deshalb wurden an den Eingängen des Addierers zwei Festspannungsquellen angeschlossen und die Schaltung durch iteratives Anpassen der Widerstände kalibriert. Die Güte der endgültigen Einstellung ist in Abb. 3.35 zu sehen. Die mit dem Prüfaufbau gemessene addierte Spannung entspricht der theoretischen Summe der auf den beiden Kanälen anliegenden Spannung sehr genau (0,2 % Abweichung).

3.3.5.3 Wegaufnehmer und Kompensationsschaltung

Da die Wegmessung als Regeleingang verwendet wird, resultieren hohe Anforderungen an die Genauigkeit und Qualität des Wegsensors. Aus diesem Grund befindet sich an der Schubachse ein sehr präziser potentiometrischer Wegaufnehmer (T25, Novotechnik, Ostfildern, Deutschland) mit einem geringen Messbereich. Abb. 3.36 zeigt die Kalibrierung des Sensors mit Hilfe einer Mikrometerschraube mit deren Ergebnis die Grundeinstellungen für die Analogeingänge der MTS Prüfmaschine angepasst wird.



Abb. 3.36: Vorrichtung zur Kalibrierung des neuen Wegaufnehmers

Die Kalibrierung mit der eingesetzten Festspannungsquelle mit 6V Speisespannung ergab eine Empfindlichkeit von 4,637 mm/V. Mit dieser Einstellung liegt die Abweichung zwischen gemessenem Weg und per Mikrometerschraube eingestelltem Weg bei unter 2 ‰ (vgl. Abb. 3.37). Bei Verstellung des Offsets per Schaltung um 2 mm, liegt der Linearitätsfehler bei geringen 4 ‰. Die Einstellung des Offsetwertes der Koppelstangen-Wegaufnehmer-Scherkraft erfolgt zu Beginn jeder Messung über den Abgleich mit der durch die 6 Komponenten Kraftmessdose gemessenen Scherkraft.

Für die Messung der Bewegungen in axialer Richtung wird der maschineninterne Wegaufnehmer der MTS Bionix Prüfmaschine verwendet.

Die Regelung der Schubachse erfolgt über die Messsignale der Koppelstange. Um Einflüsse durch die Steifigkeit der elastischen Lagerung per Biegeblech zu vermeiden, wurde eine elektrische Schaltung zur Kompensierung der Steifigkeit der Biegebleche erstellt. Mit dieser Schaltung wird ein zum Schubweg proportionaler Kraftwert von dem mit den Koppelstangen gemessenen Kraftwert abgezogen.

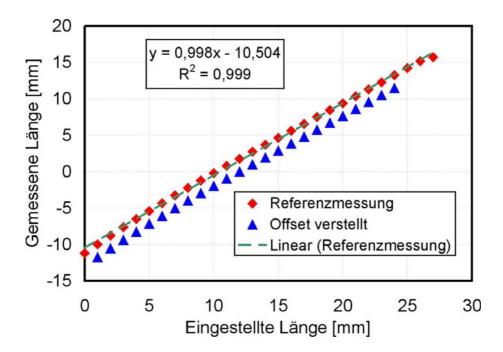


Abb. 3.37: Kalibrierkurven des Wegsensors. Er zeigt ein sehr gutes lineares Verhalten

Durch die Kompensationsschaltung wurde auch eine elektronisch einstellbare Offsetkorrektur notwendig, weil leichte Verschiebungen in der Einbauposition sonst zu offsetbehafteten Kraftmesswerten führen würden.

3.3.5.4 Messungen mit Dehnungsmessstreifen

Als Basis für die Verfizierung von FE Modellen wird bei zwei Präparaten, bestehend aus drei Wirbelkörpern (L3/L4/L5), der mittlere Wirbelkörper mit Dehnmessstreifen (DMS) bestückt. Zum Einspannen in den Prüfstand werden die beiden äußeren Wirbelkörper wie bei den anderen Versuchen mit Ureol in Metalltöpfe eingebettet. Die Kraftübertragung auf das mittlere Segment L4 erfolgt somit über die Bandscheiben und die Facettengelenke, was einer physiologischen Situation im Fall des mittleren Wirbelkörpers näher kommt, als bei einer Versuchssituation mit nur zwei Wirbelkörpern. Für diese Versuche wird nur der erste Versuchsteil zur Bestimmung der Materialparameter, nicht der zweite mit den Dauerlastversuchen, durchgeführt. Das Befeuchten der Präparate erfolgt, abweichend zu den anderen Versuchen, durch Besprühen mit Ringerlösung. Folglich finden diese Versuche bei Raumtemperatur statt. Abweichend zu den Hauptversuchen wurde des Weiteren der intervertebrale Druck der Bandscheiben L3-L4 sowie L4-L5 mit jeweils einem Drucksensor bestimmt.

Die drei Messstellen sind cranial lateral sinister am Übergang zu den Pedikeln, ventral medial und lateral caudal dexter, ebenfalls am Übergang zu den Pedikeln.

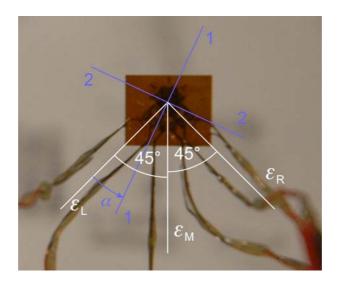


Abb. 3.38: Anordnung der Messgitter auf dem Dehnmessstreifen. Durch die drei überlagerten Messgitter ist es möglich über die Messung die Hauptspannungsrichtung zu bestimmen

Für diese Versuche wurden WK-13-060WR-350 DMS (Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina) verwendet. Deren Messgitter sind schichtweise in einer 0°-45°-90°-Anordnung auf einer Trägerfolie angebracht und besitzen bereits Anschlusslötfahnen (vgl. Abb. 3.38).

Bei dieser Anordnung lassen sich die Hauptdehnungen (ϵ_1 , ϵ_2) gemäß Keil (1995) mit folgender Gleichung aus den gemessenen Dehnungen (ϵ_L , ϵ_M , ϵ_R) mit folgender Gleichung ermitteln:

$$\varepsilon_{1,2} = \frac{\varepsilon_{L} + \varepsilon_{R}}{2} \pm \sqrt{\frac{(\varepsilon_{L} - \varepsilon_{M})^{2} + (\varepsilon_{R} - \varepsilon_{M})^{2}}{2}}$$
 (3.9)

Die Drehung der Hauptachsen zur Ausrichtung des Messgitters (α) ergibt sich aus:

$$\tan(2 \cdot \alpha) = \frac{2 \cdot \varepsilon_{M} - \varepsilon_{L} - \varepsilon_{R}}{\varepsilon_{L} - \varepsilon_{R}}$$
 (3.10)

Die Fähnchen der DMS werden jeweils über kurze dünne Drähtchen mit den Messkabeln verlötet. Dies ist notwendig, um die empfindlichen Gitter nicht durch die starren Kabel zu beschädigen. Der Anschluss der Messgitter des DMS wird in Dreileiter-Viertelbrückenschaltung ausgeführt. Je nach Messverstärker (MGC, HBM, Darmstadt, bzw. GX1, Teac, Wiesbaden-Erbenheim) werden die DMS im Stecker mit Hilfe von hochpräzisen Wiederständen zu Halbbrücken bzw. Vollbrücken ergänzt (s. Abb. 3.39).

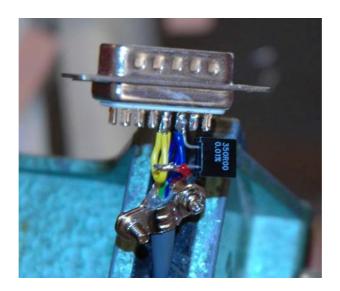


Abb. 3.39: Stecker mit Präzisionswiederstand zum Ergänzen der Messgitter zu einer Halbbrücke

Mindestens ein Tag vor den Versuchen werden die Oberfläche der DMS und Ihre Kabelverbindungen bis zur Isolierung der Litzen-Kabel jeweils zweimal mit M-Coat-A, M-Coat-B und M-Coat-C abgedeckt. Es handelt sich hierbei um einen Polyurethanlack, eine Gummibeschichtung und eine Silikonbeschichtung (vgl. Abb. 3.40) Diese und alle im Folgenden aufgeführten Chemikalien stammen von Vishay Micro-Measurements (Raleigh, North Carolina).

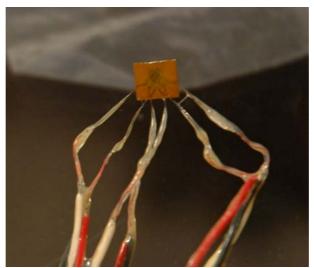


Abb. 3.40: Verkabelter und gegen Feuchtigkeitseinflüsse geschützter Dehnungsmessstreifen mit angelöteten Messkabeln vor Applikation auf den Wirbelkörper.

Die Präparate werden in gleicher Weise wie bei den anderen Versuchen für die Versuche vorbereitet. Anschließend wird der Wirbelkörper im Bereich der Applikationsstellen der DMS reinlich von Gewebe und vom Periost befreit. Der restliche Knochen bleibt vom Periost bedeckt (s. Abb. 3.41).



Abb. 3.41: Vom Periost befreite Klebestelle für die DMS

An den drei Applikationsstellen wird folgende Prozedur sukzessive durchgeführt. Eine 2 mal 2 cm große Fläche wird mit CSM 1 Decreasor entfettet und mit Schmirgelpapier unter Anfeuchtung mittels Conditioner geglättet. Die geschmirgelte Fläche wird anschließend noch mit Conditioner und Wattestäbchen gereinigt sowie per Neutralizer nachbehandelt. Der letzte Neutralizer-Auftrag wird in einem Zug mit sauberer Gaze abgewischt.

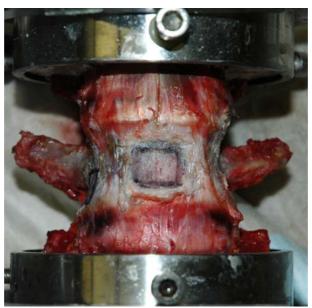


Abb. 3.42: Geschmirgelte, gereinigte und markierte Applikationsstelle für den anterior liegenden DMS

Ein Kleber versiegelt die gereinigte Flächen. Hierfür wird dieser auf die vorbereitete Stelle aufgetragen und mit einem Stück Teflon-Band verteilt. Diese Fläche muss unbedingt kleiner als die Versiegelung sein, damit während des Versuches keine Flüssigkeit über die Klebeschicht zum Sensor gelangen kann. Nach dem Trocknen des

Klebers (etwa drei Minuten) werden die ersten Reinigungsschritte auf der nun grundierten Oberfläche wiederholt. Abb. 3.42 zeigt eine so vorbereitete Klebestelle.

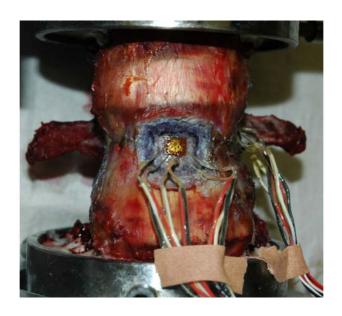


Abb. 3.34: Präparat mit aufgeklebten DMS

Der Sensor kann nun aufgeklebt werden. Es wird hierzu ein Tropfen Kleber (M-Bond) auf dessen Klebefläche aufgetragen, sofort auf die präparierte Stelle gedrückt und ungefähr 1,5 min festgedrückt. Hierbei darf der Sensor nicht verrutschen und die dünnen Lötfähnchen nicht beschädigt werden (vgl. Abb. 3.43).

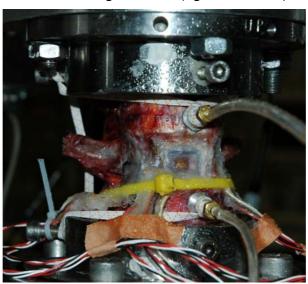


Abb. 3.44: Mit Vaseline gegen Feuchtigkeit abgedeckte Messstelle am in der Testmaschine eingebauten und bereits mit Drucksensoren bestückten Präparat

Als letzte Schritte vor dem Einschrauben in die Prüfmaschine und dem Einbringen der Drucksensoren wird die Rosette reichlich mit Vaseline abgedeckt (vgl. Abb. 3.44), der Knochen vorsichtig mit Zellstoff umhüllt und stark mit Ringerlösung

befeuchtet. Zusätzlich wird das umwickelte Präparat mit Frischhaltefolie umwickelt und so zusätzlich vor Austrocknung geschützt

3.3.5.5 Drucksensoren

Zum Messen des Drucks im Nucleus der Bandscheibe werden Drucksensoren, die in hohle Stahlnadeln eingebaut sind, verwendet (Modell 8CT/4F/SS, Gaeltec, Isle of Skye, Scotland). Diese Drucksensoren haben McNally et al. (1992) in Zusammenarbeit mit der Firma Gaeltec Ltd. entwickelt. Die Druckmessung erfolgt durch eine mit Silikon versiegelte Metallmembran, unter der ein Dehnmessstreifen platziert ist (s. Abb. 3.45). Der Durchmesser der Nadeln beträgt 1,35 mm. Dünnere Nadeln sind zwar erhältlich, doch deutlich weniger robust. Die Auswahl erfolgt gemäß der Empfehlung von Prof. Adams (Bristol, UK), der bei diesem Durchmesser keine wesentlichen Artefakte feststellen konnte und ihn deshalb für Messungen an der Lendenwirbelsäule empfiehlt. Die angefertigten Sensoren sind für 50 bar Spitzendruck ausgelegt. Die Spitzen der Drucknadel werden abgerundet ausgeführt, um eine Beschädigen des Gewebes zu vermeiden. Die Nadel ist ca. 70 mm lang. Es stehen für jede Drucknadel die Kalibrierungswerte des Herstellers zur Verfügung (z.B. Seriennummer 20815: 0,19mV/V/bar, Seriennummer 20816: 0,13mV/V/bar).



Abb. 3.45: Drucksensor für die Messung des intervertebralen Drucks.

Bei den durchgeführten Vorversuchen hat sich herausgestellt, dass durch den Druck in der Bandscheibe der Drucksensor aus der Bandscheibe gedrückt wird. Die in Abb. 3.46 zu sehende Druckhalterung löst dieses Problem. Die Druckmessnadel wird durch die Halterung gesteckt und über die Schraube und einen innen liegenden O-Ring durch einen Presssitz fixiert.

Anschließend wird der Sensor samt Halterung in die Bandscheibe je nach Platz anterior-lateral oder dorso-lateral (s. Anhang) eingeführt und mit Hilfe von Textilgummibändern verspannt. Die Verspannung erfolgt über die Wirbelkörper, nicht über die Bandscheibe, um einen Einfluss der Befestigung auf die Testung zu vermeiden.



Abb. 3.46: Drucksensor in Halterung, die ein Herauswandern der Drucknadel aus der Bandscheibe verhindert

Die Drucksensoren haben sich während der Messungen als Schwachpunkt in der Messkette herauskristallisiert. Wie bereits erwähnt, befindet sich der Sensor unter einer Schicht Silikon innerhalb einer Metallnadel, die in die Bandscheibe eingeführt wird. Bei der hohen Zahl von Lastzyklen (~100.000) kommt es wahrscheinlich zu einem Versagen des Interfaces Metall-Silikon. Bei Beschädigung dieses Interfaces kann Wasser in den Sensor eintreten und diesen beschädigen. Ein einfacher Test um herauszufinden, ob ein Sensor versagt hat, ist innerhalb der Metallnadel einen Überdruck zu erzeugen, während die Drucknadel in einem Wasserbad liegt. In einer Aufnahme unter einem Mikroskop (Abb. 3.47) ist gut zu sehen, wie durch den Überdruck in der Sensornadel Luftblasen zwischen dem Silikon und dem Metall austreten. Offensichtlich hat hier das geklebte Interface zwischen Silikon und Metall versagt.

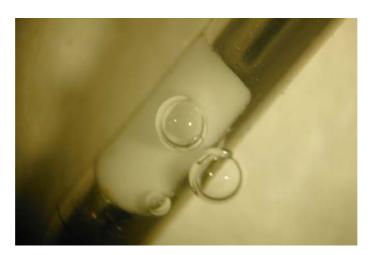


Abb. 3.47: Zerstörtes Silikon-Metall-Interface einer Drucknadel. Durch erzeugen eines Überdruckes in der Nadel treten am Rand des Silikons Luftblasen aus

Leider stellte sich dieser Test als nicht sehr zuverlässig heraus. Bei drei so getesteten auffälligen Sensoren zeigte nur einer Luftblasen am Interface zwischen Silikon und Metall. Es scheint also nicht unbedingt zu einem Totalversagen der Klebestelle zu kommen, sondern vielmehr nur zu einer druckabhängigen partiellen Durchlässigkeit.

Es wurde in Zusammenarbeit mit dem Hersteller intensiv daran gearbeitet, dieses Problem zu lösen. Allerdings handelt es sich hier scheinbar um eine technische

Grenze. Andere Hersteller lehnten es ab, für Ihre Sensoren Zusagen über die Standzeit bei den in dieser Studie durchgeführten Messungen zu machen. Entgegen erster Annahmen war es nicht möglich, dem Versagen der Sensoren mit Hilfe von regelmäßigen Wartungsintervallen entgegenzuwirken. Der Zeitpunkt des Sensorversagens stellte sich als nicht vorhersagbar heraus, auch nicht nachdem für eine Lebensdauervorhersage selbst die verschiedenen Belastungsniveaus der Dauerversuche in die Abschätzung mit einbezogen wurden. Das zwischenzeitig beschlossene Wartungsintervall von drei Messungen war nicht ausreichend.

Um hundertprozentig sichergehen zu können, dass die Drucknadeln die gesamte Messung über funktionieren, hätten sie nach jeder Messung zur Wartung, d.h. zum Austausch des Sensors, eingeschickt werden müssen. Dies wäre allerdings in zeitlicher Hinsicht im Interesse eines reibungsfreien und kostendeckenden Ablaufes der Messungen nicht realistisch gewesen. Die Drucksensoren kamen deswegen zum Einsatz, bis sie versagten, auch wenn dadurch Teile der Messungen ohne verlässliche Druckdaten abgeschlossen werden mussten. Günstigerweise trat das Versagen allerdings meistens während des letzten Dauerlastzyklus auf, so dass die Menge des auftretenden Datenverlustes sehr klein ist.

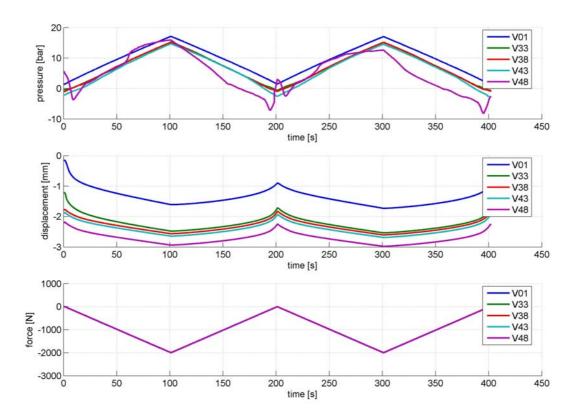


Abb. 3.48: Der Drucksensor versagt während der letzten beiden Abschnitte des Dauerläufers. Dies ist an den Zeitschrieben während der Parametermessungen zu erkennen, die zwischen den Dauerläufern ausgeführt werden. Die beiden unteren Graphen zeigen die entsprechenden Zeitschriebe von Weg und Kraft. Beide können das Verhalten des Drucksensors nicht erklären, d.h. der Sensor ist defekt.

Eine andere relativ sichere Abschätzung über den Funktionsstatus des Drucksensors ist stets nach der Messung während des Ausbaus des Präparats möglich. Ist der

Sensor beschädigt, so zeigt der Messverstärker trotz entlasteter Bandscheibe einen physikalisch unmöglichen negativen Druck p < -1 bar an. Bringt man den Drucksensor dann in Kontakt mit einem geerdeten Gegenstand, so führt dies zu einem Drucksprung in der Anzeige.

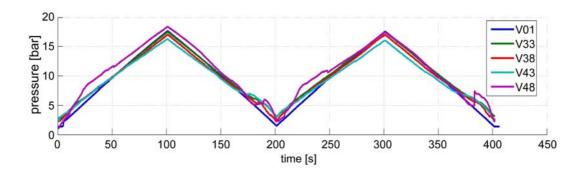


Abb. 3.49: Versagen des Drucksensors nach dem ersten Dauerläufer, zu sehen am irregulären Verhalten des Druckgraphen bei der zweiten Parametermessung.

Trat das beschriebene Verhalten des Drucksensors auf, so wurden die Messdaten als letztendlich entscheidender Indikator dafür herangezogen, ob der Sensor versagt hat. Die Abb. 3.48 bis Abb. 3.50 zeigen verschiedene Versagensfälle der in den Messungen verwendeten Sensoren. Der erste Graph in Abb. 3.48 stellt den gemessenen Druck in der Bandscheibe während der Parameterbestimmungen zwischen den Dauerläufern dar. Um Druckänderungen, verursacht durch Unregelmäßigkeiten im Weg- und Kraftverlauf, ausschließen zu können, sind diese hier bei der ersten Abbildung beispielhaft unter der entsprechenden Druckmessungen aufgetragen.

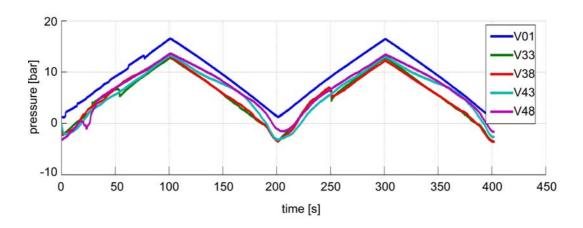


Abb. 3.50: Versagen des Drucksensors, der bereits während der ersten Parametermessung vor dem ersten Dauerläufer nicht erklärbare Drucksprünge anzeigt.

In den Abb. 3.48 bis Abb. 3.50 ist das unterschiedlich stark ausfallende Versagensmuster der Sensoren deutlich zu sehen. So ist in Abb. 3.48 das Versagen am Ende der dritten Parametermessung, d.h. nach dem zweiten Dauerläufer, bereits erkenn-

bar. Besonders deutlich ist das irreguläre Verhalten dann nach dem letzten Dauerläufer.

Hingegen zeigt der Druck in Abb. 3.49 bereits sehr früh leichte Unregelmäßigkeiten, bleibt aber nahezu bis zum Ende der Messung relativ stabil. Abb. 3.50 wiederum zeigt bereits während der ersten Parametermessung, also noch vor den Dauerläufern, unerklärliche Drucksprünge. Dieses irreguläre Verhalten setzt sich anschließend über die restliche Messung fort. Jedoch ist auch hier anzumerken, dass es zu keinem Totalversagen des Drucksensors gekommen ist. Die Druckanzeige hat sich zwar nach unten verschoben, ist aber nicht völlig ausgefallen.

Auf Grund der vielen notwendigen Reparaturen in Zusammenhang mit dem deutlich zu erkennenden Sensorversagen kalibrierte ausschließlich der Hersteller die Drucksensoren. Jede Sensorkalibration erfolgte vor Auslieferung mit einem Druck bis 20 bar einschließlich einer Untersuchung des Driftverhaltens. Eine Kalibration mit Drücken, die über denen des Herstellers liegen, wäre nicht sinnvoll gewesen, weil während der Messungen keine Drücke wesentlich über 20 bar beobachtet wurden.

Zusammenfassend ist somit zu bemerken, dass alle Messungen mit Drucksensoren durchgeführt worden sind, es jedoch nicht möglich war, eine durchgehende Druckmessung auch nach quasistatischen und frequenzabhängigen Messungen für alle Präparate zu gewährleisten.

3.3.5.6 Datenaufnahme und Abtastrate

Für die 6 Komponenten Kraftmessdose und die Druckmesssensoren wird der 8 Kanal Picas Messverstärker und die in die MTS Bionix eingebauten AD-Wandlerkarten verwendet. Die Daten des dynamischen Versuches werden bei den 30 Dauerversuchen ohne DMS mit der Software der MTS aufgezeichnet. Bei den beiden Dehnungsmessungen kommen zusätzliche Messverstärker mit Aufzeichnungssoftware zum Einsatz (TEAC, DX1 und MGC, HBM). Die Aufzeichnung der Daten bei den 30 Kontrollversuchen übernimmt die Software der UTS Spindelprüfmaschine.

Der Einfluss der Abtastrate bei den Dauerversuchen wurde an einer mit 1000 Messpunkten abgetasteten Hysteresemessung untersucht. Hierzu wurden aus dem gemessenen Datensatz mehrere Datensätze mit geringerer Auflösung (2 Datensätze mit 500 und jeweils 5 Datensätze mit 200, 100, 50, 20 und 10 Datenpunkten) erstellt. Bei diesen 27 Datensätzen wurde die Hysteresefläche bzw. das Dämpfungsäquivalent bestimmt und der Wert zur Hysteresefläche bei 1000 Datenpunkten ins Verhältnis gesetzt. Es zeigte sich, dass ab 20 Datenpunkten die Hysteresefläche bereits um 5% unter dem Wert für 1000 Datenpunkte liegt. Die Standardabweichung der Messungen nimmt stark zu im Verhältnis zur Standardabweichung bei 50 Datenpunkten (s. Abb. 3.51). Dies kann etwas verbessert werden, indem die Integration der Hysteresefläche mit Spline-Interpolation an Stelle von Trapez-Interpolation zwischen den Datenpunkten durchgeführt wird. Trotzdem zeigte sich, dass die Abtastrate nicht wesentlich unter 50 Punkten pro Hystereseschleife liegen sollte.

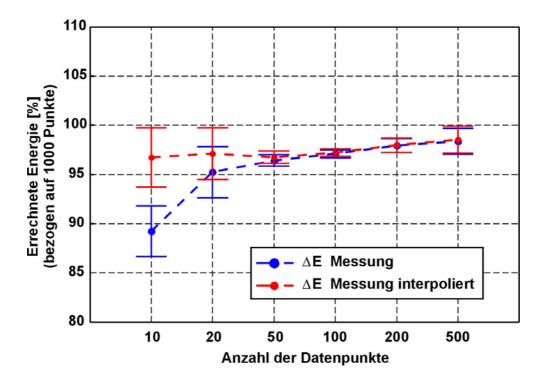


Abb. 3.51: Aus Hysteresekurven errechnete Energie in Abhängigkeit von der Anzahl der Datenpunkte mit und ohne Spline-Interpolation

3.3.6 Der Regelkreis der Zusatzachse

Bei den geplanten Messungen mit Belastungen in zwei Raumrichtungen werden nie beide Aktuatoren gleichzeitig zyklisch betrieben. Bei zyklischer Belastung durch einen Aktuator erfolgt durch den anderen Aktuator stets eine konstante Belastung. Die Anforderungen an die Synchronisation sind deshalb relativ gering. Somit ist es möglich, beide Achsen mit unabhängigen Regelkreisen zu betreiben und die Synchronisation durch einen einfachen Trigger zu gewährleisten. Der internen Regelkreis der MTS Bionix regelt die vertikale z-Achse des Versuchsaufbaus. Ein separater Regelkreis basierend auf einem zusätzlichen PC mit Regelkarte regelt die horizontale x-Achse. In Abb. 3.52 ist der Regelkreis dargestellt. Die wesentlichen Bauteile sind im Folgenden aufgeführt.

Mehrere Tests des Regelkreises für den Prüfstand haben sichergestellt, dass die Funktionsfähigkeit der Programmierung beider Belastungsrichtungen für die Versuchsabläufe gewährleistet ist. Für die Querachse erfolgt die Sollwertvorgabe über eine IO-Regelkarte (National Instruments, Typ AT-Mio-16DE-10) per PC mit LabView 6.0 Software. Die Karte ist für 100.000 Samples/s ausgelegt. Bei jeweils zwei Kanälen für Weg, Kraft und Trigger ist eine Regelfrequenz von 10 kHz möglich. Die Regelung wird mit Hilfe einer kombinierten Ventiltreiberkarte mit PID Regler (Typ D122F022-A022C, S/N D219, Moog) realisiert. Die Regelung der Querachse übernimmt ein externer PID Regler anstelle eines digitalen Regelkreises, da der analoge Regelkreis deutlich bessere Güten erreicht und nicht durch eine Datenaufnahmerate begrenzt ist. Der allgemeine Vorteil von digitalen Regelkreisen, nämlich das einfache Einstellen der PID Parameter, kommt bei nur einer zu regelnden Achse nicht zur Geltung.

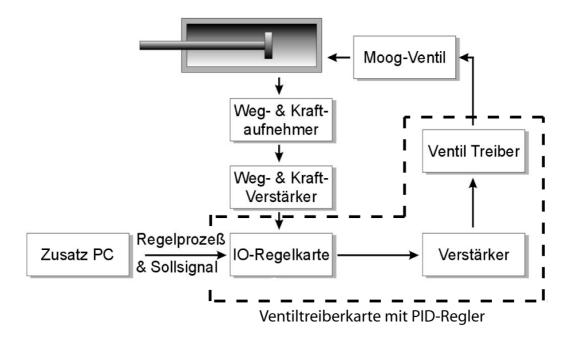


Abb. 3.52: Regelkreis für die Zusatzachse zur Erzeugung der Schubbelastung auf die Funktionseinheiten

Da für jedes Präparat und jede Prüffrequenz andere PID Reglereinstellungen nötig wären, wurde für die Querachse eine Kraftnachführung entwickelt. Sie bestimmt nach den ersten Schwingungen die Abweichung vom Spitzenwert und dementsprechend korrigierend eingreift. Da bei hohen Frequenzen besonders der Regler der MTS Prüfmaschine nicht schnell genug die PID-Parameter anpassen kann, folgt jedem Wechsel zu einer neuen Messfrequenz eine konstanten Einschwingzeit. Erst danach wird dann eine feste Anzahl von Messschwingungen durchgeführt. Dementsprechend werden bei jeder Frequenz 4 s Einschwingzeit ermöglicht und dann 8 Zyklen bei einer maximalen Frequenz von 12 Hz gemessen (vgl. auch Abschn. 3.2.1).

4 Ergebnisse

4.1 Eigenschaften der Präparate

4.1.1 Anthropometrische Daten

Tab. 4.1 zeigt die aus den anthropometrischen Messungen nach Frau Dr. Hinz gewonnenen patientenspezifischen Daten. Der Überblick über die Messdaten zeigt ein sehr homogenes Patientengut, das qualitativ deutlich besser ist als bei üblichen in-vitro Messungen. Bei den Präparaten 49 – 53 fehlten teilweise die für dieses Projekte ohnehin nicht geforderten Todes- und Entnahmedaten. Bei allen drei Präparaten sind aber weniger als drei Tage zwischen Todesdatum und Entnahmedatum vergangen.

Tab. 4.1: Anthropometrische Daten zu allen für dieses Projekt gesammelten Präparaten

LWS	Alter	Todes- datum	Entnahme- datum	M1 KPM [kg]	M2 KPH [cm]	M3 ACH [cm]	M4 EBH [cm]	M5 FGB [cm]	M6 KNB [cm]	M7 EBB [cm]	M8 HGB [cm]
1	37	06.11.2002	08.11.2002	87,0	182	153	117	6,2	12,7	10,6	6,0
2	35	06.11.2002	08.11.2002	70,0	181	156	117	6,0	9,9	9,7	5,8
3	37	06.11.2002	08.11.2002	85,0	180	156	123	6,5	11	9,5	5,5
4	34	11.11.2002	14.11.2002	89,7	186	162	128	7,7	10,6	8,2	6,2
5	36	24.10.2002	25.10.2002	72,2	173	151	122	6,7	9,7	6,5	5,8
6	31	24.10.2002	28.10.2002	74,2	172	143	113	6,3	9,0	6,2	4,8
7	35	27.10.2002	30.10.2002	101,0	189	158	128	6,8	10,7	7,3	5,9
8	35	29.10.2002	31.10.2002	92,0	177	155	127	7,1	9,6	8,7	5,9
9	38	14.11.2002	18.11.2002	76,9	177	151	119	6,1	9,4	8,2	5,8
10a	30	17.01.2003	17.01.2003	65,0	167	143	110	6,6	10,1	9,2	6,0
11	31	03.12.2002	09.12.2002	69,2	187	149	115	5,7	8,4	7,9	5,8
12	42	17.11.2002	18.11.2002	75,0	178	155	122	5,9	8,8	7,4	6,0
13	27	24.11.2002	26.11.2002	89,5	176	157	124	6,1	9,7	7,6	5,4
14	38	26.12.2002	02.01.2003	75,0	178	155	129	7,0	9,6	7,2	6,0
15	29	01.01.2003	02.01.2003	95,0	181	154	128	7,2	9,8	7,8	6,0
16	34	30.12.2002	03.01.2003	75,0	165	146	115	7,6	12,2	10,0	6,7
17	36	02.01.2003	06.01.2003	62,0	167	145	117	6,9	9,4	7,6	5,6
18	30	02.01.2003	06.01.2003	84,0	182	163	133	7,4	10,6	9,2	6,1
19	21	06.01.2002	08.01.2003	85,0	187	162	131	7,6	11,4	9,3	6,5
20	40	11.01.2003	15.01.2003	81,9	187	156	121	7,1	11,3	7,7	5,9
21	29	14.01.2003	16.01.2003	85,0	187	168	134	7,6	9,5	7,1	6,2

Tab. 4.1: (Fortsetzung)

23 39 23.01.2003 28.01.2003 76,0 182 160 128 5,6 9,6 7,9 5,7 24 22 04.02.2003 06.02.2003 63,0 168 144 112 6,6 9,4 8,3 5,1 25 25 03.02.2003 06.02.2003 98,0 180 164 132 6,9 10,2 8,3 5,9 26 35 01.02.2003 07.02.2003 95,0 200 162 123 5,9 10,2 6,8 5,6 27 39 11.02.2003 14.02.2003 52,3 176 154 121 6,0 9,1 7,6 5,4 28 32 18.02.2003 24.02.2003 69,0 184 161 120 6,8 9,4 7,6 5,3 29 39 26.02.2003 28.02.2003 96,0 191 163 127 7,3 10,2 7,4 5,6 30 21 28.02.2003 01.03.2003 65,0 173 154 123 6,9 9,3 7,7 6,0 31 34 28.02.2003 01.03.2003 72,0 174 144 113 7,0 10,2 8,9 6,0 32 38 03.03.2003 05.03.2003 79,0 174 149 114 6,8 10,2 9,3 6,0 33 21 04.03.2003 24.01.2003 60,3 182 155 125 5,6 8,4 7,4 5,7 35 39 23.01.2003 27.01.2003 81,7 177 154 122 6,0 8,5 7,9 5,9 36 30 20.03.2003 27.01.2003 81,7 177 154 122 6,0 8,5 7,9 5,9 36 30 20.03.2003 21.03.2003 79,0 173 147 117 6,8 11,2 9,2 6,3 37 40 20.03.2003 21.03.2003 70,5 184 148 123 7,4 10,3 7,8 6,2 39 32 52.04.02.2003 24.02.2003 91,3 178 154 128 7,4 10,3 7,8 6,2 40 20.03.2003 24.03.2003 91,3 178 154 118 6,9 11,4 8,6 5,8 39 25.04.04.2003 28.04.2003 89,0 185 159 126 7,6 11,4 9,3 6,2 40 40 30 26.04.2003 28.04.2003 89,0 185 159 126 7,6 11,4 9,3 6,2 40 40 30 26.04.2003 28.04.2003 89,0 185 159 126 7,6 11,4 9,3 6,2 42 40 17.05.2003 10.06.2003 71,3 182 153 125 7,0 11,3 7,5 6,3 41 35 11.05.2003 10.06.2003 94,7 174 151 116 7,9 10,9 8,3 6,3 44 38 07.06.2003 10.06.2003 94,7 174 151 116 7,9 10,9 8,3 6,3 44 38 07.06.2003 10.06.2003 94,7 174 151 116 7,9 10,9 8,3 6,3 44 38 07.06.2003 10.06.2003 94,7 174 151 116 7,9 10,9 8,3 6,3 6,3 46 40 16.06.2003 13.06.2003 68,3 176 154 122 6,0 9,9,9 7,4 5,4 47 40 18.06.2003 13.06.2003 68,3 176 154 122 9,2 12,9 8,8 6,3 5,5 6,5 6,5 6,5 6,5 6,5 6,5 6,5 6,5 6,5												
24 22 04.02.2003 06.02.2003 63,0 168 141 112 6,6 9,4 8,3 5,1 25 25 03.02.2003 06.02.2003 98,0 180 164 132 6,9 10,2 8,3 5,9 26 35 01.02.2003 07.02.2003 95,0 200 162 123 5,9 10,2 6,8 5,6 27 39 11.02.2003 14.02.2003 52,3 176 154 121 6,0 9,1 7,6 5,4 28 32 18.02.2003 24.02.2003 69,0 184 161 120 6,8 9,4 7,6 5,3 30 21 28.02.2003 01.03.2003 65,0 173 154 123 6,9 9,3 7,7 6,0 31 34 28.02.2003 01.03.2003 72,0 174 144 113 7,0 10,2 8,9 6,0 32 38	22	37	15.01.2003	17.01.2003	127,0	197	174	141	7,7	11,1	9,3	6,1
25 25 03.02.2003 06.02.2003 98,0 180 164 132 6,9 10,2 8,3 5,9 26 35 01.02.2003 07.02.2003 95,0 200 162 123 5,9 10,2 6,8 5,6 27 39 11.02.2003 14.02.2003 52,3 176 154 121 6,0 9,1 7,6 5,4 28 32 18.02.2003 24.02.2003 69,0 184 161 120 6,8 9,4 7,6 5,3 29 39 26.02.2003 28.02.2003 96,0 191 163 127 7,3 10,2 7,4 5,6 30 21 28.02.2003 01.03.2003 72,0 174 144 113 7,0 10,2 8,9 6,0 31 34 28.02.2003 01.03.2003 79,0 174 144 113 7,0 10,2 8,9 6,0 32 38	23	39	23.01.2003	28.01.2003	76,0	182	160	128	5,6	9,6	7,9	5,7
26 35 01.02.2003 07.02.2003 95,0 200 162 123 5,9 10,2 6,8 5,6 27 39 11.02.2003 14.02.2003 52,3 176 154 121 6,0 9,1 7,6 5,4 28 32 18.02.2003 24.02.2003 69,0 184 161 120 6,8 9,4 7,6 5,3 29 39 26.02.2003 26.02.2003 96,0 191 163 127 7,3 10,2 7,4 5,6 30 21 28.02.2003 01.03.2003 65,0 173 154 123 6,9 9,3 7,7 6,0 31 34 28.02.2003 01.03.2003 72,0 174 144 113 7,0 10,2 8,9 6,0 32 38 03.03.2003 06.03.2003 185 159 127 6,9 11,7 9,4 5,8 33 21 04.03.2003 <td>24</td> <td>22</td> <td>04.02.2003</td> <td>06.02.2003</td> <td>63,0</td> <td>168</td> <td>141</td> <td>112</td> <td>6,6</td> <td>9,4</td> <td>8,3</td> <td>5,1</td>	24	22	04.02.2003	06.02.2003	63,0	168	141	112	6,6	9,4	8,3	5,1
27 39 11.02.2003 14.02.2003 52,3 176 154 121 6,0 9,1 7,6 5,4 28 32 18.02.2003 24.02.2003 69,0 184 161 120 6,8 9,4 7,6 5,3 29 39 26.02.2003 28.02.2003 96,0 191 163 127 7,3 10,2 7,4 5,6 30 21 28.02.2003 01.03.2003 65,0 173 154 123 6,9 9,3 7,7 6,0 31 34 28.02.2003 01.03.2003 72,0 174 144 113 7,0 10,2 8,9 6,0 32 38 03.03.2003 05.03.2003 190,0 185 159 127 6,9 11,7 9,4 5,8 34 39 22.01.2003 24.01.2003 81,7 177 154 122 6,0 8,5 7,9 5,9 36 30	25	25	03.02.2003	06.02.2003	98,0	180	164	132	6,9	10,2	8,3	5,9
28 32 18.02.2003 24.02.2003 69,0 184 161 120 6,8 9,4 7,6 5,3 29 39 26.02.2003 28.02.2003 96,0 191 163 127 7,3 10,2 7,4 5,6 30 21 28.02.2003 01.03.2003 65,0 173 154 123 6,9 9,3 7,7 6,0 31 34 28.02.2003 01.03.2003 72,0 174 144 113 7,0 10,2 8,9 6,0 32 38 03.03.2003 05.03.2003 199,0 185 159 127 6,9 11,7 9,4 5,8 34 39 22.01.2003 24.01.2003 60,3 182 158 125 5,6 8,4 7,4 5,7 35 39 23.01.2003 27.01.2003 81,7 177 154 122 6,0 8,5 7,9 5,9 36 30	26	35	01.02.2003	07.02.2003	95,0	200	162	123	5,9	10,2	6,8	5,6
29 39 26.02.2003 28.02.2003 96,0 191 163 127 7,3 10,2 7,4 5,6 30 21 28.02.2003 01.03.2003 65,0 173 154 123 6,9 9,3 7,7 6,0 31 34 28.02.2003 01.03.2003 72,0 174 144 113 7,0 10,2 8,9 6,0 32 38 03.03.2003 05.03.2003 79,0 174 149 114 6,8 10,2 9,3 6,0 33 21 04.03.2003 06.03.2003 109,0 185 159 127 6,9 11,7 9,4 5,8 34 39 22.01.2003 24.01.2003 81,7 177 154 122 6,0 8,5 7,9 5,9 36 30 20.03.2003 21.03.2003 78,0 173 147 117 6,8 11,2 9,2 6,3 37 40	27	39	11.02.2003	14.02.2003	52,3	176	154	121	6,0	9,1	7,6	5,4
30 21 28.02.2003 01.03.2003 65,0 173 154 123 6,9 9,3 7,7 6,0 31 34 28.02.2003 01.03.2003 72,0 174 144 113 7,0 10,2 8,9 6,0 32 38 03.03.2003 05.03.2003 79,0 174 149 114 6,8 10,2 9,3 6,0 33 21 04.03.2003 06.03.2003 109,0 185 159 127 6,9 11,7 9,4 5,8 34 39 22.01.2003 24.01.2003 60,3 182 158 125 5,6 8,4 7,4 5,7 35 39 23.01.2003 27.01.2003 81,7 177 154 122 6,0 8,5 7,9 5,9 36 30 20.03.2003 24.03.2003 91,3 178 154 118 6,9 11,4 8,6 5,8 37 40 20.03.2003 24.03.2003 91,3 178 154 118 6,9 11,4 </td <td>28</td> <td>32</td> <td>18.02.2003</td> <td>24.02.2003</td> <td>69,0</td> <td>184</td> <td>161</td> <td>120</td> <td>6,8</td> <td>9,4</td> <td>7,6</td> <td>5,3</td>	28	32	18.02.2003	24.02.2003	69,0	184	161	120	6,8	9,4	7,6	5,3
31 34 28.02.2003 01.03.2003 72,0 174 144 113 7,0 10,2 8,9 6,0 32 38 03.03.2003 05.03.2003 79,0 174 149 114 6,8 10,2 9,3 6,0 33 21 04.03.2003 06.03.2003 109,0 185 159 127 6,9 11,7 9,4 5,8 34 39 22.01.2003 24.01.2003 60,3 182 158 125 5,6 8,4 7,4 5,7 35 39 23.01.2003 27.01.2003 81,7 177 154 122 6,0 8,5 7,9 5,9 36 30 20.03.2003 21.03.2003 78,0 173 147 117 6,8 11,2 9,2 6,3 37 40 20.03.2003 24.03.2003 91,3 178 154 118 6,9 11,4 8,6 5,8 38 20 30.03.2003 21.04.2003 89,0 185 159 126 7,6 11,4<	29	39	26.02.2003	28.02.2003	96,0	191	163	127	7,3	10,2	7,4	5,6
32 38 03.03.2003 05.03.2003 79,0 174 149 114 6,8 10,2 9,3 6,0 33 21 04.03.2003 06.03.2003 109,0 185 159 127 6,9 11,7 9,4 5,8 34 39 22.01.2003 24.01.2003 60,3 182 158 125 5,6 8,4 7,4 5,7 35 39 23.01.2003 27.01.2003 81,7 177 154 122 6,0 8,5 7,9 5,9 36 30 20.03.2003 21.03.2003 78,0 173 147 117 6,8 11,2 9,2 6,3 37 40 20.03.2003 24.03.2003 91,3 178 154 118 6,9 11,4 8,6 5,8 38 20 30.03.2003 24.04.2003 89,0 185 159 126 7,6 11,4 9,3 6,2 40 30 26.04.2003 28.04.2003 89,0 185 159 126 7,6 11,4<	30	21	28.02.2003	01.03.2003	65,0	173	154	123	6,9	9,3	7,7	6,0
33 21 04.03.2003 06.03.2003 109,0 185 159 127 6,9 11,7 9,4 5,8 34 39 22.01.2003 24.01.2003 60,3 182 158 125 5,6 8,4 7,4 5,7 35 39 23.01.2003 27.01.2003 81,7 177 154 122 6,0 8,5 7,9 5,9 36 30 20.03.2003 21.03.2003 78,0 173 147 117 6,8 11,2 9,2 6,3 37 40 20.03.2003 24.03.2003 91,3 178 154 118 6,9 11,4 8,6 5,8 38 20 30.03.2003 01.04.2003 70,5 184 148 123 7,4 10,3 7,8 6,2 39 35 24.04.2003 28.04.2003 89,0 185 159 126 7,6 11,4 9,3 6,2 40 30 26.04.2003 14.05.2003 107,0 183 153 118 7,8 12,7	31	34	28.02.2003	01.03.2003	72,0	174	144	113	7,0	10,2	8,9	6,0
34 39 22.01.2003 24.01.2003 60,3 182 158 125 5,6 8,4 7,4 5,7 35 39 23.01.2003 27.01.2003 81,7 177 154 122 6,0 8,5 7,9 5,9 36 30 20.03.2003 21.03.2003 78,0 173 147 117 6,8 11,2 9,2 6,3 37 40 20.03.2003 24.03.2003 91,3 178 154 118 6,9 11,4 8,6 5,8 38 20 30.03.2003 01.04.2003 70,5 184 148 123 7,4 10,3 7,8 6,2 39 35 24.04.2003 28.04.2003 89,0 185 159 126 7,6 11,4 9,3 6,2 40 30 26.04.2003 28.04.2003 84,0 185 154 125 7,0 11,3 7,5 6,3 41 35	32	38	03.03.2003	05.03.2003	79,0	174	149	114	6,8	10,2	9,3	6,0
35 39 23.01.2003 27.01.2003 81,7 177 154 122 6,0 8,5 7,9 5,9 36 30 20.03.2003 21.03.2003 78,0 173 147 117 6,8 11,2 9,2 6,3 37 40 20.03.2003 24.03.2003 91,3 178 154 118 6,9 11,4 8,6 5,8 38 20 30.03.2003 01.04.2003 70,5 184 148 123 7,4 10,3 7,8 6,2 39 35 24.04.2003 28.04.2003 89,0 185 159 126 7,6 11,4 9,3 6,2 40 30 26.04.2003 28.04.2003 84,0 185 154 125 7,0 11,3 7,5 6,3 41 35 11.05.2003 14.05.2003 107,0 183 153 118 7,8 12,7 10,3 6,2 42 40	33	21	04.03.2003	06.03.2003	109,0	185	159	127	6,9	11,7	9,4	5,8
36 30 20.03.2003 21.03.2003 78,0 173 147 117 6,8 11,2 9,2 6,3 37 40 20.03.2003 24.03.2003 91,3 178 154 118 6,9 11,4 8,6 5,8 38 20 30.03.2003 01.04.2003 70,5 184 148 123 7,4 10,3 7,8 6,2 39 35 24.04.2003 28.04.2003 89,0 185 159 126 7,6 11,4 9,3 6,2 40 30 26.04.2003 28.04.2003 84,0 185 154 125 7,0 11,3 7,5 6,3 41 35 11.05.2003 14.05.2003 107,0 183 153 118 7,8 12,7 10,3 6,2 42 40 17.05.2003 19.05.2003 135,0 188 164 139 9,5 14,5 9,0 6,5 43 38 07.06.2003 11.06.2003 71,3 182 153 121 7,0 1	34	39	22.01.2003	24.01.2003	60,3	182	158	125	5,6	8,4	7,4	5,7
37 40 20.03.2003 24.03.2003 91,3 178 154 118 6,9 11,4 8,6 5,8 38 20 30.03.2003 01.04.2003 70,5 184 148 123 7,4 10,3 7,8 6,2 39 35 24.04.2003 28.04.2003 89,0 185 159 126 7,6 11,4 9,3 6,2 40 30 26.04.2003 28.04.2003 84,0 185 154 125 7,0 11,3 7,5 6,3 41 35 11.05.2003 14.05.2003 107,0 183 153 118 7,8 12,7 10,3 6,2 42 40 17.05.2003 19.05.2003 135,0 188 164 139 9,5 14,5 9,0 6,5 43 38 05.06.2003 10.06.2003 71,3 182 153 121 7,0 10,6 8,2 6,5 45 31 10.06.2003 17.06.2003 73,0 184 159 121 6,7 1	35	39	23.01.2003	27.01.2003	81,7	177	154	122	6,0	8,5	7,9	5,9
38 20 30.03.2003 01.04.2003 70,5 184 148 123 7,4 10,3 7,8 6,2 39 35 24.04.2003 28.04.2003 89,0 185 159 126 7,6 11,4 9,3 6,2 40 30 26.04.2003 28.04.2003 84,0 185 154 125 7,0 11,3 7,5 6,3 41 35 11.05.2003 14.05.2003 107,0 183 153 118 7,8 12,7 10,3 6,2 42 40 17.05.2003 19.05.2003 135,0 188 164 139 9,5 14,5 9,0 6,5 43 38 05.06.2003 10.06.2003 71,3 182 153 121 7,0 10,6 8,2 6,5 44 38 07.06.2003 17.06.2003 73,0 184 159 121 6,7 10,8 9,2 6,3 45 31 10.06.2003 18.06.2003 68,3 176 154 121 6,9 9	36	30	20.03.2003	21.03.2003	78,0	173	147	117	6,8	11,2	9,2	6,3
39 35 24.04.2003 28.04.2003 89,0 185 159 126 7,6 11,4 9,3 6,2 40 30 26.04.2003 28.04.2003 84,0 185 154 125 7,0 11,3 7,5 6,3 41 35 11.05.2003 14.05.2003 107,0 183 153 118 7,8 12,7 10,3 6,2 42 40 17.05.2003 19.05.2003 135,0 188 164 139 9,5 14,5 9,0 6,5 43 38 05.06.2003 10.06.2003 94,7 174 151 116 7,9 10,9 8,3 6,3 44 38 07.06.2003 11.06.2003 71,3 182 153 121 7,0 10,6 8,2 6,5 45 31 10.06.2003 17.06.2003 73,0 184 159 121 6,7 10,8 9,2 6,3 46 40 16.06.2003 18.06.2003 80,0 186 161 128 6,5 1	37	40	20.03.2003	24.03.2003	91,3	178	154	118	6,9	11,4	8,6	5,8
40 30 26.04.2003 28.04.2003 84,0 185 154 125 7,0 11,3 7,5 6,3 41 35 11.05.2003 14.05.2003 107,0 183 153 118 7,8 12,7 10,3 6,2 42 40 17.05.2003 19.05.2003 135,0 188 164 139 9,5 14,5 9,0 6,5 43 38 05.06.2003 10.06.2003 94,7 174 151 116 7,9 10,9 8,3 6,3 44 38 07.06.2003 11.06.2003 71,3 182 153 121 7,0 10,6 8,2 6,5 45 31 10.06.2003 17.06.2003 73,0 184 159 121 6,7 10,8 9,2 6,3 46 40 16.06.2003 18.06.2003 68,3 176 154 121 6,9 9,9 7,4 5,4 47 40 18.06.2003 23.06.2003 80,0 186 161 128 6,5 10	38	20	30.03.2003	01.04.2003	70,5	184	148	123	7,4	10,3	7,8	6,2
41 35 11.05.2003 14.05.2003 107,0 183 153 118 7,8 12,7 10,3 6,2 42 40 17.05.2003 19.05.2003 135,0 188 164 139 9,5 14,5 9,0 6,5 43 38 05.06.2003 10.06.2003 94,7 174 151 116 7,9 10,9 8,3 6,3 44 38 07.06.2003 11.06.2003 71,3 182 153 121 7,0 10,6 8,2 6,5 45 31 10.06.2003 17.06.2003 73,0 184 159 121 6,7 10,8 9,2 6,3 46 40 16.06.2003 18.06.2003 68,3 176 154 121 6,9 9,9 7,4 5,4 47 40 18.06.2003 23.06.2003 80,0 186 161 128 6,5 10,6 7,0 6,3 48 25 25.06.2003 30.06.2003 69,4 173 147 115 7,2 9,	39	35	24.04.2003	28.04.2003	89,0	185	159	126	7,6	11,4	9,3	6,2
42 40 17.05.2003 19.05.2003 135,0 188 164 139 9,5 14,5 9,0 6,5 43 38 05.06.2003 10.06.2003 94,7 174 151 116 7,9 10,9 8,3 6,3 44 38 07.06.2003 11.06.2003 71,3 182 153 121 7,0 10,6 8,2 6,5 45 31 10.06.2003 17.06.2003 73,0 184 159 121 6,7 10,8 9,2 6,3 46 40 16.06.2003 18.06.2003 68,3 176 154 121 6,9 9,9 7,4 5,4 47 40 18.06.2003 23.06.2003 80,0 186 161 128 6,5 10,6 7,0 6,3 48 25 25.06.2003 30.06.2003 69,4 173 147 115 7,2 9,9 8,9 5,8 49 32 112,5 175 151 122 9,2 12,9	40	30	26.04.2003	28.04.2003	84,0	185	154	125	7,0	11,3	7,5	6,3
43 38 05.06.2003 10.06.2003 94,7 174 151 116 7,9 10,9 8,3 6,3 44 38 07.06.2003 11.06.2003 71,3 182 153 121 7,0 10,6 8,2 6,5 45 31 10.06.2003 17.06.2003 73,0 184 159 121 6,7 10,8 9,2 6,3 46 40 16.06.2003 18.06.2003 68,3 176 154 121 6,9 9,9 7,4 5,4 47 40 18.06.2003 23.06.2003 80,0 186 161 128 6,5 10,6 7,0 6,3 48 25 25.06.2003 30.06.2003 69,4 173 147 115 7,2 9,9 8,9 5,8 49 32 112,5 175 151 122 9,2 12,9 8,8 6,3 50 37 09.09.2004 78,0 176 150 120 7,5 12,4 8,7	41	35	11.05.2003	14.05.2003	107,0	183	153	118	7,8	12,7	10,3	6,2
44 38 07.06.2003 11.06.2003 71,3 182 153 121 7,0 10,6 8,2 6,5 45 31 10.06.2003 17.06.2003 73,0 184 159 121 6,7 10,8 9,2 6,3 46 40 16.06.2003 18.06.2003 68,3 176 154 121 6,9 9,9 7,4 5,4 47 40 18.06.2003 23.06.2003 80,0 186 161 128 6,5 10,6 7,0 6,3 48 25 25.06.2003 30.06.2003 69,4 173 147 115 7,2 9,9 8,9 5,8 49 32 112,5 175 151 122 9,2 12,9 8,8 6,3 50 37 09.09.2004 78,0 176 150 120 7,5 12,4 8,7 6,2 51 34 08.09.2004 101,0 189 167 130 7,8 12,8 9,2 <	42	40	17.05.2003	19.05.2003	135,0	188	164	139	9,5	14,5	9,0	6,5
45 31 10.06.2003 17.06.2003 73,0 184 159 121 6,7 10,8 9,2 6,3 46 40 16.06.2003 18.06.2003 68,3 176 154 121 6,9 9,9 7,4 5,4 47 40 18.06.2003 23.06.2003 80,0 186 161 128 6,5 10,6 7,0 6,3 48 25 25.06.2003 30.06.2003 69,4 173 147 115 7,2 9,9 8,9 5,8 49 32 112,5 175 151 122 9,2 12,9 8,8 6,3 50 37 09.09.2004 78,0 176 150 120 7,5 12,4 8,7 6,2 51 34 08.09.2004 101,0 189 167 130 7,8 12,8 9,2 6,2 52 27 12.10.2004 71,0 174 155 125 6,4 12,3 9,2 5,9 </td <td>43</td> <td>38</td> <td>05.06.2003</td> <td>10.06.2003</td> <td>94,7</td> <td>174</td> <td>151</td> <td>116</td> <td>7,9</td> <td>10,9</td> <td>8,3</td> <td>6,3</td>	43	38	05.06.2003	10.06.2003	94,7	174	151	116	7,9	10,9	8,3	6,3
46 40 16.06.2003 18.06.2003 68,3 176 154 121 6,9 9,9 7,4 5,4 47 40 18.06.2003 23.06.2003 80,0 186 161 128 6,5 10,6 7,0 6,3 48 25 25.06.2003 30.06.2003 69,4 173 147 115 7,2 9,9 8,9 5,8 49 32 112,5 175 151 122 9,2 12,9 8,8 6,3 50 37 09.09.2004 78,0 176 150 120 7,5 12,4 8,7 6,2 51 34 08.09.2004 101,0 189 167 130 7,8 12,8 9,2 6,2 52 27 12.10.2004 71,0 174 155 125 6,4 12,3 9,2 5,9	44	38	07.06.2003	11.06.2003	71,3	182	153	121	7,0	10,6	8,2	6,5
47 40 18.06.2003 23.06.2003 80,0 186 161 128 6,5 10,6 7,0 6,3 48 25 25.06.2003 30.06.2003 69,4 173 147 115 7,2 9,9 8,9 5,8 49 32 112,5 175 151 122 9,2 12,9 8,8 6,3 50 37 09.09.2004 78,0 176 150 120 7,5 12,4 8,7 6,2 51 34 08.09.2004 101,0 189 167 130 7,8 12,8 9,2 6,2 52 27 12.10.2004 71,0 174 155 125 6,4 12,3 9,2 5,9	45	31	10.06.2003	17.06.2003	73,0	184	159	121	6,7	10,8	9,2	6,3
48 25 25.06.2003 30.06.2003 69,4 173 147 115 7,2 9,9 8,9 5,8 49 32 112,5 175 151 122 9,2 12,9 8,8 6,3 50 37 09.09.2004 78,0 176 150 120 7,5 12,4 8,7 6,2 51 34 08.09.2004 101,0 189 167 130 7,8 12,8 9,2 6,2 52 27 12.10.2004 71,0 174 155 125 6,4 12,3 9,2 5,9	46	40	16.06.2003	18.06.2003	68,3	176	154	121	6,9	9,9	7,4	5,4
49 32 112,5 175 151 122 9,2 12,9 8,8 6,3 50 37 09.09.2004 78,0 176 150 120 7,5 12,4 8,7 6,2 51 34 08.09.2004 101,0 189 167 130 7,8 12,8 9,2 6,2 52 27 12.10.2004 71,0 174 155 125 6,4 12,3 9,2 5,9	47	40	18.06.2003	23.06.2003	80,0	186	161	128	6,5	10,6	7,0	6,3
50 37 09.09.2004 78,0 176 150 120 7,5 12,4 8,7 6,2 51 34 08.09.2004 101,0 189 167 130 7,8 12,8 9,2 6,2 52 27 12.10.2004 71,0 174 155 125 6,4 12,3 9,2 5,9	48	25	25.06.2003	30.06.2003	69,4	173	147	115	7,2	9,9	8,9	5,8
51 34 08.09.2004 101,0 189 167 130 7,8 12,8 9,2 6,2 52 27 12.10.2004 71,0 174 155 125 6,4 12,3 9,2 5,9	49	32			112,5	175	151	122	9,2	12,9	8,8	6,3
52 27 12.10.2004 71,0 174 155 125 6,4 12,3 9,2 5,9	50	37		09.09.2004	78,0	176	150	120	7,5	12,4	8,7	6,2
	51	34		08.09.2004	101,0	189	167	130	7,8	12,8	9,2	6,2
53 26 19.10.2004 74,3 169 141 110 6,6 10,8 8,3 5,8	52	27		12.10.2004	71,0	174	155	125	6,4	12,3	9,2	5,9
	53	26		19.10.2004	74,3	169	141	110	6,6	10,8	8,3	5,8

4.1.2 Morphologische Klassifizierung

4.1.2.1 Frobin Klassifizierung

Das in Abb. 4.1 zu sehende Ergebnis der Frobin Klassifizierung zeigt das Alter der Spender im Verhältnis zur relativen Bandscheibenhöhe. Die Bandscheibenhöhe wurde zuvor auf das anteriore-posteriore Maß bezogen um unterschiedliche Präparatgrößen zu korrigieren.

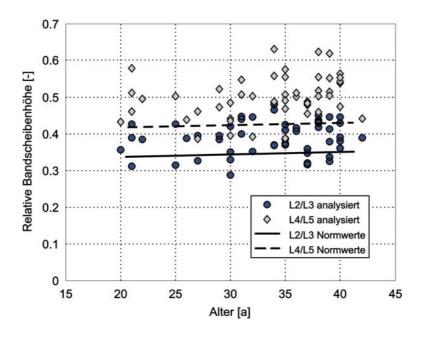


Abb. 4.1: Analyse der relativen Bandscheibenhöhe der für die Testung verwendeten Lendenwirbelsäulen im Vergleich zu den von Frobin et al. (1997) ermittelten Normwerten

Es ist zu erkennen, dass die für die Versuche verwendeten Präparate mit ihren Bandscheibenhöhen mehrheitlich über den von Frobin et al. (1997) bereitgestellten Normwerten liegen. Der Mittelwert der für die Versuche verwendeten Präparate liegt bei etwa 14% über dem Normwert für die entsprechende Altersgruppe. Der geringste Wert liegt bei –16 %, der höchste bei 48 % verglichen mit der Norm (s. Tab. 4.2).

Tab. 4.2: Vergleich der für die Testung verwendeten Funktionseinheiten mit der von Frobin et al. (1997) ermittelten Normwerten

Funktionseinheit	Minimalwert der Bandscheibenhöhe relativ zur Norm	Maximalwert der Bandscheibenhöhe relativ zur Norm	Mittelwert der Band- scheibenhöhe relativ zur Norm				
L2/L3	-16 %	+34 %	+12 %				
L4/L5	-9 %	+48 %	+17 %				

Das Histogramm in Abb. 4.2 zeigt die Abweichungen der Bandscheibenhöhe der Präparate in Prozent zur Altersgruppennorm. Die Präparate sind dabei angegeben

als insgesamt analysierte Präparate, in Versuchen verwendete Präparate und verwendete Präparate aufgeschlüsselt nach L2/L3 und L4/L5.

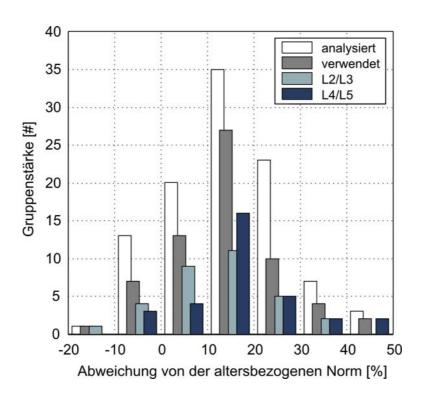


Abb. 4.2: Histogramm der prozentualen Abweichungen sämtlicher gespendeter Lendenwirbelsäulen von der Norm. Dabei wurde jede Lendewirbelsäule mit der Norm ihrer Altersklassen verglichen.

Hier wird noch einmal deutlich, dass das Spendergut deutlich über der Norm liegt und nur eine geringe Streubreite besitzt. Dies lässt darauf schließen, dass bezüglich der Präparate keine Probleme für die Messungen zu erwarten sind. Die Qualität der in dieser Studie verwendeten Präparate ist bisher wahrscheinlich einmalig für eine Studie diesen Umfangs. Einschränkend ist allerdings hinzufügen, dass der Einfluss zwischen Explantation und Testung der Präparate auf die Bandscheiben durch Entlastung bei Entnahme und Tiefkühlen schwer abgeschätzt werden kann. Dies kann unter Umständen zu einer eingeschränkten Aussagekraft der Klassifizierung führen.

4.1.2.2 Thompson Klassifizierung

Auffällig war, dass die Bandscheiben bei den untersuchten Präparaten nach dem Schnitt sehr schnell aus der Schnittebene herausquollen. Dies ist ein Zeichen für einen weitgehend intakten Nucleus, aber auch für eine einwandfreie Befeuchtung während der Präparation und der 8 Stunden andauernden Messungen.

In Tab. 4.3 sind sämtliche Ergebnisse der Thompson Klassifizierung zusammengefasst. Es wurden legendlich Degradationsgrade von I bis III gefunden. Der Degradationsgrad der Bandscheiben ein- und derselben Lendenwirbelsäule hat sich nicht immer als gleich herausgestellt. Wenn die Degenerationsgrade unterschiedlich sind, lässt sich dies allerdings nicht unmittelbar auf die Versuche zurückführen. Aufgrund der höheren Belastung müssten vor allem die Funktionseinheiten L4/L5 nach den Versuchen einen höheren Degradationsgrad aufweisen. Es stellt sich jedoch heraus, dass in 19 Fällen die Degenerationsgrade der beiden Funktionseinheiten identisch ist, in sechs Fällen ist er bei L2/L3 höher und in fünf Fällen ist er bei L4/L5 höher.

Tab. 4.3: Ergebnis des Thompson Klassifizierung für alle getesteten Funktionseinheiten. Ein maximaler Degenerationsgrad von III auf der bis V reichenden Skala unterstreicht den guten Zustand der Präparate nach der Testung.

LWS	FU	Degene- rations- grad	Begründung
1	L2-L3	I	Endplatten gleichmäßiger Dicke, WK abgerundete Ränder, Annulus einzelne Fasern erkennbar
	L4-L5	II	WK L4 spitzer Rand, Annulus Fasern schwer zu erkennen†
2	L2-L3	III	Endplatte unregelmäßig, keine klare Abtrennung zwischen Annulus und Nucleus
	L4-L5	III	Endplatte unregelmäßig, keine klare Abtrennung zwischen Annulus und Nucleus
5	L2-L3	III	Durchdringung des Annulus
	L4-L5	II	Gallertartige Masse zwischen Annulus Fasern, unregelmäßige Endplatten
6	L2-L3	II	Unregelmäßige Endplatten, gallertartige Masse zwischen Annulus Fasern
	L4-L5	II	Gallertatige Masse zwischen den Annulus Fasern
8	L2-L3	III	Annulus posterior nicht von Nucleus zu trennen
	L4-L5	III	Keine klare Abtrennung zwischen Annulus und Nucleus
10	L2-L3	III	Endplatten stark unregelmäßig geformt, keine Abgrenzung zwischen Nucleus und Annulus
	L4-L5	III	Endplatten stark unregelmäßig geformt, keine Abgrenzung zwischen Nucleus und Annulus
13	L2-L3	III	Posterior keine Abgrenzung zwischen Annulus und Nucleus
	L4-L5	III	Keine Abgrenzung zwischen Nucleus und Annulus
14	L2-L3	II	WK spitze Ränder, gallertartige Masse zwischen den Fasern des Annulus
	L4-L5	III	Posterior keine Abgrenzung zwischen Annulus und Nucleus
15	L2-L3	II	Gallertartige Masse zwischen Annulus Fasern, Nucleus in den WK eingebrochen
	L4-L5	II	Nucleus: weißes faseriges Gewebe am Rand
16	L2-L3	III	Keine Abgrenzung zwischen Nucleus und Annulus
	L4-L5	III	Keine Abgrenzung zwischen Nucleus und Annulus
17	L2-L3	III	Keine Abgrenzung zwischen Nucleus und Annulus
	L4-L5	III	Keine Abgrenzung zwischen Nucleus und Annulus
21	L2-L3	III	Keine Abgrenzung zwischen Nucleus und Annulus
	L4-L5	II	Nucleus: weißes faseriges Gewebe am Rand, gallertartige Masse zwischen Annulus Fasern

Tab. 4.3: (Fortsetzung)

22	L2-L3	III	Umfangreiche Durchdringung des Annulus mit Nucleus Material
	L4-L5	III	Keine Abgrenzung zwischen Nucleus und Annulus
24	L2-L3	III	Keine Abgrenzung zwischen Nucleus und Annulus
	L4-L5	III	Keine Abgrenzung zwischen Nucleus und Annulus
27	L2-L3	III	Keine Abgrenzung zwischen Nucleus und Annulus
	L4-L5	II	Nucleus: weißes faseriges Gewebe am Rand
29	L2-L3	II	Nucleus: weißes faseriges Gewebe am Rand, gallertartige Masse zwischen Annulus Fasern
	L4-L5	II	Gallertarige Masse zwischen Annulus Fasern
30	L2-L3	III	Verlust der Nucleus-Annulus Abtrennung
	L4-L5	III	Verlust der Nucleus-Annulus Abtrennung
31	L2-L3	III	Verlust der Nucleus-Annulus Abtrennung
	L4-L5	III	Umfangreiche Durchdringung des Annulus mit Nucleus Material
32	L2-L3	III	Verlust der Nucleus-Annulus Abtrennung
	L4-L5	II	Nucleus: weißes faseriges Gewebe am Rand, gallertartige Masse zwischen Annulus Fasern
37	L2-L3	III	Verlust der Nucleus-Annulus Abtrennung
	L4-L5	III	Umfangreiche Durchdringung des Annulus mit Nucleus Material
38	L2-L3	III	Verlust der Nucleus-Annulus Abtrennung
	L4-L5	II	Gallertartige Masse zwischen Annulus und Nucleus
40	L2-L3	III	Umfangreiche Durchdringung des Annulus mit Nucleus Material
	L4-L5	III	Umfangreiche Durchdringung des Annulus mit Nucleus Material
41	L2-L3	III	Verlust der Nucleus-Annulus Abtrennung
	L4-L5	II	Nucleus: weißes faseriges Gewebe am Rand, gallertartige Masse zwischen Annulus Fasern
42	L2-L3	II	Nucleus: weißes faseriges Gewebe am Rand
	L4-L5	III	Umfangreiche Durchdringung des Annulus mit Nucleus Material
44	L2-L3	II	Nucleus: weißes faseriges Gewebe am Rand
	L4-L5	II	Nucleus: weißes faseriges Gewebe am Rand, gallertartige Masse zwischen Annulus Fasern
45	L2-L3	III	Verlust der Nucleus-Annulus Abtrennung
	L4-L5	III	Umfangreiche Durchdringung des Annulus mit Nucleus Material
46	L2-L3	II	Gallertartige Masse zwischen Annulus Fasern
	L4-L5	III	Protrusion des Nucleus in den Annulus, Verlust der Nucleus- Annulus Abtrennung
47	L2-L3	III	Verlust der Nucleus-Annulus Abtrennung
	L4-L5	III	Verlust der Nucleus-Annulus Abtrennung
48	L2-L3	II	Gallertartige Masse zwischen Annulus Fasern
	L4-L5	III	Verlust der Nucleus-Annulus Abtrennung
49	L2-L3	III	Verlust der Nucleus-Annulus Abtrennung
	L4-L5	III	Umfangreiche Durchdringung des Annulus mit Nucleus Material
	_		

Zwei Beispiele für die Degenerationsgrade II und III sind in Abb. 4.3 dargestellt. Bei LWS 15 befindet sich auf der posterioren Seite des Nucleus bereits faseriges Gewebe, welches anfängt, die Grenze zwischen Annulus und Nucleus aufzulösen. Dies ist bei der rechts dargestellten LWS 05 bereits geschehen. Ausserdem durchdringt der Nucleus das Annulusgewebe auf der anterioren Seite.

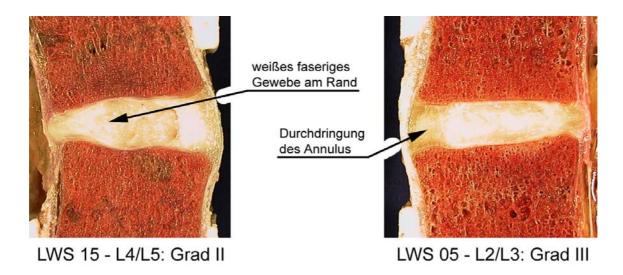


Abb. 4.3: Zwei Funktionseinheiten mit den Degenerationsgraden I und II. Auf der posterioren Seite des Nucleus von LWS 15 befindet sich bereits faseriges Gewebe. Bei LWS 05 dringt der Nucleus in das Gewebe des Annulus vor.

4.1.2.3 Brinckmann Klassifizierung

Es war geplant, nach dem vollständigen Auftauen die Bandscheiben aller Präparate zu entfernen und anhand makroskopischer Betrachtungen die Frakturtypen der Endplatten der Wirbelkörper gemäß der Studie von Brinckmann et al. (1988) zu bestimmen. Die Analyse der gemessenen Parameter ergab allerdings, dass es während keinem der Versuche einen ähnlich dramatischen Wegsprung gab, wie von Brinckmann et al. (1988) beschrieben. Ihnen zur Folge erfolgt beim Entstehen der Fraktur ein Wegsprung von ca. 2 mm. Legendlich bei der Lendenwirbelsäule 27 und 42 konnte während der Dauerläufer ein Abknicken des Weges über der Zeit beobachtet werden (s. Abb. 4.4).

Bei Lendenwirbelsäule 27 entstand demnach die Fraktur ungefähr nach den ersten 520 Zyklen des Dauerversuches. Es ist anzumerken, dass die Funktionseinheit in axialer Richtung in den zuvor durchgeführten quasistatischen und frequenzabhängigen Belastungsschritten bereits mit ca. 5000 Zyklen belastet worden ist, allerdings mit geringeren Offsetwerten und Amplituden. Wie bereits von Brinckmann et al. (1988) beobachtet befindet sich auch hier die Fraktur in der cranialen Endplatte des caudalen Wirbelkörpers. In Abb. 4.5 ist zu erkennen, dass es sich dem Klassifikationsschema zufolge um eine stufenförmige Fraktur handelt (vgl. Tab. 3.5).

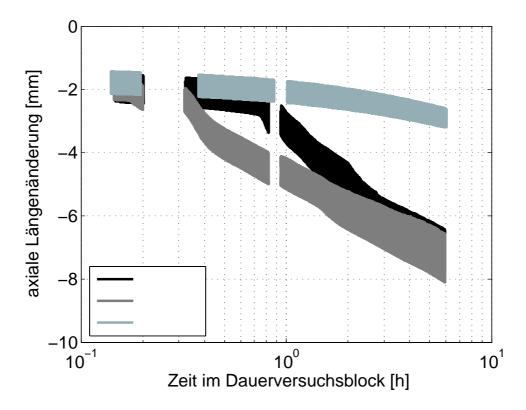


Abb. 4.4: Längenänderung des Präparates während der Dauerläufer. Alle drei Graphen zeigen lateral eingespannte Präparate. Die Präparate 27 und 42 sind sind jeweils an der cranialen Endplatte des caudalen Wirbelkörpers gebrochen. Dies ruft bei beiden Präparaten einen Knick im Graphen hervor, gefolgt von einem stärkeren Zusammensinken der Präparate. Zum Vergleich ist das nichtfrakturierte Präparat 06 ebenfalls eingezeichnet.

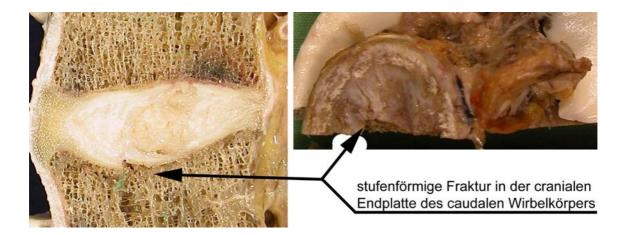


Abb. 4.5: Fraktur von L4/L5 der Lendenwirbelsäule 27. Zu sehen ist die während des Dauerversuches entstandene stufenförmige Fraktur.

Der Grund für die Fraktur ist möglicherweise eine im Verhältnis zu den anderen Lendenwirbelsäulen schlechte Qualität des Präparates. Besonders auffällig ist das völlig ausgewaschene Knochenmark, welches in keinem der anderen Präparate auftritt (vgl. Abb. 4.3).

Auch bei der zweiten gebrochenen Funktionseinheit der Lendenwirbelsäule 42 ist das Knochenmark größtenteils ausgewaschen (vgl. Abb. 4.6). Bei der Fraktur handelt es sich ebenfalls um eine stufenförmige Fraktur der cranialen Endplatte des caudalen Wirbelkörpers (s. Abb. 4.6). Es ist noch hinzuzufügen, dass die spongiöse Struktur des Knochens der Präparate eine auffällig niedrige Dichte aufweist (vgl. Abb. 4.3).

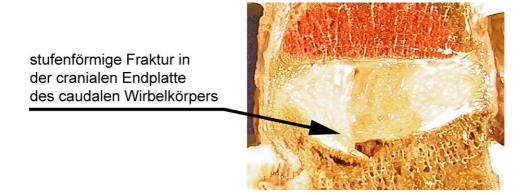


Abb. 4.6: Funktionseinheit L4/L5 der Lendenwirbelsäule 42. Wie schon bei Präparat 27 handelt es sich um eine Stufenfraktur. Auch hier ist die spongiöse Struktur von verhältnismäßig geringer Dichte.

Bei Präparat 31 fiel Blut im posterioren Teil der Bandscheibe auf (s. Abb. 4.7). Weder der Schnitt, noch die Entfernung der Bandscheiben lieferten jedoch Hinweise auf eine Fraktur der Endplatten. Auch die Analyse der Messdaten zeigte kein für eine Endplattenfraktur typisches Verhalten des Präparates während des Versuches (vgl. Abb. 4.4). Möglicherweise war die Einblutung bereits vor der Testung vorhanden.

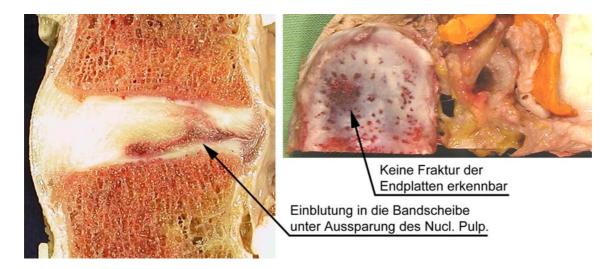


Abb. 4.7: Der Schnitt der LWS 31 zeigt Blut in der Bandscheibe. Diese Einblutung konnte aber nicht auf eine frakturierte Endplatte zurückgeführt werden.

4.2 Übersicht über die Messungen

Tab. 4.4 listet sämtliche durchgeführten Messungen auf. Die Bedeutung der Laststufen und Reihenfolgen sind bereits in Abschn. 3.2.2 erläutert worden.

Tab. 4.4: Übersicht über alle durchgeführten Messungen. Angegeben sind die Einbaurichtung der Präparate, die ausgeführten Dauerlaststufen, die gewählten Belastungsschrittreihenfolgen während der frequenzabhängigen Messungen, die zeitlichen Positionen der Versuche, sowie Versuchsdaten und die Präparatnummern.

	30 Funktionseinheiten																														
Schub	Anterior/posterior Schub (15 FSUs)											Lateral Schub (15 FSUs)																			
Dauerlast	1. Last- stufe (3 FSUs)			2. Last- stufe (3 FSUs)			3. Last- stufe (3 FSUs)			5	4. Last- stufe (3 FSUs)		5. Last- stufe (3 FSUs)		S	1. Last- stufe (3 FSUs)		\$	2. Last- stufe (3 FSUs)		e s		stuf		. Last- stufe FSUs)		4. Las stufe (3 FSI		5	5. Las stufe (3 FSU	
Blockfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	1. Reihenfolge	2. Reihenfolge	3. Reihenfolge	
zeitl. Position	19. Versuch	20. Versuch	05. Versuch	22. Versuch	06. Versuch	29. Versuch	02. Versuch	25. Versuch	04. Versuch	21. Versuch	01. Versuch	30. Versuch	15. Versuch	24. Versuch	12. Versuch	27. Versuch	09. Versuch	14. Versuch	07. Versuch	17. Versuch	08. Versuch	28. Versuch	26. Versuch	11. Versuch	10. Versuch	13. Versuch	18. Versuch	03. Versuch	16. Versuch	23. Versuch	
Datum	10.09.2004	11.10.2004	07.05.2004	19.10.2004	13.05.2004	24.11.2004	23.04.2004	03.11.2004	06.05.2004	14.10.2004	22.04.2004	05.01.2005	01.09.2004	02.11.2004	03.08.2004	18.11.2004	02.06.2004	31.08.2004	25.05.2004	07.09.2004	27.05.2004	23.11.2004	17.11.2004	30.07.2004	03.06.2004	30.08.2004	09.09.2004	30.04.2004	02.09.2004	20.10.2004	
Präparat	1 FMS 08	LWS 40	LWS 31	1 FMS 16	LWS 29	LWS 48	8E SM7	LWS 45	LWS 15	LWS 46	LWS 37	LWS 49	0E SM7	LWS 32	LWS 44	11 SM7	LWS 41	LWS 47	LWS 13	LWS 02	LWS 22	LWS 24	LWS 01	LWS 14	LWS 42	LWS 27	90 SMT	LWS 10a	TWS 05	LWS 21	

4.3 Ergebnisse der Messungen

4.3.1 Vorgehen bei der Auswertung

Es stehen die Ergebnissets von 32 Präparaten für die Auswertung zur Verfügung. Bei zwei davon wurden DMS-Messungen durchgeführt. Jedes der 30 anderen Präparate wurde mit 49 Belastungsschritten untersucht, wobei jeder dieser Belastungsschritte als kleiner Einzelversuch anzusehen ist. 24 dieser 49 Einzelversuche betrachteten jeweils das Verhalten der Funktionseinheiten bei 17 Einzelfrequenzen in einem Frequenzspektrum von 1-12 Hz. Bei den drei Dauerläufern wurde das Verhalten zu Beginn und zum Ende hin ausgewertet. Da es nicht möglich ist, die sich somit ergebenden 13080 Hysteresekurven direkt zu vergleichen, wurden bei allen Messungen fünf Vergleichsparameter bestimmt.

Der erste dieser Parameter ist die Nachgiebigkeit in der jeweiligen Hauptachse, also der in dem Einzelversuch zyklisch kraftgeregelten Achse. Dementsprechend kann es sich um Nachgiebigkeit bei Schubbelastung oder bei Kompressionsbelastung handeln. Die Nachgiebigkeit bei Kompressionsbelastung kommt dabei häufiger vor. Nur bei den Messungen mit der ID19 bis ID30 handelt es sich um die Nachgiebigkeit entlang der Schubachse.

Die Nachgiebigkeit wurde als Steigung der linearen Regressionskurve ermittelt und entspricht dem Kehrwert der Steifigkeit. Abb. 4.8 zeigt beispielhaft anhand des Präparates LWS15 eine Hysteresekurve und die dazugehörige lineare Regression. Die Steigung dieser Regressionskurve entspricht dann dem Parameter Nachgiebigkeit.

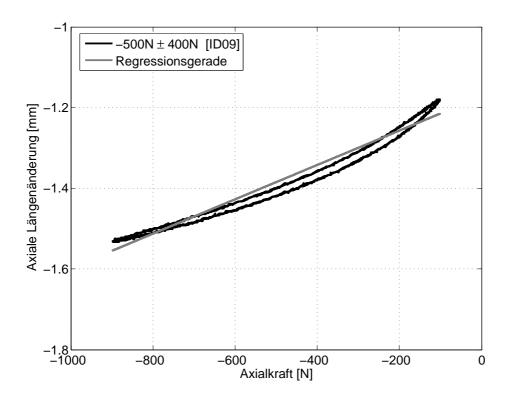


Abb. 4.8: Als Beispiel eine axiale Weg-Kraft-Hysterese mit der dazugehörigen errechneten Regressionsgerade im Fall von LWS15 mit einer Kompressionslast von 500 N \pm 400 N

Der zweite Parameter ist die Drucknachgiebigkeit, d.h. die Druckänderung in Abhängigkeit von der Kraftänderung entlang der jeweiligen Hauptachse. Die Bestimmung dieses Wertes erfolgte analog zur bereits aufgeführten Weg-Kraft-Nachgiebigkeit (vgl. Abb. 4.8).

Weitere im Rahmen der Auswertung gebildete Parameter sind der Mittelwert des Drucks in der Bandscheibe, der Mittelwert der axialen Längenänderung, sowie die Mittelwerte der Schubverschiebung.

Um die alleinige Untersuchung des eingeschwungenen Zustandes sicherzustellen, wurden nicht sämtliche Werte aus den Messungen berücksichtigt, sondern nur Abschnitte. Für die quasistatischen Messungen kamen die letzten 10s des ersten rampenförmigen Zyklusses plus 350s des zweiten rampenförmigen Zyklusses in die

Auswertung. Dazu zählen die Einzelversuche ID01 bis ID06 sowie ID33, ID38, ID43 und ID48. Bei den dynamischen Parameterbestimmungen wurden automatisch die letzten 4 Schwingungen des Sinus Sweeps, d.h. die Testung mit stufenweise ansteigenden Frequenzen, ermittelt. Dafür scannte der Algorithmus die Einzelversuche ID08 bis ID18 sowie ID31 für die axialen Parameter, ID19 bis ID30 für die Schubparameter und ID34 bis ID36, ID42 bis ID44 sowie ID47 bis ID49 für die Parameterbestimmungen zwischen den Dauerläufern. Sämtliche Messpunkte, die im Laufe der entsprechenden Schwingungsabschnitte aufgezeichnet worden waren, kamen in die Analyse. Bei quasistatischen Messungen erfolgte die Datenaufzeichnung mit einer Messfrequenz von 5 Hz, bei dynamischen Messungen mit 500 Hz. Während der Dauerläufer wurden hingegen nur die Maxima und Minima zur späteren Bestimmung der Parameter herangezogen. Die Analyse der Messwerte wurde zwischen der vierten und achten Sekunde nach Beginn des Dauerläufers sowie zwischen der achtletzten und viertletzten Sekunde am Ende des Dauerläufers durchgeführt.

4.3.2 Darstellung der Ergebnisse

Bei der im folgenden stattfindenden Darstellung der Ergebnisse wurden vor allem zwei Schwerpunkte gesetzt. Im ersten Teil wird auf das Verhalten der Funktionseinheiten innerhalb des getesteten diskreten Frequenzspektrums eingegangen. Der zweite Teil beschäftigt sich hingegen mit den Auswirkungen der hohen Anzahl von Belastungszyklen bei den Präparaten.

4.3.2.1 Ergebnisse der quasistatischen Belastung

Bei Abb. 4.9 (a) regelt die Testmaschine bei den ersten drei Belastungsstufen ID01-ID03 die Kompressionskraft jeweils rampenförmig von 0 N bis 2000 N und wieder zurück. Dabei wirkt auf das Präparat bei ID01 eine Schubkraft von 0 N, bei ID02 eine Schubkraft von 200 N und bei ID03 eine Schubkraft von -200 N. Es fällt auf, dass die Schubbelastung quasi keinen Einfluss auf die Drucknachgiebigkeit ausübt und zwar weder auf die lateral noch auf die anterior-posterior eingespannten Funktionseinheiten. Der Druck verändert sich bei ID01-ID03 und unabhängig von der Einspannungsrichtung immer um etwa ±7 bar je ±1000 N.

Dagegen gibt es bei der umgekehrten Situation interessanterweise durchaus eine Abhängigkeit. So ist in Abb. 4.9 (b) die Drucknachgiebigkeit mit gefahrenen Schubrampen von -200 N bis 200 N bei ID04-ID06 zu sehen. Neben der Schubrampe wurden die Funktionseinheiten zusätzlich mit Kompressionen von 0 N, 1000 N und 2000 N belastet. Ohne Kompressionbelastung existiert bei den lateral eingespannten Präparaten bei ID04 keine Drucknachgiebigkeitt. Nur bei den anteriorposterior eingespannten Präparaten ist eine geringe Drucknachgiebigkeit zu verzeichnen in einer Höhe von weniger als 0,25 bar bei einer Schubamplitude von 200 N. Bei den nachfolgenden Belastungsschritten ID05 und ID06 ist bei keiner der zwei Einspannungsrichtungen eine Abhängigkeit der Drucks vom Schub gegeben.

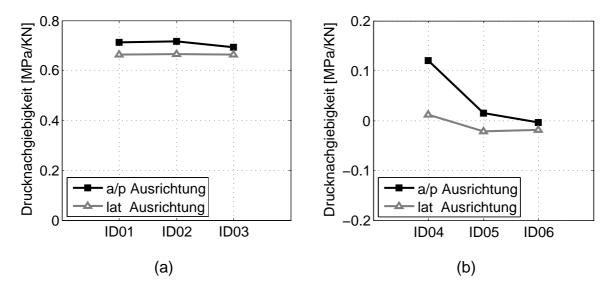


Abb. 4.9: (a) Drucknachgiebigkeit bei rampenförmiger Axialkraft (0N bis 2000N) und verschiedenen Schubbelastungsstufen (0N, 200N, -200N); n=2x15 (b) Drucknachgiebigkeit bei rampenförmigem Schub und verschiedenen zusätzlichen Kompressionsbelastungsstufen (0N, 1000N, 2000N); n=2x15

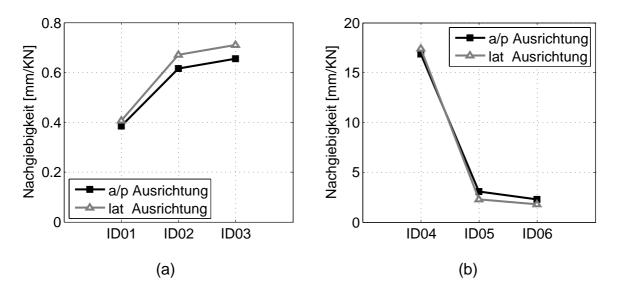


Abb. 4.10: (a) Nachgiebigkeit bei rampenförmiger Axialkraft (0N bis 2000N) und verschiedenen Schubbelastungsstufen (0N, 200N, -200N); n=2x15 (b) Nachgiebigkeit bei rampenförmigem Schub und verschiedenen zusätzlichen Kompressionsbelastungen (0N, 1000N, 2000N); n=2x15

In der Abb. 4.10 ist das Verhalten der lateral und anterior-posterior eingespannten Präparate in Bezug auf die axiale Nachgiebigkeit dargestellt. Für die Nachgiebigkeit bei zusätzlichem Schub in Abb. 4.10 (a) sieht man bei den Schubkräften +200 N und -200 N eine deutlich weicher werdende Antwort der Präparate. Bei dieser Lastsituation herrscht nur ein kleiner Unterschied zwischen lateral und anterior-posterior ausgerichteten Funktionseinheiten.

Bei Betrachtung der Schubnachgiebigkeit bei zusätzlicher Kompression in Abb. 4.10 (b) existiert ohne Kompressionbelastung bei der ID04 ein sehr weiches Verhalten des Präparates bezüglich einer Schubbelastung. Sobald eine Kompressionbelastung vorhanden ist, geht die Nachgiebigkeit gegenüber Schub stark auf unter 20% des ursprünglichen Wertes zurück. Dabei scheint das Niveau der Kompressionskraft eine fast unbedeutende Rolle zu spielen.

4.3.2.2 Ergebnisse zur Frequenzabhängigkeit der Lendenwirbelsäule

Abb. 4.11 zeigt die axiale Nachgiebigkeit in Abhängigkeit von der Frequenz für alle getesteten Belastungsstufen. Die axiale Nachgiebigkeit beschreibt um wieviel Millimeter das Präparat beim Aufbringen einer Kraft in Kilonewton nachgibt. Es fällt auf, dass bei ansteigender Frequenz die Nachgiebigkeit stetig abnimmt. Da die Nachgiebigkeit der Kehrwert der Steifigkeit ist, nimmt somit die Steifigkeit des Präparates stetig zu. Das Gleiche gilt auch für Offsetlasten, d.h. höhere Offsetlasten führen bei gleichbleibender Amplitude generell zu niedrigeren Nachgiebigkeiten.

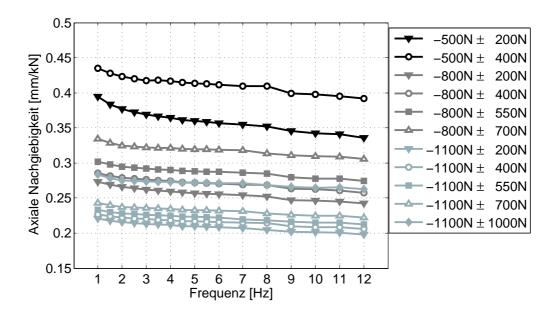


Abb. 4.11: Axiale Nachgiebigkeit unterteilt in die einzelnen Belastungsstufen. Die Standardabweichungen betragen durchgehend ca. 15 – 20%. (n=30)

Betrachtet man die ansteigenden Amplituden bei konstanter Offsetlast bzw. Kompressionslast, so ergibt sich eine höhere Nachgiebigkeit. In anderen Worten führt also eine höhere Amplitudenlast zu einer niedrigeren Steifigkeit der Funktionseinheit.

Die beiden folgenden Graphen in Abb. 4.12 und Abb. 4.13 behandeln denselben Aspekt, allerdings für Schubbelastungen. Da jeweils die Hälfte der Präparate anteriorposterior und lateral belastet worden sind, stehen für beide Schubrichtung 15 Präparate für die Auswertung zur Verfügung.

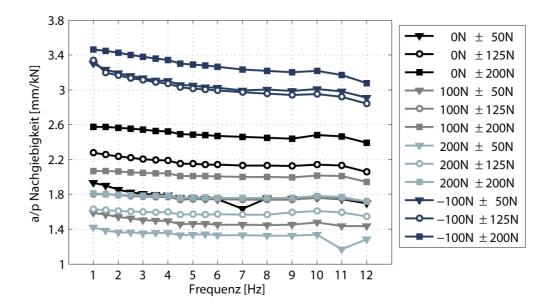


Abb. 4.12: Nachgiebigkeit der Funktionseinheiten bei anterior-posteriorer Schubbelastung. Die Standardabweichung liegt hier bei 20 – 40%. (n=15).

Im Gegensatz zur Kompressionsbelastung aus Abb. 4.11 existiert bei den anteriorposterioren Schubbelastungen eine geringere Änderung der Nachgiebigkeit bei steigender Frequenz (s. Abb. 4.12). Es ist legendlich eine leicht sinkende Tendenz zu entdecken, d.h. die Steifigkeit nimmt nur geringfügig zu. Eine Anhebung des Offsets bei gleichbleibender Amplitude führt wesentlich deutlicher zu höheren Steifigkeiten. Hingegen kommt es bei einem Anheben der Amplitude bei gleichbleibendem Offsetschub zu einem Anstieg der Nachgiebigkeit.

Ein deutlicher Unterschied lässt sich feststellen, wenn man die Richtung der Offsetschubsteifigkeit von 100 N nach -100 N umgekehrt. Dabei verschiebt der Hydraulikzylinder den oberen Wirbelkörper zum Erzeugen des Offsets nun nicht mehr in anteriorer sondern in posteriorer Richtung. Das Ergebnis ist eine Verdopplung der Nachgiebigkeiten und zwar unabhängig von der Höhe der Amplitude.

Abb. 4.13 stellt sämtliche Präparate dar, die lateral mit Schub belastet worden sind. Hier kam es bei einer Änderung der Lastfrequenz nicht zu wesentlichen Änderungen in der Nachgiebigkeit. Zwar ist gerade bei hohen Frequenzen eine Zunahme der zu verzeichnen, jedoch kann dies auch Datenaufzeichnungsproblemen bei Frequenzen von über 10 Hz zusammenhängen. Auffällig ist hingegen die steigende Nachgiebigkeit im Fall einer zunehmenden lateralen Offsetkraft und gleichbleibender Amplitude. Dies steht im Kontrast zu den Schubbelastungen in anterior-posteriorer Richtung aus Abb. 4.12, wo Nachgiebigkeit bei gleicher Situation nachlässt. Auch existiert hier im Gegensatz zur anterior-posterioren Einspannung kein Unterschied bezüglich der Richtung der Offsetlast. Die Antworten der Funktionseinheit bei einem Schub von +100 N gleichen denen bei einem Schub von -100 N.

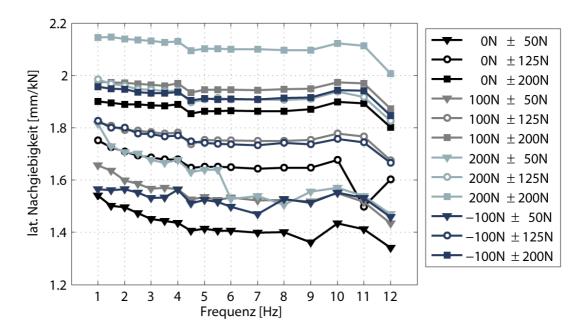


Abb. 4.13: Nachgiebigkeit der Funktionseinheit bei lateral aufgebrachten Schubbelastungen über das diskrete Frequenzspektrum. Die dargestellten Graphen besitzen eine Standardabweichung von 20 – 30%. (n=15)

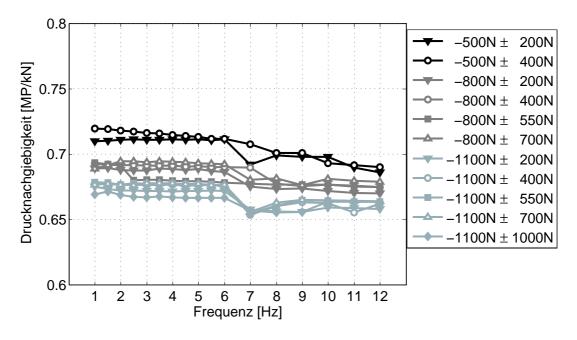


Abb. 4.14: Die Kurven zeigen die Drucknachgiebigkeit, errechnet aus dem Median des Drucks, in Abhängigkeit von Frequenz und Belastungsstufe. (n=30)

Die Drucknachgiebigkeit in Abb. 4.14 resultiert aus den Medianwerten sämtlicher Präparate bei den auf der x-Achse aufgetragenden Frequenzen. Auffällig ist ein leichter Drucksprung bei ca. 7 Hz. Des weiteren ist ein Absinken der Drucknachgiebigkeit von ca. 3 % bei steigender Frequenz zu beobachten. Auch die Änderungen bei steigendem Offsetwert der axialen Belastung sind nur gering. So ist ein Absinken der Drucknachgiebigkeit zu verzeichnen. Dem Wechsel der Amplitudenhöhe folgt keine einheitliche Verhaltensänderung bezüglich der Drucknachgiebigkeit.

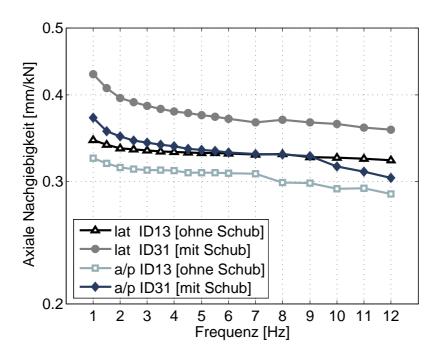


Abb. 4.15: Die axiale Nachgiebigkeit bei der Kombination aus Kompressions- und Schubbelastung beim Belastungsschritt 31 im Vergleich zur reinen Kompressionsbelastung aus dem Belastungsschritt 13 über das diskrete Frequenzspektrum. Bei beiden Belastungsschritten beträgt die axiale Kompression 800 N \pm 700 N. ($n_{lat} = 15$; $n_{a/p} = 15$)

Im Belastungsschritt 31 erfolgte die Belastung durch eine Kombination aus Kompressions- und Schubbelastung. Dabei wurden 15 Präparate lateral und 15 Präparate anterior/posterior belastet. Zum Vergleich ist in Abb. 4.15 der Belastungsschritt 13 eingezeichnet. Während dieses Belastungsschritts findet eine Belastung mit gleicher Kompressionslast aber ohne Schublast statt. Diese Art der Darstellung hilft, den Einfluss der Schubbelastung auf die Funktionseinheiten deutlich zu machen. Generell kommt es bei der Kombinationsbelastung wie auch bei der einfachen axialen Belastung bei steigender Frequenz zu einem Absinken der axialen Nachgiebigkeit. Vergleicht man die Nachgiebigkeit mit und ohne Schub, so ist ein geringere Steifigkeit beim gleichzeitigen Auftreten einer Schublast zu verzeichnen.

4.3.2.3 Ergebnisse zur Dauerbelastung der Lendenwirbelsäule

In Abb. 4.16 und Abb. 4.17 ist das Verhalten der Lendenwirbelsäulenpräparate unter der aufgebrachten Dauerlast zu sehen. Dafür wurde die mittlere axiale Längenänderung über die Zahl der Lastwechsel aufgetragen. Bei beiden Graphen kann der Setzvorgang der Präparate nachvollzogen werden. Die initiale axiale Längenänderung von 2 mm entstammt den bereits durchgeführten quasistatischen und frequenzabhängigen Messungen. Dabei hat die Ausrichtung offensichtlich keinen Einfluss auf die initiale axiale Längenänderung. Eine nähere Betrachtung der verschiedenen Offsetbelastungen führt zu dem Schluss, dass allein die Höhe der Offsetlast einen Einfluss auf das Ausmaß des Setzens hat. Die unterschiedlichen Amplituden bei einer mittleren Kompressionslast von 1000 N beeinflussen das Setzen offensichtlich nicht. Eine Ausnahme bildet jedoch die Laststufe 1000 N ± 1000 N in Abb. 4.17 bei den lateral ausgerichteten Präparaten. Hier erfolgte ein deutlicher Setzvorgang, der je-

doch auf zwei in dieser Gruppe frakturierte Präparate zurückzuführen ist (vgl. Abschn. 4.1.2.3).

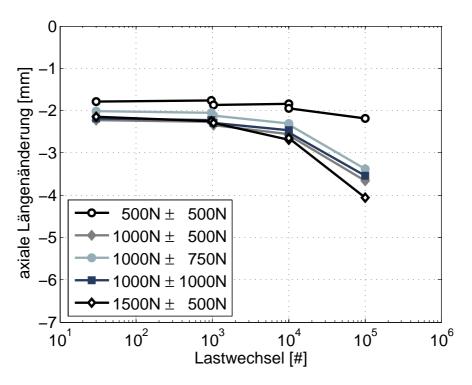


Abb. 4.16: Axiale Längenänderung der anterior/posterior ausgerichteten Präparate, aufgeteilt in die fünf Dauerlaststufen (n=5x3).

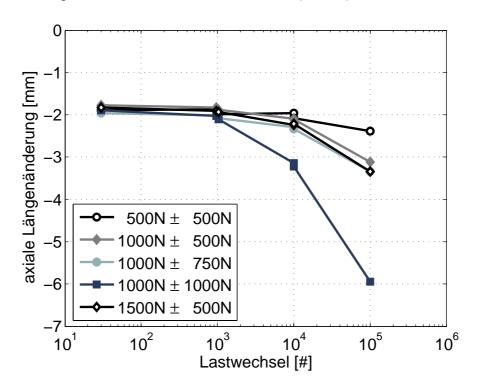


Abb. 4.17: Axiale Längenänderung der lateral ausgerichteten Präparate, aufgeteilt in die fünf Dauerlaststufen (n=5x3).

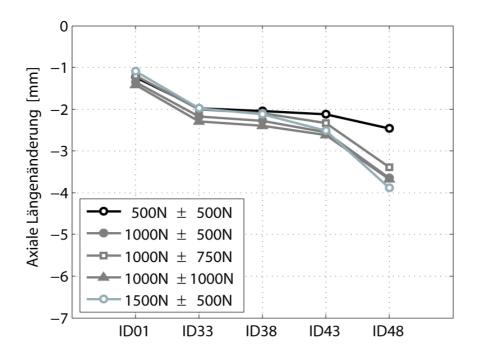


Abb. 4.18: Axiale Längenänderung bei den anterior-posterior eingespannten Präparaten für sämtliche quasistatischen Messungen, d.h. am Beginn der Versuche und während der Parametermessungen der Dauerversuche (n=5x3).

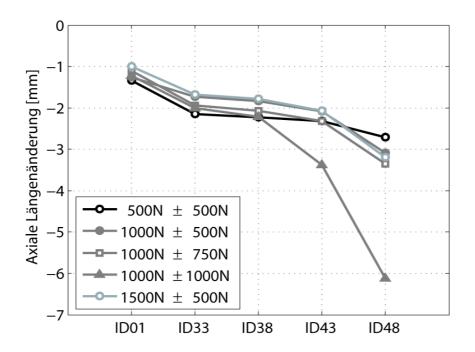


Abb. 4.19: Axiale Längenänderung bei den lateral eingespannten Präparaten für sämtliche quasistatische Messungen, d.h. am Beginn der Versuche und während der Parametermessungen der Dauerversuche (n=5x3).

Die Graphen in Abb. 4.18 und Abb. 4.19 zeigen ein sehr ähnliches Ergebnis wie die bereits beschriebenen Graphen in Abb. 4.16 und Abb. 4.17. Allerdings wurden den

Ergebnissen die quasistatische Messung am Anfang des Versuchs hinzugefügt (ID01). Die axialen Längenänderung ist nicht den Messungen während der Dauerläufer entnommen, sondern den zwischen den Dauerläufern stattfindenden Parametermessungen (ID33, ID38, ID43, ID48). Die dort aufgebrachte mittlere Kompressionslast beträgt für alle Gruppen 1000 N. Wieder ist das steigende Setzen bei steigender mittlerer Kompressionslast während der Dauerversuche ersichtlich und der nicht vorhandene Einfluss der Amplituden auf den Setzvorgang der Funktionseinheit. Deutlich zu sehen ist wieder die durch frakturierte Endplatten verursachte stark zunehmende Setzung der Präparate bei der Laststufe 1000 N \pm 1000 N.

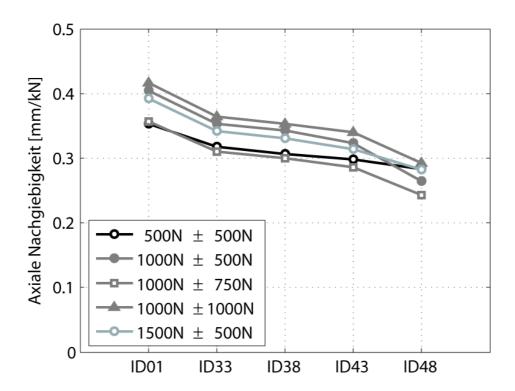


Abb. 4.20: Axiale Nachgiebigkeit bei den anterior-posterior eingespannten Präparaten für sämtliche quasistatischen Messungen, d.h. am Beginn der Versuche und während der Parametermessungen der Dauerversuche (n=3).

Betrachtet man anstelle der axialen Längenänderung die axiale Nachgiebigkeit wie in Abb. 4.20 und Abb. 4.21, so wird auch hier deutlich, dass der Setzvorgang der Präparate am Anfang der Testung und während des letzten Dauerläufers mit einer immer weiter nachlassende Nachgiebigkeit einhergeht. Da die Bandscheibenhöhe belastungsbedingt immer weiter abnimmt, kommt es zu einem Anstieg in ihrer Steifigkeit. Eine Ausnahme bildet wieder die lateral eingespannte Präparatgruppe in Abb. 4.21. Im Gegensatz zu den anderen Gruppen führen die frakturierten Endplatten zu einem starken Anstieg der Nachgiebigkeit, der sogar die Nachgiebigkeit am Anfang des Versuches übertrifft.

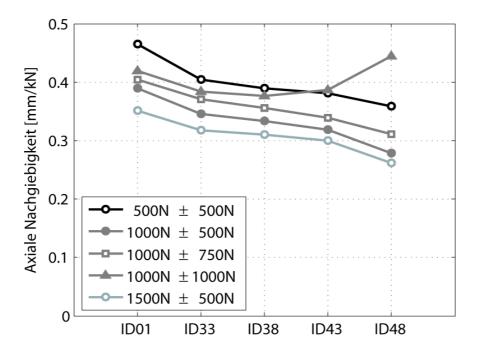


Abb. 4.21: Axiale Nachgiebigkeit bei den lateral eingespannten Präparaten für sämtliche quasistatischen Messungen, d.h. am Beginn der Versuche und während der Parametermessungen der Dauerversuche (n=3).

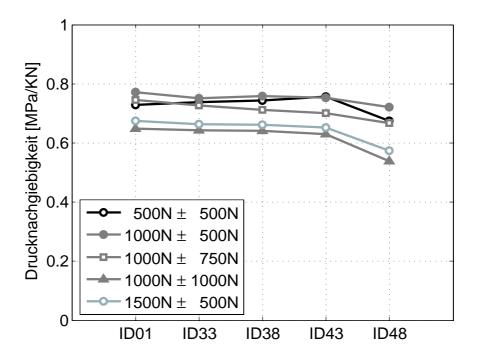


Abb. 4.22: Drucknachgiebigkeit bei den anterior-posterior eingespannten Präparaten für sämtliche quasistatischen Messungen, d.h. am Beginn der Versuche und während der Parametermessungen der Dauerversuche.

Interessant ist die Betrachtung der Drucknachgiebigkeit in Abb. 4.22 und Abb. 4.23. Das starke Setzen der Bandscheiben zeigt während des letzten Dauerläufers ein Sinken der Drucknachgiebigkeit. Allerdings kann dies durch die häufige Fehlfunktion

der Drucksensoren am Ende der Dauermessungen bedingt sein. Auch das irreguläre Verhalten der Messung 1000 N ± 750 N bei den lateral eingespannten Präparaten kann ein Hinweis auf defekte Drucksensoren darstellen.

Ein solcher Grund kann allerdings im Fall der Belastungsgruppe $1000 \text{ N} \pm 1000 \text{ N}$ in Abb. 4.23 verneint werden. Hier existiert sogar schon eine initiale Abweichung am Beginn der Messung, die bei keiner der anderen Belastungsgruppe festzustellen ist. Dass die Drucksensoren schon am Anfang einer Messung nicht mehr ordnungsgemäß funktionierten, ist durch die Prüfung der Sensoren während der Messung unwahrscheinlich.

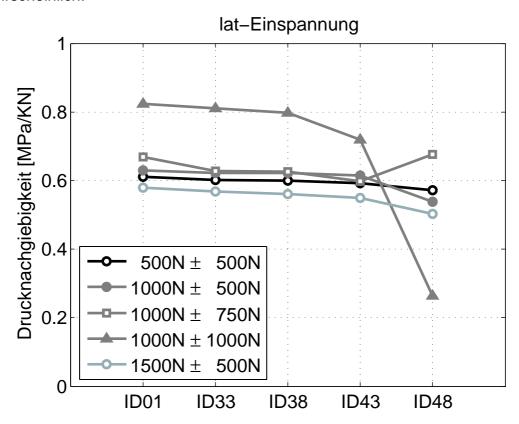


Abb. 4.23: Drucknachgiebigkeit bei den lateral eingespannten Präparaten für sämtliche quasistatischen Messungen, d.h. am Beginn der Versuche und während der Parametermessungen der Dauerversuche.

4.3.2.4 Ergebnisse zu den Kontrollversuchen

Die Kontrollversuche dienten dem Vergleich zwischen dem Setzverhalten der Lendenwirbelsäulepräparate bei dynamischer und statischer Belastung. Die Höhe des Setzens bei diesen beiden Lastarten stimmt nahezu völlig überein. Dies ist beispielhaft in Abb. 4.24 (a) anhand der LWS 49 dargestellt.

In Abb. 4.24 (b) ist das Setzen des dynamischen und des statischen Versuches gegeneinander aufgetragen. Legt man eine lineare Regression durch die Punkte, so ergibt sich eine Gerade, die eine Steigung von nahezu 1 besitzt. Im Fall von LWS 49 existiert somit kein nennenswerter Unterschied im Ausmaß des Setzvorgangs bei dynamischer bzw. statischer Last.

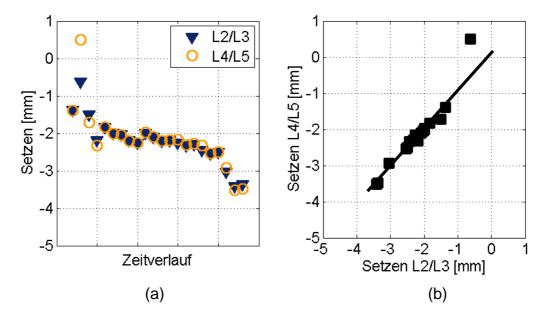


Abb. 4.24: (a) Vergleich des Setzvorgangs zwischen statischem Kontrollversuch (L2/L3) und dynamischem Hauptversuch (L4/L5) über die Zeit bei LWS 49; (b) Gegenüberstellung von Kontrollversuch und Hauptversuch bei LWS 49

Trägt man die Steigungen der Regressionsgeraden über sämtliche Versuche auf, so zeigt sich, dass eine durchschnittliche Steigung bei ungefähr 1,3 liegt (s. Abb. 4.25). Damit scheint sich das Präparat L2/L3 aus dem Kontrollversuch weniger stark zu setzen als das Präparat L4/L5 aus dem dynamischen Versuch. Hierbei ist jedoch zu beachten, dass das Präparat L4/L5 größer ist als L2/L3 und sich dementsprechend stärker setzt.

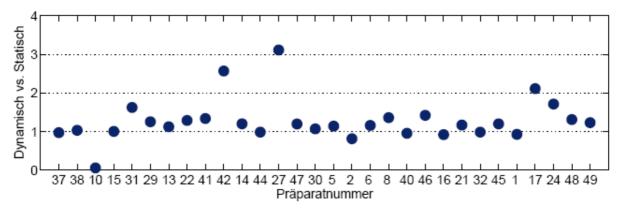


Abb. 4.25: Quotient berechnet aus dem Setzens des dynamischen Hauptversuches und des statischen Kontrollversuches

Abb. 4.26 zeigt sämtliche Korrelationskoeffizienten zwischen Hauptversuch und Kontrollversuch. Der durchschnittliche Korrelationskoeffizient liegt bei 0,95. Hier wird noch einmal deutlich, wie gut die Verläufe des Setzens des dynamischen Hauptversuches und des statischen Kontrollversuches übereinstimmen.

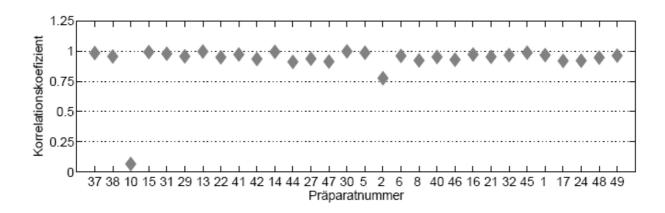


Abb. 4.26: Korrelationskoeffizienten zwischen dynamischem Hauptversuch und statischem Kontrollversuch für sämtliche Messungen

5 Diskussion

Steifigkeit bzw. Nachgiebigkeit in Kompressions- und Schubrichtung

Wie Abb. 4.11 zeigt, lässt die Nachgiebigkeit der Präparate bei steigender Frequenz nach. Je höher die Frequenz, desto höher ist die Steifigkeit. Die Funktionseinheiten scheinen sich wie ein hydraulischer Dämpfer zu verhalten. Kommt es zu einem schnellen Anstieg der Kraft, zeigt ein hydraulischer Dämpfer eine höhere Steifigkeit, die hingegen bei einem langsameren Kraftanstieg geringer wird. Zwar könnte der Anstieg der Steifigkeit auch eine Folge der Testdauer sein, jedoch spricht dagegen, dass der Trend zu einer geringeren Nachgiebigkeit im Laufe einer Testung nicht nachlässt. Bei zukünftigen Untersuchungen kann dies leicht überprüft werden, wenn der Sinus-Sweep zur Kontrolle in umgekehrter Reihenfolge, also beginnend mit hohen Frequenzen und endend mit niedrigen Frequenzen, durchgeführt wird. Es lässt sich spekulieren, dass dieser Effekt durch Flüssigkeitsverschiebungen innerhalb des Bewegungssegmentes und mit dem Strömungswiederstand der Wirbelkörperendplatten zusammenhängt.

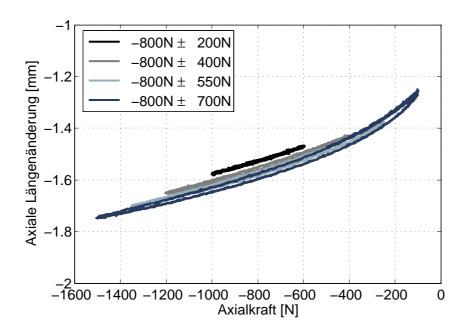


Abb. 5.1: Hystereseplots der anterior-posterior eingespannten LWS15 während des Belastungsschrittes 04 mit ansteigenden Amplituden. Je höher die Amplitude, desto steifer zeigt sich das Verhalten des Präparates.

Auf den ersten Blick ist es überraschend, dass in den Abb. 4.11, Abb. 4.12 und Abb. 4.13 höhere Amplituden zu niedrigeren Steifigkeiten führen. Das es wirklich zu niedrigeren Gesamtsteifigkeiten kommt, macht Abb. 5.1 deutlich. Die Steifigkeiten werden über eine lineare Regression berechnet. Aufgetragen sind die Hystereseplots derselben Offsetlast mit unterschiedlichen Amplituden. Legt man zwecks Auswertung durch jede dieser Hysteresekurven nun gedanklich entsprechend Abb. 4.8 eine lineare Regression, so wird deutlich, dass die Steigung der Geraden, also die Nachgiebigkeit, bei höheren Amplituden ansteigt. Eine größere Steigung ist dabei

gleichbedeutend mit einer niedrigeren Steifigkeit, d.h. die Nachgiebigkeit bei höheren Amplituden nimmt zu.

Der Grund für den Anstieg der Nachgiebigkeit bei steigenden Amplituden liegt in den Materialeigenschaften der Wirbelsäule. Steigt die Amplitude an, so nähert sich die Kraft einseitig dem 0 N Niveau. Aufgrund der für Biomaterialien typischen Eigenschaft an dieser Stelle ein ausgeprägt weiches Verhalten zu besitzen, steigt auch die Steigung der Hystereskurve dort immer weiter an (vgl. Abb. 5.1). Dies wiederum wirkt sich natürlich auch auf die aus der Hysteresekurve berechneten linearisierten Gesamtnachgiebigkeit aus.

Abb. 5.2 macht deutlich, dass bei einem steigenden Offsetwert und gleichbleibender Amplitude die Präparate ein steiferes Verhalten aufweisen. Stellt man sich wieder die Regressiongerade durch die Hystereskurven vor, so nimmt deren Steigung bei höhere Amplitude ab. Bei genauerer Betrachtung der Positionen der drei Hystereseplots lässt sich erkennen, dass die Kurven mit einem höhere Offsetwert sich immer weiter vom 0 N Niveau entfernen und somit eine immer höher werdende Steifigkeit aufweisen. Dies führt zu der beobachteten geringeren Nachgiebigkeit bei höheren Offsetlasten.

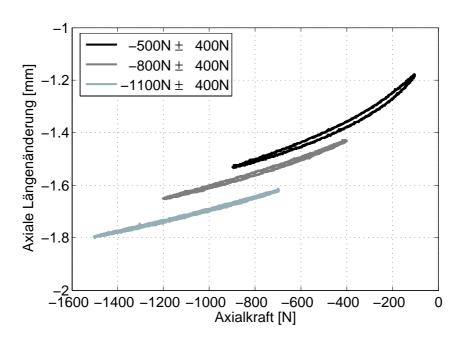


Abb. 5.2: Hystereseplots der LWS15 für verschiedene Offsetlasten aber gleichbleibender Amplitude.

Weiterhin ist interessant, dass wie in Abb. 4.15 zu erkennen eine während einer Kompressionslast gleichzeitig aufgebrachte Schublast ein Steigen der axialen Nachgiebigkeit mit sich zieht. Der Grund für dieses Verhalten konnte in dieser Untersuchung leider nicht ermittelt werden. Eine Herangehensweise um diesen Effekt zu erklären wäre eine Modellierung mit Hilfe der Finiten Elemente Methode unter Verwendung der in dieser Studie gemessenen Daten.

Einen anderen Effekt bezüglich Schublast ist in Abb. 4.12 zu entdecken. Demnach bewirkt eine Umkehr des Offsets der Schublast von -100 N auf +100 N eine Halbierung der Nachgiebigkeit. Dies kann eine Folge der Ausrichtung der Zwischenwirbelgelenke sein. Ein Schub von +100 N führt zu einer höheren Kontaktkraft in dem im

wesentlichen vertikal ausgerichteten Gelenk und damit zu einer erhöhten Reibkraft. Eben diese erhöhte Reibkraft führt zu einer Erhöhung der Steifigkeit in anteriorposteriorer Richtung.

Verhalten des Druckes über die Frequenz

Die in sämtlichen Tests gemessenen Drücke sind im physiologischen Bereich. Mit einer Drucknachgiebigkeit von 0,7 Mpa/kN ergibt sich bei der untersuchten Maximallast von 2100 N ein Bandscheibendruck von 1,5 MPa. Das entspricht den in vivo gemessenen Drücken beim Tragen einer Getränkekiste. Es handelt sich bei diesen Lasten somit durchaus um Kräfte, die bei physischen Tätigkeiten im Arbeitsalltag auftreten. Das dennoch nur zwei der 30 im Dauerversuch getesteten Präparate versagt haben, zeigt die Widerstandsfähigkeit der hier verwendeten Lendenwirbelsäulen der jungen Spender.

Die Drucknachgiebigkeit erfährt erstaunlicherweise bei einer Frequenz von ca. 7 Hz einen kleinen Einbruch, ähnlich dem Verhalten von stark gedämpften dynamischen Schwingern im Bereich von Eigenfrequenzen. Ob dort tatsächlich ein Eigenwert vorliegt bedarf weiteren Untersuchungen. Ein Fehlverhalten der Drucksensoren erscheint jedoch unwahrscheinlich, da dieses Phänomen häufiger aufgetreten ist und ein Versagen eines Drucksensors normalerweise einen immerwährenden Drift nach sich ziehen würde.

Setzen der Präparate

Der in Abb. 4.17 zu sehende im Verhältnis zu den anderen Präparaten außergewöhnlich starke Setzvorgang war eindeutig auf das Brechen der Endplatten der Präparate LWS 27 und LWS 42 zurückzuführen. Die Brüche waren bei der Klassifizierung nach Brinckmann deutlich zu erkennen (vgl. Abb. 4.5 und Abb. 4.6). Beide Präparate gehören zur Dauerlaststufe 1000 N ± 1000 N bei lateraler Einspannung. Insgesamt standen für diese Testkombination drei Präparate zur Verfügung, d.h. zwei von drei Präparaten sind in dieser Messung "ausgefallen". Dies wirkt sich nach Mittlung der drei Ergebnisse zu dem in Abb. 4.17 zu sehenden Kurvenverlauf aus. Bei genauerer Betrachtung der nach der Testung angefertigten Schnitte der Präparate (s. Abb. 4.5 und Abb. 4.6) fällt auf, dass während der Testung das gesamte Knochenmark ausgewaschen worden ist. Dies scheint mit der geringen Dichte der spongiösen Struktur in den Wirbelkörpern zusammenzuhängen. Präparate mit einer dichteren Spongiosa zeigten dieses Verhalten längst nicht in so einem Ausmaß (vgl. Abb. 4.3). Dies legt den Schluss nahe, dass nicht vorrangig die Belastung der Präparate zur Schädigung, sondern eher die schlechteren mechanischen Eigenschaften der Präparate Grund für das Versagen der Endplatten war. Fortführende in-vitro Untersuchungen sollten diesen Lastfall jedoch möglichst im Versuchsprotokoll noch einmal aufnehmen.

Des weiteren konnte anhand des Vergleiches zwischen Hauptversuch und Kontrollversuch gezeigt werden, das die Art der Belastung keinen nennenswerten Einfluss auf das Setzverhalten der Präparate hatte. Unterschiede im Setzen zwischen statischem Kontrollversuch und dynamischem Hauptversuch sind sehr gering und liegen wahrscheinlich hauptsächlich an den anatomisch bedingten Größenunterschied der Präparate L4/L5 und L2/L3.

Effektivität von Kontrollmessungen

Vergleicht man die Ergebnisse aus Abb. 4.16 und Abb. 4.18, sowie aus Abb. 4.17 und Abb. 4.19, so fällt die hohe Übereinstimmung der Ergebnisse auf. Bei Abb. 4.16 und Abb. 4.17 wurden die dargestellten Parameter direkt den Messdaten der Dauerläufer entnommen, während bei Abb. 4.18 und Abb. 4.19 die Ergebnisse den Parametermessungen entstammen. Die hohe Übereinstimmung lässt darauf schließen, dass es nicht notwendig ist, komplette Messungen von Dauerläufern aufzuzeichnen. Die regelmäßig durchgeführten Kontrollmessungen können durchaus ausreichen, um etwaige Änderungen im Verhalten von Präparaten zu registrieren. Um allerdings die genaue Zyklenzahl nach der ein Präparat versagt hat zu bestimmen, wäre es immer noch notwendig, die Maxima und Minima während des Dauerläufers aufzuzeichnen.

Allgemein ist anzumerken, das außer bei den zwei erwähnten Ausnahmen, keine sichtbare Degeneration bzw. Zerstörung der Präparate am Ende der Messungen festgestellt wurde. Dies war bei der hohen Anzahl von Lastwechseln und der gewählten Lasten nicht zu erwarten. Es ist möglich, dass das in dieser Studie zur Verfügung stehende außergewöhnlich junge Spendegut zu diesem Ergebnis führte. Unter Umständen muss das Alter eines Arbeiters viel stärker als bisher in arbeitsmedizinische Beurteilungen und Belastungsabschätzungen in Betracht gezogen werden. Sicher kann diese Aussage jedoch bestenfalls nach weiteren Vergleichsmessungen mit älteren Spendern getroffen werden. Auf jeden Fall bildet diese Studie eine umfangreiche Datenquelle mit deren Hilfe mechanische Modelle von Funktionseinheiten der Lendenwirbelsäule sehr gut validiert bzw. verifiziert werden können.

6 Literatur

Ayotte, D.C.; Ito K. und Tepic, S.: *Direction-Dependent Resistance to Flow in the Endplate of the Intervertebral Disc: An Ex Vivo Study,* Journal of Orthopaedic Research 19 (2001).

Bass, E. C.; Duncan, N. A.; Hariharan, J. S.; Dusick J.; Bueff

H. U. und Lotz J. C.: Frozen Storage Affects the Compressive Creep Behavior of the Porcine Intervertebral Disc, Spine 22 (24), 1997.

Bell, G. H.; Dunbar, O.; Beck, J. S. und Gibb, A.: *Variation in strength of vertebrae in relation to osteoporosis*, Tissue Research, 1:75, 1967.

Beutler, T.; Ito K.; und Ferguson S.J.: *The Influence Of Vertebral Endplate Porosity On The Compressive Creep Behaviour Of Intervertebral Discs*, EORS 12 (2002).

Brinckmann, P.; Biggemann, M. und Hilweg, D.: Fatique fracture of human lumbar vertebrae, Clinical Biomechanics, 3 (S1), Seiten S1-S23, 1988.

Brinckmann, P.; Biggemann, M. und Hilweg, D.: *Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae*, Clinical Biomechanics, 4 (S2), Seiten S1-S27, 1989.

Buttermann, G. R.; An Experimental Method for Measuring Force on the Spinal Facet Joint: Description and Application of the Method, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 113, 1991.

Callaghan, J. P. und McGill, S. M.: Frozen Storage Increases the Ultimate Compressive Load of Porcine Vertebrae, Journal of Orthopaedic Research, 13, 1995.

Costi, J. J.; Hearn, T. C. und Fazzalari, N. L.: *The Effect of Hydration on the Stiffness of Intervertebral Discs in an Ovine Model*, Clinical Biomechanics 17, 2002.

Cunningham, B. W.; Kotani, Y.; McNulty, P. S.; Cappuccino, A. und McAfee, P. C.: The Effect of Spinal Destabilization and Instrumentation on Lumbar Intradiscal Pressure, Spine 22 (22), 1997.

Dhillon, N.; Bass, E. C. und Lotz, J. C.: Effect of Frozen Storage on the Creep Behavior of Human Intervertebral Discs, Spine, 26 (8), Seiten 883-888, 2001.

Finlay, J.B.: [0]A technique for the in vitro measurement of principal strains in the human tibia, J. Biomechanics, Vol. 15, No. 10, Seiten 723-739, 1982.

Frobin, W.; Brinckmann, P.; Biggemann, M.; Tillotson, M. und Burton, K.: *Precision Measurement of Disc Height, Vertebral Height and Saggital Plane Displacement from Lateral Radiographic Views of the Lumbar Spine*, Clinical Biomechanics, 12 (S1), Seiten S1-S61, 1997.

Frobin, W.; Brinckmann, P.; und Biggemann, M.: Objektive Messung der Höhe Lumbaler Bandscheiben Aus SeitlichenRöntgen-Übersichtsaufnahmen, Zeitung für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete 135 1997.

Gleizes, V.; Viguier, E.; Féron, J. M., Canivet, S. und Lavaste, F.: *Effects of freezing on the biomechanics of the intervertebral disc*, Surg. Radiol. Anat., 20, Seiten 403-407, 1998.

- Hansson, T. H.; Keller, T. S. und Spengler, D. M.: *Mechanical Behavior of the human lumbar Spine. II. Fatigue Strength During Dynamic Compressive loading*, J. Orthop Res., 5 (4), Seiten 479-487, 1987.
- Holmes, A. D. und Hukins, D. W. L.: *Analysis of Load-Relaxation in Compressed Segments of Lumbar Spine,* Medical Engineering and Physics 18 (2), 1996.
- Huber, G.; Ito, K.; Linke, B.; Scheider E. und Morlock, M.: *The influence of intervertebral disc time-dependent properties on in-vitro testing*, Abstracts/J. Biomech., 34, Seiten 13-S14, 2001.
- Huber, G.; Weltin, U.; Schneider, E.; und Ito, K.: Consistent Moisture Conditions for in Vitro Testing of Intervertebral Discs, Acta of Bioengineering and Biomechanics 4 (S1), 2002.
- Huber, G.; Linke, B.; Morlock, M.M. und Ito, K.: *The influence of In Vitro Testing Method on the Measured Intervertebral Disc Characteristics*, ASTM International, Spinal Implants, Seiten 101-113, 2003.
- Hutton, W. C.; Toribatake, Y.; Elmer, W. A.; Ganey, T.M.; Tomita, K. und Whitesides, T. E.: In: *The Effect of Compressive Force Applied to the Intevertebral Disc inVivo*, Spine 23 (23), 1998.
- Keil, S.: Beanspruchungsermittlung mit Dehnungsmessstreifen, CUNEUS Verlag, Zwingenberg, 1995.
- Keller, T. S.; Spengler, D. M.; Hansson, T. H.: *Mechanical Behavior of the Human Lumbar Spine. I. Creep Analysis During Static Compressive loading*, J. Orthopaedic Research, 5, Seiten 467-478, 1987.
- Kostuik, J. P.; Valdevit, A.; Chang, H.-G. und Kanzaki, K.: *Biomechanical Testing of the Lumbosacral Spine*, Spine 23 (16), 1998.
- Linke, B.; Sellenschloh, K.; Huber, G.; Schneider, E. und Weltin, U.: A New Method of Pre-Clinical Spine Implant Testing in Six Degrees of Freedom Based on the Hexapod Principle, Journal of Biomechanics 31 (Suppl. 1), 1998.
- McNally, D. S. und Adams, M. A.: *Internal Intervertebral Disc Mechanics as Revealed by Stress Profilometry*, Spine 17 (1), 1992.
- McNally, D. S.; Adams, M. A. und Goodship, A. E.: *Development and Validation of a New Transducer for Intradiscal Pressure Measurement,* Journal of Biomedical Engineering 14, 1992.
- Morlock, M. M.: Der Zusammenhang Zwischen der Belastung Am Arbeitsplatz und Rückenschmerzen ein Multifaktorieller Ansatz Für Den Pflegeberuf, Habilitationsschrift, Shaker Verlag, Biomechanik, 1999.
- Nachemson, A. L.: The Load on Lumbar Disks in Different Positions of the Body, Clinical Orthodaedics 45, 1966.
- Nachemson, A. L. und Elfström, G.: *Intravital Dynamic Pressure Measurements in Lumbar Discs*, Scandinavian Journal Of Rehabilitation Medicine S1, 1970.
- Nachemson, A. L.: Disc Pressure Measurements, Spine 6 (1) 1981.
- Panjabi, M. M.; White A. A.; Southwick, W. O.: *Effects of Preload on Load Displacement Curves of the Lumbar Spine*, Orthopaedic Clinics of North America 8 (1) 1977.

- Panjabi, M. M.; Krag, M.; Summers, D. und Videman, T.: *Biomechanical Time-Tolerance of Fresh Cadaveric Human Spine Specimens*, Journal of Orthopaedic Research 3 (3), 1985.
- Panjabi, M. M.; Oxland, T. R.; Yamamoto, I. und Crisco, J. J.: *Mechanical Behavior of the Human Lumbar and Lumbosacral Spine as Shown by Three-Dimensional Load-Displacement Curves*, Journal of bone and Joint Surgery 76 (3), 1994.
- Patwardhan, A. G.; Havey, R. M.; Meade, K. P.; Lee, B.; und Dunlap, B.: A Follower Load Increases the Load-Carrying Capacity of the Lumbar Spine in Compression, Spine 24 (10), 1999.
- Perry, O.: Fracture of the vertebral end-plate in the lumbar spine, Act. Orthop. Scand., (Suppl.), 1957.
- Pflaster, D. S.; Krag, M. H.; Johnson, C. C.; Haugh, L. D. and Malcom H. Pope: *Effect of Test Environment on Intervetebral Disc Hydration*, Spine 22 (2), 1997.
- Polikeit, A.; Nolte, L. P.; Ferguson, S. J.: The Effect of Cement Augmentation on the Load Transfer in an Osteoporotic Functional Spinal Unit, Spine 28 (10), 2003
- Rohlmann, A.; und Riley, L. H.; und Bergmann, G. und Graichen, F.: *In vitro load measurement using an instrumented spinal fixation device,* Medical Engineering and Physics 18 (6), 1996.
- Seidel, H.; Blüthner, R.; Hinz, B.: *Ermittlung Vibrationsbedingter Belastungsverläufe in der Lendenwirbelsäule mit Hilfe Dynamischer Vielkörpermodellierung*, Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven, 2000
- Steffen, T.; Rubin, R. K.; Baramki, H. G.; Antoniou, J.; Marchesi, D. und Aebi, M.: *A New Technique for Measuring Lumbar Segmental Motion in Vivo*, Spine 22 (2), 1997.
- Steffen, T.; Baramki, H. G.; Rubin, R.; Antoniou, J. und M. Aebi: *Lumbar Intradiscal Pressure Measured in the Anterior and Posterolateral Annular Regions During Asymmetrical Loading*, Clinical Biomechanics 13, 1998.
- Stokes, I. A.; Gardner-Morse, M.; Churchill, D. und Laible, J. P.: *Measurement of a Spinal Motion Segment Stiffness Matrix*, Journal of Biomechanics 35, 2002.
- Thompson, J. P.; Pearce, R. H.; Schechter, M. T.; Adams, M.E.; Tsang, I. K.; and Bishop, P. B.: *Preliminary evaluation of a scheme for grading the gross morphology of the human intervertebral disc*, Spine, 15, Seiten 411-415, 1990.
- Wilke, H.-J.; Kettler, A und Claes, L. E.: Are Sheep Spines a Valid Biomechnical Model for Human Spines, Spine 22 (20), 1997.
- Wilke, H.-J.; Wenger, K. und Claes, L. E.: Testing Criteria for Spinal Implants Recommendations for the Standarization of in vitro Stability Testing of spinal Implants, European Spine Journal 7 (2), 1998.
- Wilke, H.J.; Jungkunz, B.; Wenger, K. und Claes L. E.: Spinal Segment Range of Motion as a Function of in Vitro Test Conditions: Effects of Exposure Period, Accumulated Cycles, Angular-Deformation Rate, and Moisture Condition, The Anatomical Record, 1998.
- Wilke, H.-J.; Neef, P.; Caimi, M.; Hoogland, T.; und Claes, L. E.: New In Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc inDaily Life, Spine 24 (8), 1999.

- Wilke, H.-J.; Rohlmann, A.; Bergmann, G.; Graichen, F. und Claes, L. E.: *Mechanical Loading 2 Comparison of intradiscal pressures and spinal fixator loads for different body positions and exercises*, Journal of Biomechanics 34, Seiten 37-42, 2001.
- Wilke, H.-J.; Neef, P. Hinz, B.; Seidel, H. und Claes, L. E.: *Intradiscal Pressure Together with Anthropometric Data a Data Set for the Validation of Models,* Clinical Biomechanics 16 (Suppl 1), 2001.
- Woo, S. L.-Y.; Orlando, C. A.; Camp, J. F. und Akeson, W. H.: *Effects of Postmortem Storage by Freezening on Ligament Tensile Behavior*, Journal of Biomechanics 19 (5), 1986.

Anhang 1: Schriften und Veröffentlichungen

Berichte

Huber, Morlock, 1. Sachstandsbericht, Berichtszeitraum 01. August 2002 bis 09. Dezember 2002

Huber, Morlock, 1. Zwischenbericht (2. Bericht) , Berichtszeitraum 09. Dezember 2002 bis 09. Mai 2003

Huber, Paetzold, Morlock, 2. Zwischenbericht (3. Bericht), Berichtszeitraum 10. Mai 2003 bis 20. Oktober 2003

Huber, Paetzold, Morlock, 2. Sachstandsbericht (4. Bericht), Berichtszeitraum 21. Oktober 2003 bis 31. Januar 2004

Huber, Paetzold, Morlock, 3. Sachstandsbericht (5. Bericht), Berichtszeitraum: 01. Februar 2004 bis 21. Mai 2004

Huber, Paetzold, Morlock, Zusatzbericht (6. Bericht), Berichtszeitraum: 22. Mai 2004 bis 22. Dezember 2004

Huber, Paetzold, Morlock, Endbericht, 01. Februar 2005

Tagungs- und Seminarbeiträge

Huber, Morlock, Bemerkungen zum Einfluß der Meßmethode, Biomechanik-Seminarreihe TU Darmstadt, Das Schwingungssystem Mensch und seine Modellierung - klinische und komfortrelevante Aspekte Vergleichbarkeit von in vitro Messungen, Darmstadt, Dezember 2002

Huber, Vollmer, Sellenschloh, Morlock, A newly developed setup for dynamic in vitro testing of spinal specimens in two degrees of freedom, Jahrestagung European Society of Biomechanic, 's-Hertogenbosch, Niederlande, July, 2004

Rosenau, Paetzold, Huber, Morlock, Investigation of Strain Gauge Bonding for Moistened In-Vitro Measurements, 3rd International Conference on Whole-Body Vibration Injuries, Nancy, Juni 2005, eingereicht

Paetzold, Huber, Morlock, Mechanical Properties of Spinal Specimens during Fatigue Testing, 3rd International Conference on Whole-Body Vibration Injuries, Nancy, Juni 2005, eingereicht

Huber, Paetzold, Ito, Morlock, Moistening of Spinal Specimens during Dynamic In-Vitro Measurements, 3rd International Conference on Whole-Body Vibration Injuries, Nancy, Juni 2005, eingereicht

Interne Vorträge:

Huber, Morlock, Vergleichbarkeit von Messungen der mechanischen Eigenschaften von Lendenwirbelsäulen - Bemerkungen zum Einfluß der Meßmethode, Mittwochsrunde AK Barmbek, Hamburg, Januar 2003

Huber, Morlock, Besonderheiten bei in vitro Messungen mit Dehnungsmessstreifen an Präparaten, 1. Arbeitsbesuch Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin und Fachgebiet Maschinendynamik Darmstadt, Hamburg, Mai 2003

Rosenau, Wening, Huber, Paetzold, Morlock, Optimierung der Dehnungsmessung mittels Dehnungsmessstreifen zur Verifizierung numerischer Detailmodelle der Lendenwirbelsäule, 2. Arbeitsbesuch Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin und Fachgebiet Maschinendynamik Darmstadt, Hamburg, Dezember 2003

Haba, Huber, Paetzold, Morlock, Knochendichtebestimmung mit Hilfe von CT-Scans, 2. Arbeitsbesuch Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin und Fachgebiet Maschinendynamik Darmstadt, Hamburg, Dezember 2003

Huber, Weltin, Schneider, Ito, Consistent moisture condition for in vitro testing of intervertebral discs, Wiederholung, des ESB2002 Vortrages im Rahmen des 2. Arbeitsbesuch Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin und Fachgebiet Maschinendynamik Darmstadt, Hamburg, Dezember 2003

Huber, Paetzold, Klein, Müller-Bergen, Rosenau, Vollmer, Morlock, Dynamische Eigenschaften von Wirbelsäulenfunktionseinheiten, F1899 Vorstellung im Institut für Rechtsmedizin Hamburg, Hamburg, Mai 2004

Anhang 2: Qualitätskontrolle der Präparate

Anh. 2, Tab. 1: Ergebnis der Qualitätskontrolle der Präparate mit Hilfe der CT-Scans

LWS Nr	Kernel	Wirbel- körper	max Voxel [cm]	mögliche Mängel	Beurteilung
1	B80/70s	5	0,10		1
2	B80s	5	0,10		1
3	B80s	<5	0,10		unsicher
4	B80s	5	0,10	Querfortsatz,L5 beschädigt	unsicher
5	B80s	>5	0,10		1
6	B80s	5	0,10		1
7	B80s	>5	0,10	L5 beschädigt oder lumbal.	unsicher
8	B80s	6	0,10		1
9	B80s	5	0,10		Nein
10/10b	B80/70s	(L1) L2-L5	0,1/0,07	Querf. beschädigt, L1 halb	Nein
10a	B70s	5	0,07	L5 Querforts. u. Kante besch.	1
11	B70s	3,5	0,07	ohne Querfortsatz	Nein
12	B70s	5	0,07	Dornfortsatz L5 beschädigt	unsicher
13	B70s	4	0,07	Querf. Evtl. beschädigt	1
14	B70s	5	0,07		1
15	B70s	>5	0,07	Querfortsatz leicht beschädigt	1
16	B70s	5	0,07		1
17	B70s	5	0,10	L5/4 Querf. Besch. + CT knapp	1
18	B70s	L1-L5	0,10	Bruch rechts durch Facetten	Nein
19	B70s	3,5	0,07	L1 fehlt, L5 ohne Dornf.	Nein
20	B70s	4	0,10	L2-L5 re. la. leicht Bruch	Unsicher
21	B70s	4	0,10	L1 fehlt	1
22	B70s	4	0,10	L1 fehlt, Querfortsätze besch.	1
23	B70s	5	0,07	Schwarz in WK, Querf. besch.?	Nein
24	B70s	4	0,07	L1 fehlt	1
25	B70s	L1-L5	0,10	L5 mit Spina bif., evtl. anges.	Nein
26	B70s	L1-L5+S	0,10	Gas in WKs, starker Geruch	Nein
27	B70s	T12-L5	0,10	Knochen/Weichteilkontr. ger.	1
28	B70s	L1-L5+S	0,10	L5 beschädigt	Nein
29	B70s	L2-L5	0,10	L4 hat kleine Einbuchtung	1
30	B70s	L1-L5+S	0,10		1
31	B70s	L1-L5+S	0,10	L3 anterior Einbuchtung	1
32	B70s	L1-L5	0,10	Hohlraum	1

Anh. 2, Tab. 1: (Fortsetzung)

33	B70s	L1-L5	0,10	L5 Spinosus zerstört	Nein
34	B70s	L1-L5	0,10	L5 zerschnitten	Nein
35	B70s	L2-L5+S	0,10	Proc. spinosus von L5 fehlt	Nein
36	B70s	L2-L5+S	0,10	L2 & L5 spinosus beschädigt	ОК
37	B70s	L2-L5	0,10	L5 spinosus evtl. beschädigt	1
38	B70s	L2-L5	0,10	L5 spinosus evtl. beschädigt	1
39	B70s	L3-L5+S	0,10	L2 fehlt	Nein
40	B70s	L2-L5+S	0,10		1
41	B70s	L2-L5+S	0,10	L4 degen.t, L3 Scheuermann	1
42	B70s	T10-L5	0,10	L5 evtl. angesägt	1
43	B70s	L1-L5	0,10	L5 angesägt	Nein
44	B70s	T12-L5+S	0,10	s-förmiger Spinosusverlauf	1
45	B70s	L1-L5	0,10		1
46	B70s	T12-L5	0,10		1
47	B70s	L1-L5	0,10		1
48	B70s	L1-L5	0,10		1
49	B70s	L2-L5	0,10		1
50	B70s	L1-L5	0,10		1
51	B70s	L2-L5	0,10		1

Anhang 3: Messprotokolle

Kontrollversuch

Anh. 3, Tab. 1: Messprotokoll des Kontrollversuches für die quasistatischen und frequenzabhängigen Messungen im Fall der Reihenfolge Normalkraft → Schubkraft → Kombination

Ident.	Block	Prüfungsbezeichn.	Kraft oben	Kraft delta	Kraft unten	Zeit oben	Zeit unten	Zeit ges.	Mess- inter- vall	Start- zeit
1-4	nie-	Konditionierung_01	1000	0	0	1200	400	27:20	0,5	
5-6	Konditionie- rung	Konditionierung_02	1000	1000	999	400	2	14:00	0,5	
7	Kon	Pause	1080	0	0	0,1	300	05:40	0,5	
8-11	raft	Normalkraft_01	500	300	499	214	2	07:50	0,5	
12-15	Normalkraft	Normalkraft_02	800	300	799	214	2	07:50	0,5	
16- 18+7	No	Normalkraft_03	1100	0	0	321	300	11:00	0,5	
19- 30+7	Schub- kraft	Schubkraft	800	0	0	1284	300	27:40	0,5	
31+7	Kombi- nation	Kombination	800	0	0	107	300	07:30	0,5	

Anh. 3, Tab. 2: Messprotokoll des Kontrollversuches für den Dauerversuch im Fall der Belastungsstufe D2, D3 und D4

ldent.	Block	Prüfungsbezeichnung	Kraft oben	Kraft delta	Kraft unten	Zeit oben	Zeit unten	Zeit ges.	Mess- inter- vall	Start- zeit
33-36		Dauerversuch_01	1000	0	800	400	18,4	07:40	0,5	
37(1)		Dauerversuch_02_500N	850	0	500	0,1	200	04:00	0,5	
37(2)		Dauerversuch_02_1000N	1000	0	920	200	2	04:00	0,5	
37(3)		Dauerversuch_02_1500N	1500	0	920	200	2	04:00	0,5	
38-41		Dauerversuch_01	1000	0	800	400	18,4	07:40	0,5	
42(1)	ڍ	Dauerversuch_03_500N	850	0	500	0,1	30 min	30:40	0,5	
42(2)	Dauerversuch	Dauerversuch_03_1000N	1000	0	920	30 min	2	30:40	0,5	
42(3)	Dauer	Dauerversuch_03_1500N	1500	0	920	30 min	2	30:40	0,5	
43-46		Dauerversuch_01	1000	0	800	400	18,4	07:40	0,5	
47(1)		Dauerversuch_04_500N	850	0	500	0,1	300 min	300:00	5	
47(2)		Dauerversuch_04_1000N	1000	0	920	300 min	20	300:00	5	
47(3)		Dauerversuch_04_1500N	1500	0	920	300 min	20	300:00	5	
48-51		Dauerversuch_01	1000	0	800	400	18,4	07:40	0,5	

Hauptversuch

Anh. 3, Tab. 3: Messprotokoll des Hauptversuches

Ä.	ke			Normalk	raft [N]				Schubkr	aft [N]			
IdentNr.	Blöcke	Art	Offset	Freq.	Ampl.	Anzahl	Art	Offset	Freq.	Ampl	Anzahl	Dauer	Start
1		_/_	-1000	1/200s	-1000	2		0	1	1	1	400s	
2	ıng	_^_	-1000	1/200s	-1000	2		200	1	1		400s	
3	ier	_/_	-1000	1/200s	-1000	2		-200	1/200-	/	1	400s	
4	tion		0	1	/	/	-N-	0	1/200s	200	2	400s 400s	
5 6	Konditionierung		-1000	1	1	/	-N-	0	1/200s	200	2		
1	Ϋ́		-2000	/	,	1	-/V-	0	1/200s		400s		
7			1	0		T		1	0	1		~5 min	
8		~	-500	1-12Hz	-200	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s	
9		~	-500	1-12Hz	-400	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s	
10		~	-800	1-12Hz	-200	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s	
11		~	-800	1-12Hz	-400	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s	
12	ft	~	-800	1-12Hz	-550	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s	
13	Normalkraft	~	-800	1-12Hz	-700	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s	
14	orm	~	-1100	1-12Hz	-200	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s	
15	ž	~	-1100	1-12Hz	-400	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s	
16		~	-1100	1-12Hz	-550	17*(4s+8c)		0	/	1	1	107s	
17		~	-1100	1-12Hz	-700	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s	
18		~	-1100	1-12Hz	-1000	17*(4s+8c)		0	1	1	1	107s	
7				0					~5 min				
19			-800	1	1	1	~	0	17*(4s+8c)	107s			
20			-800	1	1	1	~	0	1-12Hz 1-12Hz	125	17*(4s+8c)	107s	
21			-800	1	1	1	~	0	1-12Hz	200	17*(4s+8c)	107s	
22			-800	1	1	1	~	+100	1-12Hz	50	17*(4s+8c)	107s	
23			-800	1	1	1	~	+100	1-12Hz	125	17*(4s+8c)	107s	
24	ی		-800	1	1	1	~	+100	1-12Hz	200	17*(4s+8c)	107s	
25	kraf		-800	1	1	1	~	+200	1-12Hz	50	17*(4s+8c)	107s	
26	Schubkraft		-800	1	1	1	~	+200	1-12Hz	125	17*(4s+8c)	107s	
27	Š		-800	1	1	1	~	+200	1-12Hz	200	17*(4s+8c)	107s	
28			-800	1	1	1	~	-100	1-12Hz	-50	17*(4s+8c)	107s	
29		I	-800	1	1	1	~	-100	1-12Hz	-125	17*(4s+8c)	107s	
30			800 / / /		1	~	-100	17*(4s+8c)	107s				
7		0								~5 min			
31	ıbin.	~ -800 1-12Hz -700 17*(4s+8c)) +100 / / /				1	107s		
7	Kombin.	0					0					~5 min	

Anh. 3, Tab. 4: Messprotokoll des Hauptversuches für den Dauerversuch im Fall der Belastungsstufe D3

Ę.		ور			Norma	alkraft [N]			So	hubkra	aft [N]		
IdentNr.		Reihung	Art	Offset	Freq.	Ampl.	Anzahl	Art	Offset	Freq.	Ampl.	Anzahl	Dauer
33			_/_	-1000	1/200s	-1000	2		0	1	1	1	400s
34		st	~	-800	2Hz	-550	16		0	1	1	1	8s
35		fest	1	-800	5Hz	-550	28		0	1	1	1	5,6s
36			1	-800	10Hz	-550	48		0	1	1	1	4,8s
37		F =f(LWS)	~~~	-500, - 1000 , -1500	5Hz	-500, -500, -750 ,-1000 -500	1000		0	1	1	/	200s
38			_	-1000	1/200s	-1000	2	-	0	1	1	1	400s
39		fest	~	-800	2Hz	-550	16		0	1	1	1	8s
40		fe	~	-800	5Hz	-550	28		0	1	1	1	5,6s
41	ų		~	-800	10Hz	-550	48		0	1	1	/	4,8s
42	Dauerversuch	F =f(LWS)	~~~	-500, -1000, -1500	5Hz	-500, -500, -750 ,-1000 -500	9000		0	1	1	1	30min
43			_/_	-1000	1/200s	-1000	2		0	1	1	1	400s
44		fest	~	-800	2Hz	-550	16		0	1	1	1	8s
45		fe	~	-800	5Hz	-550	28		0	1	1	1	5,6s
46			~	-800	10Hz	-550	48		0	1	1	1	4,8s
47		F =f(LWS)	~~~	-500, -1000, -1500	5Hz	-500, -500, -750 ,-1000 -500	90000		0	1	1	1	300min
48			_/_	-1000	1/200s	-1000	2		0	1	1	1	400s
49		fest	~	-800	2Hz	-550	16		0	1	1	1	8s
50		fe	~	-800	5Hz	-550	28		0	1	1	1	5,6s
51			~	-800	10Hz	-550	48		0	1	1	1	4,8s
		Ge	esamt	dauer o	hne Pau	sen für Datenauf	nahme,	Jms	chalten	und so	nstige F	Pausen	6h01

Anhang 4: Tabelle mit Versuchsinfos

Anh. 4, Tab. 1: Wichtige Kontrollwerte für die Versuche

	_	= 1/		_							
LWS	Fx	F_Kop.	Fy	Fz	Mx	My	Mz	p-start	_p-	p-frei	Sonstiges
	[N]	[N]	[N]	[N]	[Nm]	[Nm]	[Nm]	[bar]	Ende	[bar]	
				_					[bar]		
1	7	6	0,5	-3	<0,01	0,0	-0,02	1,2	2,5	1,2	-> Sensor Error
2	-2	-65	-2	-7	-0,2	-0,1	0,03	1,3	0,5	0,2	
5	6,2	-32	-0,5	-8,5	0,0	0,0	-0,01	1,3	0,3		
6	12	-47	2	-10	0,0	-0,2	-0,01	3,6	56,5		-> Sensor Error
											(Startwert mit Wasser -
	_	40	_	4.4			0.04		0.4		ohne betrug er 1,6bar)
8	6	-40	0	-14	0,0	0,0	0,01	0,8	0,4	0.4	p_start erst 1,1
10a	2	-12	1	-16	0,0	0,0	0,10		-0,2	0,1	
13	2	-39	-0,5	-9	-0,1	0,1	0,47		1,8	0,8	
14	6	-59	-1	-12	-0,1	-0,1	0,18	0,7	2,2	2,8	->Sensor Err. Druck hat falsch Vorz.
15	0,5	-18	-1,6	-13	-0,2	0,0	0,03		0,4	0,2	
16	7	-22	4	-8	0,3	0,3	0,07	1,3	-3,6	-3,7	Druck bereits mit
											+1,3bar angepaßt
											(siehe Buch)
17	3	-28	-0,3	-8	-0,1	0,0	-0,04		0,3	0,1	
21	3	-15	-0,8	-4	-0,1	-0,1	-0,10	0,3	0,2	0,0	Druck bereits mit
											+0,35bar angepaßt
											(falsche Nullung)
22	3	-15	0	-19	-0,1	0,0	0,07		0,2	0,1	
24	3	-33	-1	-4	-0,1	0,0	-0,04	0,5	0,2	0,0	
27	6	-36	11	-6	0,0	0,0	0,02	0,7	-0,3	-0,1	
29	1	-34	-0,5	-14	0,0	0,1	0,05		-15,7	-10,5	Luft -6bar -> Sensor
											Error
30	14	-42	4	-6	0,4	0,3	0,01	0,6	0,0		
31	3	-9	0	-7,3	0,1	0,1	0,04		0,2	0,1	
32	4	-26	1	-5	0,0	0,1	-0,04	1,1	1,6	1,1	
37	4	-7,8	1	-13	0,0	0,2	0,04		0,5	0,1	
38									2,7	1,0	
40	5	-36	0	-8	0,0	0,0	-0,05	1,4	-1,8	5,0	hoh. Druckschwank> Sensor Error
41	1	-42	-10	-14	-0,3	-0,4	0,08		0,4	0,2	Koppelweg -0,3mm
42	-17	-29	-21	-17	-0,5	0,5	0,10		-4,3	-4,0	-> Sensor Error
44	4	-55	0	-11	0,1	0,1	-0,01	1,0	-3,4	-3,2	-> Sensor Error
45	3	-17	-0,5	-4	-0,1	-0,1	0,05	0,5	0,2	0,0	0,6 bar noch
											angeschraubt
46	4	-17	-1,5	-11	0,0	0,0	0,05	1,0	0,0	-0,3	
47	5	-16	-1	-10	-0,1	0,0	0,01	1,0	0,5	0,1	
48	4	-6	-0,5	-8	0,0	0,1	0,02	0,6	-1,4	-1,5	-> Sensor Error
49	5	-27	1	-10	0,1	0,1	0,02	1,9	-12,6		-> Sensor Error
50	4	4	4	-1	0,0	-0,1	0,08	0,5	0,4	0,0	CH 3 - L34
								0,6	0,1	-0,2	CH 4 - L45
51	0,2	-16	0,8	-3	-0,2	-0,2	-0,02	1,3	0,7	0,0	CH 3 - L34
								1,0	0,7	0,0	CH 4 - L45

Anh. 4, Tab. 2: Wichtige Informationen bezüglich Präparate und Präparation aus den Versuchen

LWS	. /
Lara Ay	
1	
1	
2 Anke 53 anterior rechts rechts 102 0 91 hint. Längsb. be L1-L5 nicht 5 Anke 51 ant. re. 95 0 106	<u>-</u>
Sample S	hesch – ist
5 Anke 51 ant. re. 95 0 106 106 106 106 106 106 106 106 106 106 106 106 107 108 <td></td>	
6 Lara 51 ant. re. 95 12 90 50 L1-L5 8 Lara 58 dorsal links 98 6 95 59 10a Lara 52 dor. re. 92 0 53 13 Lara 52 dor. re. 90 12 95 52 L5 sehr scl 14 Lara 63 links 95 0 60 Starker Gel 15 Anke 51 dor. re. 98 0 0 60 Starker Gel 16 Lara 51 dor. re. 92 0 95 50 21 Anke 50 ant. re. 90 20 99 12 21 Anke 57 dorsal rechts 100 0 L5 proc. spin Osteophy 24 Lara 55 dorsal rechts 100 0 12 97 52 27 Anke 51 <	<u> </u>
B	.5
10a	
13	
14 Lara 63 anterior links 95 0 60 Starker Geren 15 Anke 51 dor. re. 98 0 95 50 16 Lara 51 dor. re. 92 0 95 50 17 Anke 50 ant. re. 90 20 99 21 Anke 55 dorsal rechts 109 6 105 L2/L3 vorderes eingesch 22 Anke 57 dorsal rechts 100 0 L5 proc. spin Osteophy 24 Lara 55 vorne rechts 96 12 97 52 27 Anke 51 anterior rechts 100 12 101 48 Längsband L2/L Querfort 29 Anke 51 dor. re. 97 12 101 48 Längsband L2/L Querfort 30 Eike 54 ant. re. 96 0 98 47 lig. long. best <td< td=""><td></td></td<>	
Lara	chräg
16 Lara 51 dor. re. 92 0 95 50 17 Anke 50 ant. re. 90 20 99 21 Anke 55 dorsal rechts 109 6 105 L2/L3 vorderes eingesch 22 Anke 57 dorsal rechts 100 0 L5 proc. spin 24 Lara 55 vorne rechts 96 12 97 52 27 Anke 51 anterior rechts 100 12 101 48 Längsband L2/L Querfort 29 Anke 51 dor. re. 97 12 101 48 Längsband L2/L Querfort 29 Anke 51 dor. re. 97 12 101 48 Längsband L2/L Querfort 30 Eike 54 ant. re. 96 0 98 47 lig. long. best 31 Anke 51 dor. re. 88 18 18 18	eruch
17 Anke 50 ant. re. 90 20 99 21 Anke 55 dorsal rechts 109 6 105 L2/L3 vorderes eingesch 22 Anke 57 dorsal rechts 100 0 L5 proc. spin Osteophy 24 Lara 55 vorne rechts 96 12 97 52 27 Anke 51 anterior rechts 100 12 101 48 Längsband L2/L Querfort 29 Anke 51 dor. re. 97 12 101 48 Längsband L2/L Querfort 29 Anke 51 dor. re. 97 12 101 48 Längsband L2/L Querfort 29 Anke 51 dor. re. 97 12 102 103 103 103 103 103 103 103 103 103 103 103 103 103 103 103 103 104 104 104 104	
21 Anke 55 dorsal rechts 109 6 105 L2/L3 vorderes eingesch 22 Anke 57 dorsal rechts 100 0 L5 proc. spin Osteophy 24 Lara 55 vorne rechts 96 12 97 52 27 Anke 51 anterior rechts 100 12 101 48 Längsband L2/L Querfort 29 Anke 51 dor. re. 97 12 101 48 Längsband L2/L Querfort 29 Anke 51 dor. re. 97 12 101 48 Längsband L2/L Querfort 29 Anke 51 dor. re. 96 0 98 47 lig. long. best 31 Anke 54 ant. re. 96 0 98 47 lig. long. best 32 Anke 54 dorsal rechts 95 12 105 Längsbänder beschädi 37 Anke 56 dor. re.	
Anke 55	
22	
Costeophy 24	
24 Lara 55 vorne rechts 96 12 97 52 27 Anke 51 anterior rechts 100 12 101 48 Längsband L2/L Querfort 29 Anke 51 dor. re. 97 12 98 47 lig. long. beschädi 30 Eike 54 ant. re. 96 0 98 47 lig. long. beschädi 31 Anke 51 dor. re. 88 18 18 18 18 18 18 19 10 Längsbänder beschädi 10 10 Längsbänder beschädi 10 </td <td></td>	
Lara 55	ıyten
27 Anke 51 anterior rechts 100 12 101 48 Längsband L2/L Querfort 29 Anke 51 dor. re. 97 12	
Afrike S1	/I 3 besch
29 Anke 51 dor. re. 97 12 30 Eike 54 ant. re. 96 0 98 47 lig. long. besc 31 Anke 51 dor. re. 88 18 32 Anke 54 dorsal rechts 95 12 105 Längsbänder beschädi 37 Anke 56 dor. re. 109 0 Spin. kaputt -> m L5 einge 40 Lara 53 dor. re. 97 6 96 50 41 Lara 69 dor. re. 98 0 95 59 42 Lara 56 dor. re. 90 12 95 49 44 Lara 66 anterior rechts 103 0 100 66 Längsband verle spin. geka 45 Lara 57 dorsal rechts 95 0 54 Spinalkan.eing	
30 Eike 54 ant. re. 96 0 98 47 lig. long. besch 31 Anke 51 dor. re. 88 18 18 32 Anke 54 dorsal rechts 95 12 105 Längsbänder beschädi 37 Anke 56 dor. re. 109 0 Spin. kaputt -> m L5 einge 40 Lara 53 dor. re. 97 6 96 50 41 Lara 69 dor. re. 98 0 95 59 42 Lara 56 dor. re. 90 12 95 49 44 Lara 66 anterior rechts 103 0 100 66 Längsband verle spin. geka 45 Lara 57 dorsal rechts 95 0 54 Spinalkan.eing	110.
31 Anke 51 dor. re. 88 18 32 Anke 54 dorsal rechts 95 12 105 Längsbänder beschädi 37 Anke 56 dor. re. 109 0 Spin. kaputt -> m 38 Anke 55 dorsal rechts 100 0 Spin. kaputt -> m 40 Lara 53 dor. re. 97 6 96 50 41 Lara 69 dor. re. 98 0 95 59 42 Lara 56 dor. re. 90 12 95 49 44 Lara 66 anterior rechts 103 0 100 66 Längsband verle spin. geka 45 Lara 57 dorsal rechts 95 0 54 Spinalkan.eing Bänder Dornford	schädigt
Anke 54 rechts 95 12 105 beschädi 37 Anke 56 dor. re. 109 0 Spin. kaputt -> m 38 Anke 55 dorsal rechts 100 0 Spin. kaputt -> m 40 Lara 53 dor. re. 97 6 96 50 41 Lara 69 dor. re. 98 0 95 59 42 Lara 56 dor. re. 90 12 95 49 44 Lara 66 anterior rechts 103 0 100 66 Längsband verle spin. geka 45 Lara 57 dorsal rechts 95 0 54 Spinalkan.eing Bänder Dornford	
Anke 54 rechts 95 12 105 beschädi 37 Anke 56 dor. re. 109 0 Spin. kaputt -> m 38 Anke 55 dorsal rechts 100 0 Spin. kaputt -> m 40 Lara 53 dor. re. 97 6 96 50 41 Lara 69 dor. re. 98 0 95 59 42 Lara 56 dor. re. 90 12 95 49 44 Lara 66 anterior rechts 103 0 100 66 Längsband verle spin. geka 45 Lara 57 dorsal rechts 95 0 54 Spinalkan.eing Bänder Dornford	er leicht
38 Anke 55 dorsal rechts 100 0 Spin. kaputt -> m L5 einge 40 Lara 53 dor. re. 97 6 96 50 41 Lara 69 dor. re. 98 0 95 59 42 Lara 56 dor. re. 90 12 95 49 44 Lara 66 anterior rechts 103 0 100 66 Längsband verle spin. geka 45 Lara 57 dorsal rechts 95 0 54 Spinalkan.eing Bänder Dornford	
Anke 55 rechts 100 0 L5 einge 40 Lara 53 dor. re. 97 6 96 50 41 Lara 69 dor. re. 98 0 95 59 42 Lara 56 dor. re. 90 12 95 49 44 Lara 66 anterior rechts 103 0 100 66 Längsband verle spin. geka 45 Lara 57 dorsal rechts 95 0 54 Spinalkan.eing Bänder Dornford	
Techts Fechts F	mit Spax in
41 Lara 69 dor. re. 98 0 95 59 42 Lara 56 dor. re. 90 12 95 49 44 Lara 66 anterior rechts 103 0 100 66 Längsband verle spin. geka 45 Lara 57 dorsal rechts 95 0 54 Spinalkan.eing Bänder Dornford	jeg.
42 Lara 56 dor. re. 90 12 95 49 44 Lara 66 anterior rechts 103 0 100 66 Längsband verle spin. geka 45 Lara 57 dorsal rechts 95 0 54 Spinalkan.eing Bänder Dornford	
44Lara66anterior rechts103010066Längsband verle spin. geka45Lara57dorsal rechts95054Spinalkan.eing Bänder Dornford	
Lara 66 rechts 103 0 100 66 spin. geka 45 Lara 57 dorsal rechts 95 0 54 Spinalkan.eing Bänder Dornford	1.4.4
rechts 95 0 54 Bänder Dornford	kappt
46 Auto 54 anterior of 0 of 0	
40 Anke 54 anterior 95 0 95	
47 Anke 57 ant. re. 106 12 102 Osteophyte	ten L3
48 Anke 54 dor. re. 92 12 106	
49 Lara 55 dorsal 100 12 98 54 anterior Läng beschädi	
50 Eike 52 frontal 13 0	
frontal	
51 Eike 55 frontal 12 0	
frontal	

Anhang 5: Korrekturen

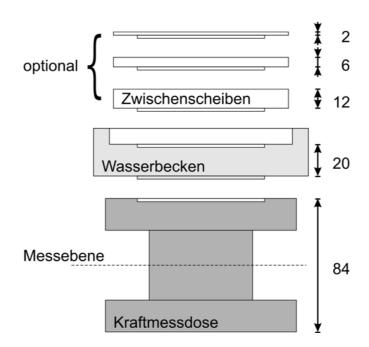
Systembedingt müssen einige Daten nachträglich umgerechnet werden, weil Messaufnehmer nicht an den theoretisch optimalen Positionen platziert werden konnten. Auch können z.B. Messdaten von Parametern wie der Präparathöhe abhängen.

Des Weiteren sind bei den umfangreichen Versuchen mit dem komplexen Versuchsaufbau inkonsistente Datenaufnahmen schwer zu vermeiden. Bei den Fällen, bei denen die Rohdaten durch einfache Umrechnungen angepasst werden können, wurde auf eine Wiederholung der Messungen verzichtet.

Diese systematischen Größen und die abweichenden Versuche sind im folgenden aufgelistet. Bei Datenauswertungen müssen diese Ausnahmen unbedingt beachtet werden.

Biegemomente

Die Bestimmung der kompletten Kraftrandbedingungen erfolgt unterhalb des Präparates. Um die Biegemomente auf Höhe der Bandscheibe zu berechnen muss deren Abstand zur Messebene der Kraftmessdose mit einbezogen werden.



Anh. 5, Abb. 1: Abstand der Messebene von der Unterseite des Präparates

Dieser setzt sich aus der halben Kraftmessdosenhöhe (84 mm/2 = 41 mm), der Basishöhe des Wasserbeckens (20 mm), der Hohe der bei kleinen Präparaten eingefügten Zwischenscheiben (6, 12, 18 oder 20 mm) und der halben Präparatshöhe (inklusive Einbettung) zusammen. Informationen über die Zwischenscheiben befinden sich in den Zusammenfassungen der Versuchsbeschreibungen.

Des Weiteren muss der Kriechvorgang des Präparates mit einbezogen werden. Im Wesentlichen findet dieser innerhalb der Bandscheibe statt, so dass sich die Bandscheibenmitte in etwa um die Hälfte der Änderung der Präparatslänge (Parameter Axial-Weg) verschiebt.

Drehmoment

Bei den mit der MTS Prüfmaschine ermittelten Messdaten wurde die Messung des Drehmoments um die Hochachse und die der axialen Kompression mit der maschineneigenen Kraftmessdose durchgeführt. Die zugehörige Koordinate Z ist auf das Präparat bezogen und von kaudal nach kranial definiert. Kompression führt definitionsgemäß zu negativen Werten. Positive Drehmomente um die Hochachse (entgegen dem Uhrzeigersinn) führen jedoch im Gegensatz zur Achsendefinition zu negativen Messdaten. Für die meisten Auswertungen spielt dies keine Rolle, weil die Momente um die Hochachse aufgrund des Versuchsdesigns sehr gering sind. Falls jedoch Auswertungen mit der ganzen 6-D Lastsituation durchgeführt werden sollen, dann müssen die Vorzeichen der Drehmomentmesswerte invertiert werden.

Druckmessung

Der Verstärker für die Drucksensoren (Picas, Peekel) muss für jeden Drucksensor neu eingestellt und ein Nullabgleich vor dem Einfügen der Drucknadel durchgeführt werden. Hierbei wurde bei einem Versuch die Druckmessung invertiert eingestellt und bei zwei Versuchen wurde nach dem Einbringen der Drucknadel erneut ein Nullabgleich durchgeführt. Kurz zuvor wurde jedoch der Druckwert notiert, so dass die Daten problemlos errechnet werden können (vgl. Anh. 6, Tab. 1).

Anh. 5, Tab. 1: Auflistung der Werte, mit denen die Rohdaten der Druckmessungen angepasst werden müssen

Versuchnr.	Präparat	Maßnahme
11	LWS 14	Druck invertieren
22	LWS 16	Druck um 1,3 bar erhöhen
23	LWS 21	Druck um 0,35 bar erhöhen

Unterbrechungen

In drei Fällen existiert zwischen zwei konsekutiven Versuchs-IDs ein Sprung in den absoluten Wegmessungen in der x-Achse. Im ersten Fall musste in einer kraftfreien Pause die Prüfmaschine neu gestartet werden. Währenddessen wurde das Präparat abgeschraubt und kraftfrei gehalten, so dass kein Einfluss auf die Messwerte zu erwarten ist, außer dass bei der Wegmessung parallel zum horizontalen Zylinder ein Offset entstanden sein könnte. Ähnliches ergab sich auch bei den anderen beiden Fällen, weil der Wegsensor aufgrund Verschleißes der Leiterplastik verschoben werden musste (vgl. Anh. 6, Tab. 2).

Anh. 5, Tab. 2: Auflistung mit Sprüngen in der Wegmessung der horizontalen Achse

Versuch	Präparat	Zeitpunkt	Ursache
V 17	LWS 02	zwischen ID 6 und ID 31	Neustart
V 21	LWS 46	zwischen ID 1 und ID 02	Wegsensor verschoben
V 30	LWS 49	zwischen ID 6 und ID 19	Wegsensor verschoben

Bei Versuch 18, Präparat LWS 06, ID 6 schaltete sich die Regelung der UTS kurzzeitig aus. Dadurch fehlen für die Kompression auf –2000 N die Daten des Setzversuches.

Dehnungsmessungen

Zwei Dehnungsmessungen waren gefordert und eine dritte Messung erwünscht. Durch die limitierte Anzahl von Messverstärkern musste auf Leihgeräte zurückgegriffen werden, welche nur bedingt kompatibel zum Standardaufbau waren.

Synchronisation

Die Dehnungen wurden mit einem externen Datenaufnahmegerät (TEAC, DX1) aufgezeichnet. Um diese Daten mit den auf dem Computer der MTS aufgezeichneten synchronisieren zu können, wurden sowohl beide Druckmessungen in den Bandscheiben als auch die Querkräfte der Kraftmessdose (Fx, Fy) aufgenommen.

Umrechnung

Die mit dem Teac Aufnahmegerät gespeicherten Dehnungen sind in den Rohdaten als Spannungen aufgezeichnet. Diese Werte stammen aus dem MGC DMS Messverstärker (HBM, Darmstadt) und müssen umgerechnet werden. Allgemein gilt, dass die gemessene Spannung (U_{mess}) von der Verstärkung (Z), der Brückenspeisespannung (U_0), dem k-Faktor der DMS und der lokalen Dehnung (E) abhängt:

$$U_{\text{mess}} = Z \cdot U_0 \cdot \frac{k}{4} \cdot \varepsilon$$
 Anh. 5, (1)

Für die Versuche war eine Verstärkung von 1000 eingestellt. Der Messverstärker berechnet seine Werte stets auf eine Brückenspeisespannung von 10 V, auch wenn wie hier geringere Speisespannungen eingestellt waren. Der k-Faktor für die verwendeten Rosetten (WK-13-060WR-350, Vishay, Heilbronn) liegt bei 2,1. Somit ergibt sich:

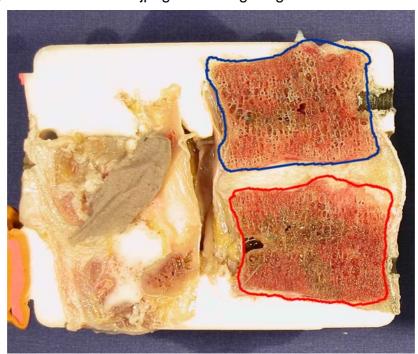
$$\varepsilon = \frac{4}{Z \cdot U_0 \cdot k} \cdot U_{\text{mess}} = \frac{U_{\text{mess}}}{5250 \,\text{V}}$$
 Anh. 5, (2)

Messstellen

Die optionalen zusätzlichen Messstellen wurden über TEAC DMS Verstärkerkarten gemessen. Zusätzlich zur schlechteren Messtechnik zeigte sich, dass bei Versuch 31 lateral caudal dexter (S3) schadhaft war und bei Versuch 32 lateral cranial sinister (S1) eine Messbrücke mit Kontaktproblemen hatte. Deshalb sollte auf die Ergebnisse der dritten zusätzlichen Messstelle verzichtet werden.

Bildbeschriftung

Bei den Bildunterschriften innerhalb der Fotografien für die Thompson Klassifizierung kam es zu einer Verwechselung für das Präparat LWS10a. Die richtige Zuordnung konnte jedoch zweifelsfrei festgestellt werden, in dem die laterale Kontur der Wirbelkörper aus den seitlichen Röntgenaufnahmen abgenommen und über die Kontur der Schnittebenen gelegt wurde (s. Anh. 6, Abb. 2). Die entsprechenden Änderungen der Bezeichnung wurde direkt in die jpeg-Datei eingetragen.



Anh. 5, Abb. 2: Überlagerung der Kontur aus den Röntgenaufnahmen mit den Schnittenbenen

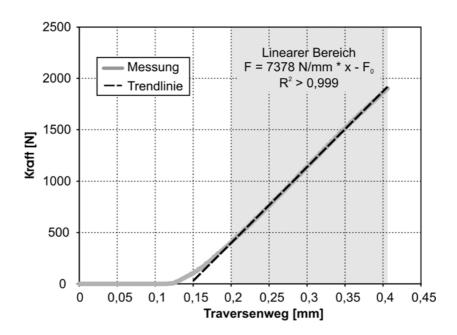
UTS Steifigkeit

Bei den Kontrollsetzversuchen mit den Funktionseinheiten L2/L3 kam die UTS Prüfmaschine in Verbindung mit der in Abbildung 2 abgebildeten Kraftmessdose zum Einsatz. Dieser s-förmige Kraftmesssensor ist im Vergleich zur sechs Komponenten Kraftmessdose und zum Gesamtprüfstand sehr weich. Da jedoch Verformungen im Sub-Millimeter-Bereich erfasst werden sollen, muss dieser Eigenschaft Rechnung getragen werden.



Anh. 5 Abb. 3: S-förmiger Kraftmesssensor mit Flansch

Hierfür wurde ein Metallzylinder mit 45 mm Durchmesser in den Prüfaufbau eingebaut und bis 1900 N belastet. Wenn man die Steifigkeit des dicken Zylinders vernachlässigt, kann aus der gemessenen Verformungskurve (vgl. Abbildung 3) die Steifigkeit des Prüfstandes inklusive Kraftmessdose ermittelt werden.



Anh. 5 Abb. 4: Bestimmen der Steifigkeit aus dem Versuch mit Metallzylinder

Die Messung zeigt nach kurzer Anlaufphase ein ausgesprochen lineares Verhalten. Diese Anlaufphase hängt wahrscheinlich mit dem Kontaktspalt der Metallbauteile zusammen. Der anschließende lineare Bereich zeigt einen Regressionskoeffizient bzw. eine Steifigkeit von 7378 N/mm bei sehr gutem Bestimmtheitsmaß ($R^2 > 0,999$).

Um also die wirklich verfahrenen Verformungen zu bestimmen, muss vom gemessenen Traversenweg noch die gemessene Kraft geteilt durch den Regressionskoeffizienten abgezogen werden. Bei der Auswertung der dynamischen DMS Messungen spielt dies keine Rolle, weil kein Vergleich zur absoluten Verformung gezogen wird, aber für die Vergleiche zwischen der Setzung der Präparate auf der MTS Prüfmaschine (L4/L5) mit denene im UTS-Aufbau (L2/L3) ist diese Korrektur durchaus sinnvoll.

Anzumerken ist noch, dass bei der UTS im Gegensatz zum Koordinatensystem der Hauptmessungen Kompressionskräfte zu positiven Werten und Kompressionswege ebenfalls zu positiven Wegen führen.

Anhang 6: Mittelwerte

Anh. 6, Tab. 1: Werte der quasistatischen Versuche bei axialer Kompression (Versuchs ID 1-3) und Schub (Versuchs ID 4-6)

Frequenz [mHz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [Mpa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [Mpa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [Mpa]	STD Druck [Mpa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
5	0,40	0,06	30	-0,69	0,10	30	0,83	0,17	30	-1,22	0,19	30	-0,11	0,21	30
5	0,64	0,18	30	-0,69	0,10	30	0,82	0,17	30	-1,25	0,18	30	1,02	0,50	30
5	0,68	0,20	30	-0,68	0,10	30	0,81	0,17	30	-1,31	0,19	30	-1,33	0,52	30
5	17,13	9,39	30	-0,07	0,15	30	0,09	0,08	30	0,54	0,75	30	-0,20	0,29	30
5	2,68	0,85	30	0,00	0,06	30	0,81	0,16	30	-1,56	0,21	30	-0,16	0,29	29
5	2,03	0,61	30	0,01	0,06	30	1,45	0,25	30	-2,09	0,24	30	-0,14	0,33	27

Anh. 6, Tab. 2: Werte der dynamischen Versuche bei 500N ± 200N axialer Kompression (Versuchs ID 8)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	0,39	0,07	30	-0,70	0,10	30	0,43	0,12	30	-1,47	0,30	30	-0,12	0,25	30
1,5	0,38	0,07	30	-0,70	0,10	30	0,44	0,12	30	-1,48	0,30	30	-0,12	0,25	30
2,0	0,38	0,07	30	-0,70	0,10	30	0,44	0,12	30	-1,49	0,30	30	-0,12	0,25	30
2,5	0,37	0,07	30	-0,70	0,10	30	0,44	0,12	30	-1,49	0,30	30	-0,12	0,25	30
3,0	0,37	0,07	30	-0,70	0,10	30	0,44	0,12	30	-1,50	0,30	30	-0,12	0,25	30
3,5	0,37	0,07	30	-0,70	0,10	30	0,44	0,12	30	-1,50	0,30	30	-0,12	0,25	30
4,0	0,36	0,07	30	-0,70	0,10	30	0,44	0,12	30	-1,50	0,30	30	-0,12	0,25	30
4,5	0,36	0,07	30	-0,70	0,10	30	0,44	0,12	30	-1,51	0,30	30	-0,12	0,25	30
5,0	0,36	0,07	30	-0,70	0,10	30	0,44	0,12	30	-1,51	0,30	30	-0,12	0,25	30
5,5	0,36	0,07	30	-0,70	0,10	30	0,44	0,12	30	-1,51	0,30	30	-0,12	0,25	30
6,0	0,36	0,07	30	-0,70	0,10	30	0,44	0,12	30	-1,51	0,30	30	-0,12	0,25	30
7,0	0,35	0,07	30	-0,66	0,16	30	0,44	0,12	30	-1,51	0,30	30	-0,12	0,25	30
8,0	0,35	0,07	29	-0,69	0,11	28	0,44	0,13	28	-1,51	0,30	29	-0,12	0,25	29
9,0	0,35	0,06	28	-0,69	0,10	26	0,43	0,12	26	-1,50	0,30	28	-0,11	0,25	28
10,0	0,34	0,06	26	-0,69	0,10	26	0,43	0,12	26	-1,51	0,31	26	-0,11	0,26	26
11,0	0,34	0,06	26	-0,69	0,10	25	0,42	0,13	25	-1,51	0,31	26	-0,11	0,26	26
12,0	0,34	0,07	25	-0,69	0,10	25	0,42	0,13	25	-1,51	0,31	25	-0,10	0,26	25

Anh. 6, Tab. 3: Werte der dynamischen Versuche bei 500N ± 400N axialer Kompression (Versuchs ID 9)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	0,43	0,08	30	-0,71	0,11	30	0,42	0,12	30	-1,49	0,29	30	-0,12	0,25	30
1,5	0,43	0,08	30	-0,71	0,11	30	0,43	0,13	30	-1,50	0,29	30	-0,12	0,25	30
2,0	0,42	0,08	30	-0,71	0,11	30	0,43	0,13	30	-1,50	0,29	30	-0,12	0,25	30
2,5	0,42	0,08	30	-0,71	0,11	30	0,43	0,13	30	-1,50	0,29	30	-0,12	0,25	30
3,0	0,42	0,08	30	-0,71	0,11	30	0,43	0,13	30	-1,50	0,29	30	-0,12	0,25	30
3,5	0,42	0,08	29	-0,71	0,11	29	0,42	0,13	29	-1,49	0,29	29	-0,10	0,24	29
4,0	0,42	0,08	29	-0,71	0,11	29	0,42	0,13	29	-1,49	0,29	29	-0,10	0,24	29
4,5	0,41	0,08	29	-0,71	0,11	29	0,42	0,13	29	-1,49	0,29	29	-0,10	0,24	29
5,0	0,41	0,08	29	-0,71	0,11	29	0,42	0,13	29	-1,49	0,29	29	-0,10	0,24	29
5,5	0,41	0,08	29	-0,71	0,11	29	0,42	0,13	29	-1,49	0,29	29	-0,10	0,24	29
6,0	0,41	0,08	29	-0,71	0,11	29	0,42	0,13	29	-1,49	0,29	29	-0,10	0,24	29
7,0	0,41	0,08	29	-0,68	0,19	29	0,42	0,13	29	-1,49	0,29	29	-0,09	0,24	29
8,0	0,41	0,08	28	-0,68	0,19	26	0,40	0,14	26	-1,49	0,29	28	-0,09	0,24	28
9,0	0,40	0,08	26	-0,70	0,12	24	0,40	0,14	24	-1,48	0,30	26	-0,07	0,24	26
10,0	0,40	0,08	25	-0,70	0,12	23	0,40	0,14	23	-1,48	0,30	25	-0,08	0,25	25
11,0	0,39	0,08	24	-0,70	0,12	23	0,39	0,14	23	-1,48	0,31	24	-0,07	0,24	24
12,0	0,39	0,08	24	-0,70	0,12	23	0,39	0,14	23	-1,48	0,31	24	-0,07	0,25	24

Anh. 6, Tab. 4: Werte der dynamischen Versuche bei 800N ± 200N axialer Kompression (Versuchs ID 10)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	0,27	0,05	30	-0,68	0,10	30	0,64	0,14	30	-1,66	0,30	30	-0,11	0,26	30
1,5	0,27	0,05	30	-0,68	0,10	30	0,65	0,15	30	-1,66	0,30	30	-0,11	0,26	30
2,0	0,27	0,04	30	-0,69	0,11	30	0,64	0,16	30	-1,67	0,30	30	-0,11	0,26	30
2,5	0,26	0,04	30	-0,69	0,10	30	0,64	0,16	30	-1,67	0,30	30	-0,11	0,26	30
3,0	0,26	0,04	30	-0,68	0,10	30	0,64	0,15	30	-1,68	0,30	30	-0,11	0,26	30
3,5	0,26	0,04	30	-0,68	0,10	30	0,65	0,15	30	-1,68	0,30	30	-0,11	0,26	30
4,0	0,26	0,04	30	-0,68	0,10	30	0,65	0,15	30	-1,68	0,30	30	-0,11	0,26	30
4,5	0,26	0,04	30	-0,68	0,10	30	0,65	0,15	30	-1,68	0,30	30	-0,11	0,26	30
5,0	0,26	0,04	30	-0,68	0,10	30	0,65	0,15	30	-1,69	0,30	30	-0,11	0,26	30
5,5	0,26	0,04	30	-0,68	0,10	30	0,65	0,15	30	-1,69	0,30	30	-0,11	0,26	30
6,0	0,26	0,04	30	-0,68	0,10	30	0,65	0,15	30	-1,69	0,30	30	-0,11	0,26	30
7,0	0,25	0,04	30	-0,66	0,15	30	0,65	0,15	30	-1,69	0,30	30	-0,11	0,26	30
8,0	0,25	0,04	29	-0,68	0,10	27	0,64	0,15	27	-1,69	0,30	29	-0,11	0,26	29
9,0	0,25	0,04	27	-0,68	0,10	26	0,63	0,15	26	-1,68	0,30	27	-0,09	0,26	27
10,0	0,25	0,04	26	-0,68	0,10	25	0,63	0,15	25	-1,69	0,31	26	-0,10	0,27	26
11,0	0,25	0,04	25	-0,67	0,10	25	0,63	0,15	25	-1,69	0,31	25	-0,09	0,27	25
12,0	0,24	0,04	25	-0,67	0,10	25	0,63	0,15	25	-1,69	0,31	25	-0,09	0,27	25

Anh. 6, Tab. 5: Werte der dynamischen Versuche bei 800N ± 400N axialer Kompression (Versuchs ID 11)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	0,29	0,05	30	-0,69	0,10	30	0,64	0,14	30	-1,69	0,30	30	-0,11	0,26	30
1,5	0,28	0,05	30	-0,69	0,10	30	0,64	0,15	30	-1,70	0,30	30	-0,11	0,26	30
2,0	0,28	0,05	30	-0,68	0,10	30	0,65	0,14	30	-1,70	0,30	30	-0,11	0,26	30
2,5	0,28	0,05	30	-0,68	0,10	30	0,65	0,14	30	-1,70	0,30	30	-0,11	0,26	30
3,0	0,28	0,05	30	-0,68	0,10	30	0,65	0,14	30	-1,70	0,30	30	-0,11	0,26	30
3,5	0,28	0,05	30	-0,68	0,10	30	0,65	0,14	30	-1,71	0,30	30	-0,11	0,26	30
4,0	0,27	0,05	30	-0,68	0,10	30	0,65	0,14	30	-1,71	0,30	30	-0,11	0,26	30
4,5	0,27	0,05	30	-0,68	0,10	30	0,65	0,14	30	-1,71	0,30	30	-0,11	0,26	30
5,0	0,27	0,05	30	-0,68	0,10	30	0,65	0,14	30	-1,71	0,30	30	-0,11	0,26	30
5,5	0,27	0,05	30	-0,68	0,10	30	0,64	0,14	30	-1,71	0,30	30	-0,11	0,26	30
6,0	0,27	0,05	30	-0,68	0,10	30	0,64	0,14	30	-1,71	0,30	30	-0,11	0,26	30
7,0	0,27	0,05	30	-0,68	0,10	30	0,64	0,14	30	-1,71	0,30	30	-0,11	0,26	30
8,0	0,27	0,05	30	-0,66	0,13	29	0,64	0,15	29	-1,71	0,30	30	-0,11	0,26	30
9,0	0,26	0,04	28	-0,67	0,11	27	0,63	0,14	27	-1,70	0,30	28	-0,10	0,27	28
10,0	0,26	0,04	27	-0,68	0,10	25	0,63	0,15	25	-1,71	0,30	27	-0,11	0,27	27
11,0	0,26	0,05	25	-0,68	0,10	25	0,63	0,15	25	-1,71	0,31	25	-0,09	0,27	25
12,0	0,26	0,05	25	-0,68	0,10	25	0,62	0,15	25	-1,71	0,31	25	-0,09	0,27	25

Anh. 6, Tab. 6: Werte der dynamischen Versuche bei 800N ± 550N axialer Kompression (Versuchs ID 12)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	0,30	0,05	30	-0,69	0,10	30	0,63	0,14	30	-1,71	0,30	30	-0,09	0,26	30
1,5	0,30	0,05	30	-0,69	0,10	30	0,64	0,14	30	-1,72	0,30	30	-0,09	0,26	30
2,0	0,29	0,05	30	-0,69	0,10	30	0,64	0,14	30	-1,72	0,30	30	-0,09	0,27	30
2,5	0,29	0,05	30	-0,66	0,15	30	0,65	0,14	30	-1,72	0,30	30	-0,09	0,27	30
3,0	0,29	0,05	30	-0,68	0,10	29	0,64	0,14	29	-1,72	0,30	30	-0,09	0,27	30
3,5	0,29	0,05	30	-0,68	0,10	29	0,64	0,14	29	-1,73	0,30	30	-0,09	0,27	30
4,0	0,29	0,05	30	-0,68	0,10	29	0,64	0,14	29	-1,73	0,30	30	-0,09	0,27	30
4,5	0,29	0,05	30	-0,68	0,10	29	0,64	0,15	29	-1,73	0,30	30	-0,09	0,27	30
5,0	0,29	0,05	30	-0,68	0,10	29	0,64	0,14	29	-1,73	0,30	30	-0,09	0,27	30
5,5	0,29	0,05	30	-0,68	0,10	29	0,64	0,14	29	-1,73	0,30	30	-0,09	0,27	30
6,0	0,29	0,05	30	-0,68	0,10	29	0,64	0,14	29	-1,73	0,30	30	-0,09	0,27	30
7,0	0,29	0,05	30	-0,65	0,18	29	0,64	0,15	29	-1,73	0,30	30	-0,09	0,27	30
8,0	0,28	0,05	29	-0,65	0,17	27	0,63	0,15	27	-1,73	0,30	29	-0,08	0,27	29
9,0	0,28	0,05	27	-0,65	0,18	26	0,63	0,15	26	-1,72	0,30	27	-0,06	0,27	27
10,0	0,28	0,05	26	-0,67	0,10	24	0,62	0,15	24	-1,72	0,31	26	-0,05	0,27	26
11,0	0,28	0,05	25	-0,67	0,10	24	0,62	0,15	24	-1,72	0,31	25	-0,06	0,28	25
12,0	0,27	0,05	25	-0,67	0,10	24	0,61	0,15	24	-1,72	0,31	25	-0,06	0,28	25

Anh. 6, Tab. 7: Werte der dynamischen Versuche bei 800N ± 700N axialer Kompression (Versuchs ID 13)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	0,33	0,06	30	-0,68	0,10	30	0,62	0,15	30	-1,71	0,29	30	-0,08	0,27	30
1,5	0,33	0,06	30	-0,69	0,10	30	0,63	0,15	30	-1,71	0,29	30	-0,08	0,27	30
2,0	0,32	0,06	30	-0,69	0,10	30	0,63	0,15	30	-1,72	0,29	30	-0,09	0,27	30
2,5	0,32	0,06	30	-0,69	0,10	30	0,63	0,14	30	-1,72	0,29	30	-0,09	0,27	30
3,0	0,32	0,06	30	-0,69	0,10	30	0,63	0,14	30	-1,72	0,29	30	-0,09	0,27	30
3,5	0,32	0,06	30	-0,69	0,10	30	0,63	0,15	30	-1,72	0,29	30	-0,09	0,27	30
4,0	0,32	0,06	30	-0,69	0,10	30	0,63	0,14	30	-1,72	0,29	30	-0,09	0,27	30
4,5	0,32	0,06	30	-0,68	0,10	30	0,63	0,14	30	-1,72	0,29	30	-0,09	0,27	30
5,0	0,32	0,06	30	-0,68	0,10	30	0,63	0,14	30	-1,72	0,29	30	-0,09	0,27	30
5,5	0,32	0,06	30	-0,68	0,10	30	0,63	0,14	30	-1,72	0,29	30	-0,09	0,27	30
6,0	0,32	0,06	30	-0,68	0,10	30	0,63	0,14	30	-1,72	0,29	30	-0,10	0,28	30
7,0	0,32	0,06	30	-0,67	0,12	30	0,62	0,14	30	-1,72	0,29	30	-0,09	0,27	30
8,0	0,31	0,05	28	-0,68	0,10	27	0,61	0,15	27	-1,70	0,30	28	-0,07	0,27	28
9,0	0,31	0,05	27	-0,63	0,20	27	0,60	0,15	27	-1,70	0,30	27	-0,06	0,27	27
10,0	0,31	0,06	25	-0,67	0,10	25	0,60	0,15	25	-1,71	0,31	25	-0,06	0,28	25
11,0	0,31	0,06	25	-0,67	0,10	25	0,60	0,15	25	-1,71	0,31	25	-0,06	0,28	25
12,0	0,31	0,06	25	-0,67	0,10	25	0,59	0,15	25	-1,71	0,31	25	-0,06	0,28	25

Anh. 6, Tab. 8: Werte der dynamischen Versuche bei 1100N ± 200N axialer Kompression (Versuchs ID 14)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	0,22	0,03	30	-0,67	0,10	30	0,84	0,17	30	-1,86	0,30	30	-0,09	0,28	30
1,5	0,22	0,03	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,87	0,30	30	-0,10	0,28	30
2,0	0,22	0,03	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,87	0,30	30	-0,09	0,28	30
2,5	0,21	0,03	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,87	0,30	30	-0,09	0,28	30
3,0	0,21	0,03	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,88	0,30	30	-0,09	0,28	30
3,5	0,21	0,03	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,88	0,30	30	-0,09	0,28	30
4,0	0,21	0,03	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,88	0,30	30	-0,10	0,29	30
4,5	0,21	0,03	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,88	0,30	30	-0,10	0,28	30
5,0	0,21	0,03	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,89	0,30	30	-0,10	0,28	30
5,5	0,21	0,03	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,89	0,30	30	-0,10	0,28	30
6,0	0,21	0,03	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,89	0,30	30	-0,10	0,28	30
7,0	0,21	0,03	30	-0,65	0,12	30	0,85	0,17	30	-1,89	0,30	30	-0,10	0,28	30
8,0	0,20	0,03	29	-0,64	0,17	28	0,84	0,18	28	-1,88	0,30	29	-0,09	0,28	29
9,0	0,20	0,03	27	-0,65	0,12	26	0,84	0,18	26	-1,88	0,31	27	-0,08	0,29	27
10,0	0,20	0,03	25	-0,66	0,10	25	0,83	0,18	25	-1,89	0,32	25	-0,08	0,29	25
11,0	0,20	0,03	25	-0,66	0,10	25	0,83	0,18	25	-1,89	0,32	25	-0,08	0,29	25
12,0	0,20	0,03	25	-0,66	0,10	25	0,83	0,18	25	-1,89	0,32	25	-0,08	0,29	25

Anh. 6, Tab. 9: Werte der dynamischen Versuche bei 1100N ± 400N axialer Kompression (Versuchs ID 15)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	0,23	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,84	0,17	30	-1,90	0,30	30	-0,10	0,28	30
1,5	0,22	0,03	30	-0,67	0,10	30	0,84	0,17	30	-1,90	0,30	30	-0,10	0,28	30
2,0	0,22	0,03	30	-0,67	0,10	30	0,84	0,17	30	-1,90	0,30	30	-0,10	0,28	30
2,5	0,22	0,03	30	-0,67	0,10	30	0,84	0,17	30	-1,91	0,30	30	-0,10	0,29	30
3,0	0,22	0,03	30	-0,67	0,10	30	0,84	0,17	30	-1,91	0,30	30	-0,09	0,28	30
3,5	0,22	0,03	30	-0,67	0,10	30	0,84	0,17	30	-1,91	0,30	30	-0,09	0,28	30
4,0	0,22	0,03	30	-0,67	0,10	30	0,84	0,17	30	-1,91	0,30	30	-0,09	0,28	30
4,5	0,22	0,03	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,91	0,30	30	-0,09	0,28	30
5,0	0,22	0,03	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,91	0,30	30	-0,09	0,28	30
5,5	0,22	0,03	30	-0,67	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,92	0,30	30	-0,09	0,28	30
6,0	0,22	0,03	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,92	0,30	30	-0,10	0,28	30
7,0	0,21	0,03	30	-0,60	0,23	30	0,84	0,17	30	-1,92	0,30	30	-0,10	0,28	30
8,0	0,21	0,03	30	-0,63	0,22	28	0,84	0,18	28	-1,92	0,30	30	-0,10	0,28	30
9,0	0,21	0,03	27	-0,66	0,10	25	0,83	0,18	25	-1,90	0,31	27	-0,07	0,28	27
10,0	0,21	0,03	25	-0,66	0,10	25	0,83	0,18	25	-1,92	0,32	25	-0,07	0,29	25
11,0	0,21	0,03	25	-0,66	0,10	25	0,83	0,18	25	-1,92	0,32	25	-0,07	0,29	25
12,0	0,21	0,03	25	-0,66	0,10	25	0,83	0,18	25	-1,92	0,32	25	-0,07	0,29	25

Anh. 6, Tab. 10: Werte der dynamischen Versuche bei 1100N ± 550N axialer Kompression (Versuchs ID 16)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	0,23	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,83	0,17	30	-1,93	0,31	30	-0,10	0,28	30
1,5	0,23	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,84	0,17	30	-1,93	0,30	30	-0,10	0,28	30
2,0	0,23	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,93	0,30	30	-0,10	0,28	30
2,5	0,23	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,93	0,30	30	-0,10	0,28	30
3,0	0,23	0,04	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,94	0,30	30	-0,10	0,28	30
3,5	0,23	0,04	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,94	0,30	30	-0,10	0,28	30
4,0	0,23	0,04	30	-0,66	0,10	30	0,85	0,17	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
4,5	0,22	0,04	30	-0,66	0,09	30	0,85	0,17	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
5,0	0,22	0,04	30	-0,66	0,09	30	0,85	0,17	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
5,5	0,22	0,04	30	-0,66	0,09	30	0,85	0,17	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
6,0	0,22	0,04	30	-0,66	0,09	30	0,85	0,17	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
7,0	0,22	0,03	30	-0,61	0,21	30	0,85	0,17	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
8,0	0,22	0,03	28	-0,64	0,16	28	0,84	0,17	28	-1,93	0,31	28	-0,07	0,28	28
9,0	0,22	0,03	27	-0,62	0,22	27	0,83	0,17	27	-1,93	0,31	27	-0,07	0,28	27
10,0	0,22	0,04	25	-0,66	0,10	25	0,83	0,18	25	-1,94	0,32	25	-0,07	0,29	25
11,0	0,22	0,03	25	-0,66	0,10	25	0,83	0,18	25	-1,94	0,32	25	-0,07	0,29	25
12,0	0,21	0,04	25	-0,65	0,10	25	0,83	0,18	25	-1,94	0,32	25	-0,07	0,28	25

Anh. 6, Tab. 11: Werte der dynamischen Versuche bei 1100N \pm 700N axialer Kompression (Versuchs ID 17)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	0,24	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,83	0,17	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
1,5	0,24	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,83	0,17	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
2,0	0,24	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,84	0,17	30	-1,95	0,30	30	-0,09	0,28	30
2,5	0,24	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,84	0,17	30	-1,95	0,30	30	-0,09	0,28	30
3,0	0,24	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,84	0,17	30	-1,95	0,30	30	-0,10	0,28	30
3,5	0,23	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,84	0,17	30	-1,95	0,30	30	-0,10	0,28	30
4,0	0,23	0,04	30	-0,66	0,09	30	0,84	0,17	30	-1,95	0,30	30	-0,10	0,28	30
4,5	0,23	0,04	30	-0,66	0,09	30	0,84	0,17	30	-1,95	0,30	30	-0,09	0,28	30
5,0	0,23	0,04	30	-0,66	0,09	30	0,84	0,17	30	-1,96	0,30	30	-0,09	0,28	30
5,5	0,23	0,04	30	-0,66	0,09	30	0,84	0,17	30	-1,96	0,30	30	-0,10	0,28	30
6,0	0,23	0,04	30	-0,66	0,09	30	0,84	0,17	30	-1,96	0,30	30	-0,09	0,28	30
7,0	0,23	0,04	30	-0,62	0,18	30	0,84	0,17	30	-1,96	0,30	30	-0,09	0,28	30
8,0	0,23	0,04	28	-0,64	0,16	28	0,83	0,17	28	-1,94	0,30	28	-0,08	0,28	28
9,0	0,23	0,04	27	-0,66	0,10	25	0,82	0,18	25	-1,94	0,31	27	-0,07	0,28	27
10,0	0,22	0,04	25	-0,66	0,10	25	0,82	0,18	25	-1,95	0,32	25	-0,07	0,29	25
11,0	0,22	0,04	25	-0,66	0,10	25	0,82	0,18	25	-1,95	0,32	25	-0,07	0,29	25
12,0	0,22	0,04	25	-0,66	0,10	25	0,82	0,18	25	-1,95	0,32	25	-0,07	0,29	25

Anh. 6, Tab. 12: Werte der dynamischen Versuche bei 1100N ± 1000N axialer Kompression (Versuchs ID 18)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	0,28	0,05	30	-0,67	0,10	30	0,81	0,17	30	-1,92	0,30	30	-0,09	0,28	30
1,5	0,28	0,05	30	-0,67	0,10	30	0,82	0,17	30	-1,93	0,30	30	-0,09	0,28	30
2,0	0,27	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,83	0,17	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
2,5	0,27	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,83	0,17	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
3,0	0,27	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,83	0,16	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
3,5	0,27	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,83	0,16	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
4,0	0,27	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,83	0,16	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
4,5	0,27	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,83	0,16	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
5,0	0,27	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,83	0,16	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
5,5	0,27	0,04	30	-0,67	0,10	30	0,82	0,16	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
6,0	0,27	0,04	30	-0,67	0,09	30	0,82	0,16	30	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
7,0	0,27	0,04	30	-0,64	0,17	29	0,81	0,16	29	-1,94	0,30	30	-0,09	0,28	30
8,0	0,27	0,04	29	-0,63	0,17	28	0,81	0,17	28	-1,92	0,30	29	-0,08	0,28	29
9,0	0,27	0,04	27	-0,65	0,11	26	0,80	0,17	26	-1,92	0,31	27	-0,07	0,28	27
10,0	0,26	0,05	25	-0,66	0,10	25	0,79	0,17	25	-1,93	0,32	25	-0,06	0,29	25
11,0	0,27	0,04	25	-0,66	0,10	25	0,79	0,17	25	-1,92	0,32	25	-0,07	0,29	25
12,0	0,26	0,04	25	-0,66	0,10	25	0,78	0,17	25	-1,92	0,32	25	-0,07	0,29	25

Anh. 6, Tab. 13: Werte der dynamischen Versuche bei \pm 50N Schubkraft (Versuchs ID 19)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	1,74	0,64	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,72	0,30	30	-0,12	0,28	30
1,5	1,70	0,62	30	-0,02	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,72	0,30	30	-0,12	0,28	30
2,0	1,67	0,60	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,73	0,30	30	-0,12	0,27	30
2,5	1,65	0,59	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,73	0,30	30	-0,12	0,28	30
3,0	1,63	0,58	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,74	0,30	30	-0,12	0,27	30
3,5	1,62	0,58	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,74	0,31	30	-0,12	0,28	30
4,0	1,61	0,57	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,74	0,31	30	-0,12	0,28	30
4,5	1,58	0,57	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,74	0,31	30	-0,12	0,28	30
5,0	1,58	0,56	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,75	0,31	30	-0,12	0,28	30
5,5	1,58	0,55	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,75	0,31	30	-0,12	0,28	30
6,0	1,58	0,56	29	-0,02	0,05	29	0,65	0,15	29	-1,75	0,31	29	-0,12	0,28	29
7,0	1,52	0,63	29	-0,02	0,05	29	0,65	0,15	29	-1,75	0,31	29	-0,12	0,28	29
8,0	1,58	0,57	28	-0,02	0,06	28	0,65	0,15	28	-1,73	0,30	28	-0,11	0,28	28
9,0	1,56	0,58	28	-0,02	0,06	28	0,65	0,15	28	-1,73	0,30	28	-0,11	0,28	28
10,0	1,60	0,57	27	-0,02	0,06	27	0,65	0,15	27	-1,73	0,30	27	-0,10	0,29	27
11,0	1,59	0,57	27	-0,02	0,06	27	0,65	0,15	27	-1,73	0,30	27	-0,11	0,29	27
12,0	1,52	0,56	27	-0,03	0,06	27	0,65	0,15	27	-1,73	0,30	27	-0,11	0,29	27

Anh. 6, Tab. 14: Werte der dynamischen Versuche bei ± 125N Schubkraft (Versuchs ID 20)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	2,01	0,66	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,77	0,31	30	-0,13	0,28	30
1,5	1,99	0,66	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,77	0,31	30	-0,14	0,28	30
2,0	1,97	0,65	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,77	0,31	30	-0,14	0,28	30
2,5	1,96	0,65	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,77	0,31	30	-0,14	0,28	30
3,0	1,94	0,64	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,78	0,31	30	-0,14	0,28	30
3,5	1,94	0,64	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,78	0,31	30	-0,14	0,29	30
4,0	1,93	0,64	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,78	0,31	30	-0,14	0,28	30
4,5	1,90	0,64	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,78	0,31	30	-0,14	0,29	30
5,0	1,90	0,64	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,78	0,31	30	-0,14	0,29	30
5,5	1,90	0,63	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,78	0,31	30	-0,14	0,29	30
6,0	1,89	0,63	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,78	0,31	30	-0,14	0,28	30
7,0	1,89	0,63	30	-0,01	0,06	30	0,66	0,15	30	-1,78	0,31	30	-0,14	0,29	30
8,0	1,89	0,63	30	-0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,78	0,31	30	-0,14	0,28	30
9,0	1,89	0,63	30	-0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,79	0,31	30	-0,14	0,28	30
10,0	1,91	0,63	30	-0,01	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,79	0,31	30	-0,14	0,28	30
11,0	1,81	0,74	30	-0,02	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,79	0,31	30	-0,14	0,28	30
12,0	1,85	0,64	28	-0,01	0,06	28	0,65	0,15	28	-1,78	0,32	28	-0,13	0,29	28

Anh. 6, Tab. 15: Werte der dynamischen Versuche bei ± 200N Schubkraft (Versuchs ID 21)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	2,24	0,67	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,79	0,31	30	-0,16	0,29	30
1,5	2,23	0,68	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,79	0,31	30	-0,16	0,30	30
2,0	2,23	0,68	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,79	0,31	30	-0,16	0,30	30
2,5	2,22	0,68	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,79	0,31	30	-0,16	0,30	30
3,0	2,21	0,67	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,79	0,31	30	-0,16	0,30	30
3,5	2,21	0,67	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,79	0,31	30	-0,16	0,30	30
4,0	2,21	0,66	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,80	0,31	30	-0,16	0,30	30
4,5	2,17	0,66	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,80	0,31	30	-0,16	0,30	30
5,0	2,18	0,66	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,80	0,31	30	-0,16	0,30	30
5,5	2,17	0,66	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,80	0,31	30	-0,16	0,30	30
6,0	2,17	0,66	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,80	0,31	30	-0,16	0,30	30
7,0	2,16	0,65	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,80	0,31	30	-0,16	0,30	30
8,0	2,16	0,65	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,80	0,31	30	-0,16	0,30	30
9,0	2,16	0,65	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,80	0,31	30	-0,16	0,30	30
10,0	2,18	0,66	29	0,00	0,07	29	0,65	0,15	29	-1,80	0,31	29	-0,16	0,30	29
11,0	2,17	0,66	29	0,00	0,07	29	0,65	0,15	29	-1,80	0,31	29	-0,16	0,30	29
12,0	2,09	0,66	29	0,00	0,07	29	0,65	0,15	29	-1,80	0,31	29	-0,16	0,30	29

Anh. 6, Tab. 16: Werte der dynamischen Versuche bei 100N \pm 50N Schubkraft (Versuchs ID 22)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	1,62	0,51	30	-0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,82	0,31	30	0,08	0,29	30
1,5	1,60	0,50	30	-0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,82	0,31	30	0,09	0,29	30
2,0	1,57	0,49	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,82	0,31	30	0,09	0,29	30
2,5	1,56	0,49	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,82	0,31	30	0,10	0,29	30
3,0	1,54	0,47	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,82	0,31	30	0,10	0,29	30
3,5	1,53	0,47	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,82	0,31	30	0,11	0,29	30
4,0	1,53	0,47	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,82	0,31	30	0,11	0,29	30
4,5	1,49	0,47	30	-0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,82	0,31	30	0,11	0,29	30
5,0	1,50	0,47	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,82	0,31	30	0,12	0,29	30
5,5	1,49	0,47	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,82	0,31	30	0,12	0,29	30
6,0	1,49	0,47	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,83	0,31	30	0,12	0,29	30
7,0	1,49	0,46	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,83	0,31	30	0,12	0,29	30
8,0	1,49	0,46	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,83	0,31	30	0,12	0,29	30
9,0	1,48	0,46	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,83	0,31	30	0,12	0,29	30
10,0	1,52	0,47	29	0,01	0,07	29	0,65	0,15	29	-1,82	0,31	29	0,15	0,28	29
11,0	1,48	0,49	29	0,01	0,07	29	0,65	0,15	29	-1,82	0,31	29	0,15	0,28	29
12,0	1,44	0,48	28	0,00	0,07	28	0,64	0,15	28	-1,81	0,30	28	0,16	0,28	28

Anh. 6, Tab. 17: Werte der dynamischen Versuche bei 100N \pm 125N Schubkraft (Versuchs ID 23)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	1,81	0,55	30	-0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,83	0,31	30	0,18	0,31	30
1,5	1,80	0,55	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,83	0,31	30	0,18	0,31	30
2,0	1,79	0,55	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,83	0,31	30	0,19	0,31	30
2,5	1,78	0,55	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,83	0,31	30	0,19	0,31	30
3,0	1,78	0,55	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,83	0,31	30	0,19	0,31	30
3,5	1,77	0,55	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,21	0,31	30
4,0	1,78	0,55	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,22	0,31	30
4,5	1,74	0,55	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,22	0,31	30
5,0	1,75	0,55	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,22	0,32	30
5,5	1,75	0,55	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,22	0,31	30
6,0	1,75	0,55	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,22	0,31	30
7,0	1,74	0,55	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,22	0,32	30
8,0	1,74	0,55	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,23	0,32	30
9,0	1,75	0,55	30	0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,23	0,32	30
10,0	1,77	0,55	30	0,01	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,23	0,31	30
11,0	1,76	0,56	30	0,01	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,23	0,31	30
12,0	1,70	0,56	29	0,01	0,07	29	0,65	0,15	29	-1,82	0,30	29	0,24	0,31	29

Anh. 6, Tab. 18: Werte der dynamischen Versuche bei 100N ± 200N Schubkraft (Versuchs ID 24)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	2,02	0,58	30	-0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,23	0,32	30
1,5	2,02	0,59	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,23	0,33	30
2,0	2,02	0,59	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,24	0,33	30
2,5	2,01	0,59	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,24	0,33	30
3,0	2,01	0,59	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,25	0,33	30
3,5	2,00	0,59	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,84	0,31	30	0,25	0,33	30
4,0	2,01	0,59	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,25	0,33	30
4,5	1,97	0,59	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,25	0,33	30
5,0	1,98	0,59	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,25	0,33	30
5,5	1,98	0,59	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,26	0,33	30
6,0	1,98	0,59	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,26	0,33	30
7,0	1,97	0,59	30	0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,26	0,33	30
8,0	1,97	0,59	30	0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,26	0,33	30
9,0	1,97	0,59	30	0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,26	0,33	30
10,0	2,00	0,60	30	0,02	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,26	0,33	30
11,0	1,99	0,60	30	0,02	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,26	0,33	30
12,0	1,91	0,59	30	0,02	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,26	0,34	30

Anh. 6, Tab. 19: Werte der dynamischen Versuche bei 200N ± 50N Schubkraft (Versuchs ID 25)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	1,62	0,53	30	-0,02	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,51	0,36	30
1,5	1,56	0,51	30	-0,02	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,51	0,37	30
2,0	1,53	0,50	30	-0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,52	0,37	30
2,5	1,53	0,49	30	-0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,52	0,38	30
3,0	1,52	0,48	30	-0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,53	0,38	30
3,5	1,51	0,47	30	-0,01	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,54	0,38	30
4,0	1,52	0,48	30	-0,01	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,54	0,38	30
4,5	1,48	0,47	30	-0,01	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,56	0,39	30
5,0	1,49	0,47	30	-0,01	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,55	0,38	30
5,5	1,49	0,48	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,55	0,38	30
6,0	1,43	0,56	30	-0,01	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,85	0,31	30	0,55	0,38	30
7,0	1,43	0,54	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,56	0,39	30
8,0	1,42	0,57	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,56	0,38	30
9,0	1,44	0,54	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,56	0,38	30
10,0	1,45	0,55	30	0,01	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,56	0,38	30
11,0	1,36	0,72	30	0,00	0,08	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,56	0,38	30
12,0	1,38	0,53	29	0,00	0,08	29	0,65	0,15	29	-1,84	0,30	29	0,57	0,39	29

Anh. 6, Tab. 20: Werte der dynamischen Versuche bei 200N ± 125N Schubkraft (Versuchs ID 26)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	1,81	0,58	30	-0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,59	0,39	30
1,5	1,79	0,59	30	-0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,60	0,39	30
2,0	1,79	0,58	30	-0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,60	0,39	30
2,5	1,78	0,58	30	-0,01	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,61	0,39	30
3,0	1,77	0,58	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,61	0,39	30
3,5	1,77	0,58	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,62	0,39	30
4,0	1,77	0,58	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,62	0,39	30
4,5	1,73	0,58	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,62	0,40	30
5,0	1,74	0,58	30	0,00	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,63	0,40	30
5,5	1,74	0,58	30	0,00	0,07	30	0,65	0,14	30	-1,86	0,31	30	0,63	0,40	30
6,0	1,74	0,58	30	0,00	0,07	30	0,65	0,14	30	-1,86	0,31	30	0,63	0,40	30
7,0	1,74	0,57	30	0,01	0,07	30	0,65	0,14	30	-1,86	0,31	30	0,64	0,40	30
8,0	1,74	0,58	30	0,01	0,07	30	0,65	0,14	30	-1,86	0,31	30	0,64	0,40	30
9,0	1,76	0,58	29	0,02	0,07	29	0,65	0,15	29	-1,84	0,30	29	0,66	0,40	29
10,0	1,78	0,58	29	0,02	0,08	29	0,65	0,15	29	-1,85	0,30	29	0,66	0,40	29
11,0	1,76	0,58	29	0,02	0,08	29	0,65	0,15	29	-1,85	0,30	29	0,66	0,40	29
12,0	1,69	0,56	29	0,02	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,85	0,30	29	0,67	0,40	29

Anh. 6, Tab. 21: Werte der dynamischen Versuche bei 200N ± 200N Schubkraft (Versuchs ID 27)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	1,98	0,61	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,67	0,40	30
1,5	1,97	0,61	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,68	0,40	30
2,0	1,97	0,61	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,69	0,40	30
2,5	1,96	0,61	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,70	0,41	30
3,0	1,96	0,61	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,70	0,41	30
3,5	1,96	0,61	30	0,00	0,06	30	0,65	0,15	30	-1,86	0,31	30	0,70	0,41	30
4,0	1,96	0,61	30	0,01	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,87	0,31	30	0,71	0,41	30
4,5	1,93	0,61	30	0,01	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,87	0,31	30	0,71	0,41	30
5,0	1,93	0,61	30	0,01	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,87	0,31	30	0,71	0,41	30
5,5	1,93	0,61	30	0,01	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,87	0,31	30	0,72	0,41	30
6,0	1,93	0,61	30	0,01	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,87	0,31	30	0,72	0,41	30
7,0	1,93	0,61	30	0,02	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,87	0,31	30	0,72	0,41	30
8,0	1,93	0,61	30	0,02	0,07	30	0,65	0,15	30	-1,87	0,31	30	0,72	0,41	30
9,0	1,93	0,61	30	0,03	0,08	30	0,65	0,15	30	-1,87	0,31	30	0,74	0,41	30
10,0	1,95	0,61	30	0,04	0,08	30	0,65	0,15	30	-1,87	0,31	30	0,74	0,41	30
11,0	1,94	0,61	30	0,04	0,09	30	0,65	0,15	30	-1,87	0,31	30	0,74	0,41	30
12,0	1,86	0,59	30	0,04	0,09	30	0,65	0,15	30	-1,87	0,31	30	0,74	0,42	30

Anh. 6, Tab. 22: Werte der dynamischen Versuche bei -100N ± 50N Schubkraft (Versuchs ID 28)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	2,43	1,20	30	0,01	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,90	0,32	30	-0,14	0,34	30
1,5	2,40	1,17	30	0,01	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,91	0,32	30	-0,18	0,34	30
2,0	2,38	1,15	30	0,01	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,91	0,32	30	-0,19	0,34	30
2,5	2,36	1,14	30	0,01	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,91	0,32	30	-0,20	0,34	30
3,0	2,33	1,14	30	0,01	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,91	0,32	30	-0,21	0,34	30
3,5	2,32	1,13	30	0,00	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,91	0,32	30	-0,22	0,33	30
4,0	2,33	1,11	30	0,00	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,91	0,32	30	-0,23	0,34	30
4,5	2,28	1,10	30	0,00	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,91	0,32	30	-0,23	0,34	30
5,0	2,29	1,09	30	0,00	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,91	0,32	30	-0,24	0,33	30
5,5	2,27	1,08	30	0,00	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,91	0,32	30	-0,24	0,33	30
6,0	2,26	1,09	30	0,00	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,91	0,32	30	-0,25	0,33	30
7,0	2,23	1,07	30	0,00	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,91	0,32	30	-0,25	0,33	30
8,0	2,27	1,07	30	0,00	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,26	0,33	30
9,0	2,25	1,07	30	-0,01	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,26	0,33	30
10,0	2,28	1,07	30	-0,01	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,26	0,33	30
11,0	2,23	1,08	29	-0,02	0,09	29	0,64	0,15	29	-1,90	0,31	29	-0,25	0,33	29
12,0	2,16	1,07	29	-0,03	0,10	29	0,64	0,15	29	-1,90	0,31	29	-0,26	0,33	29

Anh. 6, Tab. 23: Werte der dynamischen Versuche bei -100N ± 125N Schubkraft (Versuchs ID 29)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	2,58	1,08	30	0,00	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,31	0,32	30
1,5	2,47	1,00	29	0,00	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,89	0,29	29	-0,33	0,32	29
2,0	2,46	1,00	29	0,00	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,89	0,29	29	-0,33	0,32	29
2,5	2,43	0,99	29	0,00	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,89	0,29	29	-0,34	0,32	29
3,0	2,42	0,98	29	0,00	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,89	0,29	29	-0,35	0,32	29
3,5	2,40	0,97	29	-0,01	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,89	0,29	29	-0,35	0,33	29
4,0	2,40	0,96	29	-0,01	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,89	0,29	29	-0,35	0,32	29
4,5	2,37	0,95	29	-0,01	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,90	0,29	29	-0,35	0,32	29
5,0	2,36	0,94	29	-0,01	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,90	0,29	29	-0,36	0,32	29
5,5	2,35	0,94	29	-0,01	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,90	0,29	29	-0,36	0,32	29
6,0	2,34	0,93	29	-0,01	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,90	0,29	29	-0,36	0,32	29
7,0	2,33	0,92	29	-0,01	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,90	0,29	29	-0,37	0,32	29
8,0	2,33	0,91	29	-0,01	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,90	0,29	29	-0,37	0,32	29
9,0	2,32	0,90	29	-0,01	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,90	0,29	29	-0,37	0,32	29
10,0	2,33	0,90	29	-0,02	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,90	0,29	29	-0,37	0,32	29
11,0	2,31	0,89	29	-0,02	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,90	0,29	29	-0,37	0,33	29
12,0	2,23	0,88	29	-0,03	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,90	0,29	29	-0,38	0,33	29

Anh. 6, Tab. 24: Werte der dynamischen Versuche bei -100N ± 200N Schubkraft (Versuchs ID 30)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	2,71	1,06	30	-0,01	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,42	0,33	30
1,5	2,70	1,06	30	-0,01	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,43	0,33	30
2,0	2,69	1,05	30	-0,01	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,44	0,33	30
2,5	2,67	1,04	30	-0,01	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,44	0,33	30
3,0	2,66	1,03	30	-0,01	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,45	0,33	30
3,5	2,64	1,02	30	-0,02	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,45	0,33	30
4,0	2,64	1,01	30	-0,02	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,46	0,33	30
4,5	2,60	1,00	30	-0,02	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,46	0,33	30
5,0	2,60	1,00	30	-0,02	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,46	0,33	30
5,5	2,59	0,99	30	-0,02	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,46	0,33	30
6,0	2,59	0,99	30	-0,02	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,47	0,33	30
7,0	2,57	0,97	30	-0,02	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,47	0,33	30
8,0	2,57	0,96	30	-0,03	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,47	0,33	30
9,0	2,56	0,95	30	-0,03	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,47	0,33	30
10,0	2,58	0,96	30	-0,03	0,09	30	0,64	0,15	30	-1,92	0,32	30	-0,47	0,33	30
11,0	2,53	0,95	29	-0,05	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,93	0,32	29	-0,46	0,33	29
12,0	2,44	0,94	29	-0,05	0,09	29	0,65	0,15	29	-1,93	0,32	29	-0,46	0,33	29

Anh. 6, Tab. 25: Werte der dynamischen Versuche bei 800N ± 700N axialer Kompression plus 100N Schub (Versuchs ID 31)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
1,0	0,40	0,07	30	-0,69	0,10	30	0,61	0,14	30	-1,68	0,34	30	0,38	0,36	30
1,5	0,38	0,07	30	-0,69	0,10	30	0,62	0,15	30	-1,70	0,34	30	0,38	0,37	30
2,0	0,37	0,07	30	-0,68	0,10	30	0,62	0,15	30	-1,71	0,34	30	0,38	0,37	30
2,5	0,37	0,07	30	-0,68	0,10	30	0,62	0,15	30	-1,72	0,34	30	0,39	0,37	30
3,0	0,36	0,07	30	-0,68	0,10	30	0,62	0,15	30	-1,72	0,34	30	0,39	0,37	30
3,5	0,36	0,07	30	-0,68	0,10	30	0,62	0,15	30	-1,73	0,34	30	0,39	0,37	30
4,0	0,36	0,06	30	-0,68	0,10	30	0,62	0,15	30	-1,73	0,34	30	0,40	0,37	30
4,5	0,36	0,06	30	-0,68	0,10	30	0,61	0,15	30	-1,73	0,34	30	0,40	0,37	30
5,0	0,35	0,06	30	-0,68	0,10	30	0,61	0,14	30	-1,73	0,34	30	0,41	0,37	30
5,5	0,35	0,06	30	-0,68	0,10	30	0,61	0,14	30	-1,73	0,34	30	0,41	0,38	30
6,0	0,35	0,06	30	-0,68	0,10	30	0,61	0,14	30	-1,73	0,34	30	0,41	0,38	30
7,0	0,35	0,06	30	-0,67	0,12	30	0,61	0,14	30	-1,74	0,34	30	0,41	0,37	30
8,0	0,35	0,06	29	-0,68	0,10	29	0,60	0,15	29	-1,78	0,25	29	0,41	0,38	29
9,0	0,35	0,06	29	-0,67	0,10	29	0,60	0,15	29	-1,78	0,25	29	0,42	0,38	29
10,0	0,34	0,06	28	-0,67	0,10	25	0,59	0,15	25	-1,77	0,25	28	0,43	0,37	28
11,0	0,34	0,06	25	-0,67	0,10	25	0,59	0,15	25	-1,79	0,26	25	0,45	0,39	25
12,0	0,33	0,06	25	-0,67	0,10	25	0,58	0,15	25	-1,79	0,26	25	0,46	0,39	25

Anh. 6, Tab. 26: Werte der Kontrollmessungen zwischen den Dauerversuchen (Versuchs ID 33-36, 38-41, 43-46 und 48-51)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
5m	0,35	0,05	30	-0,67	0,10	29	0,76	0,16	29	-1,99	0,31	30	-0,01	0,33	30
2,0	0,29	0,05	30	-0,68	0,10	29	0,63	0,15	29	-1,96	0,31	30	-0,01	0,33	30
5,0	0,28	0,05	30	-0,68	0,10	29	0,62	0,15	29	-1,97	0,31	30	-0,01	0,33	30
10,0	0,28	0,04	30	-0,68	0,10	29	0,62	0,15	29	-1,97	0,31	30	-0,01	0,33	30
5m	0,34	0,05	30	-0,67	0,10	29	0,75	0,16	29	-2,11	0,32	30	-0,02	0,31	30
2,0	0,28	0,04	30	-0,67	0,10	29	0,62	0,15	29	-2,07	0,32	30	-0,02	0,31	30
5,0	0,28	0,04	30	-0,67	0,10	29	0,62	0,15	29	-2,07	0,32	30	-0,03	0,31	30
10,0	0,27	0,04	30	-0,67	0,10	29	0,61	0,15	29	-2,07	0,32	30	-0,02	0,31	30
5m	0,33	0,05	30	-0,65	0,10	29	0,72	0,16	29	-2,43	0,57	30	-0,02	0,30	30
2,0	0,27	0,04	30	-0,66	0,11	29	0,59	0,15	29	-2,39	0,57	30	-0,03	0,31	30
5,0	0,26	0,04	30	-0,66	0,10	29	0,58	0,15	29	-2,40	0,57	30	-0,03	0,31	30
10,0	0,26	0,04	30	-0,66	0,10	29	0,58	0,15	29	-2,39	0,57	30	-0,03	0,31	30
5m	0,30	0,07	30	-0,59	0,11	23	0,65	0,15	23	-3,55	1,23	30	0,16	0,37	30
2,0	0,24	0,05	30	-0,59	0,11	23	0,53	0,13	23	-3,52	1,24	30	0,12	0,34	30
5,0	0,23	0,04	30	-0,59	0,11	23	0,53	0,13	23	-3,52	1,24	30	0,12	0,34	30
10,0	0,23	0,04	30	-0,58	0,11	23	0,52	0,12	23	-3,52	1,24	30	0,11	0,34	30

Anh. 6, Tab. 27: Jeweils Start und Endwert der Dauerversuche (Versuchs ID 37, 42 und 47)

Frequenz [Hz]	Mittel Nachgiebigkeit [mm/kN]	STD Nachgiebigkeit [mm/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	STD Drucknach- giebigkeit [MPa/kN]	Anzahl der Messdaten	Mittel Druck [MPa]	STD Druck [MPa]	Anzahl der Messdaten	Mittel Längenänderung [mm]	STD Längenänderung [mm]	Anzahl der Messdaten	Mittel Schub- verschiebung [mm]	STD Schub- verschiebung [mm]	Anzahl der Messdaten
ID37	0,30	0,13	30	-0,66	0,10	29	0,75	0,26	29	-1,97	0,30	30	-0,01	0,32	30
ID37	0,30	0,13	30	-0,66	0,10	30	0,73	0,25	30	-2,02	0,32	30	-0,02	0,31	30
ID42	0,29	0,12	30	-0,66	0,10	29	0,74	0,26	29	-2,09	0,32	30	-0,02	0,31	30
ID42	0,29	0,13	30	-0,64	0,10	30	0,70	0,25	30	-2,36	0,55	30	-0,02	0,30	30
ID47	0,29	0,13	30	-0,62	0,08	23	0,69	0,22	23	-2,40	0,56	30	-0,03	0,31	30
ID47	0,27	0,17	30	-0,54	0,17	30	0,71	0,97	30	-3,49	1,24	30	0,09	0,32	30