

Aus der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie,
orthopädische Chirurgie der

Asklepios Klinik Hamburg-Altona

Chefarzt Prof. Dr. J. V. Wening

**In vitro Dehnungsmessung mit
Dehnungsmessstreifen zur Validierung numerischer
Detailmodelle der Lendenwirbelsäule**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin der Medizinischen Fakultät
der Universität Hamburg vorgelegt von
Eike Christian Rosenau aus Hamburg

Hamburg 2010

I **Inhaltsangabe**

1	Einleitung	4
1.1	Motivation	4
1.2	Aufgabe	9
2	Grundlagen	11
2.1	Dehnungsmessung	11
2.2	Auswahl geeigneter Sensoren	19
2.3	Schutzabdeckungen	21
2.4	Applikationsstoffe	23
3	Vorversuch: Entwicklung eines Abdeckverfahrens	29
3.1	Testung	29
3.2	Auswertung	33
4	Methode	40
4.1	In vitro Dehnungsmessung auf Knochen	40
4.1.1	Versuchsdesign	40
4.1.2	Porcine Femurpräparate	43
4.1.3	Applikationsverfahren	46
4.1.4	Prüfstand	49
4.2	Dynamische Belastung von Wirbelsäulenpräparaten	55
4.2.1	Versuchsdesign	55
4.2.2	Humane Wirbelsäulenpräparate	60
4.2.3	Wirbelsäulenprüfstand	64
5	Ergebnisse	69
5.1	In vitro Dehnungsmessung auf Knochen	69
5.1.1	Dynamischer Test	69
5.1.2	Statischer Test	72
5.2	Dynamische Belastung von Wirbelsäulenpräparaten	75
5.2.1	Quasistatische Messung	75
5.2.2	Frequenzabhängige Messungen	89
6	Diskussion	102
6.1	In vitro Dehnungsmessung auf Knochen	102
6.2	Dynamische Belastung von Wirbelsäulenpräparaten	112
7	Zusammenfassung	123
8	Literaturverzeichnis	124

9	Danksagung.....	133
10	Lebenslauf.....	134
11	Erklärung.....	135

1 Einleitung

Die vorliegende Arbeit ist Teil eines Gesamtprojektes, das zum Ziel hat, Materialparameter bei Belastung menschlicher Lendenwirbelsäulen-Segmente (LWS-Segmente) in vitro zu bestimmen. Gemessen wurde bei uni- und mehraxialer quasistatischer und dynamischer Belastung. Die Materialparameter bilden die Datengrundlage zur Validierung von numerischen Computermodellen nach Finite Elemente Methode (FEM). Solche Computermodelle nach FEM erlauben eine ausführliche und individualisierte Untersuchung des dynamischen Verhaltens der Wirbelsäule (WS).

Das Gesamtprojekt (Projekt F 1899) entsteht im Auftrag der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin unter dem Titel „Experimentelle in vitro Bestimmungen der Belastbarkeit von Segmenten der LWS bei wiederholten praxisrelevanten Belastungen durch Kompressions- und Schubkräfte“ Es soll insbesondere dazu beitragen die WS zu verstehen.

1.1 Motivation

Rückenschmerzen gehören zu den Volksleiden der Industrienationen. Bei einer repräsentativen Befragung 18- bis 60-Jähriger erzielten Rückenschmerzen die zweithöchste Jahresprävalenz der Gesundheitsbeschwerden der deutschen Bevölkerung. Wird der Schweregrad der Schmerzen berücksichtigt, so liegen Rückenschmerzen sogar an erster Stelle (Brähler et al., 2000, Schumacher und Brähler, 1999).

Bei Umfragen in Hannover und Lübeck Anfang der neunziger Jahre gaben 38% (Raspe et al., 1990) bzw. über 40% (Deck et al., 1993) der Befragten an, „heute“ unter Rückenschmerzen zu leiden. Mit dem telefonischen Gesundheitssurvey des Robert-Koch-Institutes wurde die Jahresprävalenz der Rückenschmerzen ermittelt. Für Frauen ergab sich eine Jahresprävalenz von 66%, für Männern von 58% (Ellert et al., 2006).

Rückenleiden stehen im Zusammenhang mit der beruflichen Tätigkeit. In einer Befragung von über 15000 Europäern durch die European Foundation for the Improvement of Living and Working Conditions, gaben 57% der Befragten an, dass ihre Arbeit Gesundheitsschäden hervorrufen würde. An erster Stelle der mit der Arbeit in Zusammenhang gebrachten Erkrankung stehen Rückenschmerzen, die von 30% der Befragten genannt wurden (Paoli, 1997).

Rückenbeschwerden sind so nicht nur ein individuelles Schicksal sondern verursachen ökonomische Schäden. Der „Fehlzeiten Report 2006“ (Badura et al., 2007) gibt an, dass Muskel- und Skeletterkrankungen mit einem Anteil von 24% die häufigste Ursache für Arbeitsfehltag seien. Der überwiegende Anteil der Muskel und Skeletterkrankungen bezieht sich auf Rückenschmerzen. Die direkten krankheitsbezogenen Kosten für Behandlungen der WS und des Rückens wurden in Deutschland für 2002 durch das statistische Bundesamt mit 8,4 Mrd. Euro beziffert. Dies sind ca. 4% der direkten Kosten aller Erkrankungen (Gesundheit in Deutschland, Gesundheitsberichterstattung des Bundes 2006). Werden die durch Arbeits- und Produktionsausfall begründeten Kosten mit einbezogen, so errechnen sich durch Rückenschmerzen verursachte Kosten von jährlich 16- 22 Mrd. Euro (Schmidt und Kohlmann, 2005).

LWS-Beschwerden durch „vorwiegend vertikale Einwirkung von Ganzkörper-Schwingungen im Sitzen“ sind arbeitsmedizinisch von großer Relevanz und mit einer eigenen Ziffer (BK 2110) versehen. Zu berücksichtigende arbeitsbedingte Belastungen werden hierbei vor allem durch die Ganzkörperschwingungen fahrbarer Arbeitsmaschinen verursacht. So zeigt die Kohortenstudie von Bovenzi und Betta (1994) einen signifikanten Zusammenhang von Rückenbeschwerden und der jährlichen Belastung mit Ganzkörperschwingungen von Traktorfahrern. Der Vergleich mit der Kohorte der „Office Worker“ erbrachte eine Odds Ratio von 2,39 bezüglich Rückenschmerzen im vergangenen Jahr. Die Odds Ratio beschreibt ein Quoten- oder Chancenverhältnis. Für die betrachteten Kohorten bedeutet dies in dem angegebenen Zeitraum, dass ein Traktorfahrer mit einer 2,39 mal höheren Wahrscheinlichkeit unter Rückenschmerzen gelitten hat als ein Office Worker.

In einer weiteren Kohortenstudie (Bovenzi und Zadini, 1992) zeigte sich eine ähnliche Odds Ratio von 2,57 bezüglich der LWS-Schmerzen von Busfahrern im

Vergleich zu nicht Ganzkörperschwingung ausgesetzten Arbeitern (Elektriker, Mechaniker, etc.). Die Autoren konnten bei steigenden Belastungen ein Ansteigen der Beschwerdesymptomatik darstellen. Die höchste Prävalenz an Bandscheibenprotrusionen hatte in der Studie die Gruppe von Busfahrern mit stärkster Vibrationsbelastung.

Als pathophysiologisches Korrelat der degenerativen Bandscheibenerkrankungen werden im Merkblatt zu der Berufskrankheit Nr. 2110 (Neufassung des Merkblattes zu der Berufskrankheit Nr. 2110 2005) der eingeschränkte Stoffwechsel der Bandscheiben durch „anhaltende und starke Schwingungsbelastungen“, genannt. Schwingungsfrequenzen zwischen 3 und 5 Hz und einzelne Beschleunigungsspitzen seien hierbei von besonderer pathogener Wirkung. Diskutiert wird ob eine anhaltende Schwingungsbelastung zur Schwächung der Muskulatur und folgend erhöhter Belastung der WS führt.

Johanning (2000) nennt in seiner Auswertung des gegenwärtigen Wissenschaftsstandes zu tiefen Rückenschmerzen (low back pain, LBP) zwei grundlegende Pathomechanismen von Schwingungsbelastungen. Zum einen würden anhaltende Schwingungsbelastungen durch mechanische Überbelastungen zu einer kontinuierlichen Kompression und Dehnung der WS und daraus resultierender Gewebeerregung führen. Zum anderen wird postuliert, dass es durch Schwingungsbelastungen zu Schäden an der WS kommt die zu einer eingeschränkten Stoffwechselleistung der Wirbelkörper führen. Hierzu würden Mikrofrakturen der Endplatten mit folgender Kallusbildung gehören. Wilder und Pope (1996) zeigen in Versuchen, dass der pathogene Einfluss von Ganzkörperschwingungen zu einem eingeschränkten Stoffwechsel, höheren Bandscheibeninnendruck, Mikrofrakturen der Endplatten und Bandscheibenprotrusionen führt. Das Ganzkörperschwingungen (4- 6 Hz) zur Anregung der Eigenfrequenz der WS führen kann, stellen Pope und Hansson (1992) dar. Hier liegt eine weitere Gefahrenquelle der Ganzkörperschwingungen.

Auch das National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH, 1997, US-Department of Health and Human Services) kommt nach einer breiten Literaturrecherche und einer Metaanalyse von 19 Studien bezüglich Ganzkörperschwingungen und Rückenschmerzen zu dem Schluss, dass es deutliche

Beweise für den Zusammenhang von Ganzkörperschwingungen und Rückenschmerzen gibt.

Kritisch erwähnt werden sollte jedoch, dass nicht nur anatomisch-morphologische oder biomechanische Belastungen zu Rückenschmerzen führen. So haben Hessel et al. (2005) in einer Befragung von 2050 repräsentativen Personen darstellen können, dass 30% der Studienteilnehmer in den vergangenen 2 Jahren unter Rückenschmerzen gelitten haben, die zur ambulanten ärztlichen Vorstellung führten, jedoch keinen Nachweis einer organischen Erkrankung zeigen konnten.

Die große Anzahl unter Rückenschmerzen leidender Patienten und die hohe Summe durch Rückenbeschwerden verursachter Kosten fordern einen detailreicheren Einblick in die Pathophysiologie von Dorsopathien. Insbesondere ist für die Prävention berufsbedingter Rückenbeschwerden das Verständnis für ihre Entstehung 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 WS von Bedeutung.

Invasive Untersuchungen zur Identifizierung schädigender Einflüsse auf den menschlichen Körper sind aufwendig, teuer und häufig mit einem gesundheitlichen Risiko für die Probanden verbunden. Eine Alternative bieten Computersimulationen, die anhand von Körperteilmodellen schädigende Einflüsse mechanischer Beanspruchung zu analysieren helfen. Eine Möglichkeit der Erstellung solcher numerischer Computermodelle bietet die Finite Elemente Methode (FEM). Bei der FEM wird das zu simulierende Objekt in eine Anzahl kleinster endlicher (finite) Elemente unterteilt. Ihnen werden Materialparameter und Struktureigenschaften natürlicher Präparate auf Basis von anthropometrischen Daten, CT-Scans und mechanischer Tests zugeordnet. Ein so erstelltes und mit Randbedingungen ergänztes numerisches Modell kann für beliebig simulierte Belastungen Ergebnisse liefern (Abbildung 1). Der Vergleich von FEM-Modellen mit der Materialtestung von humanen Präparaten kann beispielsweise klinische Befunde wie Frakturmechanismen simulieren und verständlich machen (Bozkus et al., 2001).

Bezüglich der bei Ganzkörperschwingungen zu erwartenden Kompressions- und Schubkräfte innerhalb der LWS, können Modellberechnungen nur eine Abschätzung

ermöglichen (Seidel et al., 2000). Trotzdem bieten Analysen mit der FEM gute Möglichkeiten für ausführliche und individualisierte Untersuchungen in Bezug auf das dynamische Verhalten der Wirbelsäule. Sie fördern das Verständnis des Pathomechanismus und können so zur Prävention von Wirbelsäulenerkrankungen beitragen (Seidel et al., 2001). Voraussetzung hierfür ist jedoch eine möglichst umfassende Datengrundlage zur Validierung der Modelle.

Die beste Datengrundlage zur Validierung der Modelle bieten bislang in vivo Bandscheibendruckmessungen an humanen Probanden. Hierbei wurden Druckmessungen der Bandscheibe bei unterschiedlichen Aktivitätsmustern durchgeführt (Nachemson und Elfstrom, 1970; Nachemson, 1981, Wilke et al., 2001; Wilke et al., 1999). Die meisten Studien wurden jedoch unter statischer und quasistatischer Belastung ohne zusätzliche Dehnungsmessungen an den Wirbelkörpern (WK) und unter Vernachlässigung hochfrequenter Messungen durchgeführt.

Für die Verfeinerung von Struktureigenschaften und die Validierung von aktuellen Submodellen der LWS sowie für neue Erklärungsansätze der Wirbelsäulenschädigung unter Ganzkörperschwingung, ist vor allem die Bestimmung lokaler Dehnungen bei mechanischer Belastung von Wirbelsäulenpräparaten notwendig.

Durch präzise lokale Messung von Dehnung kann die lokale Belastung bestimmt werden. Die lokale Dehnung unter mechanischer Belastung kann im in vitro Testverfahren auf humanen Wirbelsäulenpräparaten multiaxial mit Dehnungsmesssensoren, so genannten Dehnungsmessrosetten (DMR) an variablen anatomischen Kennpunkten bestimmt werden (Abbildung 2).

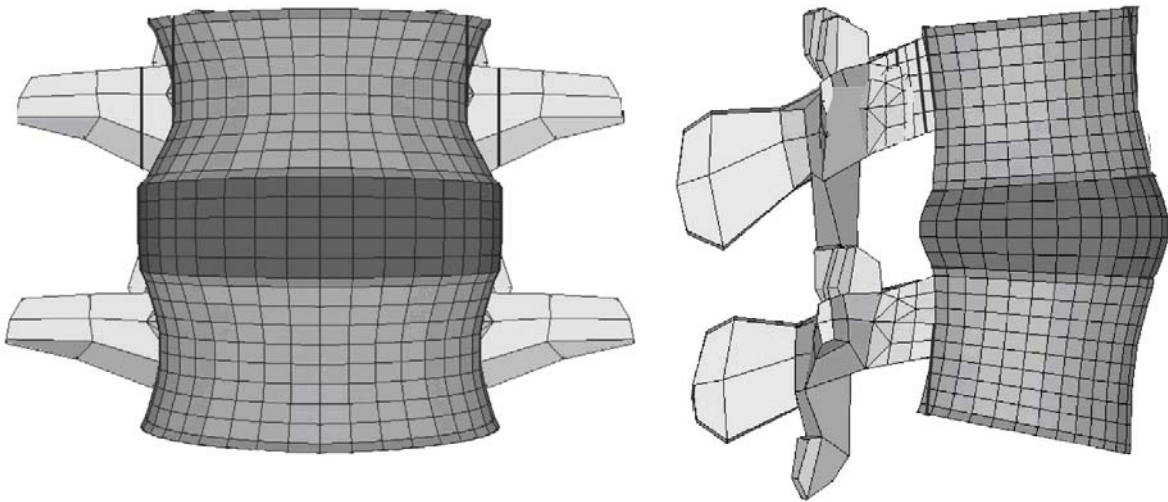


Abbildung 1: Dreidimensionales Computermodell eines functional spinal unit (FSU) erstellt nach der FEM. Den Zellen werden Materialparameter und Struktureigenschaften natürlicher Präparate auf Basis von anthropometrischen Daten, CT-Scans und mechanischer Tests zugeordnet. Modifiziert nach Mischke et al. (2009).

1.2 Aufgabe

Die vorliegende Arbeit hat es im Rahmen eines untergeordneten Projektes zum Ziel, lokale Dehnungen bei in vitro Tests an der Lendenwirbelsäule unter physiologischen Randbedingungen zu bestimmen.

Mit Dehnungsmessrosetten (DMR) werden an jeweils zwei Applikationspunkten zweier humaner LWS-Präparate Materialparameter bei uni- und mehraxialen, quasistatischen und frequenzabhängigen Tests mit unterschiedlichen Last und Schwingungszyklen, unter Berücksichtigung physiologisch relevanter Frequenzbereiche Dehnungen gemessen.

Die ermittelten Daten dienen in einem Folgeprojekt der Analyse eines numerischen Detailmodells der LWS.

Für die Versuche auf humanen Wirbelsäulenpräparaten wird zunächst ein Messverfahren zur in vitro Dehnungsmessung mit Dehnungsmessstreifen (DMS) auf Knochen entwickelt. Hierfür werden auf Tierknochen die wesentlichen Kleber und

Klebeverfahren für die Applikation von DMS im Hinblick auf ihre Feuchtigkeitsbeständigkeit untersucht und verbessert.

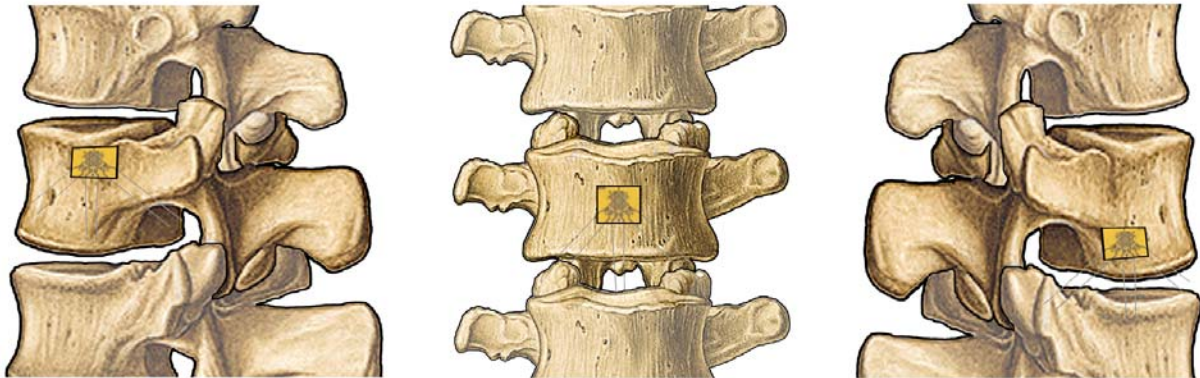


Abbildung 2: Anwendungsbeispiel von Dehnungsmesssensoren. DMR appliziert auf unterschiedlichen Kennpunkten der WS. Modellartige Darstellung modifiziert aus Putz und Pabst (2005).

2 Grundlagen

Die Bestimmung der Beanspruchung eines Probekörpers während eines Tests ist komplex, insbesondere dann wenn über lokale Belastungen keine präzise Angabe zu treffen ist. Die Spannung des Körpers zu erfassen stellt dabei die große Herausforderung dar. 1678 formulierte Robert Hooke (1635-1703) einen relativ einfache Lösungsansatz für das Problem. Er fand heraus, dass ein linearer Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung besteht. Demnach kann über die Bestimmung einer Dehnung indirekt auf die Spannung, oder den Krafteinfluss geschlossen werden. Das Hooke'sche Gesetz beschreibt das elastische Verhalten von Festkörpern, deren elastische Verformung annähernd proportional zur einwirkenden Belastung ist, durch einen streng linearen Zusammenhang (linear-elastisches Verhalten). Charakteristisch für elastische Materialien ist die Wiedereinnahme der ursprünglichen Form nach Aufhebung der Kraftexposition. Das Hooke'sche Gesetz bildet die Grundlage zur Berechnung der Spannung (σ) aus Dehnungen (ε) im elastisch verformbaren Bereich von Materialien (s. Formel 1). Es berücksichtigt einen Proportionalitätsfaktor E , - den Elastizitätsmodul. Der Elastizitätsmodul ist eine materialabhängige Werkstoffkonstante und hat die Maßeinheit $[\text{N}/\text{mm}^2]$.

Hooke'sches Gesetz:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (1)$$

2.1 Dehnungsmessung

In der Mitte des 19. Jahrhunderts entdeckte Charles Wheatstone, dass sich der Widerstand eines elektrischen Leiters durch die Einwirkung mechanischer Beanspruchung verändert (Hoffmann, 1987). Die Erkenntnis, dass die Dehnung eines Körpers mit einer bestimmbaren Widerstandsänderung einhergeht, machte es möglich Dehnungen über ein elektrisches Signal zu bestimmen.

Ende der dreißiger Jahre entwickelten, A.C. Ruge und E.E. Simons unabhängig voneinander die ersten Dehnungsmessapparaturen. Beide nahmen die Beobachtungen von Hooke und Wheatstone zur Grundlage und befestigten auf einem Körper einen Draht dessen Widerstandsänderung sie bei Belastung des Körpers betrachteten. Die Widerstandsänderung des Drahtes konnten Sie ins Verhältnis zur Dehnung des Körpers setzen. Ruges Dehnungssensoren waren dabei schon vom Testsubstrat losgelöst konzipiert. Für Messung konnten sie auf beliebige Probekörper aufgetragen werden. Der Aufbau der ersten Sensoren von Ruge bildet noch immer die Grundarchitektur der heutigen, hoch entwickelten und spezialisierten DMS.

Anfang der vierziger Jahre haben sich DMS in vielen Bereichen für die Bestimmung von Druck-, Zug-, Biege-, und Torsionskräften etabliert. Bis heute ist die Messung mit DMS in vielen Situationen das ideale Verfahren um Dehnungen von Körpern zu bestimmen. Die DMS-Technologie zeichnet sich insbesondere durch ihre geringe Größe und vielfältige Konstruktion aus. DMS behindern so nicht die korrekte Verwendung des Probekörpers. Die geringen Abmessungen erlauben punktuelle Dehnungsmessungen ohne Integration der Dehnung über eine größere Fläche.

Hat Ruge noch mit dünnen Widerstandsdrähten gearbeitet, so werden die Messgitter heute aus sehr feinen Metallfolien geätzt, die in unterschiedlichen Metalllegierungen angeboten werden, um die Wärmedehnungskoeffizienten verschiedener Probekörper zu berücksichtigen. Aber auch andere Dehnungsmesssensoren haben sich aus den Ideen Hookes, Wheatstones und Ruges entwickelt. So sind DMS mit Halbleitern als Widerstandsmesser erhältlich, die wesentlich präzisere Messungen erlauben. Auch piezoelektronische- oder Kondensator-DMS werden vertrieben. Durch Variationen der Geometrie werden die DMS zudem noch spezialisierter anwendbar. Lineare Dehnungsmessstreifen die mit ihrem Messgitter Dehnungen in nur einer Achse messen können, wurden durch Dehnungsmessrosetten ergänzt, die es erlauben durch drei Messgitter mehrere Achsen zu messen und die Hauptdehnungsrichtungen bei unbekannter Hauptachse korrekt zu bestimmen.

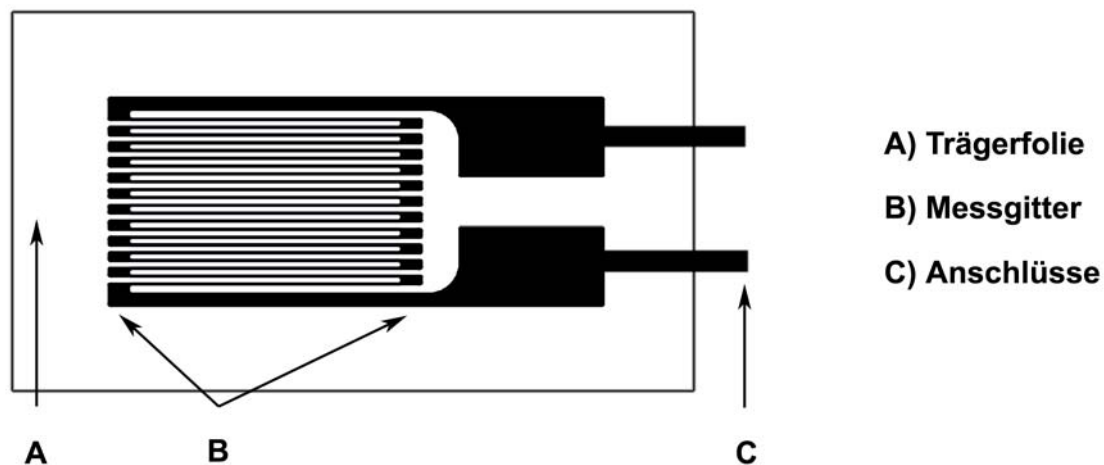


Abbildung 3: Skizzierter Aufbau eines Folien-DMS.

Membranrosetten sind entwickelt worden, die als Druckaufnehmer fungieren können und DMS-Ketten, die unbekannte Dehnungsverläufe über einen Körper (elektrisch) darstellbar machen.

Für die Messungen auf humanen Knochenpräparaten sind metallische Folien DMS am besten geeignet, Abbildung 3 skizziert ihren Aufbau.

Das Messgitter ist der wesentliche Bestandteil des Dehnungssensors. Der Widerstand des Messgitters ändert sich gemäß den Beobachtungen von Wheatstone äquivalent zu der Dehnung die es erfährt. Das Messgitter wird über seine beiden Anschlüsse mit dem Messverstärker verbunden. Der Messverstärker speist den DMS mit Strom. Über eine Spannungsbrücke misst der Messverstärker die Brückenverspannung. Bei einer Widerstandsänderung des Messgitters erfolgt eine Brückenverstimmung. Die gemessene Brückenverspannung lässt linear auf die Größe der Widerstandsänderung schließen. Aus dem verstärkten Signal ist die Berechnung der Dehnung möglich. Das Messgitter ist auf eine Trägerfolie aus Polymid aufgebracht. Zur Applikation des DMS wird die Unterseite des DMS auf den Probekörper geklebt, während die Messgitterseite nach oben zeigt. Das Messgitter ist durch die Abdeckfolie vor geringen äußeren Einflüssen geschützt.

Gesetze und mathematische Grundlagen

Als Dehnung (ε , Mikrodehnung: $\mu\varepsilon$) wird eine relative Längenänderung bezeichnet. Bezogen wird hierbei die Ursprungslänge (l) zur Längenänderung (Δl).

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad (2)$$

Mit der Wheatstone'schen Brückenschaltung (WBS) ist es möglich, die Widerstandsänderung eines unbekannten Widerstandes zu bestimmen (Abbildung 4).

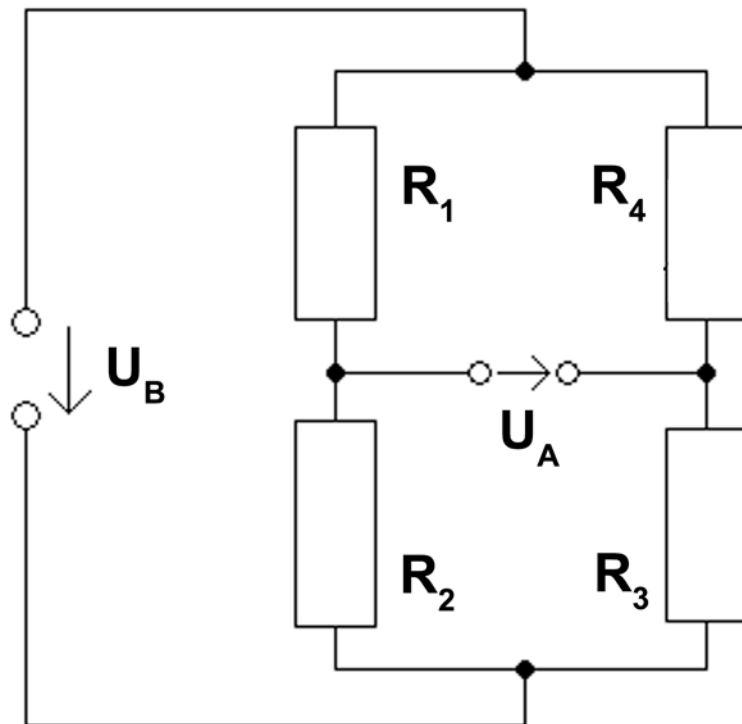


Abbildung 4: Skizzierter Aufbau einer WBS. R_1 - R_4 kennzeichnen Widerstände. U_B entspricht der Speisespannung, U_A der Brückenausgangsspannung.

Das Messgitter eines DMS ist in der WBS der unbekannte Widerstand. Die zusätzlichen Widerstände (bis zu drei) können bei den Messungen durch einen Messverstärker dazu geschaltet werden. Je nach Anzahl der beteiligten DMS werden Viertel-, Halb- und Vollbrücken unterschieden.

Im ausgeglichenen Zustand der Brücke, beträgt die Brückenausgangsspannung $U_A = 0$. Es gilt die folgende Gleichung:

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_4}{R_3} \quad (3)$$

Bei Verstimmung der Messbrücke, beispielsweise durch Dehnung eines angeschlossenen Messstreifens gilt:

$$\frac{U_A}{U_B} = \frac{1}{4} \cdot \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) \quad (4)$$

Die $\Delta R/R$ Terme werden durch folgende Beziehung ersetzt:

$$\frac{\Delta R}{R} = k \cdot \varepsilon \quad (5)$$

Der (k) stellt die Dehnungsempfindlichkeit des metallischen DMS dar. Die Dehnungsempfindlichkeit ist abhängig vom Material, das für das Messgitter des DMS verwendetet wird und berechnet sich aus der Relation von relativer Widerstandsänderung zur Dehnung der verwendeten Metalllegierung. Als Grundlage zur Berechnung der Widerstandsänderung des DMS, oder der Dehnung ergibt sich für einen DMS:

$$\frac{U_A}{U_B} = \frac{k}{4} \varepsilon \quad (6)$$

Die WBS erlaubt es eine Widerstandsänderung ab einer Dimension von $10^{-4} \Omega/\Omega$, präzise zu messen.

Messungen mit DMR

Ist die Hauptdehnungsachse eines Probekörpers unbekannt, werden drei Messungen für eine vollständige Bestimmung des Dehnungszustandes benötigt. Die für die Testung der humanen Wirbelsäulenpräparate verwendeten Rosetten haben drei schichtweise aufgebrachte Messgitter in einer 0° - 45° - 90° -Anordnung. Die Hauptdehnung sowie die Hauptdehnungsachse lassen sich aus den drei Dehnungsmessungen berechnen. Auf die mathematischen Grundregeln soll hier kurz eingegangen werden.

Das Messen mit DMR ermöglicht die Bestimmung der Hauptdehnungen. Diese sind die maximale (ε_1) bzw. minimale (ε_2) Dehnung, derer ein Probekörper ausgesetzt ist. Hierbei ist ε_2 die Dehnung, die in einem Winkel von 90° zu der maximalen Dehnung ε_1 auf den Körper wirkt. Im Koordinatensystem der Hauptdehnungen ist die Verzerrung (γ) gleich Null. Das bedeutet, dass in dieser Achse keine Gleitung oder Scherung auf den Körper wirkt.

Die Hauptdehnungsachsen (Abbildung 5) sind bei der Applikation der Rosetten häufig unbekannt oder sie werden durch Faktoren wie beispielsweise Biegung und Torsion beeinflusst. Da die Messgitteranordnung der DMR aber bekannt ist, lassen sich auf Grundlage der theoretischen Aspekte des Mohr'schen Spannungsbogens die Hauptdehnung ($\varepsilon_1, \varepsilon_2$) und Hauptdehnungsrichtung ($1, 2$) mathematisch bestimmen.

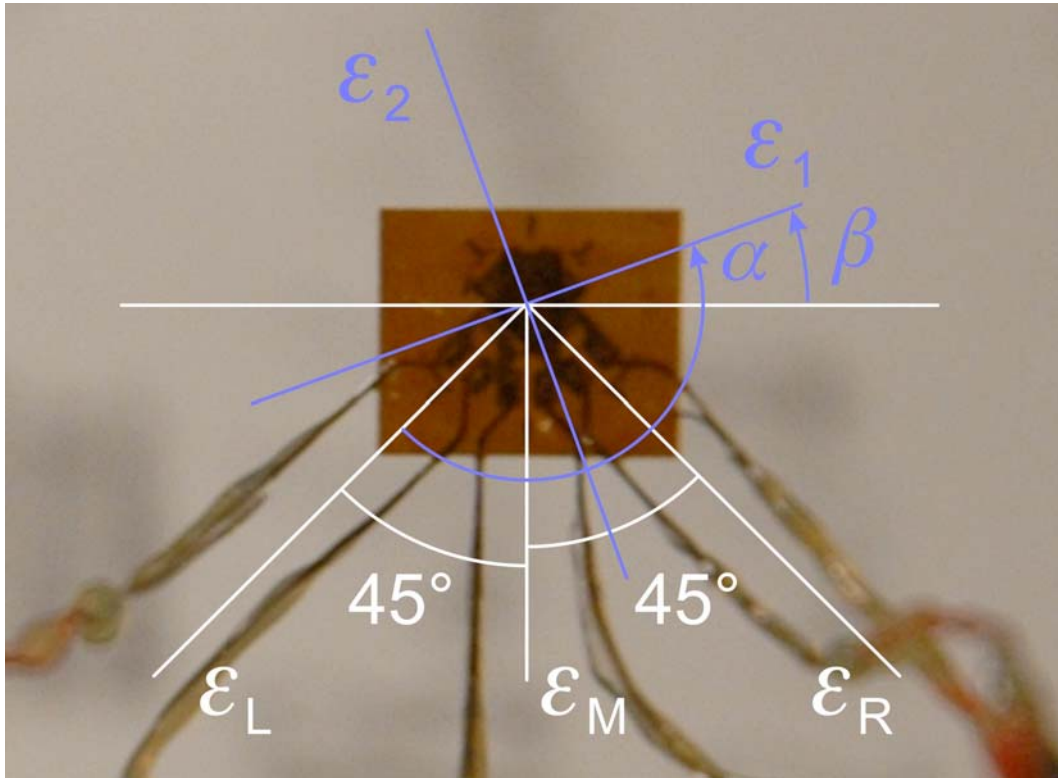


Abbildung 5: DMR mit eingezeichneten Hauptdehnungsachsen (ε_1) und (ε_2). α bezeichnet den Winkel in dem die Hauptdehnungsachse (ε_1) von dem linken Messgitter (ε_L) abweicht. β bezeichnet den Winkel in dem die Hauptdehnungsachse (ε_1) von der Horizontalen abweicht. Mit ε_m und ε_R werden die beiden anderen Messgitter bezeichnet.

Im Folgenden soll die mathematische Herleitung der Bestimmung der Hauptachsen kurz geschildert werden. α beschreibt hierbei den Winkel, mit dem die Hauptdehnungsachse (ε_1) von der Achse des Messgitters (ε_L) abweicht. Die beiden weiteren Messgitter der DMR sind entsprechend Ihrer Positionierung mit ε_M (mittleres Messgitter) und ε_R (rechtes Messgitter) bezeichnet. Mit (γ) wird eine Verzerrung des Probekörpers berücksichtigt.

$$\varepsilon_a = \frac{1}{2}(\varepsilon_L + \varepsilon_R) + \frac{1}{2}(\varepsilon_L - \varepsilon_R)\cos 2\alpha + \frac{1}{2}\gamma_{LR} \sin 2\alpha \quad (7)$$

$$\varepsilon_b = \frac{1}{2}(\varepsilon_L + \varepsilon_R) - \frac{1}{2}(\varepsilon_L - \varepsilon_R)\cos 2\alpha - \frac{1}{2}\gamma_{LR} \sin 2\alpha \quad (8)$$

$$\frac{1}{2}\gamma_{ab} = -\frac{1}{2}(\varepsilon_L - \varepsilon_R)\sin 2\alpha + \frac{1}{2}\gamma_{LR} \cos 2\alpha \quad (9)$$

Die Hauptdehnung ist so definiert, dass keine Verzerrung (γ) vorhanden ist. $\gamma = 0$.
Der Berechnung der Hauptdehnung liegen daher folgende Begebenheiten zugrunde:

$$\varepsilon_1 = \frac{1}{2}(\varepsilon_L + \varepsilon_R) + \frac{1}{2}(\varepsilon_L - \varepsilon_R)\cos 2\alpha + \frac{1}{2}\gamma_{LR} \sin 2\alpha \quad (10)$$

$$\varepsilon_2 = \frac{1}{2}(\varepsilon_L + \varepsilon_R) - \frac{1}{2}(\varepsilon_L - \varepsilon_R)\cos 2\alpha - \frac{1}{2}\gamma_{LR} \sin 2\alpha \quad (11)$$

$$0 = -\frac{1}{2}(\varepsilon_L - \varepsilon_R)\sin 2\alpha + \frac{1}{2}\gamma_{LR} \cos 2\alpha \quad (12)$$

Es ergeben sich drei Gleichungen mit den vier unbekannten Variablen $\varepsilon_{1, 2}$, α und γ_{LR} . Zur Bestimmung der vier Unbekannten ist es notwendig, die Messergebnisse des mittleren Messgitters in die Rechnung mit einzubeziehen. Da das Messgitter in dem bekanntem Winkel von 45° zu den beiden weiteren Messgittern steht, lassen sich folgende Gleichungen mit $\alpha^* = \alpha - 45^\circ$ erstellen:

$$\varepsilon_1 = \frac{1}{2}(\varepsilon_M + \varepsilon_S) + \frac{1}{2}(\varepsilon_M - \varepsilon_S)\cos 2\alpha^* + \frac{1}{2}\gamma_{MS} \sin 2\alpha^* \quad (13)$$

$$\varepsilon_2 = \frac{1}{2}(\varepsilon_M + \varepsilon_S) - \frac{1}{2}(\varepsilon_M - \varepsilon_S)\cos 2\alpha^* - \frac{1}{2}\gamma_{MS} \sin 2\alpha^* \quad (14)$$

$$0 = -\frac{1}{2}(\varepsilon_M - \varepsilon_S)\sin 2\alpha^* + \frac{1}{2}\gamma_{MS} \cos 2\alpha^* \quad (15)$$

$$\alpha^* = \alpha - 45^\circ \quad (16)$$

ε_S gibt hierbei die Dehnung an, die sich Senkrecht zu ε_M auftritt. Es ist hierbei hervorzuheben, dass die Dehnung ε_S nicht gemessen wird. Die sieben unbekannten Variablen $\varepsilon_{1, 2}$, α , γ_{LR} , ε_S , α^* und ε_M lassen sich in den nunmehr sieben Gleichungen auflösen. Durch das Auflösen und Umformen wird eine Gleichung zur Berechnung der Hauptdehnungen ($\varepsilon_{1,2}$) mit bekannten Variablen erreicht:

$$\varepsilon_{1,2} = \frac{\varepsilon_L + \varepsilon_R}{2} \pm \sqrt{\frac{(\varepsilon_L - \varepsilon_M)^2 + (\varepsilon_R - \varepsilon_M)^2}{2}} \quad (17)$$

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

$$\tan(2 \cdot \alpha) = \frac{2 \cdot \varepsilon_M - \varepsilon_L - \varepsilon_R}{\varepsilon_L - \varepsilon_R} \quad (18)$$

Die Koordinatentransformation lässt sich transparenter in Bezugnahme auf die Horizontalachse darstellen:

$$\beta = \alpha - 135^\circ \quad (19)$$

Positive Werte für β geben somit die Größe des Winkels für die Abweichung der Hauptachse von der horizontalen Ausrichtung des Messgitters gegen den Uhrzeigersinn an. Negative Werte entsprechen der graduellen Abweichung von der Horizontalen im Uhrzeigersinn.

2.2 Auswahl geeigneter Sensoren

Die Messung von Dehnung mittels DMS wird von vielen Faktoren beeinflusst. Bereits bei der Auswahl der zu verwendenden DMS gilt es unterschiedlichste Faktoren, wie z.B. die Wärmeleitfähigkeit, den Wärmedehnungskoeffizienten und das E-Modul des zu testenden Materials zu beachten. Die Bestimmung dieser Faktoren ist bei Knochen nicht eindeutig möglich. Knochen ist eine gewachsene Struktur, untersteht zeitlebens Umbauprozessen und zeigt individuelle Variabilität. Für die Anwendung auf Knochen sind keine bestimmten DMS erhältlich. Aus den handelsüblichen DMS gilt es, die beste Konfiguration für in vitro Messungen auf Knochen auszuwählen.

DMS und DMR zeigen über die Messgitterlänge eine integrierende Wirkung. Um den Kraftfluss an bestimmten Lokalisationen ermitteln zu können und keinen Mittelwert einer zu großen Fläche zu messen, müssen Sensoren mit möglichst kleinen Messgittern verwendet werden. Auch die Applikation auf unplanen Flächen, wie sie bei Wirbelkörpern auftreten, vereinfacht sich so. Schon bei den Versuchen auf Schweineknöchel wird darauf geachtet DMS zu wählen, deren Trägerfolie klein ist.

Die Festlegung der Widerstandgröße des DMS beeinflusst die Messungen stark. Je größer der Ohmsche Widerstand des DMS, desto geringer ist die Gefahr, dass das Messsignal durch Löt- oder Steckerwiderstände gestört wird. Die Empfindlichkeit gegenüber äußeren Störimpulsen steigt allerdings bei hochohmigen DMS im Vergleich zu niedrigohmigen DMS an. Die Entscheidung für hochohmige DMR für die Messung auf den Wirbelsäulenpräparaten hat einen weiteren Grund. Bei gleicher Speisespannung entwickeln DMS mit höherem Widerstand bei der Messung weniger Wärme. Knochen ist ein sehr schlechter Wärmeleiter. Die Klebestellen der DMR leiden unter der Erhitzung und die Gefahr, dass der Sensor sich ablöst steigt. Bei kleinen Rosetten sind die drei Messgitter übereinander gelagert, dadurch erhöht sich die lokale Wärmeentwicklung (Hoffmann, 1987). Für die Messungen auf Humanpräparaten sind daher DMR mit Messgitterwiderständen von 350Ω besser geeignet als niedrigohmige DMR. Für die Versuche mit einachsigen DMS auf Schweineknöcheln werden DMS mit 120Ω verwendet, damit in beiden Versuchen eine ähnliche thermische Energie in den Knochen geleitet wird.

Es sind keine DMS mit einer Temperatur selbstkompensation für Knochen erhältlich. Knochen hat allerdings nahezu den gleichen Wärmedehnungskoeffizienten wie Aluminium (Knochen: $27,5 \pm 3,9 \times 10^{-6} \text{ mm}/^\circ\text{C}$ für Expansion und Aluminium: $23,86 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ (Ranu, 1987). Für die Tests auf Knochen werden daher DMS ausgewählt, deren Messgitterlegierung für Aluminiumprobekörper ausgelegt ist. Als Trägermaterial wurde Polymid gewählt, da es zäh, flexibel und nicht anfällig gegenüber Temperaturschwankungen ist. Zudem ist es nicht nur extrem dünn sondern mit einem E-Modul von ca. 10000 MPa (Keil, 1995) elastischer als Knochen ($1500\text{-}20000 \text{ MPa}$, Cordey und Gautier, 1999c, Kato et al., 1998).

Eine passende Konfiguration für die Tests zur Optimierung des Klebe- und Abdeckverfahrens für in vitro Versuche auf Knochen bieten die DMS EA-13-120LZ-120 von Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina mit einem k-Faktor von 2,1.

Für die dynamischen Wirbelsäulentests mit DMR wurde folgender Sensor ausgewählt: WK-13-060WR-350 (Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina). Die Messgitter der DMR sind platzsparend in einer $0^\circ\text{-}45^\circ\text{-}90^\circ$ Anordnung übereinander auf derselben Trägerfolie angebracht. Für eine leichtere Verbindung

und um direkten Zug durch dickere Kabel zu vermeiden besitzen diese DMR bereits Anschlussfährchen (Abbildung 28). Der k-Faktor der Rosetten beträgt 2,1.

2.3 Schutzabdeckungen

Abgesehen von der dünnen Polymidkapsel ist das Messgitter der DMS ungeschützt vor äußeren Einflüssen. Schon geringe Verschmutzungen, etwa durch Staub, Fingerabdrücke oder hohe Luftfeuchtigkeit können die Messdaten unbrauchbar machen. Die DMS werden durch unterschiedliche Verfahren vor mechanischen und chemischen Einflüssen geschützt. Messungen auf Knochen unter stetiger Befeuchtung mit Ringerlösung stellen für diese Schutzverfahren extreme Bedingungen dar.

Die zur Anwendung kommenden Substanzen, die zum Schutz der Sensoren und der Messstelle aufgetragen werden, werden als Abdeckmittel oder Coatings bezeichnet. So unterschiedlich die Einsatzbereiche der DMS-Technologie sind, so vielfältig sind auch die Abdeckmittel und Verfahren zum Schutz der DMS. Durch die speziellen Anforderungen von in vitro Tests auf Knochen, fällt die Auswahl der verwendbaren Abdeckmittel allerdings sehr gering aus.

Eine Nutzung von DMS in Salzlösung, wie beispielsweise auf einer Schiffschraube ist problemlos realisierbar. Mit unterschiedlichen Abdeckmitteln ist es möglich, den DMS vor dem Seewasser zu schützen. Bei der Applikation auf Knochen ist dies aus mehreren Gründen nicht so einfach. Viele Messstellenschutzmittel müssen lange trocknen um einen guten Schutz vor äußeren Einflüssen gewährleisten zu können, andere werden nach der Aufbringung hitzebehandelt und für besonders widerstandsfähigen Schutz werden Metallschichten in das Abdeckverfahren eingebunden. All diese Maßnahmen lassen sich nicht mit einer schonenden Vorbereitung der Präparate vereinbaren. Der Knochen würde unter der Hitze, dem Mangel an Befeuchtung oder der langen Präparationsdauer leiden und die erhobenen Messwerte würden ein physiologisches Verhalten des Knochens nicht mehr widerspiegeln. Die Erhebung von Materialparametern ist lediglich sinnvoll wenn

auf ein annähernd physiologisches Testverfahren und ein schonender Umgang mit dem Testsubstrat Rücksicht genommen wird.

Die Präparate müssen über den gesamten Präparations- und Versuchszeitraum mit physiologischer Kochsalzlösung befeuchtet werden, die Applikationszeit muss so kurz wie möglich gehalten - und gewebeschädigende hohe Temperaturen unbedingt vermieden werden. Die verwendeten Messstellenschutzmittel werden nach diesen Kriterien ausgewählt und für die Präparatetests ein schonendes Abdeckverfahren entwickelt (Kapitel 3).

Die verwendeten Abdeckmittel werden im Folgendem vorgestellt.

Polyurethanlack

M-Coat A (Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina) ist das Standardabdeckmittel für Tests unter Laborbedingungen. Es ist ein durchsichtiger und sehr dünn auf zu tragender Polyurethanlack. M-Coat A trocknet innerhalb von zwei Stunden, bleibt flexibel und schützt vor geringeren äußeren Einflüssen wie Luftfeuchtigkeit oder Fingerabdrücken. Vor allem ermöglicht der Polyurethanlack die Auftragung weiterer Abdeckmittel wie M-Coat B (Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina), das nicht direkt auf das Messgitter oder Kabel appliziert werden darf.

Nitrilkautschuk

M-Coat B ist ein Lösungsmittel verdünnter Nitrilkautschuk. Es kann in großer Schichtdicke aufgetragen werden und ergibt ausgetrocknet eine flexible gummiartige Abdeckschicht. Das Produkt schützt die DMS sehr gut gegen Öle und geringere mechanische Beanspruchungen. Nitrilkautschuk zeichnet sich des Weiteren durch eine Quellbeständigkeit gegen Mineralöle und Fette aus. Ein großer Vorteil des Abdeckmittels ist, dass weitere Schichten schon nach zwei Stunden auftragbar sind.

Silikon-Kautschuk

Schutz vor Korrosion ist die hervorstechende Eigenschaft des RTV-Silikon-Kautschuks M-Coat C (Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina). Ausgehärtet ergibt das Silikon eine transparente hartgummiartige Schicht, die Resistenz gegenüber Spritzwasser und Chemikalien verspricht. Folgende Silikonschichten können schon nach 20 Minuten aufgebracht werden, völlig ausgehärtet ist das Abdeckmittel allerdings erst nach 24 Stunden.

Vaseline

Auch Vaseline bietet Korrosionsschutz. Das Mineralölderivat schützt zuverlässig vor dem Eindringen von Wasser und wird daher auch als Imprägnierungscreme verwendet. Vaseline verhält sich chemisch neutral gegenüber allen Werkstoffen, sodass sie als zusätzliche Schicht auf andere Abdeckschichten aufgetragen werden kann. Zudem ist Vaseline in beliebig dicken Schichten auftragbar und es sind keinerlei Trockenzeiten einzuhalten. Für Messungen bei höheren Temperaturen ist handelsübliche Vaseline allerdings aufgrund des sehr niedrigen Schmelzpunktes nicht geeignet.

2.4 Applikationsstoffe

Vorraussetzung für die präzise Bestimmung der Dehnung eines Prüfkörpers mit DMS, ist ganzflächige, haltbare Applikation der Messstreifen. Die Forderung physiologische Testbedingungen möglichst einzuhalten steht dabei häufig im Widerspruch zu den gebräuchlichen Applikationsverfahren für DMS. Besonders der Schutz des Präparates vor zu großer äußerer Temperatureinwirkung, die kurz zu haltende Präparationsdauer und die permanente Befeuchtung des Präparates lassen sich nicht mit geforderten Bedingungen für die Applikation verbinden. Gebräuchliche Verfahren für die Applikation von DMS sind z.B. die Kittung mit Keramiken,

Punktschweißung oder, die sehr weit verbreitete, Applikation mit Hilfe von Klebstoffen.

Auswahl der Applikationsstoffe

Im Hinblick auf den Anwendungsbereich ist die Auswahl der Klebstoffe sehr gering. Heißhärtende Klebstoffe verursachen bei der Applikation durch die Erwärmung der Klebestellen irreversible Schäden des Knochens. Keramische Kitte oder Flamspritzkitte bedürfen einer Einbrennung, die hinsichtlich der Durchführung von Tests auf Knochen undenkbar ist. Viele kalthärtende Klebstoffe beginnen erst unter Luftabschluss zu reagieren. Große Herausforderungen werden auch bezüglich der Aushärtungszeit an den Kleber gestellt. Einige Epoxy-Systeme härten bei Raumtemperatur aus und zeigen in der Klima Kammer unter Einfluss von Blut-Ringerlösung auf Rindercorticalis sehr gute Ergebnisse (Giebel et al., 1981). Sie benötigen jedoch nach der Applikation noch minimal zwei Stunden Nachhärtungszeit. Dies ist mit dem Anspruch knochenschonender Tests nicht vereinbar. Physiologische Adhäsion versprechen Fibrinkleber. Giebel et al., (1981) haben jedoch in Versuchen in der Klimakammer deren schlechte Zugfestigkeit unter feuchten Bedingungen dargestellt. Auch Weber und Chapman (1984) konnten eine schlechtere Zugfestigkeit von Fibrinklebern gegenüber Zyanoacrylaten (ZA) und Polymethylmethacrylat (Knochenzement, PMMA) darstellen. Die Schichtdicke der Klebstoffe ist ein weiteres Kriterium für die Auswahl des geeigneten Klebstoffes. Einige Knochenzemente zeichnen sich durch ihre Verwendbarkeit auch unter feuchten Bedingungen aus, doch gilt zu bedenken, dass die Schichtdicke mit PMMA nicht so gering gehalten werden kann wie mit ZA. Hoshaw et al. (1997) führten vergleichende Dehnungsmessungen unter Verwendung von ZA und PMMA als Applikationsstoff durch. Hintergrund des Vergleiches ist das Bemühen eine Alternative für die ZA für in vivo Messungen zu finden da diese zum Zeitpunkt der Studie nicht für intrakorporale Anwendungen von der FDA (Federal Drug Administration) zugelassen waren. Der Vergleich der beiden Verbundstoffe zeigte, dass unter Verwendung von PMMA als Applikationsstoff von DMS auf Acryl keine signifikant anderen Dehnungen gemessen wurden als unter Verwendung von ZA. Zu bedenken bleibt jedoch die stark exotherme Reaktion des PMMA, die einen Einfluss auf die biomechanischen

Eigenschaften des Knochens haben könnte. Ein weiterer Kritikpunkt ist, dass mit dem PMMA lediglich Schichten von minimal 20- 30µm erreicht werden (Vergleich ZA s.u.). Die Auswahlkriterien Zugfestigkeit, Aushärtungstemperatur, Schichtdicke, Konsistenz, Aushärtungszeit und schnelle Anwendbarkeit führten zur Reduktion der Auswahl auf ZA. Diese sind die wohl am häufigsten zur Klebung von DMS auf Metallen verwendeten Kleber. Es ist eine große Vielfalt an industriellen ZA erhältlich. Handelsüblicher Sekundenkleber basiert ebenso auf ZA wie medizinisch verwendete Hautkleber.

Erstmals wurden ZA durch Ardis, (1949) synthetisiert. Mittlerweile gibt es viele verschiedene ZA, die alle auf der gleichen Alkyl-2-Cyanoacrylat Formel ($C_5H_5NO_2$) basieren. Durch Variation der C-Atomzahl der Alkylreste werden die Eigenschaften des Grundstoffes verändert. Mit langen Seitenketten sinkt die Biotoxizität, die Polymerisationszeit nimmt zu. Kurzkettige Seitenketten führen hingegen zu starker Klebefestigkeit und geringer Elastizität. Leonard et al. (1968) zeigen, dass langkettige ZA besser auf Gewebe und kurzkettige besser auf aprotinogenen Werkstoffen kleben.

Die Klebekraft der ZA beruht auf kovalenten Bindungen, - auf der Wechselwirkung der Valenzelektroden der beteiligten Atome. ZA härten innerhalb weniger Minuten aus. Die Polymerisationsgeschwindigkeit ist vom pH-Wert der Applikationsstelle (basischer Untergrund beschleunigt das Aushärten) und der Luftfeuchtigkeit abhängig. Die Luftfeuchtigkeit dient als Katalysator der Klebereaktion. Bei sehr niedriger Luftfeuchtigkeit härten die ZA nicht aus. Andererseits sind ZA nicht unempfindlich gegenüber Feuchtigkeit. Die Applikationsstellen müssen sorgfältig gegen Feuchtigkeitseinflüsse geschützt werden. Allgemein sind ZA in einem Temperaturbereich von -30- 100°C verwendbar. Einmal auf Knochen geklebt überstehen die DMS die zwischenzeitliche Lagerung in einer Tiefkühltruhe unbeschadet und liefern noch immer reproduzierbare Ergebnisse (Walther et al., 1993). Ein weiterer Vorteil der ZA ist, dass sie in einer sehr geringen Schichtdicke von nur 10µm auf zu tragen sind und so die Applikationsstelle nicht lokal versteifen. ZA erreichen eine Steifigkeit, etwa $3000N/mm^2$ (Hoffmann, 1987). Dies ermöglicht präzise Messungen. Weichere dicke Klebeschichten können bei der Messung verursachen, dass die Längenänderung im Kleberinterface absorbiert wird und der DMS nicht die Dehnung des Probekörpers erfährt. Trotz der relativ hohen Steifigkeit

lassen viele ZA jedoch eine maximale Dehnung von 30% zu, eine Dehnung, die für Versuchen auf Knochen in jedem Fall ausreichend ist.

Unter dem Gesichtspunkt optimaler Klebeeigenschaften auf Knochen und mit Rücksicht auf den hypothetischen Einfluss von Flüssigkeit, wird folgende Auswahl zu testender Kleber getroffen. Sowohl industriell für die Applikation von DMS verwendete Kleber, als auch medizinisch eingesetzte ZA werden in die Wahl mit einbezogen.

M-Bond 200

M-Bond 200 (Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina, USA) ist ein Methyl-2-Zyanoacralat und in dieser Untersuchung der einzige Klebstoff, der ein zweizeitiges Vorgehen erfordert. Es wird vom Hersteller empfohlen, die Klebefläche des DMS vor der Applikation mit dem mitgelieferten Katalysator zu bestreichen. Hierdurch verbessere sich die Verbindung zwischen DMS und Probekörper und der Katalysator Sorge für ein schnelleres Aushärten des Klebstoffes. Ein negativer Effekt durch die Verwendung des Katalysators ist für den Knochen nicht zu erwarten, da der Katalysator erst eine Minute vor der Applikation des DMS aufgetragen werden muss und die Präparationszeit so nicht wesentlich verlängert. M-Bond 200 kann in einem Dehnungsbereich von 5% verwendet werden, er ist bei Raumtemperatur anwendbar und härtet innerhalb von einer Minute aus. M-Bond 200 ist ein für die experimentelle Spannungsanalyse mit DMS unter idealen Laborbedingungen sehr häufig verwendeter Klebstoff. Methyl-ZA wurden bereits mit unterschiedlichen Ergebnissen zur in vitro Testung auf Knochen verwendet. So berichten Finlay et al. (1982) über die erfolgreiche Nutzung von Methyl-2-ZA zur Klebung von DMR auf humane Tibiae, die in mit Salzlösung befeuchtete Tücher eingewickelt waren. Buttermann et al. (1991) beschreiben die Messung mit DMR an Facettengelenken unter Verwendung von M-Bond 200. Die Arbeitsgruppe verzichtete allerdings auf die Befeuchtung des Präparates mit Salzlösung, zudem merken die Autoren an, dass es z.T. zu Ablösungen der DMR kam. In vivo wurde der Klebstoff beispielsweise zur Applikation von DMS auf Kaninchenschädeln verwendet (Kopher et al., 2003 oder zur experimentellen Verklebung von Wirbelkörpern (Nordberg et al., 2007).

E1100 Cyanoacrylat

E1100 (Scotch-Weld, 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) ist ein Ethyl-ZA. Der Industriekleber sei, laut Herstellerangaben, gut auf porösen Werkstoffen wie Holz oder Leder einsetzbar. Diese Eigenschaften könnten sich bei der Anwendung auf Knochen als günstig erweisen. Auch die erfolgreiche Verwendung von Ethyl-ZA zur Verklebung der Schädeldecke nach Craniotomien (Gonzalez et al., 2000) lässt vermuten, dass E1100 auch für die Applikation von DMS auf Knochen geeignet ist. Die Temperaturbeständigkeit von $-30-100^{\circ}\text{C}$ deckt den gesamten für ZA angegebenen Temperaturbereich ab und übersteigt jegliche Anforderung für Tests auf Knochen. Die Durchtrocknung wird mit ein bis zwei Minuten angegeben, wobei die maximale Festigkeit, wie bei allen ZA nach 12- 24 Stunden erreicht wird. Keller und Spengler (Keller und Spengler, 1982) haben Ethyl- α -ZA erfolgreich zur in vivo Dehnungsmessung mit DMS auf Oberschenkelknochen von Ratten verwendet. Die Autoren geben an, dass durch einen anderen Kleber evtl. eine bessere Haftung erreicht werden könnte.

Dermabond

Der Hautkleber Dermabond (Ethicon Norderstedt, Deutschland) wird medizinisch für den primären Wundverschluss verwendet und ist hochviskös und niedrig viskös erhältlich. Das 2-Octyl-ZA ist in der Produktkette der Nachfolger für Bucrylate, einem Isobutyl-2-ZA (IBC-2). IBC-2 wurde schon in den siebziger Jahren durch Cochran, (1972) bessere Eigenschaften und höhere Zuverlässigkeit für das Kleben von DMS nachgewiesen, als sie mit einem Methyl-2-ZA Monomer erreicht werden konnten. Ein Vorteil Dermabonds gegenüber dem IBC-2 und anderen Klebern könnte die vom Hersteller angegebene Duschfestigkeit, beim Gebrauch auf Haut sein. Aufgrund der leichteren Handhabung wird für die Versuche auf Knochen die visköse Variante des Klebers verwendet.

Histoacryl

Auch Histoacryl (B. Braun, Melsungen, Deutschland) ist ein Hautkleber. Es basiert zu über 90% auf einem N-Butyl-ZA. Versuche von Giebel et al., (1981) haben gezeigt, dass sich die Klebesteifigkeit von Histoacryl unter feuchten Bedingungen in der Klimakammer im Vergleich zu der Applikation auf trockenen Flächen sogar noch verbessert. Auch für die Applikation von DMS wurde Histoacryl bereits bei in vivo und in vitro Versuchen verwendet. Allerdings ist es bei den Versuchen zum Teil zu Ablösungen der DMS gekommen (Steck et al., 2003). Durch Küsswetter et al., 1978 wird dem Kleber die Eignung zur Applikation von DMS selbst auf nativem Gewebe zugesagt.

Klebe- und Abdeckverfahren sind die entscheidenden Faktoren der Messung mit DMS auf Knochen unter physiologischen. Auf die Testung der Kleber wird in Material und Methoden eingegangen.

3 Vorversuch: Entwicklung eines Abdeckverfahrens

Die Abdeckung der DMS dient dem Schutz der Messung vor äußeren Einflüssen (Kapitel 2.3). Die größte Herausforderung an das Messverfahren stellt der Einsatz von Ringerlösung während des gesamten Versuchablaufes dar. Um eine qualitative Aussage über den Feuchtigkeitseinfluss auf die Messung und den Schutz vor Feuchtigkeit mittels unterschiedlicher Abdeckungen machen zu können, werden Versuchsreihen mit auf Polyurethanschaum (PUS) (Last a foam® FR 6700 Rigid Foam, General Plastics Manufacturing, Tacoma, Washington) applizierten DMS unter trockenen, sowie feuchten Bedingungen durchgeführt.

Ein weiterer Versuch, bei dem darauf verzichtet wird die DMS auf ein Material zu applizieren soll eine Beurteilung des Abdeckverfahrens losgelöst vom Probekörper erlauben und eine quantitative Aussage über das Abdeckverfahren ermöglichen.

3.1 Testung

Auf einen PUS-Block (Maße 29 x 52 x 97mm) werden drei DMS mittig, mit M-Bond 200 auf gleicher Höhe aufgebracht (Abbildung 6). Hierfür werden die Applikationsstellen zunächst mit einem Entfettungsspray (CSM-2 Degreaser, Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina) eingesprüht. Kurz darauf wird der chlorierte Kohlenwasserstoff mit einem Stück sauberer Gaze entfernt. Der Vorgang wird wiederholt. Folgend wird die Applikationsstelle mit einem schwach ätzendem Reinigungsmittel (Conditioner A, Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina) benetzt und die so befeuchtete Applikationsstelle mit feinem Schmirgelpapier (Körnung pro Fläche: 400) behandelt. Mit frischem Conditioner und Schmirgelpapier wird die Prozedur einige Male wiederholt. Nach dem Schmirgeln wird die Fläche mit Hilfe eines Wattestäbchens zweifach mit Conditioner abgeputzt und getrocknet. Im Anschluss an die sorgfältige Entfernung des Conditioners, wird die Applikationsfläche dreifach mit einem Reagenz auf Ammoniakbasis (Neutralizer, Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina) mit frischen Wattestäbchen chemisch neutralisiert. Der zugehörig Katalysator des ZA M-Bond 200 wird auf die

Applikationsstelle aufgetragen. Die Klebeflächen wird mit einer Art Grundierung versiegelt. Hierfür wird ein Tropfen des Klebers, auf die Mitte der Applikationsfläche aufgetragen. Um eine sehr dünne Klebeschicht zu erreichen, wird der Tropfen mit einem Streifen Teflonband unter festem Druck verteilt. Im Anschluss an die Grundierung werden die Applikationsstellen erneut dem zuvor beschriebenen Reinigungs- und Schleifprozedere unterzogen. Hierbei wird darauf geachtet die Schichtdicke des Klebers mit Hilfe des Schmirgelpapiers auf ein Minimum zu reduzieren. Für die Applikation des DMS wird zunächst ein Tropfen des Katalysators und folgend des Klebers auf die Klebeseite des Streifens aufgetragen. Ohne Verzug werden die DMS auf die Applikationsfläche geklebt.

Die drei DMS werden anschließend mit unterschiedlichen Abdeckmitteln jeweils zweimal bestrichen, wobei stets darauf geachtet wird, dass jede Schicht vor Auftragung der Nächsten durchtrocknet. Der auf diese Weise präparierte PUS-Block wird in eine UTS Spindelprüfmaschine (UTS-02, Zwick, Ulm, Deutschland) eingesetzt und axial weggeregelt mit etwa 2000 Newton belastet. Das Querhaupt der Prüfmaschine wird folgend über 24 Stunden statisch in der erreichten Position gehalten. Es wird eine konstante Dehnung des PUS-Blocks gehalten.

Der Versuch wird zunächst unter trockenen Bedingungen, -anschließend unter stetiger Zufuhr von Ringerlösung durchgeführt. Zwischen den beiden Tests kann der PUS-Block über 24 Stunden relaxieren.

Die DMS werden in Dreileiter Kompensationsbrückenschaltung verlötet, das Messsignal mit Hilfe eines Messverstärkers (Picas, Peekel Instruments GmbH, Bochum) verarbeitet und aufgezeichnet. Der Kraftverlauf wird gleichzeitig aufgezeichnet. Die Messdaten werden mit Excel (Office 3003, Microsoft Corporation, USA) und MATLAB (Mathworks, 3 Apple Hill Drive, Massachusetts) analytisch und graphisch aufgearbeitet.



Abbildung 6: PUS-Block mit drei applizierten DMS unter Verwendung unterschiedlicher Abdeckverfahren

Messstellenschutz mit unterschiedlichen Abdeckverfahren

Ein DMS (DMS1) wird vor dem Versuch lediglich mit M-Coat A und B abgedeckt. Mit A1 ist der Test unter trockenen, mit A2 der Test unter feuchten Bedingungen bezeichnet.

Dem zweiten DMS (DMS2) wird für den Versuch ein weiteres Schutzmittel hinzugefügt. M-Coat C wird über die für DMS1 bereits verwendeten Abdeckungen M-Coat A und B in zwei Schichten aufgetragen. Mit der Kennzeichnung A5 ist der Test des Abdeckverfahrens von DMS2 unter trockenen Bedingungen, mit A6 der Test unter Einsatz von Ringerlösung angeführt.

Einem dritten DMS (DMS3) wird neben den Abdeckmitteln A und B eine 5mm dicke Schicht Vaseline hinzugefügt. A7 kennzeichnet den Test unter trockenen, A8 den unter Befeuchtung.

Ein zusätzlicher DMS (DMS6) wird zentral auf der Rückseite des PUS-Blocks aufgebracht. Anders als bei den zuvor genannten Kombinationen von Abdeckmitteln wird dieser DMS dem Abdeckverfahren unterzogen, das für spätere Tests auf Tierknochen verwendet werden soll. Der DMS wird vor der Applikation mit jeweils zwei Schichten M-Coat A, B und C auf Messgitterseite und den anliegenden Kabeln bestrichen. Hierbei wird darauf geachtet, dass stets eine Schicht die Nächste überragt. Nach ausreichender Aushärtung der Schichten wird der DMS auf den PUS-Block geklebt und etwa 5mm dick mit Vaseline abgedeckt. Der Versuch soll klären, ob ein Abdecken der DMS vor der Applikation von Nachteil ist. Zudem kann der Versuch eine Aussage darüber treffen, ob zusätzliche Schichten M-Coat C im Vergleich zu dem Abdeckverfahren ohne M-Coat C Schichten bessere Messbedingungen erbringen. Dieser DMS wird lediglich unter Einfluss von Ringerlösung getestet. Der Test wird mit A9 gekennzeichnet.

Um ausschließen zu können, dass Effekte zusätzlicher Abdeckungen der Messstelle mit M-Coat C oder Vaseline nicht nur aus größeren Schichtdicken der Abdeckung resultieren, wird ein weiterer Versuch mit den Abdeckmitteln M-Coat A und B unternommen. Hierfür werden zwei DMS mit den Coatings A und B abgedeckt und für die Messungen über 24 Stunden in Ringerlösung getaucht. Einer der beiden DMS (DMS4) (Test A3) wird mit jeweils zwei Schichten der Abdeckmittel auf Messgitterseite und angrenzende Kabel abgedeckt während der zweite DMS (DMS5) (Test A4) nacheinander mehrfach in beide Abdeckmittel eingetaucht wird, so dass eine wesentlich dickere Abdeckung entsteht.

Bei Messungen mit DMS unter Feuchtigkeitseinfluss können Quell-Effekte sichtbar werden. Sie zeichnen sich durch steigende positive Dehnungswerte aus. Es wird spekuliert, dass die ansteigende Dehnung ein Zeichen für das Quellen einer Trägersubstanz ist. Unklar ist ob dies der Kleber selbst oder die Abdeckmittel sind. Im Vergleich der Testergebnisse A3 und A4 kann identifiziert werden ob der Quelleffekt bei unterschiedlichen Schichtdicken unterschiedlich stark ausfällt. Zudem erlaubt der Versuch eine Beurteilung des Feuchtigkeitseinflusses unabhängig vom PUS.

Tabelle 1: Übersicht zu den Testreihen der DMS 1- 6 und den Test IDs A1- A9. K* kennzeichnet die konventionelle Abdeckung des DMS mit den genannten Abdeckmitteln. M* die mit quantitativ stärkeren Abdeckungen.

DMS	Abdeckverfahren	Testmodus	Test ID
DMS1	M-Coat A + B	trocken	A1
	M-Coat A + B	feucht	A2
DMS2	M-Coat A, B + C	trocken	A5
	M-Coat A, B + C	feucht	A6
DMS3	M-Coat A, B + Vaseline	trocken	A7
	M-Coat A, B + Vaseline	feucht	A8
DMS4	M-Coat A + B	feucht K*	A3
DMS5	M-Coat A + B	feucht M*	A4
DMS6	M-Coat A, B, C + Vaseline	feucht	A9

3.2 Auswertung

Die axiale Lastauftragung ist in dem Test unter Befeuchtung nahezu identisch zu dem Test unter trockenen Bedingungen. Trotz dem statischen Halten der erreichten Position des Querhauptes der Prüfmaschine und der daraus folgenden konstanten Dehnung des PUS-Blocks ist ein abfallen der Dehnungswerte in beiden Tests deutlich erkennbar. Wesentlich stärker ist der Abfall der Dehnung bei Testdurchführung unter Einfluss von Ringerlösung. Auch ein Abfall der Kraft zeigt sich über den Verlauf der Messung.

Für die grafische Darstellung werden die Messdaten am Punkt der größten Lastaufbringung einem Nullabgleich unterzogen. Die gemessenen Dehnungen bei axialer Kompression liegen im negativen Bereich. In den grafischen Darstellungen wird vom Punkt der maximalen Dehnung ausgegangen, das Ansteigen der Werte in der Grafik bedeutet ein Abfallen der Dehnung im Test. Ein Abfallen der Dehnungswerte auch unter trockenen Bedingungen ist durch das Driftverhalten der Kleber und die Verwendung eines poroelastischen Werkstoffes zu erklären (siehe Kapitel 5.1.2). „A2 bereinigt“, „A6 bereinigt“ und „A8 bereinigt“ stellen die Ergebnisse der entsprechenden Tests A2, A6 und A8 unter Bereinigung des unter trockenen

Bedingungen auftretenden Driftes der Dehnungswerte dar (Abbildung 7, Abbildung 8, Abbildung 9). Der in diesen Graphen sichtbare Anstieg der Dehnung resultiert ausschließlich auf dem Einfluss der Ringerlösung.

Die Betrachtung der Ergebnisse der Tests A1 und A2 im Vergleich (Abbildung 7) zeigt einen deutlich stärkeren Abfall der Dehnung unter Verwendung von Ringerlösung. Während unter trockenen Bedingungen ein Messwertabfall von 13% über 24 Stunden stattfindet, fällt die Dehnung unter feuchten Bedingungen im gleichen Zeitraum um 49% ab (Tabelle 2).

Bereinigt vom Abfall der Dehnung auch unter trockenen Bedingungen zeigt „A2 bereinigt“ (Abbildung 7) den rein durch Feuchtigkeit bedingten Dehnungsabfall. Natürlicher Drift und etwaige Unterschiede bezüglich der Applikationsstelle werden so korrigiert. Die Dimension der Störung durch den Feuchtigkeitseinfluss ist deutlich, wenn berücksichtigt wird, dass dieser Messwertabfall etwa ein Drittel der initialen Dehnung bei 2000N ausmacht. Etwa 32% der Dehnung gehen hier über 24 Stunden durch den Einfluss der Ringerlösung auf die Messstelle verloren.

Erklären lässt sich das Verhalten der DMS unter Feuchtigkeitseinfluss, durch das Quellen der Abdeck- oder Klebstoffe. Bei Kompression des Probekörpers wird der DMS gestaucht, es kommt zu einem negativen Anstieg der Dehnung. Das Quellen der Abdeck- oder Klebstoffe übt nun Zug auf den DMS aus, dies zeigt sich in einem positiven Anstieg der Dehnungswerte.

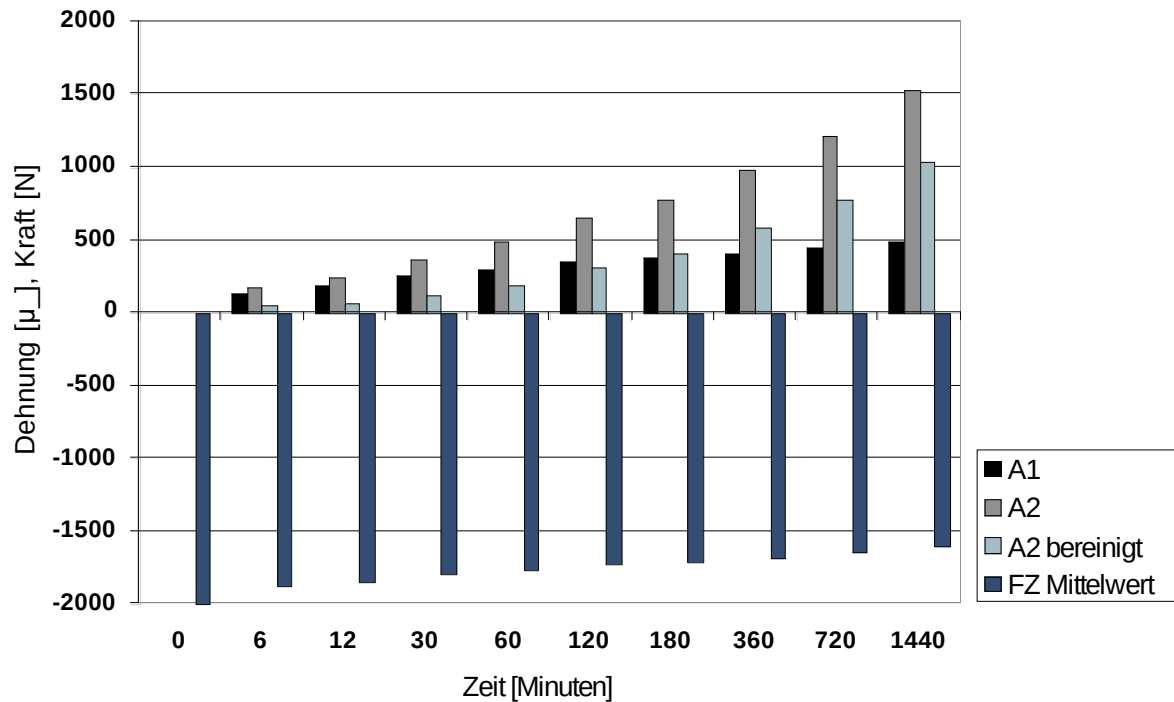


Abbildung 7: Dehnungsmessung unter trockenen (A1) und feuchten Bedingungen (A2) mit dem Messstellenschutz M-Coat A und B. Feuchtigkeitsbedingter Abfall der Dehnung: A2 bereinigt. Mittelwert der Last der beiden Tests: FZ Mittelwert.

Aus Abbildung 8 wird ersichtlich, dass es trotz zusätzlicher Silikonschichten zu einem kontinuierlichen Abfall der Dehnung kommt. Jedoch reduzieren die zusätzlichen Silikonschichten den Feuchtigkeitseinfluss auf die Messungen (Abbildung 7 und Abbildung 8).

Tabelle 2: Abweichung der Dehnung nach 24 Stunden, von der bei maximaler Lastaufbringung erreichten Dehnung, in Prozent:

Test ID	Abdeckverfahren	Testmodus	Abweichung [%]
A1	M-Coat A + B	trocken	13
A2	M-Coat A + B	feucht	49
A5	M-Coat A, B + C	trocken	7
A6	M-Coat A, B + C	feucht	22
A7	M-Coat A, B + Vaseline	trocken	6
A8	M-Coat A, B + Vaseline	feucht	5

Der Vergleich der bereinigten Graphen zeigt, dass es unter Verwendung des Abdeckverfahrens in Test A2 über 24 Stunden zu einem feuchtigkeitsbedingten Abfall der Dehnung von $1034\mu\epsilon$ kommt (A2 bereinigt), während durch die zusätzlichen Silikonschicht des Abdeckverfahrens in Test A6 dieser Abfall mit $522\mu\epsilon$ bei ungefähr der Hälfte liegt (A6 bereinigt). Die Dehnung fällt unter Feuchtigkeitseinfluss innerhalb der Versuchzeit um 22% ab (Vergleich Test A2: 49%, Tabelle 2).

Unter Verwendung von Vaseline an Stelle von M-Coat C fallen die Dehnungsmesswerte unter trockenen (Test A7) und unter feuchten Bedingungen (Test A8) um sehr ähnliche Werte ab (Tabelle 2 und Abbildung 9). Die Messungen unter Feuchtigkeit zeigen hierbei einen noch geringeren Abfall der Dehnung als der unter trockenen Bedingungen; A8 5% und A7 6% (Tabelle 2). Ein Grund hierfür könnten geringere Temperaturschwankungen sein. Der Versuch macht deutlich, dass Vaseline als zusätzliche Schutzschicht, die Messstelle vor Feuchtigkeitseinfluss schützen kann.

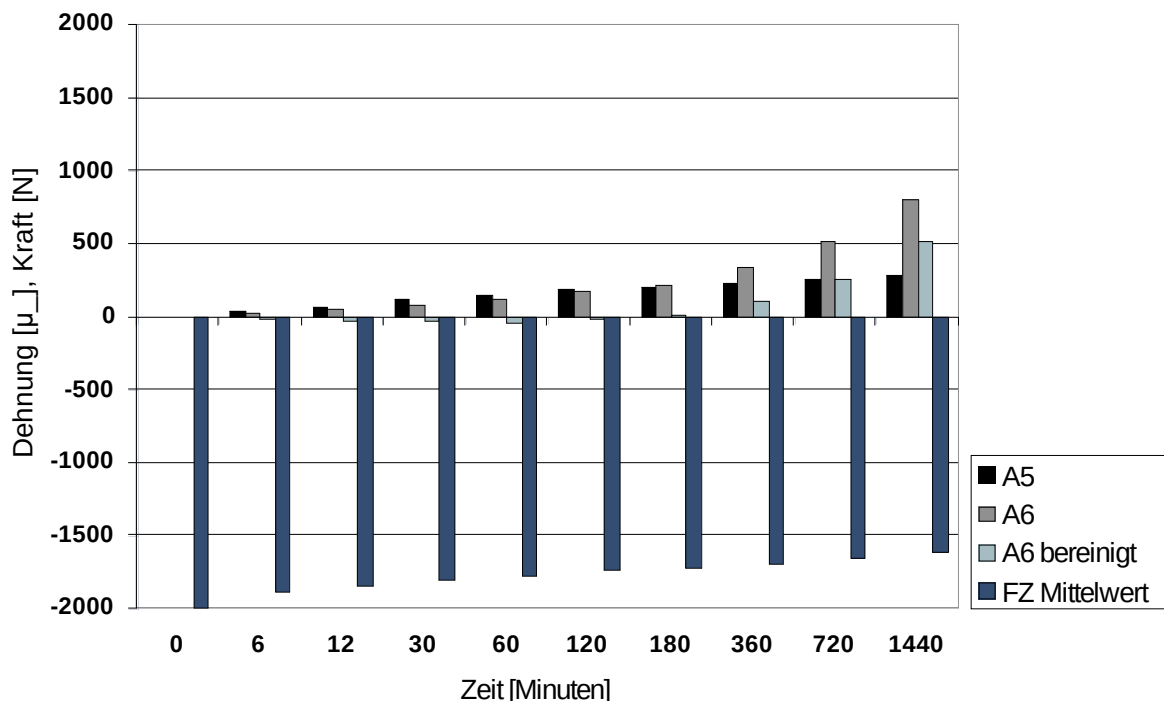


Abbildung 8: Dehnungsmessung unter trockenen (A5) und feuchten Bedingungen (A6) mit dem Messstellenschutz M-Coat A, B und C. Feuchtigkeitsbedingter Abfall der Dehnung: A6 bereinigt. Mittelwert der Last der beiden Tests: FZ Mittelwert.

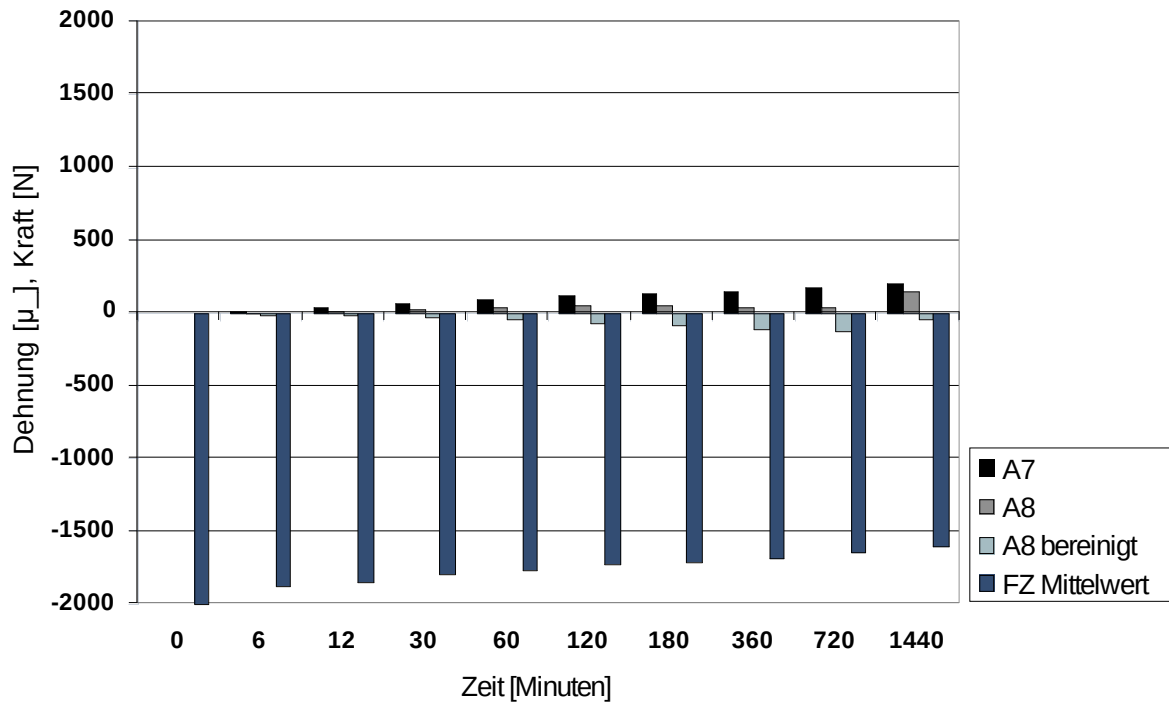


Abbildung 9: Dehnungsmessung unter trockenen (A7) und feuchten Bedingungen (A8) mit dem Messstellenschutz M-Coat A, B und Vaseline. Feuchtigkeitsbedingter Abfall der Dehnung: A8 bereinigt. Mittelwert der Last der beiden Tests: FZ Mittelwert.

Abdeckung des DMS mit M-Coat A, B, C und Vaseline

Durch eine zusätzliche Abdeckschicht wird mit dem Abdeckverfahren in Test A9 im Vergleich zu Test A8 (ohne M-Coat C) keine wesentliche Verbesserung der Feuchtigkeitsresistenz erreicht. Vielmehr stellt der Test A9 die Reproduzierbarkeit des Messstellenschutzes eines Abdeckverfahrens mit Vaseline dar (Abbildung 10). Zudem zeigen die Ergebnisse, dass sich aus dem veränderten Applikationsverfahren messtechnisch und für die praktische Umsetzung, keine Nachteile ergeben. Durch das vorherige auftragen der Abdeckmittel ist eine erhebliche Verkürzung der Applikationszeit für die Versuche auf Tier- bzw. Menschenknochen zu erreichen.

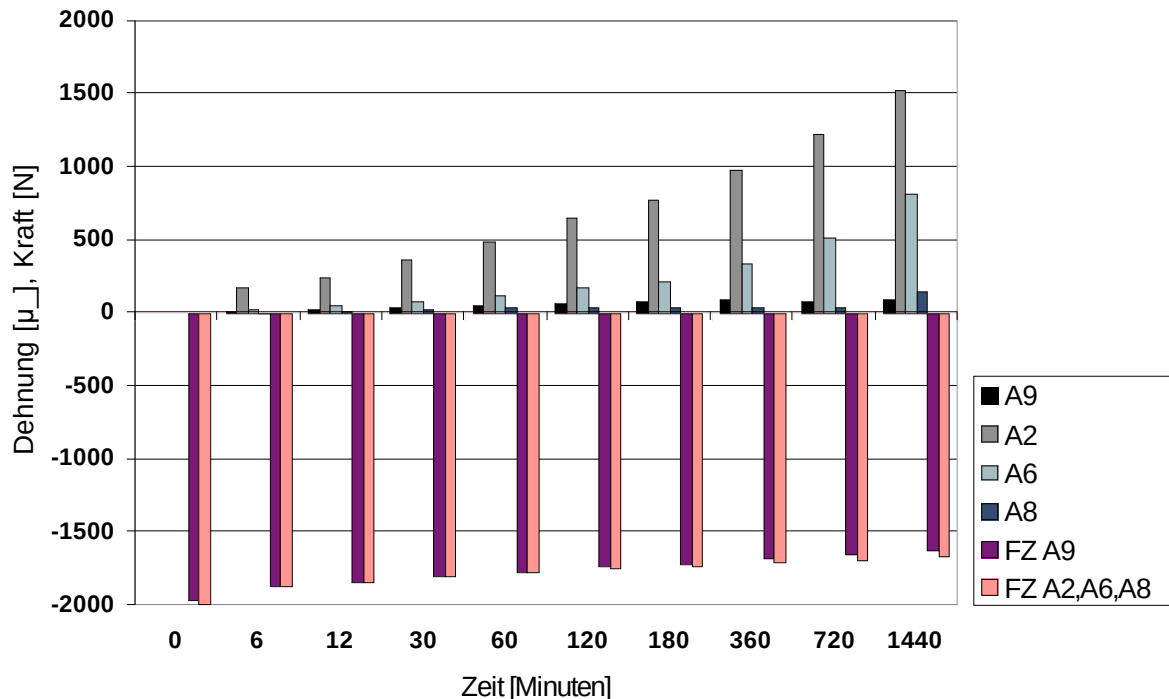


Abbildung 10: Dehnungsmessung unter Feuchtigkeitseinfluss mit unterschiedlichen Abdeckverfahren. Test A9: Abdeckung des DMS mit M-Coat A, B, C und Vaseline im Vergleich zu den Tests A2, A6 und A8. Last A9: FZ A9 und Mittelwerte der Last der Tests A2, A6 und A8: FZ A2, A6, A8.

Einfluss der Schichtdicke der Abdeckmittel auf die Messung

Der bessere Schutz der Messstelle durch zusätzliche Abdeckmittel wie Silikon oder Vaseline, kann nicht durch zusätzliche Schichten von M-Coat A und B erreicht werden. Zudem zeigt sich, dass die dickere Abdeckschicht nicht zu einem stärkeren Ansteigen der Dehnung führt (Abbildung 11) Bezogen auf die Messdauer, bietet das dickere Abdeckverfahren nur kurzfristig geringfügig bessere Ergebnisse. Der Versuch stellt dar, dass der Anstieg der Messwerte durch ein Quellen der Abdeckmittel, nicht aber durch ein Quellen des Klebstoffes entsteht. Die Applikation des DMS auf PUS hingegen kann dem Quellungs-Effekt geringfügig entgegen wirken. Hier kam es zu einem geringeren quellungsbedingten Dehnungsanstieg (Abbildung 7).

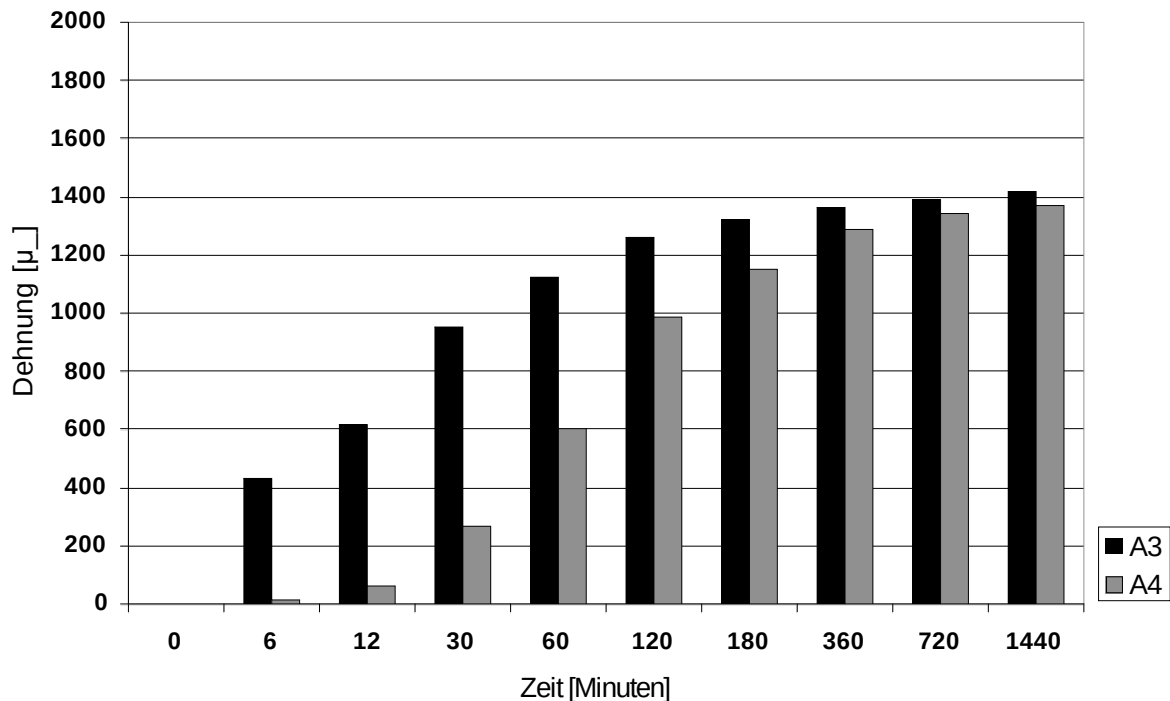


Abbildung 11: Dehnungsmessung unter Verwendung von Ringerlösung mit dem Messstellenschutz M-Coat A und B nach konventioneller Auftragung der Abdeckmittel (A3) und quantitativ erheblich stärkerer Auftragung (A4)

Die beste Eignung des Abdeckverfahrens des Tests A9 für die geplanten in vitro Versuche auf Knochen konnte bewiesen werden. Mit einem Abfall der Dehnung von 3% innerhalb von 24 Stunden zeigt das Abdeckverfahren geringfügig bessere Ergebnisse als das Abdeckverfahren des Tests A8 (Dehnungsabfall von 5%). Die zusätzlichen Schichten Silikon haben keinen negativen Einfluss auf die Messungen.

4 Methode

Der Vorversuch dient der Entwicklung eines Messstellenschutzes unter Einsatz von Ringerlösung auf Knochen. In diesem Kapitel werden zunächst die Versuche zur Bestimmung des geeigneten Klebers für die Applikation von DMS auf Knochen dargestellt.

Im zweiten Teil dieses Kapitels werden die Versuche mit humanen Wirbelsäulenpräparaten dargestellt. Die Ergebnisse der Versuche werden einem weiteren Projekt für die Validierung von FEM-Modellen der LWS zur Verfügung gestellt.

4.1 In vitro Dehnungsmessung auf Knochen

Mit zwei unterschiedlichen Testsetups werden die vier ausgewählten Klebstoffe M-Bond 200, E1100, Histoacryl und Dermabond (Kapitel 2.4), hinsichtlich ihrer Eignung zur Applikation von DMS auf Knochen unter Befeuchtung mit Ringerlösung untersucht.

4.1.1 Versuchsdesign

Im ersten Testsetup werden die Schweinefemora in bestimmten Zeitabständen dynamisch belastet. Im zweiten Testsetup wird die Dehnungsmessung bei konstanter Kompression durchgeführt. Für beide Tests werden DMS mit den Klebstoffen auf Schweinefemora aufgebracht. Der Knochen wird anschließend mit einer Prüfmaschine mit konstanter Aktuatorgeschwindigkeit komprimiert bis eine axiale Kraft von 2000N erreicht ist. Die Position des Aktuators wird weggeregelt in Position gehalten. Während der Versuchszeit wird der Knochen stetig mit Ringerlösung befeuchtet.

Bei beiden Setups sorgt die auf den Knochen aufgebrachte Last für eine Veränderung der Dehnung. Diese Dehnung wird von den DMS gemessen und aufgezeichnet. Die Abweichungen der Messsignale über den Versuchsverlauf geben Ausschluss darüber, inwieweit die Versuchsdauer oder evtl. der Feuchtigkeitseinfluss die Messung beeinflusst und welches Klebverfahren diesen Einflüssen am besten widersteht.

Dynamischer Test

In einem Zeitraum von 10 Stunden werden Schweinefemora zu den Versuchszeitpunkten 0 Minuten, 6 Minuten, 12 Minuten, 30 Minuten, 60 Minuten, 120 Minuten, 300 Minuten und 600 Minuten weggeregelt mit jeweils 10 rampenförmigen Belastungszyklen zur Parameterbestimmung axial belastet. Die Wegamplitude der Belastungszyklen wird initial bestimmt. Hierfür wird der verfahrenre Weg bei erstmaliger Kompressionsbelastung von 0N (0N Position) bis 2000N gemessen. Am Ende eines Belastungszyklus wird das Querhaupt der Prüfmaschine stets auf die initiale 0N Weg-Position gefahren. Mit dem dynamischen Setup wird getestet, ob bei Verwendung unterschiedlicher Kleber reproduzierbare Dehnungsmessungen über einen Zeitraum von 10 Stunden möglich sind.

Der Test wird an vier Schweinefemora durchgeführt. Auf jedem Femur werden jeweils vier DMS mit den vier unterschiedlichen Klebstoffen appliziert. Die Applikationsstellen liegen auf Schaftmitte, auf definierten Punkten in gleicher Höhe (Abbildung 12). Die Kleber werden im Bezug zur Applikationsstelle wechselnd verwendet (Tabelle 3), sodass jede der vier definierten Applikationsstellen einmal mit jedem Klebstoff für die Messungen verwendet wird. Das Verhalten der vier Klebestoffe kann so losgelöst von den unterschiedlichen Eigenschaften der Applikationsstellen und Knochen bewertet werden.

Statischer Test

Für die statischen Langzeitversuche werden die Schweinefemora mit einer Kompressionslast von ca. 2000N belastet. Anschließend wird eine konstante Position des Prüfstandaktuators über die Versuchsdauer von 20 Stunden gehalten. Das Präparat ist über den Versuchszeitraum einem konsequenten Schub ausgesetzt. Die Entwicklung der Dehnungsmesswerte bei theoretisch statischen Verfahrensbedingungen kann so über den Versuchszeitraum beobachtet werden. Der statische Test wird mit insgesamt acht Schweinefemora durchgeführt. Wie zuvor werden jeweils vier DMS in Schaftmitte, auf gleicher Höhe zirkulär mit den vier Haut- und Industrieklebern auf definierten Punkten appliziert. In diesem Testsetup werden über den Verlauf der acht Versuche die Klebstoffe im Bezug zu den vier Applikationsstellen ebenfalls rotiert (Tabelle 3). Es wird auf jedem Applikationspunkt zweimal mit demselben Klebstoff ein DMS für die Tests aufgebracht.

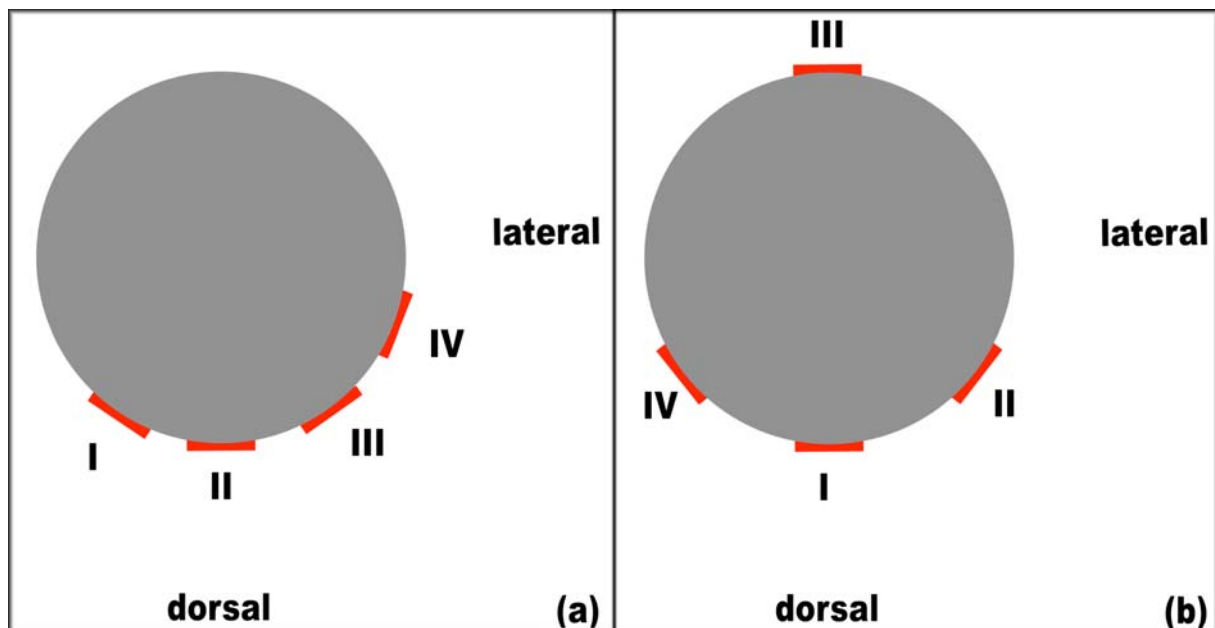


Abbildung 12: Schematische Darstellung der Applikationsstellen. Linkes Femur. Sicht von caudal. (a) dynamischer Test, (b) statischer Test.

Tabelle 3: Rotierende Kleberfolge auf den vier Applikationsstellen und den Knochen des dynamischen und statischen Tests.

Testsetup / Knochen Nr.		Applikationsstelle	Kleber
dynamisch	statisch		
1	1 und 5	I	M-Bond 200
		II	E1100
		III	Histoacryl
		IV	Dermabond
2	2 und 6	I	E1100
		II	Histoacryl
		III	Dermabond
		IV	M-Bond 200
3	3 und 7	I	Histoacryl
		II	Dermabond
		III	M-Bond 200
		IV	E1100
4	4 und 8	I	Dermabond
		II	M-Bond 200
		III	E1100
		IV	Histoacryl

4.1.2 Porcine Femurpräparate

Für die Tests werden Schweinefemora verwendet. Die Verwendung von Röhrenknochen für die Messungen ist sinnvoll, da bei unterschiedlich langen Knochen durch Applikation der DMS auf der Schaftmitte definierte Applikationspunkte exakt einhaltbar sind. Makroskopisch weisen die Femora keine Defekte auf. Die Präparate werden schlachtfresh bezogen und gemäß allgemeiner Empfehlungen mit in physiologischer Kochsalzlösung getränktem Vliesstoff umwickelt, doppelt luftdicht in Gefrierbeutel eingeschweißt und bis zur Testdurchführung bei unter -20°C gelagert (Finlay et al., 1982).

Präparation der Schweinefemora

Die Femora werden erst am Tag der Testung präpariert, so schützt der Gewebemantel die Knochen vor Austrocknung und Gefrierschäden. Vor der Präparation werden die Knochen für ein schonendes Auftauen über acht Stunden im Gefrierbeutel belassen und in eine offene Kühlbox gelegt. Anschließend werden die Femora von groben Geweberesten befreit. Hierbei wird darauf geachtet, das Periost nicht zu beschädigen, um einem schnellen Austrocknen der Präparate entgegenzuwirken. Da die Spannungsverteilung über den Knochen abhängig vom Durchmesser des Knochens ist, werden die Epiphysen vom Oberschenkelschaft abgetrennt. Die Femura, die Verwendung für die dynamischen Versuche finden, werden im Bereich der Diaphyse abgesägt, sodass die Knochen für die Versuche auf eine gleichmäßige Länge von $95 \pm 1\text{mm}$ angeglichen sind. Wie von Buttermann et al., (1991) empfohlen, werden die Präparate über den gesamten Präparationszeitraum hinweg mit Ringerlösung besprüht.

Vor der Applikation der DMS werden die Präparate cranial und caudal in Metallflansche (Abbildung 13) eingegossen, damit sie später definiert und kontrolliert in die Lastachse der Prüfmaschine eingesetzt werden können. Hierfür wird ein Stativ verwendet, welches eine zentrierte Positionierung des Präparates ermöglicht und verhindert, dass beim Transport und Einbau des Knochens, sich die Flansche und der Knochen gegeneinander verschieben (Abbildung 14).

Bei der Positionierung des Knochens wird darauf geachtet, die Applikationsstellen möglichst senkrecht zu den Flanschböden aus zu richten. Mit jeweils drei Schrauben pro Flansch und einem schnell härtenden Zweikomponenten Polyurethan (RenCast FC 53 Isocyanat, RenCast FC 53 Polyol, Huntsman, England) wird das Femur in den Flanschen fixiert (Abbildung 13).

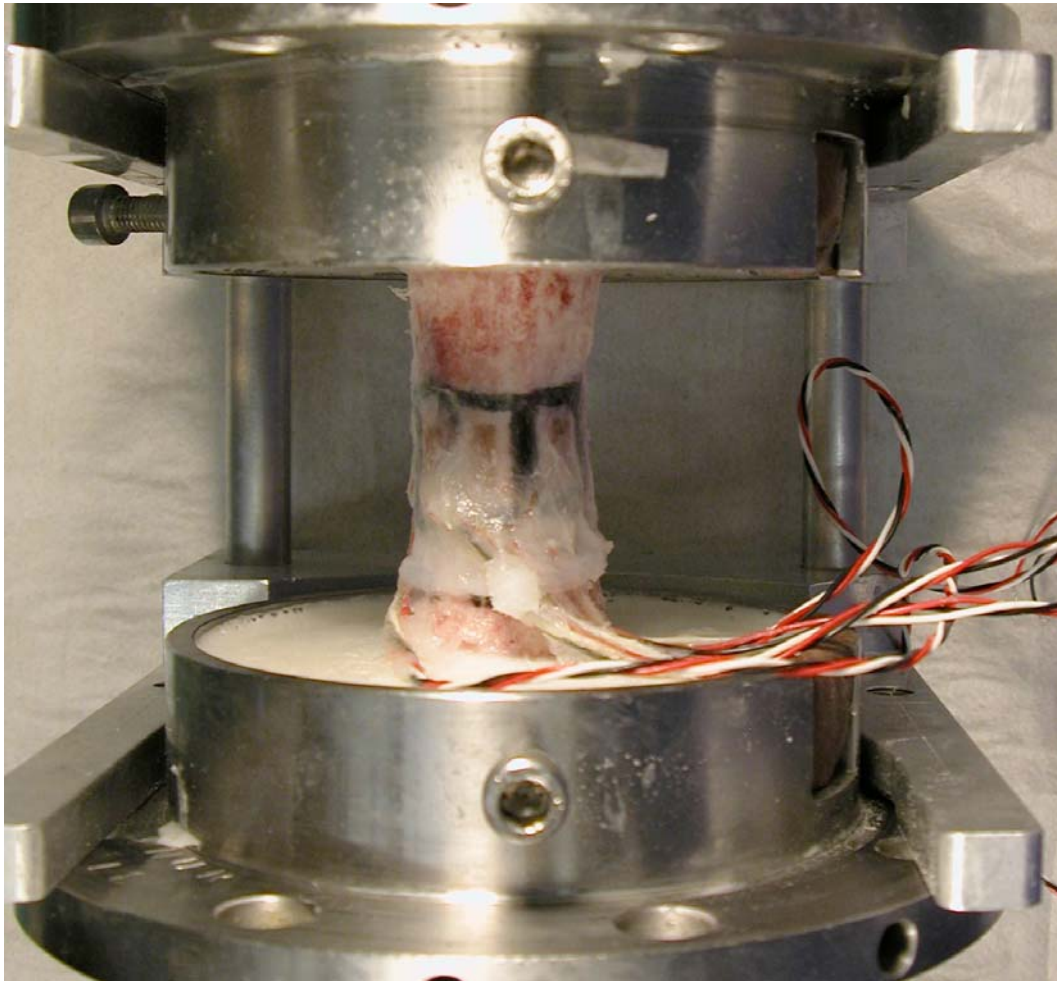
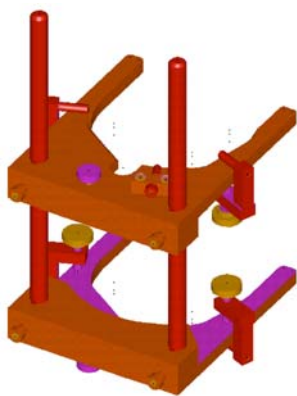


Abbildung 13: Eingussflansche zum Eingießen der Präparate in Ureol mit zusätzlicher Fixierung der Präparate mit Spiekerschrauben.



(a)



(b)



(c)

Abbildung 14: Vorrichtung zum Eingießen und belastungsfreiem Transport der Präparate: a) ohne Eingussflansche, b) mit Eingussflanschen, c) gefertigtes Stativ.
Abbildung: Huber et al. (2005).

4.1.3 Applikationsverfahren

Vor der Applikation auf den Knochen werden die, mit den Kabeln verlöteten DMS mit Abdeckmittel (Kapitel 2.3) bestrichen.

Um Zugbelastungen der Anschlusskabel auf die DMS verhindern zu können, werden gewöhnlich Lötstützpunkte auf dem Probekörper befestigt. Die Lötstützpunkte dienen bei der Verbindung der DMS mit dem Messverstärker als Brückenpunkte. Aus Platzgründen ist dies auf Knochen nicht möglich. Deshalb werden die DMS mit etwa 1cm langen, dünnen Anschlusskabeln an die etwa 50 cm langen Silberlitzen (330 FTE, Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina) gelötet (Turner et al., 1975). Die abgeschirmten Kabel werden dann mit Kabelbindern am Knochen fixiert, während die dünnen Kabel im Bogen den DMS anliegen. Die Lötarbeiten werden vor der Applikation der DMS vorgenommen um thermische Einflüsse auf die Klebestelle und die DMS zu vermeiden. Um die filigranen Drähte mit den DMS besser verlöten zu können, werden diese mit Klebestreifen (Mylar-JG, Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina) auf einem zuvor mit Spiritus entfettetem Objektträger befestigt (Cordey und Gautier, 1999a; Cordey und Gautier, 1999b; Cordey und Gautier, 1999c).

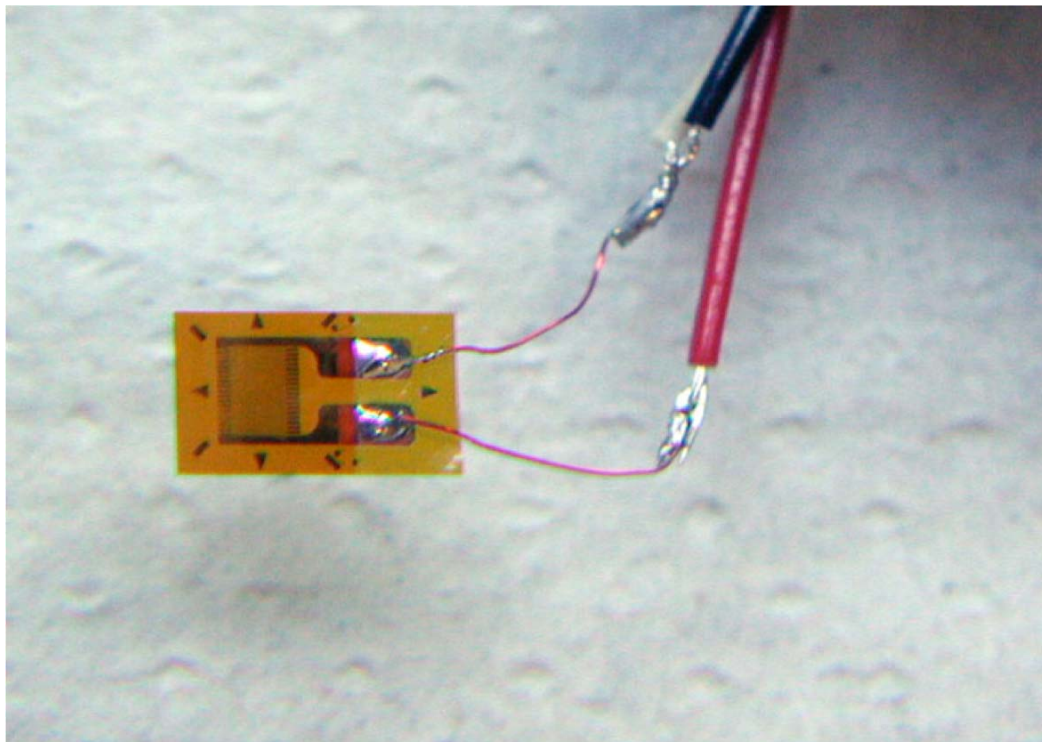


Abbildung 15: DMS der zur Zugentlastung mit dünnen Verbindungsdrähten an die Messkabel angeschlossen ist.

Nach dem Löten werden Lötrückstände mit Rosinsolvent (Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina) entfernt. Vor dem Auftragen der Abdeckmittel trocknen die DMS über 24 Stunden.

Wie die Vorversuche zeigen (Kapitel 3) ist es sinnvoll einen Teil der Abdeckmittel bereits vor der Applikation der DMS auf den Probekörper aufzutragen. Die DMS wie auch die Anschlusskabel werden mit den Schutzabdeckungen bestrichen. Nur die Klebefläche bleibt frei von jeglichen Abdeckmitteln um die Adhäsion nicht zu beeinträchtigen. Die Kabel werden etwa vier Zentimeter weit mit den Abdeckmitteln bestrichen, wobei darauf geachtet wird, dass das Abdeckmittel M-Coat B zwischen M-Coat A und C eingeschlossen wird. Gemäß den Ergebnissen aus den Vorversuchen (Kapitel 3.2) werden die Abdeckmittel wie folgt aufgetragen:

Abdeckverfahren vor Applikation der DMS:

- Erste Schicht M-Coat A, anschließende Trocknungszeit von 2 Stunden
- Zweite Schicht M-Coat A, anschließende Trocknungszeit von 2 Stunden
- Erste Schicht M-Coat B, anschließende Trocknungszeit von 2 Stunden
- Zweite Schicht M-Coat B, anschließende Trocknungszeit von 2 Stunden
- Erste Schicht Silikon, anschließende Trocknungszeit von 12 Stunden
- Zweite Schicht Silikon, anschließende Trocknungszeit von 24 Stunden

Applikation der DMS

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 erhoben werden. Die Klebung muss widerstandsfähig und beständig sein. Voraussetzung einer exakten Klebung ist die saubere Präparation der Applikationsstelle und des DMS. Das Applikationsverfahren erfolgte in enger Anlehnung an die Empfehlungen zur industriellen Applikation von DMS (Keil, 1995 und Hoffmann, 1987), sowie an die Erfahrungsberichte der DMS Pioniere zur in vitro und in vivo Testung mit DMS

(Leonard et al., 1968, Cochran, 1972, Turner et al., 1975, Lanyon, 1976, Küsswetter et al., 1978, Finlay et al., 1982, Buttermann et al., 1991).

Die Applikationsstellen befinden sich auf Schaftmitte (Abbildung 12). Das Periost wird hier mit einem Skalpell entfernt. Zusätzlich werden die Applikationsstellen mit einem Raspatorium behandelt. Folgend wird der Knochen noch einmal mit Ringerlösung befeuchtet. Die Flüssigkeit wird mit Gaze von der Applikationsstelle entfernt und anschließend mit einem Entfettungsspray (CSM-2 Degreaser, Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina) eingesprüht. Kurz darauf wird der chlorierte Kohlenwasserstoff mit einem Stück sauberer Gaze entfernt. Der Vorgang wird wiederholt. Folgend wird die Applikationsstelle mit einem schwach ätzendem Reinigungsmittel (Conditioner A, Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina) benetzt und die so befeuchtete Applikationsstelle mit feinem Schmirgelpapier (Körnung pro Fläche: 400) behandelt. Mit frischem Conditioner und Schmirgelpapier wird die Prozedur einige Male wiederholt. Nach dem Schmirgeln wird die Fläche mit Hilfe eines Wattestäbchens zweifach mit Conditioner abgeputzt und getrocknet. Das Schmirgeln verfolgt zwei Effekte. Erstens werden kleine Unebenheiten nivelliert und zweitens wird die Knochenoberfläche angeraut. Das Anrauen vergrößert die Knochenoberfläche effektiv. Die Hauptwirkung des Klebeeffektes entsteht durch Interaktionen benachbarter Moleküle. Eine Oberflächenvergrößerung sorgt so für eine bessere Klebung. Verzahnungseffekte sind hingegen sekundär (Hoffmann, 1987). Im Anschluss an die sorgfältige Entfernung des Conditioners, wird die Applikationsfläche dreifach mit einem Reagenz auf Ammoniakbasis (Neutralizer, Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina) mit frischen Wattestäbchen chemisch neutralisiert. Der Neutralizer sorgt für einen leicht basischen Untergrund, welches das Aushärten von ZA beschleunigt.

Während des Versuches kann Feuchtigkeit aus dem Knochen austreten oder am Rande der Klebestelle durch Kapillarkräfte einziehen. Mit einer Art Grundierung mit dem Kleber soll die Klebeflächen versiegelt werden (Finlay et al., 1982). Dies ist auch in der technischen Anwendung von DMS auf porösen Werkstoffen beispielsweise auf Holz üblich (Keil, 1995). Hierfür wird ein Tropfen des Klebers, der zur Applikation des jeweiligen DMS verwendet wird, auf die Mitte der Applikationsfläche aufgetragen. Um eine sehr dünne Klebeschicht zu erreichen, wird

der Tropfen mit einem Streifen Teflonband unter festem Druck verteilt. ZA kleben nicht an dem Teflonband, es kann nach etwa zwei Minuten leicht abgezogen werden und der Kleber weiter durchtrocknen. Zum Schutz vor dem Austrocknen des Präparates wird die Trocknungsphase dazu genutzt die nächste Applikationsstelle zu grundieren. Laut Herstellerangaben muss bei der Verwendung von M-Bond 200 ein Katalysator vor dem Auftragen des Klebstoffes aufgetragen werden, um eine ausreichende Adhäsion gewährleisten zu können. Dies wird bei der Grundierung ebenfalls berücksichtigt. Im Anschluss an die Grundierung werden die Applikationsstellen erneut dem zuvor beschriebenen Reinigungs- und Schleifprozedere unterzogen. Hierbei wird darauf geachtet die Schichtdecke des Klebers mit Hilfe des Schmirgelpapiers auf ein Minimum zu reduzieren.

Für die Applikation des DMS wird ein Tropfen des Klebers auf die Klebeseite des Streifens aufgetragen. Ohne Verzug muss der DMS dann auf die Applikationsfläche geklebt werden und mittels eines Teflonbandes über zwei Minuten unter starkem Druck auf den Knochen gepresst werden. Dieser Schritt bedarf größter Eile, da der Kleber mit dem ersten Kontakt auf dem DMS anfängt zu polymerisieren. Bei der Verwendung von M-Bond 200 muss darauf geachtet werden, dass auch die Klebefläche des DMS vor dem Aufbringen des Klebers zunächst mit dem Katalysator behandelt wird. Nach der Applikation aller vier DMS werden die abgeschirmten Kabel mittels Kabelbinder am Präparat fixiert. Die applizierten DMS werden großflächig mit Vaseline bestrichen. Anschließend wird das Präparat mit Zellstoff umhüllt, stark mit Ringerlösung befeuchtet und in Frischhaltefolie verpackt.

4.1.4 Prüfstand

Die Versuche werden mit einer Spindelprüfmaschine (UTS-02, Zwick, Ulm, Deutschland) durchgeführt (Abbildung 16). Um eine kontrollierte Lastaufbringung unter steter Messung der Kraft in axialer Richtung zu ermöglichen, wird eine 6-Komponenten-Kraftmessdose (Seriennummer 30031, Huppert, Herrenberg, Deutschland) in die Lastachse eingegliedert.

Für die dynamischen Versuche wird dem Versuchsaufbau ein weiterer Kraftaufnehmer (KAP, Zwick, Ulm, Deutschland) zugefügt (Abbildung 17). Dieser

wird oberhalb der 6-Komponenten-Kraftmessdose angebracht und ist für die Wegregelungssteuerung der Prüfmaschine beim Verfahren von schnellen Lastzyklen notwendig. Zwei Trägerfrequenz-Messverstärkersystem (Picas, Peekel Instruments GmbH, Bochum) dienen der Verstärkung und Aufnahme der Messsignale der DMS, der Kraftmessdose, sowie eines weiteren DMS, der als Vollbrücke auf einem Blech angebracht wird. Mit Hilfe dieser Vollbrücke lassen sich die Bewegungen des Querhauptes während des Versuches kontrollieren. Eine weitere Kontrolle des Querhauptes wird durch eine Messuhr gewährleistet (Abbildung 18).

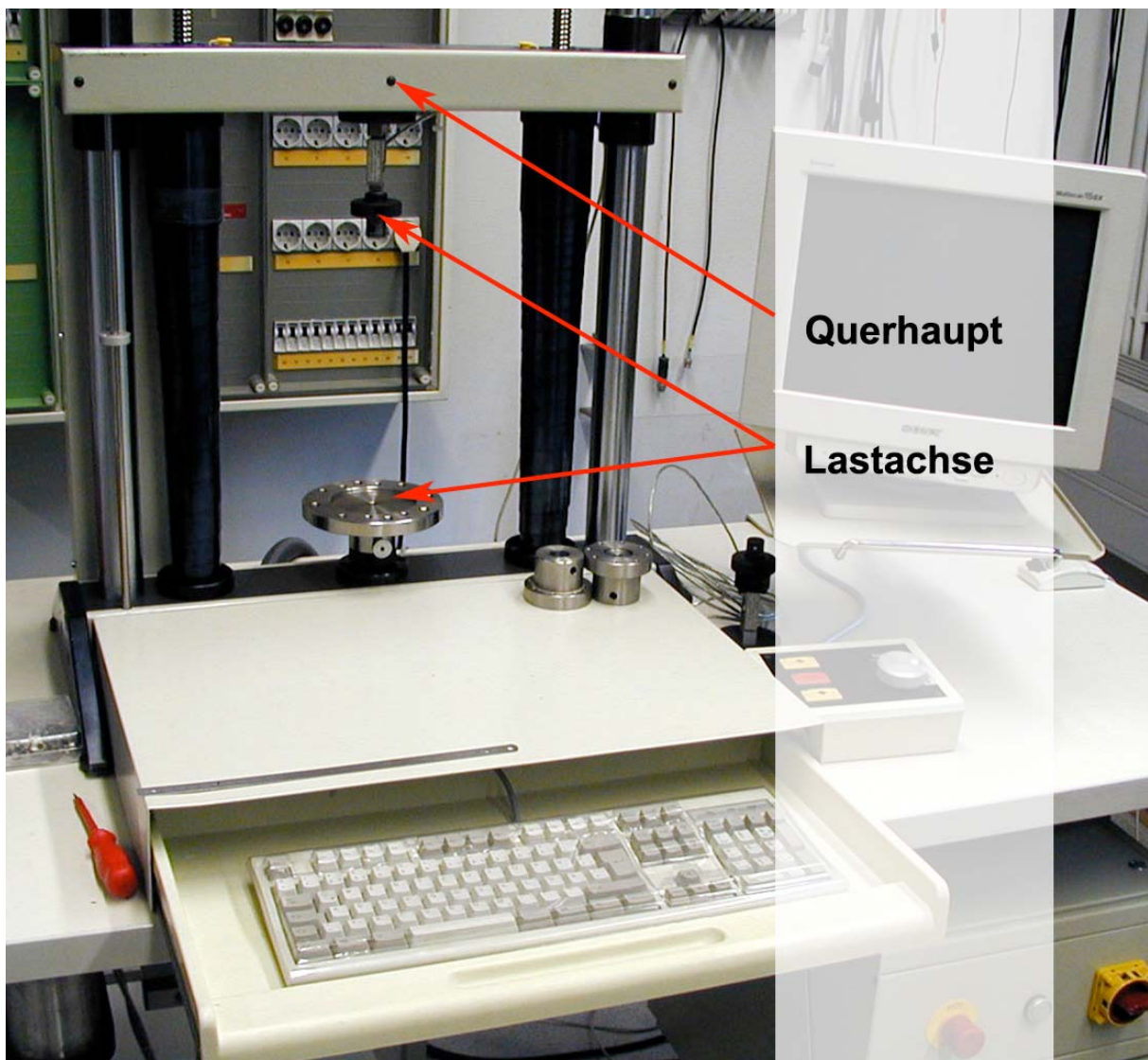


Abbildung 16: Spindelprüfmaschine (UTS-02, Zwick, Ulm, Deutschland). Die Präparate werden in die Lastachse eingespannt und durch Verfahren des Querhauptes axial belastet.

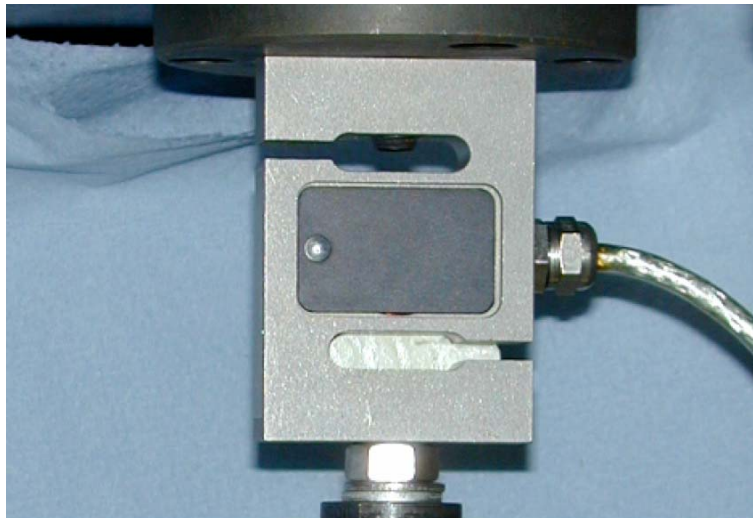


Abbildung 17: Kraftaufnehmer der UTS-Spindelprüfmaschine (KAP, Zwick, Ulm, Deutschland).

Der Datenspeicherung dient zum einen der PC der Spindelprüfmaschine, zum anderen ein an die Peekel-Messverstärker angeschlossener PC. In den dynamischen Versuchen wird die Kontrolle der Bewegung des Querhauptes mit einem Potentiometer (GTX2500D, ASM, Moosinning) durchgeführt, welches ebenfalls an einen der Messverstärker angeschlossen wird. Positioniert wird es für die Versuche zwischen der Unterkante des oberen Flansches und Oberkante des unteren Flansches.

Zur Gewährleistung einer steten Befeuchtung der Präparate während der Versuche wird dem Versuchsaufbau ein Be- und Entwässerungssystem hinzugefügt. Im statischen Testsetup werden dem Knochen über zwei Tropfsysteme innerhalb von 20 Stunden 1000ml Ringerlösung (sich zum Blut isoton verhaltende Salzlösung aus Leitungswasser und Ringertabletten der Firma Merck, Darmstadt, Deutschland) zugeführt. Bei den dynamischen Versuchen sind es 500ml Ringerlösung über 10 Stunden. Die Knochen sind hierbei entsprechend der Empfehlung von Wilke et al. (1998) mit feuchtem Vliesstoff umhüllt und in Frischhaltefolie eingewickelt. Das Verfahren wird ebenso zur Befeuchtung der späteren Versuche auf den humanen LWS genutzt.

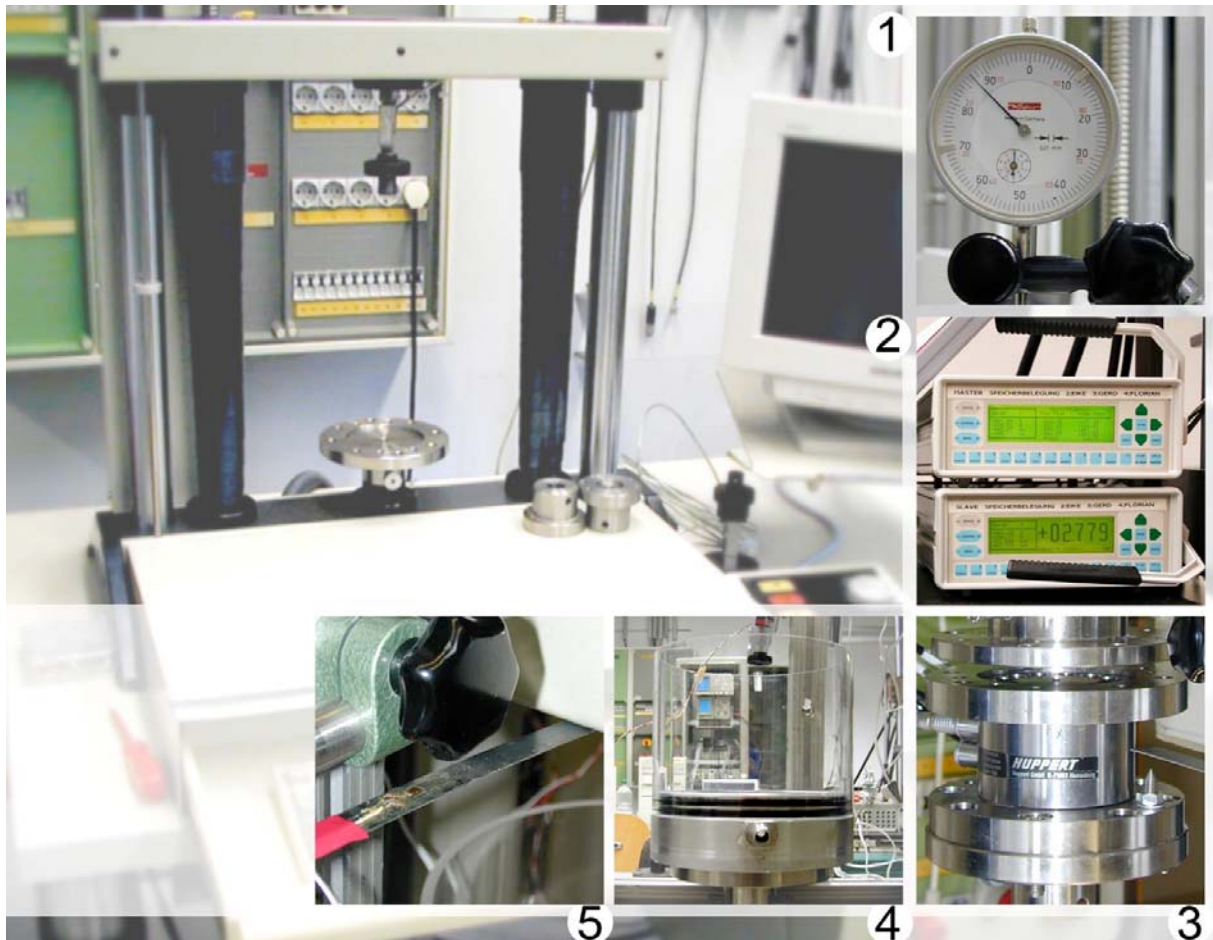


Abbildung 18: Prüfstand: 1. Mikrometerschraube zur Überprüfung des Querhauptes, 2. Peekel-Messverstärker, 3. 6-Komponenten-Kraftmessdose, 4. Wasserauffangbecken, 5. Biegeblech mit DMS Vollbrücke zur Überprüfung der Versuchsstandgenauigkeit.

Durchführung der Messungen und Auswertung

Nach einer Aufwärmphase von 30 Minuten werden die DMS und die Einstellungen der Messverstärker der elektrischen Simulation einer Dehnung auf Störungen getestet. Vor dem Einbau des Knochens in die Prüfmaschine werden DMS und Kraftmessdose einem Nullabgleich in horizontaler Lage des Knochens unterzogen. Dem Nullabgleich folgt der Aufzeichnungsbeginn der Messsignale von DMS, Kraftmessdosen und ggf. des Potentiometers. Erst jetzt wird das Präparat mit Hilfe der Flansche in die Prüfmaschine eingespannt. Das dynamische bzw. statische Testsetup kann folgend verfahren werden.

Dynamischer Test

Für die Auswertung der Messdaten werden zwei Parameter bestimmt. Zum einen wird der Spitze-Spitze-Wert (doppelte Amplitude), also die Differenz zwischen minimalen und maximalen Wert der Dehnung eines Zyklus berechnet (Abbildung 19). Er stellt den gesamten Dehnungsverlauf einer Schwingung von minimaler bis zu maximaler Kompression dar. Zum anderen wird der Drift zwischen den einzelnen Zyklen anhand des Wertes für die minimale Dehnung jedes Zyklus bestimmt.

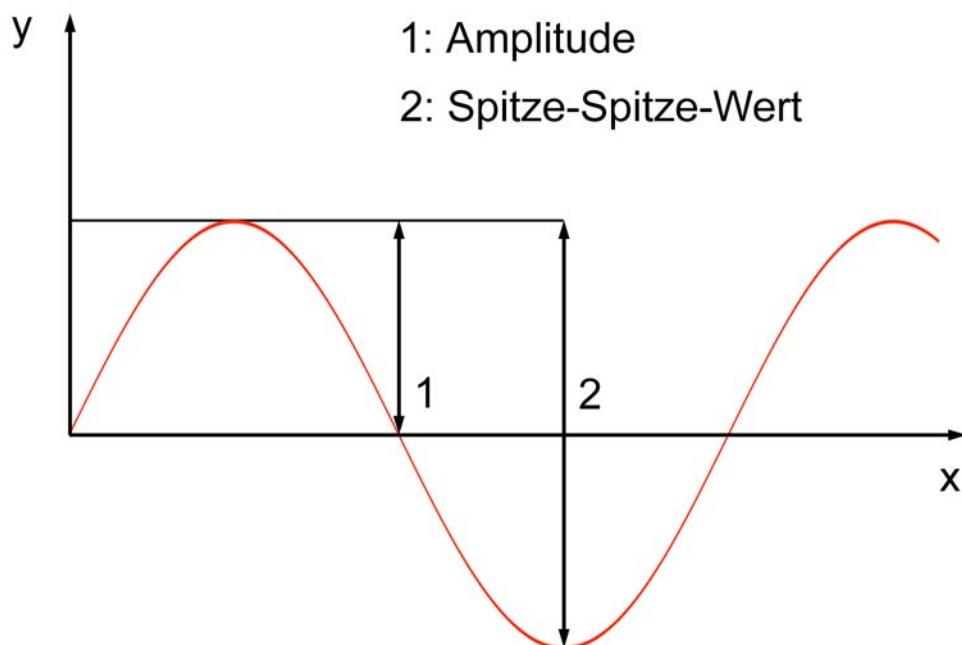


Abbildung 19: Darstellung der Amplitude und des Spitze-Spitze-Wertes anhand einer Sinusschwingung. Der Spitze-Spitze-Wert stellt den Weg von minimalem zu maximalem Wert dar.

Statischer Test

Analog zu dem dynamischen Test wird der Drift der Dehnungsmessung über den Versuchszeitraum ausgewertet. Vor der Auswertung werden die Messergebnisse einem Nullabgleich unterzogen und aus den gemessenen Spannungen Dehnungen errechnet. Dargestellt werden ebenfalls die Dehnungsmesswerte zu den Versuchszeitpunkten 0, 6, 12, 30, 60, 120, 300 und 600 Minuten. Darüber hinaus

werden bei doppelt so langer Versuchsdauer die Dehnungsmesswerte nach 1200 Minuten Testzeit berücksichtigt.

Der Auswertung aller Messwerte dienen die Softwares MATLAB (Mathworks, 3 Apple Hill Drive, Massachusetts), SPSS (SPSS Inc., Wacker Drive, Chicago, Illinois) und Excel (Microsoft Corporation, USA)

4.2 Dynamische Belastung von Wirbelsäulenpräparaten

In zwei Tests mit unterschiedlichen Last und Schwingungszyklen werden unter Berücksichtigung physiologisch relevanter Frequenzbereiche lokale Dehnungen und die Hauptdehnungsachsen mit DMR an zwei LWS-Präparaten erhoben.

4.2.1 Versuchsdesign

Wirbelsäulensegmente, bestehend aus LWK3, 4 und 5 werden in zwei Achsen belastet. Zunächst werden die Präparate einem quasistatischen Test unterzogen. Es folgen frequenzabhängige Messungen unter Kompression, Schub und unter Kombination von Kompression und Schub. Die Tests werden für unterschiedliche Belastungsstufen durchgeführt. Die Belastungsstufen sind mit Identifikationsnummern (ID) gekennzeichnet (Belastungsstufen 1- 33, im Weiteren auch kurz ID1- ID33). Die Tests werden mit einer Prüfmaschine an zwei LWS-Präparaten durchgeführt. Die beiden äußeren Wirbelkörper werden für die Versuche in Flanschen befestigt und eingegossen. Die Kraftübertragung auf das mittlere Segment (LWK4) erfolgt über die Bandscheiben und die Facettengelenke. Wirbelkörper sind im Zentrum deutlich weicher als am Rand. Bei steifen Probenaufnahmen (z.B. direkte Belastung lediglich eines WK) läuft ein großer Teil der Kraft dezentral (Brinckmann et al., 1989). Die indirekte Belastung des mittleren LWK ist so einer physiologischen Situation am ähnlichsten.

Zwei DMR die jeweils auf dem mittleren Wirbelkörper (LWK4) appliziert werden, dienen der Bestimmung der Materialparameter. Weitere Messparameter werden mit zwei intradiscalen Druckaufnehmern gewonnen, die über die Anuli fibrosi in die Nuclei eingeführt werden und so den Druck in den Bandscheiben LWK3, 4 und LWK4, 5 messen (Keller et al., 1987). Zudem werden die komplette Lastsituation aller sechs Freiheitsgrade und die verfahrenen Schubwege erfasst. Das Präparat wird über die Dauer des Tests über ein Tropfsystem (500ml / 10 Stunden) mit Ringerlösung befeuchtet.

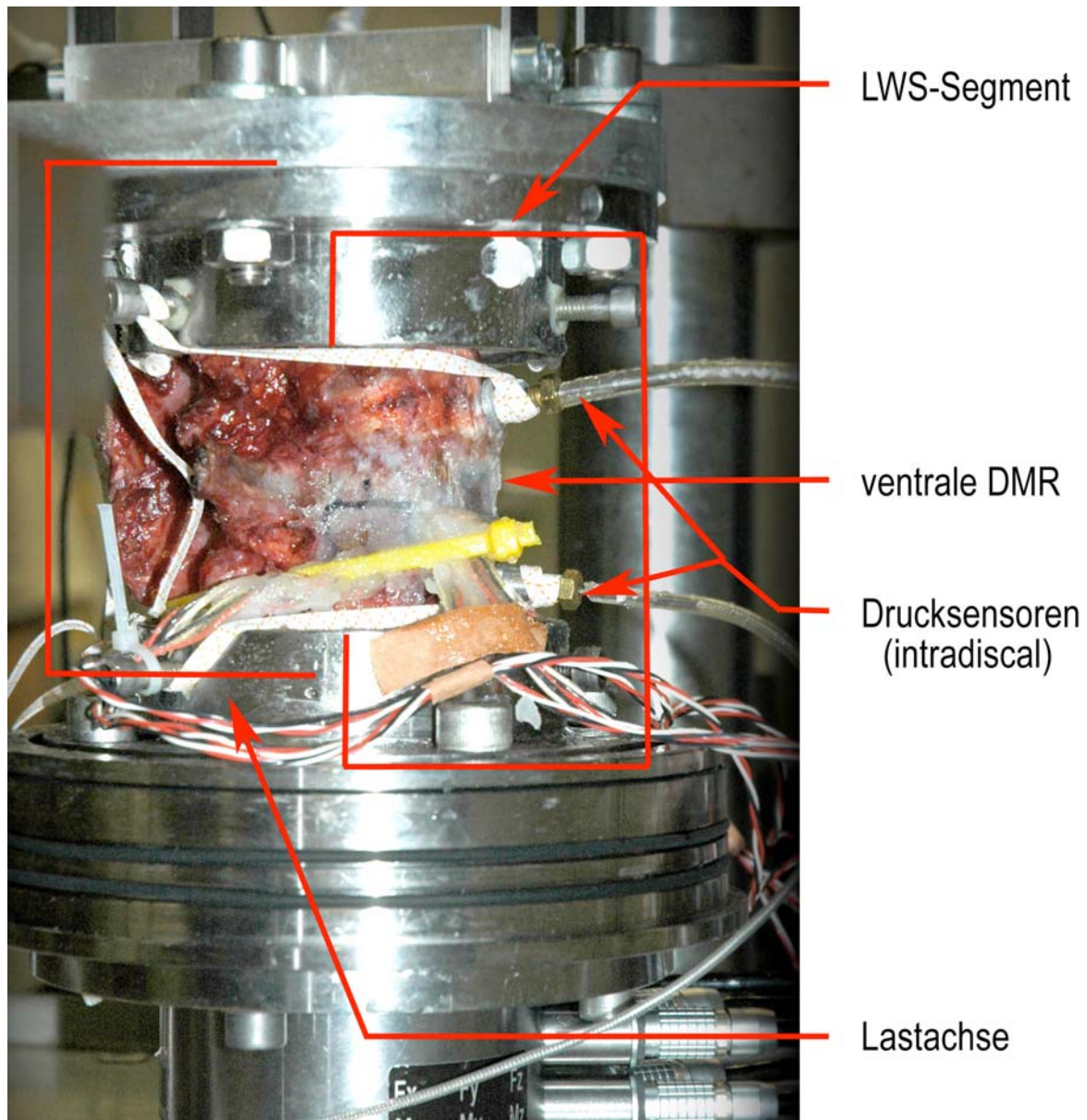


Abbildung 20: Prüfmaschine (MTS Bionix 858.2 Universalprüfmaschine MTS, Eden Prairie, MN) mit in der Lastachse positioniertem LWS Segment

Quasistatische Messungen

Die Wirbelsäulenpräparate werden in den quasistatischen Versuchen rampenförmigen auf- und absteigenden Kompressionsbelastungen von 0N bis 2000N mit einer Periodendauer von 200s (Sekunden (s)) unterzogen. Zusätzlich werden die Präparate teilweise mit einer Schubkraft belastet (ID1: 0N, ID2: 200N, ID3: -200N; Tabelle 4). Die Schubkraft ist positiv bei dorso-ventraler Einleitung und negativ bei ventero-dorsaler Einleitung. Zudem werden sagittale Schubrampen mit auf- und absteigende Schubbelastungen von -200N bis +200N mit einer

Periodendauer von 4N/s in Kombination mit den drei Kompressionsstufen durchgeführt (ID4: 0N, ID5: 1000N, ID6 2000N; Tabelle 4). Die Lastgänge werden in 3 Kraftverläufen verfahren: Konstantlast (---), Rampe von 0N auf Maximalwert und zurück ($_ \wedge _$) und Rampen um Offsetwert herum ($- \vee -$). Vor der Fortsetzung des Versuches mit den dynamischen Tests wird das Präparat etwa fünf Minuten lastfrei gehalten (ID 7, Tabelle 4). Im Anschluss an die dynamischen Messungen wird eine Kontrollmessung (ID 33, Tabelle 4) durchgeführt, die mit den Versuchsparametern von ID1 identisch ist.

Frequenzabhängige Messungen

Für die frequenzabhängigen Messungen werden die Wirbelsäulenpräparate wie zuvor in den quasistatischen Versuchen nacheinander mit einer axialen Kompressionskraft und einer sagittalen Schubkraft belastet. Auch hier folgen Messungen bei kombinierter Kompressions- und Schubkraft. Im Gegensatz zu den quasistatischen Messungen werden die Kräfte für die frequenzabhängigen Messungen, mit sinusförmigen Belastungen in 17 Frequenzstufen durchgeführt. Hierbei wird ein arbeitsmedizinisch relevanter Frequenzbereich von 1–12Hz gewählt. Die Frequenzen sind von 1- 6Hz in Stufen von 0,5Hz und von 6–12Hz in Stufen von 1Hz unterteilt.

Kompressionsbelastungen

Die dynamische Kompressionskräfte werden auf drei mittleren Offsetwerten (500N; 800N; 1100N; Tabelle 5) mit fünf verschiedenen Lastamplituden (200N; 400N; 550N; 700N; 1000N, in Tabelle 5 als Amplitude bezeichnet) kombiniert. Aus der Kombination der mittleren Belastung und den Lastamplituden ergeben sich Maximal- und Minimalkräfte. Das System erhält eine Einschwingzeit von vier Sekunden pro Frequenzstufe, auf die acht Messzyklen (c) folgen (4s + 8c).

Tabelle 4: Quasistatische Messung. Darstellung der Belastungsstufen Konstantlast (---), Rampe von 0N auf Maximalwert und zurück (Λ) und Rampen um den Offsetwert (-/|/). Kennzeichnung mittleres Lastniveau als Offset, Lastamplituden als Amplitude (Ampl.) und der Belastungsstufen als ID1 bis ID33. Modifiziert aus Huber et al. (2005).

ID	Kompressionskraft [N]					Schubkraft [N]					Dauer
	Art	Offset	Freq. [Hz]	Ampl.	Anzahl	Art	Offset	Freq. [Hz]	Ampl.	Anzahl	
1/33	Λ	-1000	0,005	-1000	2	---	0	/	/	/	400s
2	Λ	-1000	0,005	-1000	2	---	200	/	/	/	400s
3	Λ	-1000	0,005	-1000	2	---	-200	/	/	/	400s
4	---	0	/	/	/	-/ /	0	0,005	200	2	400s
5	---	-1000	/	/	/	-/ /	0	0,005	200	2	400s
6	---	-2000	/	/	/	-/ /	0	0,005	200	2	400s
7	0					0					~5 min

Tabelle 5: Kompressionsbelastung. Darstellung der Belastungsstufen Konstantlast (---) und einfacher Sinus (~). In Kombination der mittleren Offsetwerte (Offset) und der Lastamplituden (Ampl.) ergeben sich Maximale und Minimale Kompressionslasten (Min, Max). Modifiziert aus Huber et al. (2005).

ID	Kompressionskraft [N]							Schubkraft [N]					Dauer
	Art	Offset	Frequenz	Ampl.	Max	Min	Anzahl	Art	Offset	Frequenz	Ampl.	Anzahl	
8	~	-500	1-12Hz	-200	300	700	17*(4s+8c)	---	0	/	/	/	107s
9	~	-500	1-12Hz	-400	100	900	17*(4s+8c)	---	0	/	/	/	107s
10	~	-800	1-12Hz	-200	600	1000	17*(4s+8c)	---	0	/	/	/	107s
11	~	-800	1-12Hz	-400	400	1200	17*(4s+8c)	---	0	/	/	/	107s
12	~	-800	1-12Hz	-550	250	1350	17*(4s+8c)	---	0	/	/	/	107s
13	~	-800	1-12Hz	-700	100	1500	17*(4s+8c)	---	0	/	/	/	107s
14	~	-1100	1-12Hz	-200	900	1300	17*(4s+8c)	---	0	/	/	/	107s
15	~	-1100	1-12Hz	-400	700	1500	17*(4s+8c)	---	0	/	/	/	107s
16	~	-1100	1-12Hz	-550	550	1650	17*(4s+8c)	---	0	/	/	/	107s
17	~	-1100	1-12Hz	-700	400	1800	17*(4s+8c)	---	0	/	/	/	107s
18	~	-1100	1-12Hz	-1000	100	2100	17*(4s+8c)	---	0	/	/	/	107s
7	0							0					5min

Schubbelastungen

Die Schubbelastungen werden ebenfalls auf drei mittleren Lastniveaus (0N; 100N; 200N; -100N) mit verschiedenen Lastamplituden (50N; 125N; 200N) kombiniert (Tabelle 6). Die Tests werden dabei unter einer konstanten Kompressionsbelastung von 800N durchgeführt. Die Stufen der Lastamplituden und die kombinierten Minimal- und Maximalkräfte können Tabelle 6 entnommen werden. Die Schubbelastung erfolgt in Form von Sinusschwingungen.

Tabelle 6: Schubbelastung. Darstellung der Belastungsstufen Konstantlast (---) und einfacher Sinus (~). In Kombination der mittleren Offsetwerte (Offset) und der Lastamplituden (Ampl.) ergeben sich Maximale und Minimale Kompressionslasten (Min, Max). Modifiziert aus Huber et al. (2005).

ID	Kompressionskraft [N]					Schubkraft [N]							Dauer
	Art	Offset	Frequenz	Ampl.	Anzahl	Art	Offset	Frequenz	Ampl.	Max	Min	Anzahl	
19	---	-800	/	/	/	~	0	1-12Hz	50	50	-50	17* (4s+8c)	107s
20	---	-800	/	/	/	~	0	1-12Hz	125	125	-125	17* (4s+8c)	107s
21	---	-800	/	/	/	~	0	1-12Hz	200	200	-200	17* (4s+8c)	107s
22	---	-800	/	/	/	~	100	1-12Hz	50	-50	-150	17* (4s+8c)	107s
23	---	-800	/	/	/	~	100	1-12Hz	125	25	-225	17* (4s+8c)	107s
24	---	-800	/	/	/	~	100	1-12Hz	200	100	-300	17* (4s+8c)	107s
25	---	-800	/	/	/	~	200	1-12Hz	50	-150	-250	17* (4s+8c)	107s
26	---	-800	/	/	/	~	200	1-12Hz	125	-75	-325	17* (4s+8c)	107s
27	---	-800	/	/	/	~	200	1-12Hz	200	0	-400	17* (4s+8c)	107s
28	---	-800	/	/	/	~	-100	1-12Hz	-50	150	50	17* (4s+8c)	107s
29	---	-800	/	/	/	~	-100	1-12Hz	-125	225	-25	17* (4s+8c)	107s
30	---	-800	/	/	/	~	-100	1-12Hz	-200	300	-100	17* (4s+8c)	107s
7	0					0							5min

Kombinierte Belastungen

Als weiterer Testmodus folgt die kombinierte frequenzabhängige Belastung der Präparate mit Kompressions- und Schublast. Hierbei werden eine mittlere Axialkraft von 800N und eine Axialkraft-Amplitude von 700N mit einem konstanten Schub von 100N kombiniert. Einschwingzeiten, Messzyklen und Frequenzstufen werden gemäß den vorangegangenen Versuchen verfahren.

Tabelle 7: Kombinierte Belastung. Darstellung der Belastungsstufen Konstantlast (---) und einfacher Sinus (~). Kennzeichnung mittleres Lastniveau als Offset, Lastamplituden (Ampl.). Modifiziert aus Huber et al. (2005).

ID	Block	Normalkraft [N]					Schubkraft [N]					Dauer
		Art	Offset	Freq.	Ampl.	Anzahl	Art	Offset	Freq.	Ampl.	Anzahl	
31	Kombi.	~	-800	1-12Hz	-700	17*(4s+8c)	---	100	/	/	/	107s

4.2.2 Humane Wirbelsäulenpräparate

Der Versuch wird an zwei LWS-Präparaten (Präparat 1: Versuch 1 (V1) und Präparat 2: Versuch 2 (V2)) männlicher Spendern im Alter von 27 und 34 Jahren durchgeführt. Die Parameter Alter, Geschlecht, Größe, Gewicht und einige Gelenkdurchmesser der Spender sind bekannt (Tabelle 8). Die Wirbelsäulen weisen keine gravierenden Schäden auf. Wie auch die porcinen Präparate werden die Humanpräparate in physiologischer Kochsalzlösung getränktem Vliesstoff umwickelt, doppelt in Plastiktüten verpackt und bis zur Durchführung der Tests bei unter -20°C gelagert. Durch das Tiefgefrieren ist kein Einfluss auf das dynamische Verformungsverhalten zu erwarten, da sowohl das Kriechverhalten von menschlichen Bandscheiben (Dhillon et al., 2001) als auch die Steifigkeit von Wirbelsegmenten (Gleizes et al., 1998) sich durch das Einfrieren nicht signifikant verändern.

Tabelle 8: Anthropometrische Daten der beiden verwendeten Präparate in V1 und V2:
KPM: Körpermasse; KPH: Körperhöhe; ACH: Schulterhöhe; EBH:
Ellenbogenhöhe; FGB: Durchmesser Fußknöchel; KNB Kniebreite; EBB:
Ellenbogenbreite; HGB Handgelenkbreite. Modifiziert aus Huber et al. (2005).

LWS	Alter	KPM [kg]	KPH [cm]	ACH [cm]	EBH [cm]	FGB [cm]	KNB [cm]	EBB [cm]	HGB [cm]
V1	34	101	189	167	130	7,8	12,8	9,2	6,2
V2	27	71	174	155	125	6,4	12,3	9,2	5,9

Präparation der humanen Wirbelsäulen

Die WS werden vor der Präparation schonend in den eingeschweißten Plastiktüten bei Raumtemperatur über acht Stunden aufgetaut. Über eine Längsinzision am Rand der Processus (Procc.) spinosi werden die dorsalen Muskellogen erschlossen und abpräpariert. Im Anschluss wird das ventrale Muskelgewebe entlang der Pedikel unter Schonung des Periostes und des vorderen Längsbandes entfernt. Feine Reste von Muskelgewebe werden am Präparat belassen, da sie keine mechanische Wirkung haben, jedoch Schutz vor Austrocknung bieten. Die Ligamenta (Ligg.) intertransversaria, Ligg. interspinalia sowie Ligg. flava werden auf Höhe LWK2/ 3 sowie LWK5/ S1 durchtrennt und das restliche Gewebe in diesen Bereichen entfernt. Mit der Durchtrennung der Bandscheiben und der Verbundlösung der Zygapophysial-Gelenke wird das LWS-Segment (LWK3, 4, 5) aus der LWS gelöst. Der leicht zugängliche Teil der Cauda equina wird abgetrennt. Für die spätere präzise Positionierung von intradiscalen Druckmessnadeln werden die Bandscheibendiagonalen cranial von LWK3 sowie caudal von LWK5 gemessen. Reste an Gewebe und der Bandscheiben werden an der cranialen Endplatte von LWK3 sowie der caudalen Endplatte von LWK4, 5 entfernt. Abbildung 21 stellt ein WS-Segment nach Abschluss der Präparation dar.

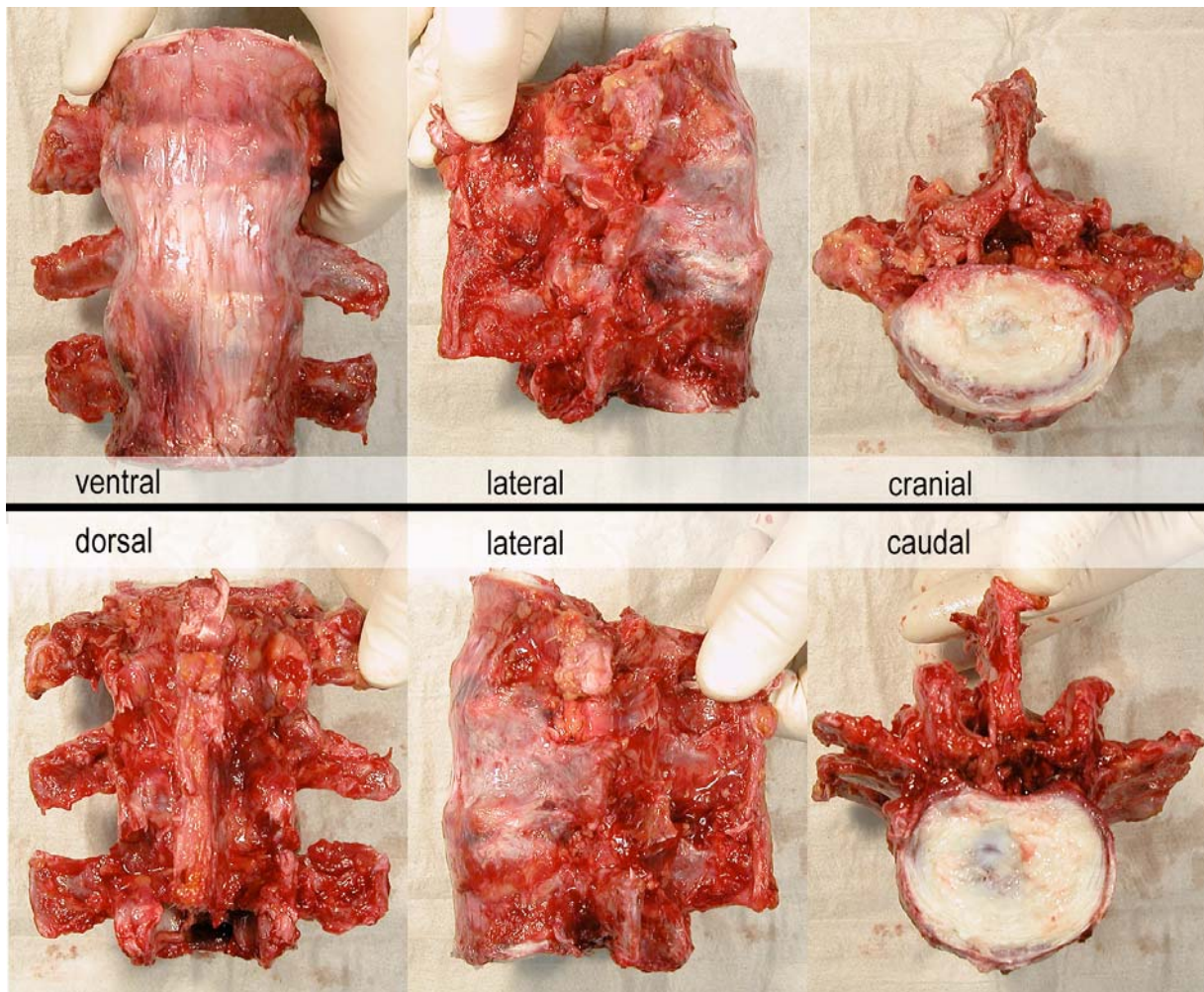


Abbildung 21: Präpariertes LWS-Segment (LWK3, 4, 5) in ventraler, dorsaler, lateraler, cranialer und caudaler Aufsicht.

Die präparierten Wirbelkörper werden mit Hilfe von jeweils drei Spickerschrauben so in den Flanschen positioniert, dass die Endplatten des LWK4 möglichst im rechten Winkel zu dem vertikalen Aktuator (Kapitel 4.2.3) stehen. Analog zu den Versuchen auf Schweineknöchel werden die Bandscheiben bis ca. 1/3 ihrer Höhe mit dem schnell härtenden Zweikomponenten Polyol (RenCast FC 53 Isocyanat, RenCast FC 53 Polyol, Huntsman, England) eingegossen. Anders als bei den Versuchen auf Schweineknöchel befinden sich in den Eingussflanschen Aussparungen, in welche die Procc. spinosi der Funktionseinheiten passen (Abbildung 22). Der Freiraum zwischen Processus spinosi und Flansch wird mit Knetmasse abgedichtet, um ein Auslaufen des Polymeres zu verhindern. Die Ausrichtung und Transport der Präparate werden mit dem bereits genannte Stativ (Abbildung 14) durchgeführt.



Abbildung 22: Konstruktive Details eines Flansches mit einem eingegossenen Präparat. Die Abbildung zeigt abweichend zu den beschriebenen Versuchen eine Funktionseinheit LWK4, 5. Abbildung aus Huber et al. (2005).

Platzierung der Messsensoren

Nach dem in Kapitel 4.1.3 beschriebenen Verfahren werden jeweils zwei DMR (WK-13-060WR-350, Vishay Micro-Measurements, Raleigh, North Carolina) an den in Abbildung 23 dargestellten Applikationspunkten auf den LWK4 aufgebracht. Zwei Druckmessnadeln (Modell 8CT/4F/SS, Gaeltec, Isle of Skye, Scotland, Abbildung 24) werden nach dem Einsetzen der Präparate in die Prüfmaschine, von ventero-medial so in die beiden Bandscheiben (LWK3/ 4 und LWK4/ 5) eingeführt, dass der jeweilige Messsensor zentral in der Mitte des Nukleus pulposus liegt.

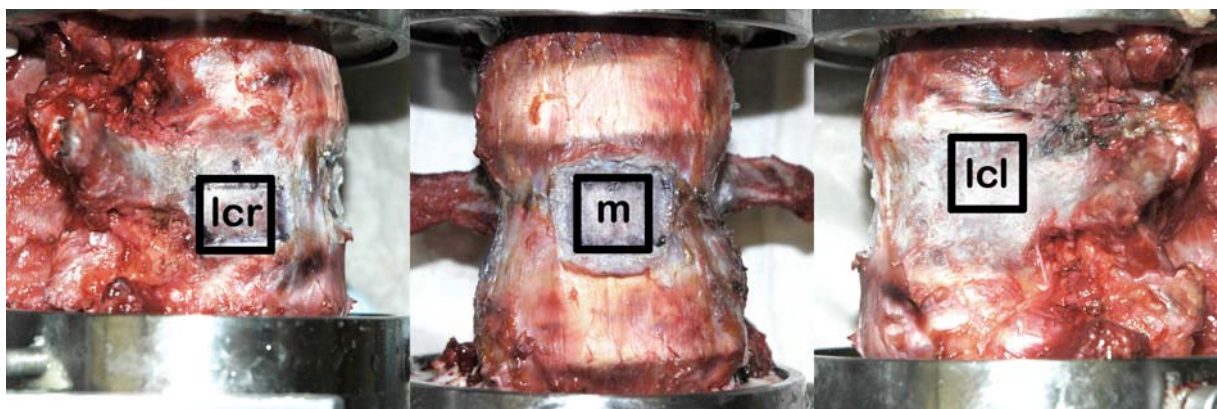


Abbildung 23: Applikationsstellen vor Applikation der DMR: lcr: lateral caudal rechts; m: medial; lcl: lateral cranial links. Die laterale Applikationsstelle wird in den beiden Versuchen variiert.

Die Druckmessnadeln wurden speziell für die Messung von intervertebralem Druck von Mec Nally et al. (McNally et al., 1992) in Zusammenarbeit mit der Firma Gaeltec Ltd. entwickelt. Die Fixierung der Messnadeln erfolgt nach Empfehlung von Huber et al. (2005) durch Druckhalterungen, die über eine Schraube und einen innen liegenden O-Ring die Druckmessnadeln fixieren und mittels Gummibändern am Präparat befestigt werden.

Um ein Austrocknen der Präparate zu verhindern, werden die Präparate während der gesamten Präparation mit Ringerlösung feucht gehalten. Für Transport und Tests werden sie zudem in befeuchteten Zellstoff und Frischhaltefolie eingewickelt.



Abbildung 24: Druckmessnadel für die Bestimmung intervertebralen Drucks. Huber et al. (2005).

4.2.3 Wirbelsäulenprüfstand

Die Versuche werden mit einer servohydraulischen Prüfmaschine (MTS Bionix 858.2 Universalprüfmaschine MTS, Eden Prairie, MN) durchgeführt. Der Messaufbau wird mit einer 6-Komponenten-Kraftmessdose (Seriennummer 30031, Huppert, Herrenberg, Deutschland), die in den axialen Lastgang der Prüfmaschine eingebracht wird erweitert. Die wesentliche technische Herausforderung ist die Realisierung der zweiten Belastungsrichtung als Anbau der Prüfmaschine. Diesbezügliche Arbeiten wurden von Huber et al. (2005) veröffentlicht. In dieser Arbeit wird auf einige wichtige Merkmale des Versuchsaufbaus eingegangen.

Für die Aufbringung der Schubbelastung wird die Prüfmaschine mit einem zusätzlichen horizontalen Aktuator ausgestattet. Dieser Hydraulikzylinder (Hänchen, Typ 120 10012-01) ist mit dem Querausleger an das Querhaupt der Prüfmaschine angebracht (Abbildung 25 und Abbildung 26). Die elastischen Biegebleche stellen die Verbindung zum vertikalen Aktuator der Prüfmaschine dar. Sie bieten den aus der jeweils anderen Richtung auftretenden Belastungen kaum Widerstand und bilden dadurch lediglich eine geringe Störgröße.

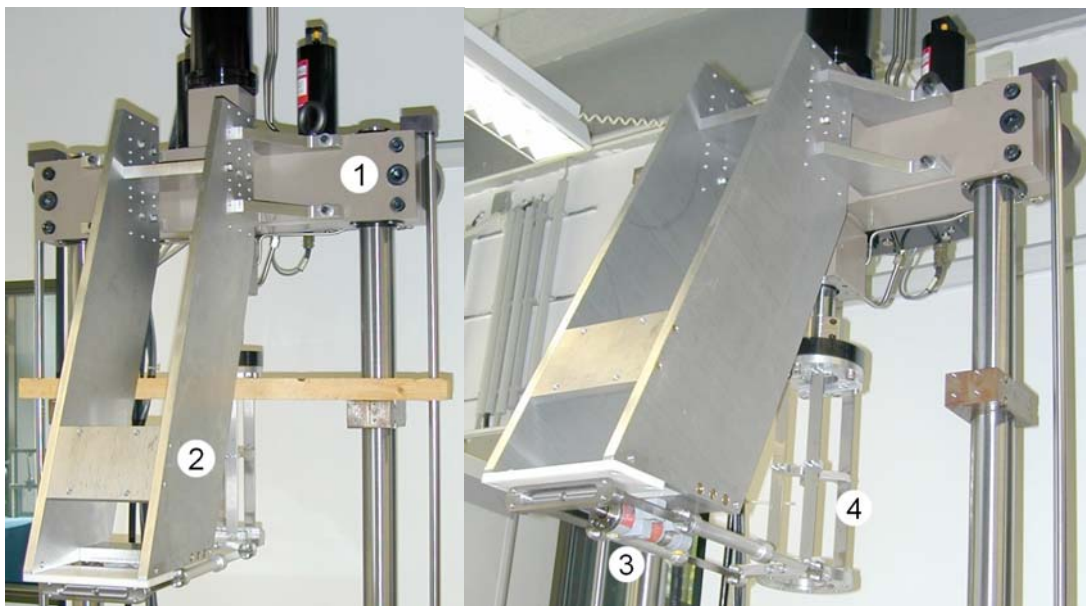


Abbildung 25: Versuchsaufbau des Hauptversuches: (1) Querhaupt, (2) Anbau, (3) horizontalem Zylinder und (4) Biegeblechen. Abbildung aus Huber et al. (2005).

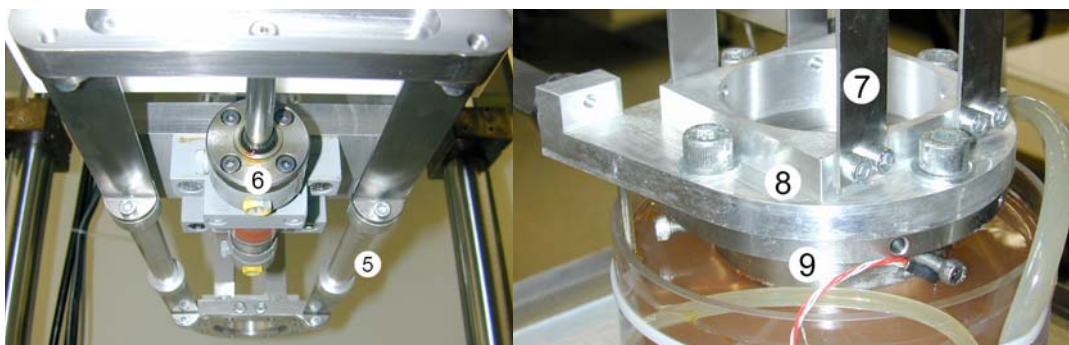


Abbildung 26: Detailaufnahme der elastischen Kopplungen des Prüfstandes: (5) Koppelstangen, (6) horizontaler Zylinder, (7) Biegebleche mit (8) Adapter für die (9) Eingussflansche des Präparates. Huber et al. (2005).

Die axiale Lastauftragung durch den vertikalen Aktuator wirkt sich in der z Achse aus, wobei eine Kompression der WS negative Werte bedeutet. Durch den horizontalen Aktuator wird das Präparat in der x Achse belastet. Positive Werte bedeuten hier eine Verschiebung des cranialen Wirbels nach ventral. Das Koordinatensystem ist in Abbildung 27 dargestellt.

Das Präparat wird für die Messungen so in die Prüfmaschine eingesetzt, dass der obere Flansch über einen Adapter an den Biegeblechen zum vertikalen und über Koppelstangen an den horizontalen Aktuator befestigt wird (Abbildung 26). Der untere Flansch wird an Oberfläche der 6-Komponenten Kraftmessdose angebracht.

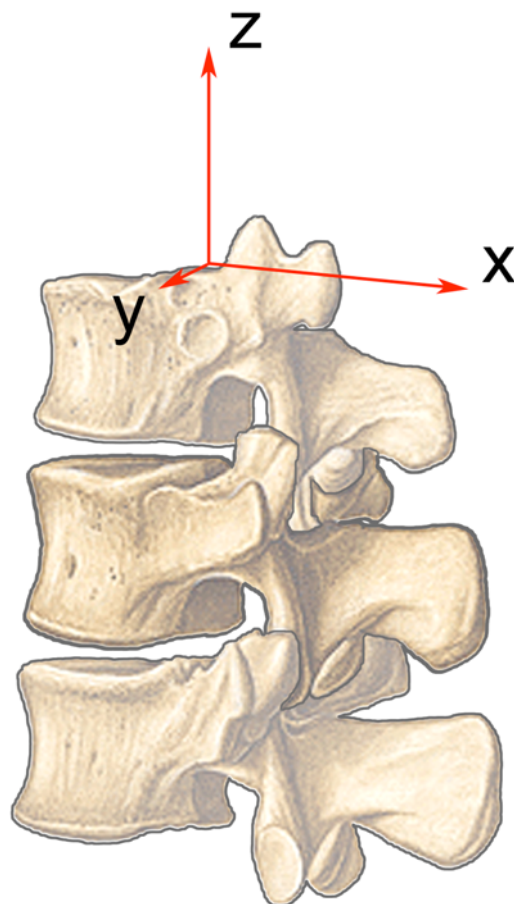


Abbildung 27: Globales Koordinatensystem mit den Achsen: x und z. Abbildung modifiziert nach Putz und Pabst, (2005).

Messtechnik

Die Messgitter der DMR werden in Dreileiter-Viertelbrückenschaltung ausgeführt. Das elektrische Signal der Sensoren wird mit einem MGC-Messverstärker (HBM, Darmstadt) erfasst. Die Messungen mit dem Messverstärker erfordern die Ergänzung der DMR durch hochpräzise Widerstände zu Halbbrücken (Abbildung 28).

Die Datenaufnahme der 6-Komponenten-Kraftmessdose und der intradiscalen Druckmessnadeln erfolgt über die beiden Picas Trägerfrequenzverstärker (Abbildung 18, Kapitel 4.1.4) und eine AD-Wandlerkarte, die in die Prüfmaschine eingebaut wird. Die Kontrolle der Schubachse gelingt mit einem sehr präzisen potenziometrischen Wegaufnehmer (T25, Novotechnik, Ostfildern, Deutschland).

Messdatenerfassung

Vor Versuchsbeginn werden alle Messgeräte einem softwarebasierten Nullabgleich unterzogen. Bevor die Messdaten ausgewertet werden müssen die Messparameter der unterschiedlichen Aufnahme und Speichergeräte synchronisiert und aus den elektrischen Signalen physikalische Größen berechnet werden. Für die weitere Auswertung der Messdaten wird MATLAB, (Mathworks, 3 Apple Hill Drive, Massachusetts) verwendet.

Die Synchronisierung der Messsignale aus den Messrekorden der Peekel Messverstärker und der AD-Wandlerkarte der Prüfmaschine erfolgt über den Abgleich der Messdaten der intervertebralen Drucksensoren, da dieses Signale von allen Geräten aufgezeichnet wurde.

Messwerte von DMS unterliegen bei langen Messdauern einem Drift, dies kann zu einem relevanten Offset führen.

Die Messdaten werden daher durch Abzug eines linearen Trendes für jeden individuellen Messblock (ID1- ID6, ID8- ID18 und ID33) einem Detrend unterzogen. Die Gradengleichung der abzuziehenden Trendkurve wird durch die Daten bestimmt, welche geringer als 1% des absoluten Maximalwertes sind.

Die Berechnung der Dehnung aus den gemessenen Spannungen, die Berechnung der Dehnungsachsen und der Hauptdehnungen erfolgt nach den in Kapitel 2.1 dargestellten Formeln. Die Dehnungsmessungen wurden mit einem Butterworthfilter 4. Ordnung ohne Phasenverschiebung mit einer Eckfrequenz von 30Hz vor der weiteren Auswertung gefiltert.

Bei Messungen an unbelasteten Segmenten treten Setzeffekte auf und auch bei langer Periodendauern sind viskoelastische Effekte zu erwarten (Huber et al., 2001). Deshalb werden beim quasistatischen Test jeweils zwei komplette Zyklen durchfahren. Nur der zweite Messzyklus dient später der Auswertung. Im frequenzabhängigen Test der Präparate werden jeweils lediglich die letzten vier kompletten Schwingungen ausgewertet.

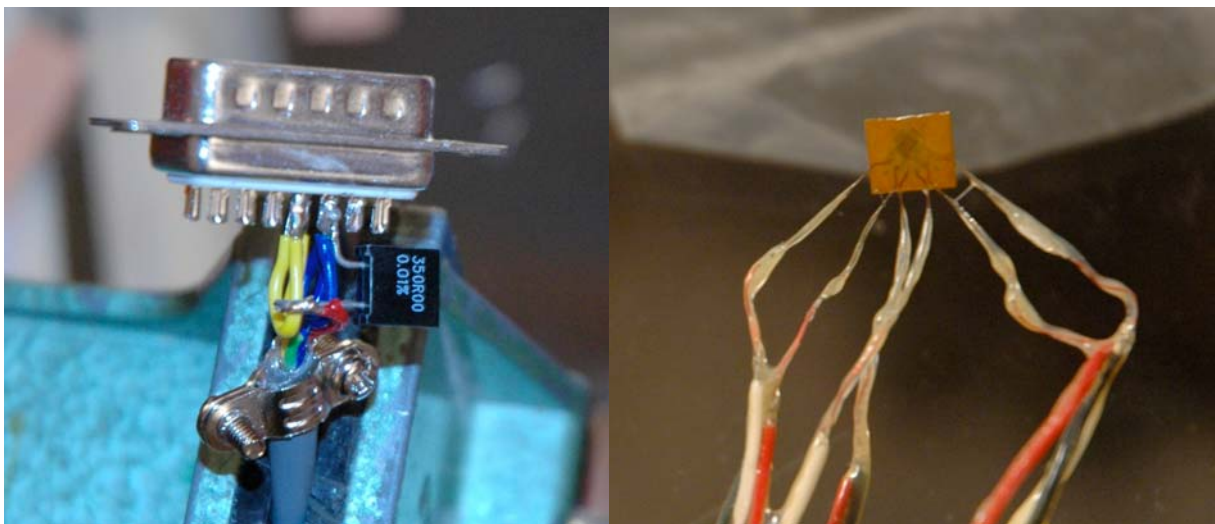


Abbildung 28: Links: Stecker mit Präzisionswiderstand zum Ergänzen der Messgitter zu einer Halbbrücke. Rechts: zur Applikation vorbereitete DMR. Huber et al. (2005).

5 Ergebnisse

Im ersten Teil dieses Kapitels werden die Ergebnisse der Tests zur Optimierung des Klebverfahrens dargestellt. Im zweiten Teil folgen die Ergebnisse der Wirbelsäulentests.

5.1 In vitro Dehnungsmessung auf Knochen

Die Messdaten der insgesamt 16 DMS der dynamischen und 32 DMS der statischen Tests werden unter Berücksichtigung der Messdaten der Kraftmessdosen ausgewertet. Des Weiteren können auf die Messdaten der Prüfstandüberwachung von Mikrometeruhr, Biegeblech, Potenziometer und der Wegaufzeichnung der Prüfmaschine zurückgegriffen werden.

5.1.1 Dynamischer Test

Die Betrachtung der Spitze-Spitze-Werte bei wiederholter axialer Kompressionslast zu den acht Messzeitpunkten erlaubt den Vergleich der Dehnungsmessung mit unterschiedlichen Klebern auch unter dem Aspekt der Versuchsdauer. Der Spitze-Spitze-Wert stellt den gesamten Dehnungsverlauf einer Schwingung von minimaler bis zu maximaler Kompression dar (Abbildung 19, Kapitel 4.1.4).

In Abbildung 29 sind die durchschnittlichen Spitze-Spitze-Werte zu den acht Messzeitpunkten für alle vier Kleber dargestellt. Es zeigen sich ähnliche mittlere Dehnungen zu allen Messzeitpunkten, im Hinblick auf die verwendeten Klebstoffe. Die Güte der Dehnungsmessung verschlechtert sich demnach über den Versuchszeitraum und durch den Einfluss der Ringerlösungen unter Verwendung der vier Kleber nicht. Alle vier Kleber erfüllen das Gütekriterium der Hysteresestabilität, für Dehnungsmessungen.

Die durchschnittlichen Spitze-Spitze-Werte unterscheiden sich je nach verwendetem Kleber und variieren um maximal 34% (Vergleich Histoacryl mit M-Bond 200 zum Zeitpunkt 0). Eine Aussage über die Präzision der Dehnungsmessung unter Verwendung der unterschiedlichen Klebstoffe kann anhand des Tests nicht getroffen werden, da eine Referenzdehnung an den verschiedenen Messstellen nicht gleichzeitig zu Messungen mit DMS vorgenommen werden kann und die Standardabweichungen (SD) hoch sind. Die hohen SD lassen sich durch die Klebung auf wechselnden Applikationsflächen und durch die Verwendung unterschiedlicher Knochen erklären.

Eine statistische Analyse der Spitze-Spitze-Werte wird in einem linearen Modell mit Messwertwiederholung durchgeführt. Der Mauchly-Test auf Sphärizität ($p < 0,001$) zeigt, dass eine Epsilon Korrektur der Freiheitsgrade verwendet werden muss. Es wird die Korrektur nach Huynh-Feldt gewählt. Die Untersuchung ergibt keine signifikanten Unterschiede, weder bezüglich der unterschiedlichen Kleber im Hinblick auf die Messzeitpunkte ($p = 0,069$), noch im paarweisen Vergleich der Kleber untereinander ($p = 0,346$ bis $p = 0,933$).

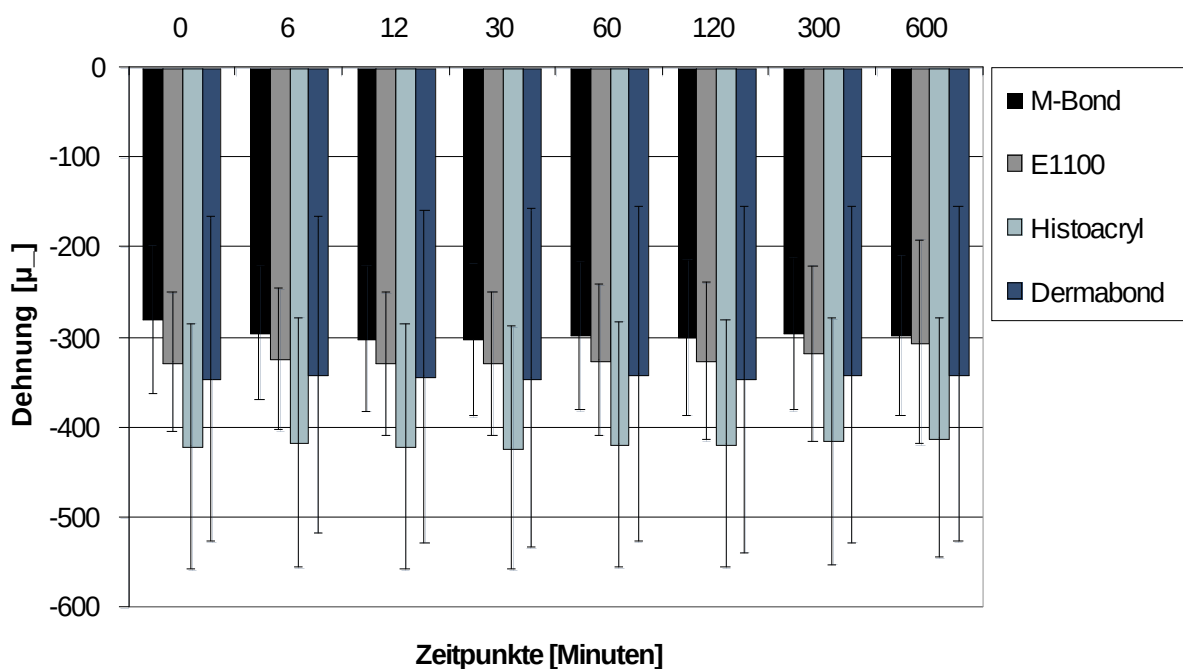


Abbildung 29: Durchschnittliche Spitze-Spitze-Werte mit SD zu den acht Messzeitpunkten der vier verfahrenen dynamischen Tests in Zuordnung zu den vier Klebern.

Zwar zeigen sich für die einzelnen Kleber homogene Werte für die Spitze-Spitze-Werte zu den acht Zeitpunkten, bei den Messungen sind jedoch Unterschiede im Drift der Dehnung für die einzelnen Kleber über den Versuchszeitraum hinweg auffällig. Dieser Drift lässt sich durch die Dehnungsmesswerte bei minimaler Lastauftragung verdeutlichen (Abbildung 30).

Mit einem linearen Modell mit Messwertwiederholung wird eine zeitabhängige Untersuchung der minimalen Dehnung in Abhängigkeit der Kleber durchgeführt. Die Kleber werden hierbei als Zwischensubjektfaktoren betrachtet, sodass Unterschiede zwischen den Klebern analysiert werden. Der Mauchly-Test auf Sphärizität ($p < 0,001$) zeigt, dass eine Epsilon Korrektur der Freiheitsgrade verwendet werden muss. Es wird die Korrektur nach Huynh-Feldt gewählt. Der Test der Innersubjekteffekte weist einen signifikanten Unterschied ($p = 0,001$) für die gemessenen minimalen Spannungen zu den acht Zeitpunkten aus. Des Weiteren zeigt sich eine signifikante Interaktion zwischen den Messzeitpunkten und den verwendeten Klebern ($p = 0,001$). Der Drift ist mit Ausnahme für Dermabond sehr gering und erreicht erst nach mehreren Stunden relevante Werte. Abbildung 30 verdeutlicht, dass wesentlich schlechtere Zeitverhalten von Dermabond im Vergleich zu den übrigen Klebern. Dermabond zeigt sich bezüglich des Gütekriteriums der Nullpunktstabilität als am wenigsten zur Dehnungsmessung geeignet.

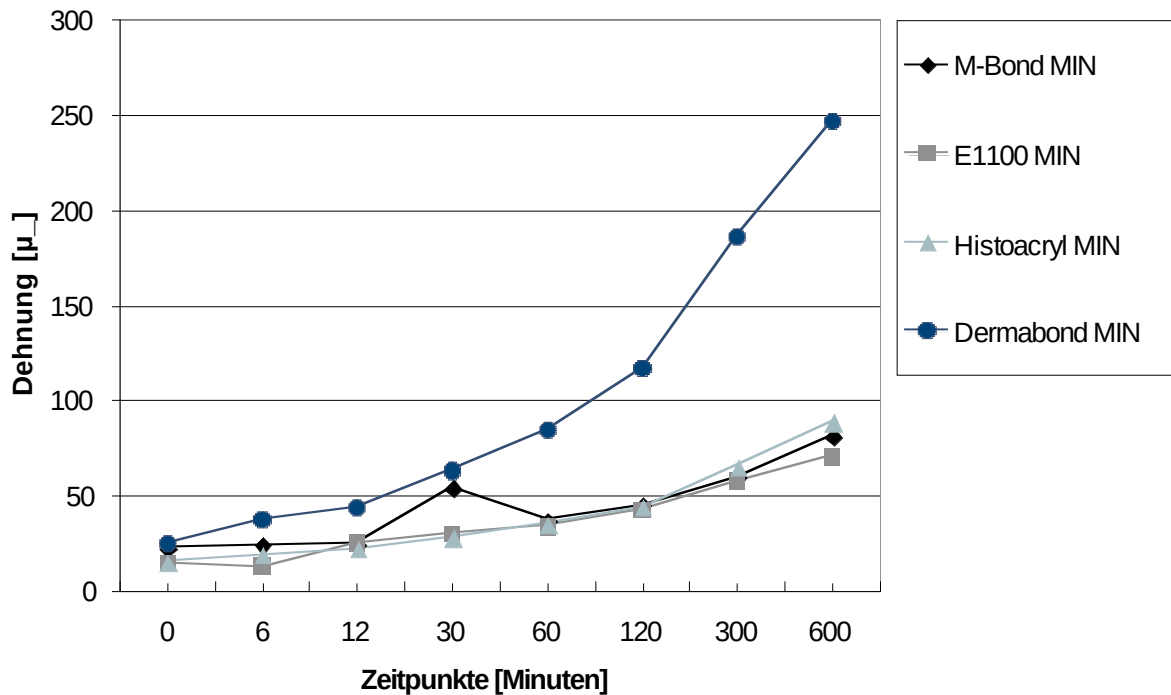


Abbildung 30: Dehnungsmesswerte bei minimaler (MIN) Belastung nach Zuordnung zu den verwendeten Klebstoffen zu den acht Messzeitpunkten.

5.1.2 Statistischer Test

Im statischen Test wird die Dehnungsmessung bei konstanter Kompression durchgeführt. Das Versuchspräparat wird mit einer bestimmten Kraft belastet und es wird dann eine konstante Position des Prüfstandaktuators über die Versuchsdauer von 20 Stunden gehalten. Die Aufrechterhaltung einer konstanten Dehnung des Knochens ist hiermit nur theoretisch realisierbar, da die Reaktionskraft des Knochens aufgrund seiner visko- und poroelastischen Materialparameter sinkt und hierdurch die elastische Verformung der Prüfmaschine geringer wird. Die reelle Dehnung des Präparates müsste sich demnach über die Versuchsdauer steigern. Dieser Einfluss kann abgeschätzt werden.

Die zusätzliche Längendifferenz (l_z) lässt sich aus dem mittleren Kraftabfall (ΔFZ) und der Steifigkeit des kompletten Versuchsaufbaus (c_v) berechnen.

$$l_z = \frac{\Delta FZ}{c_v} \quad (19)$$

$$c_v = \frac{1}{\frac{1}{c_{ges}} - \frac{1}{c_{KMD1}} + \frac{1}{c_{KMD2}}} \quad (20)$$

Hierfür wurde die Steifigkeit des gesamten Prüfstandes (c_{Ges}) gemessen, wofür dem Prüfstand eine Kraftmessdose hinzugefügt wurde. Die Steifigkeiten dieser zusätzlichen Kraftmessdose (c_{KMD1}) sowie der im Versuchsaufbau verwendeten 6-Komponenten-Kraftmessdose (c_{KMD2}) gehen in die Berechnung der Steifigkeit des Versuchsaufbaus (c_v) nach der Formel 20 ein. Die gemessene Steifigkeit des Prüfstandes ($c_{ges.}$) beträgt 7378N/mm, somit errechnet sich bei einer Steifigkeit der Kraftmessdose 1 von (c_{KMD1}) 16667N/mm und einer Steifigkeit der 6-Komponenten-Kraftmessdose von (c_{KMD2}) 420000 N/mm eine Steifigkeit des Versuchsaufbaus von (c_v) 12834N/mm

Der mittlere Kraftabfall der acht Versuche beträgt nach 20 Stunden -862N bei einer SD von ± 157 N. Mit der Formel 19 lässt sich eine zusätzliche Längendifferenz von -67 μ m nach einer Versuchszeit von 20 Stunden berechnen. Im Bezug zum mittleren initial verfahrenen Weg von -314 μ m mit einer Standard Abweichung von $\pm 77\mu$ m ergibt sich daraus eine zu erwartende mittlere Dehnungssteigerung von 21%

Im Gegensatz zu der theoretisch zu erwartenden Dehnungssteigerung von 21% über den Versuchsverlauf von 20 Stunden zeigt sich ein massiver Drift der mittleren Dehnungswerte, mit einem mittleren Abfall der Dehnung über alle Klebgruppen hinweg von 80%.

Analog zu dem dynamischen Test werden die Dehnungsmesswerte zu den Versuchszeitpunkten: 0 Minuten, 6 Minuten, 12 Minuten, 30 Minuten, 60 Minuten, 120 Minuten 300 Minuten, 600 Minuten und zusätzlich nach 1200 Minuten Versuchsdauer untersucht. Die Messwerte zeigen den Drift der Dehnungsmessungen über den Versuchszeitraum für die einzelnen DMS an. Mit einem linearen Modell mit Messwertwiederholung wird eine zeitabhängige

Untersuchung der Kleber durchgeführt. Die Kleber werden hierbei als Zwischensubjektfaktoren betrachtet, sodass Unterschiede zwischen den Klebern analysiert werden. Der Mauchly-Test auf Sphärizität ($p < 0,001$) zeigt, dass eine Epsilon Korrektur der Freiheitsgrade verwendet werden muss. Es wird die Korrektur nach Huynh-Feldt gewählt. Bei entsprechender Epsilon Korrektur nach Huynh-Feldt ergibt der Test der Innersubjekteffekte einen signifikanten Unterschied ($p = 0,001$) für die gemessenen Dehnungen zu den unterschiedlichen Zeitpunkten. Des Weiteren zeigt sich eine systematische Interaktion ($p = 0,001$) zwischen den Messzeitpunkten und den verwendeten Klebern.

In der statistischen Analyse ist ein signifikant schlechterer Drift der Messungen unter Verwendung von Dermabond im Vergleich zu E1100 ($p = 0,013$) und ein eindeutiger Trend im Vergleich zu Histoacryl ($p = 0,058$) dargestellt.

Abbildung 31 verdeutlicht das stärkere Driften der Dehnungsmessungen unter Verwendung von Dermabond im Vergleich zu den anderen Klebern. Der Vergleich der beiden Industriekleber und des Histoacryls zeigt keine signifikanten Unterschiede. Die drei Kleber verhalten sich demnach bezüglich ihres Driftes auch unter permanenter Kompression sehr ähnlich.

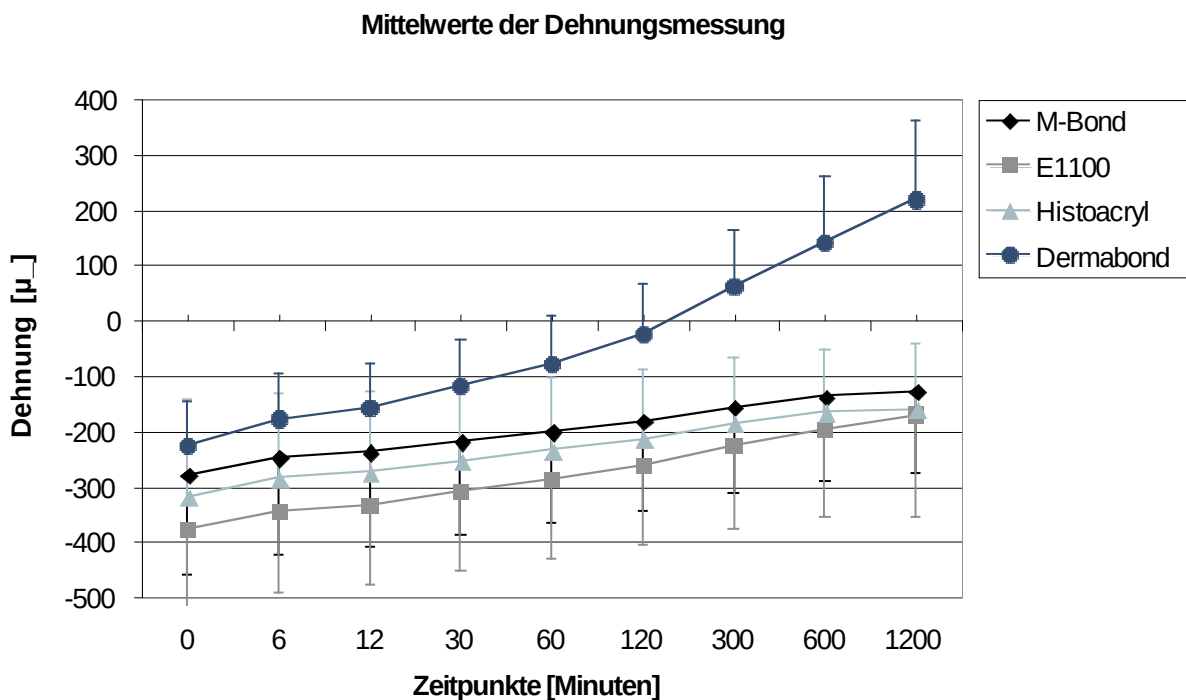


Abbildung 31: Durchschnittliche Dehnungsmesswerte mit SD zu den neun Messzeitpunkten für die vier verwendeten Kleber im statischen Test.

5.2 Dynamische Belastung von Wirbelsäulenpräparaten

Es werden die Ergebnisse der quasistatischen sowie dynamischen Tests zweier LWS-Präparate analysiert. Dehnungs-, Kraft- und Druckaufzeichnung der sechs Messungen eines Konditionierungsblocks der quasistatischen Versuche, sowie die Ergebnisse von insgesamt 24 Messungen bei dynamischer Belastung können hierzu ausgewertet werden. Zusätzlich wird die Kontrollmessung der ID33 (Tabelle 4) zur Analyse der Ergebnisse herangezogen. Im Vordergrund stehen die Messergebnisse der lateral und medial auf die LWK applizierten DMR.

5.2.1 Quasistatische Messung

Betrachtet werden die Dehnungen der beiden Hauptdehnungsachsen (ϵ_1 , ϵ_2) des jeweils zweiten Zyklus der Messungen der ID1, ID2, ID3 und ID33 (Tabelle 4). Die Dehnungen werden gegen die axiale Last aufgetragen. Des Weiteren wird der Verlauf der Dehnungsachsen von ϵ_1 als Winkel β für die Abweichung von der Horizontalebene dargestellt.

Die Ergebnisse erlauben einen intersubjektiven Vergleich, durch Gegenüberstellung beider LWS-Präparate sowie einen intrasubjektiven Vergleich durch die Darstellung der Parameter der lateralen und medialen DMR desselben Präparates im Vergleich. Es folgt die grafische Gegenüberstellung des Wirbelsäulentests der beiden Präparate der Versuche V1 und V2. Gegliedert ist die Darstellung der Ergebnisse des Konditionierungstestsetups nach den Applikationsstellen der DMR (medial und lateral) sowie nach den Identifikationsnummern des Testprotokolls (ID1, ID2, ID3 und ID33).

Vergleich der medialen Rosetten der Versuche V1 und V2

Bei 0° Verkipfung entsprechen positive Werte der Hauptdehnung ϵ_1 einer Ausdehnung der DMR in horizontaler Ebene. Gemäß der Applikation der Rosetten

(Abbildung 23) daher ebenfalls einer Ausdehnung der Wirbelkörper in horizontaler Ebene. Die Achse der Hauptdehnung ϵ_2 steht senkrecht zur Achse von ϵ_1 . Bei negativen Werten und ausgeglichener Hauptdehnungsachse stellt ϵ_2 die Kompression der DMR bzw. des Wirbelkörpers in vertikaler Ebene dar. Entsprechend dem Versuchsaufbau ist bei axialer Belastung des Präparates gerade diese Achse von Bedeutung. In den folgenden Abbildungen werden in das jeweils obere Koordinatensystem die Dehnungsmesswerte der Hauptdehnungen (ϵ_1 und ϵ_2) gegen die axiale Last aufgetragen. Das zweite Koordinatensystem veranschaulicht die Größe des Winkels β , der die Abweichung der Achse der Hauptdehnung ϵ_1 von der Horizontalachse der Rosetten bzw. der Wirbelkörper angibt. Positive Werte bedeuten eine Drehung der Achse von der Horizontalen gegen den Uhrzeigersinn. Negative Werte für eine Drehung im Uhrzeigersinn. Aufgetragen werden die Werte in dem Bereich von 5% der maximal applizierten axialen Last bis zur Vollbelastung.

Bezüglich der Relation von Hauptdehnung ϵ_1 zu applizierter axialer Last erzielt der Wirbelsäulentest konsistente Werte in den drei Belastungsstufen ID1 (Abbildung 32), ID2 (Abbildung 33) und ID3 (Abbildung 34) im Vergleich der beiden Präparate bei Betrachtung der mittleren Rosetten.

Die Hauptdehnung ϵ_2 unterscheidet sich im Vergleich der Präparate stärker bezüglich des Verhältnisses von Dehnung zu applizierter Kraft. V1 erfährt demnach in allen Belastungsstufen an der Applikationsstelle der medialen DMR axial eine stärkere Kompression. In ID1 erreichen die auf 2000N interpolierten Dehnungswerte der Hauptdehnung ϵ_2 in V2 lediglich 66% des interpolierten Dehnungswertes ϵ_2 in V1. Bezüglich der Hauptdehnung ϵ_1 werden bei diesem Vergleich 101% erreicht.

Die medialen Rosetten zeigen im Wirbelsäulentest beider Präparate steigende Dehnungsbeträge der Hauptdehnungen ϵ_1 und ϵ_2 bei Einleitung einer Scherkraft in dorsoventraler Direktion. Die Scherkraft übt demnach eine zusätzliche Kompressionskraft auf die Lendenwirbelkörper aus. Maximale Werte erhalten die Dehnungen an der ventralen Seite des Wirbelkörpers hierbei bei zusätzlichem Schub von dorsal (ID2).

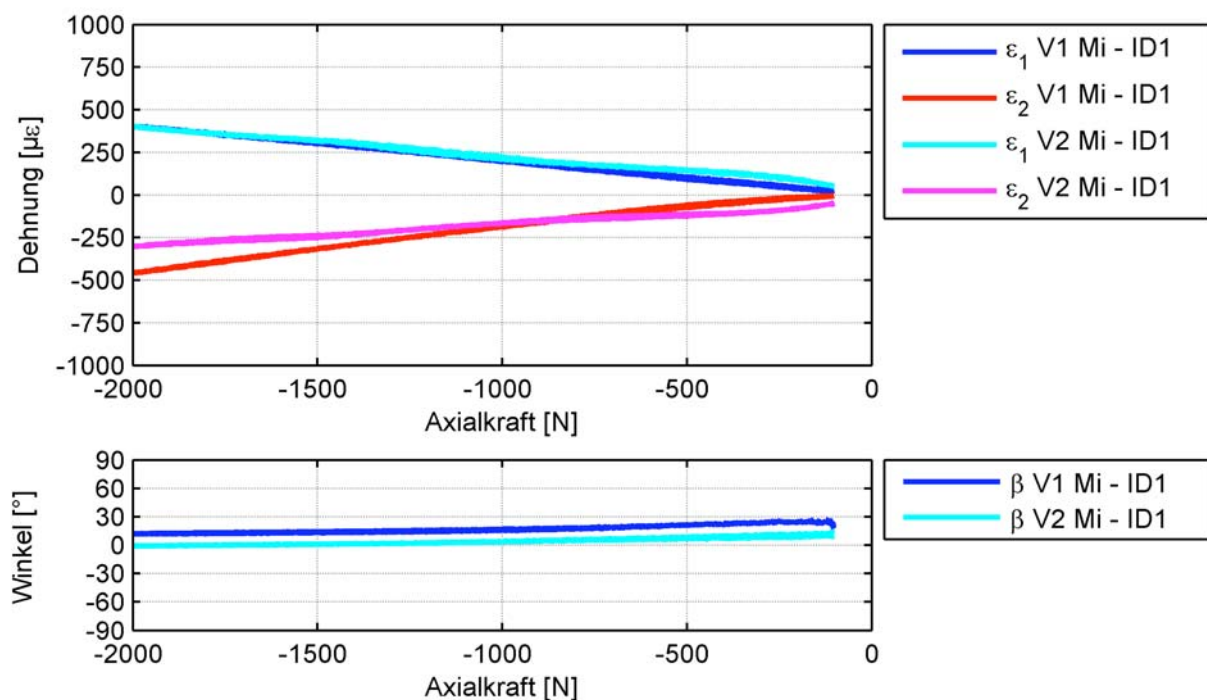


Abbildung 32: Messwerte für ϵ_1 , ϵ_2 und den Winkel β der mittleren Rosetten der Versuche V1 und V2 bei rein axialer Kompression (ID1).

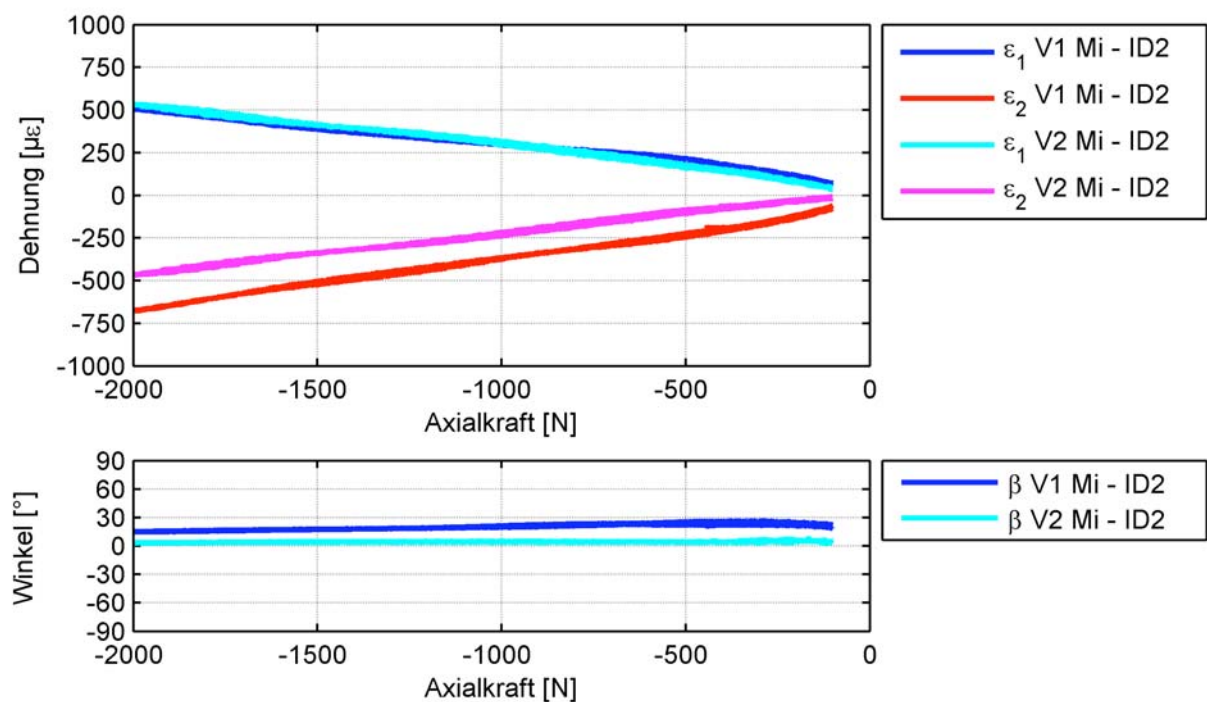


Abbildung 33: Messwerte für ϵ_1 , ϵ_2 und den Winkel β der mittleren Rosetten der Versuche V1 und V2 aufgetragen gegen die axiale Kraft, bei axialer Kompression und sagittalem Schub von dorsal (ID2).

Die Messwiederholung der ID1 durch die zusätzliche Abschlussmessung ID33 (Abbildung 35) zeigt reproduzierbare Messergebnisse. Konsekutive Messungen haben keinen Einfluss auf die Messergebnisse. In V1 kommt es bei maximaler Lastauftragung lediglich zu einer Steigerung der Dehnung nach Abschluss des Versuchsverlaufes um 3% für ϵ_2 . In V2 zu einer Minderung von ϵ_2 um 1%. Die Hauptdehnung ϵ_1 steigert sich um 2% in V1 und sinkt in V2 um 6%. Das Verhalten der Präparate bleibt über den Versuchsverlauf hinweg reproduzierbar.

Im Verlauf der Krafteinleitung ist bei Betrachtung der Hauptrichtungen der Dehnungsachsen eine zunächst größere Abweichung des Winkels (β) zu notieren, die bis zur Auftragung der Maximallast immer kleiner wird. Die Begründung liegt in der Berechnung der Hauptrichtung (siehe Kapitel 2.1). Die signal to noise ratio ist anfänglich größer. Erst bei eindeutigen Dehnungswerten nimmt sie ab. Bei geringem Dehnungszustand ist die Schwankung der Dehnungsmessung der drei Messgitter relativ größer, die Grundlage der Berechnung des Winkels somit diffus. Bei wachsenden Dehnungswerten wird die Berechnung der Hauptrichtung präziser, die Achsangabe somit deutlicher.

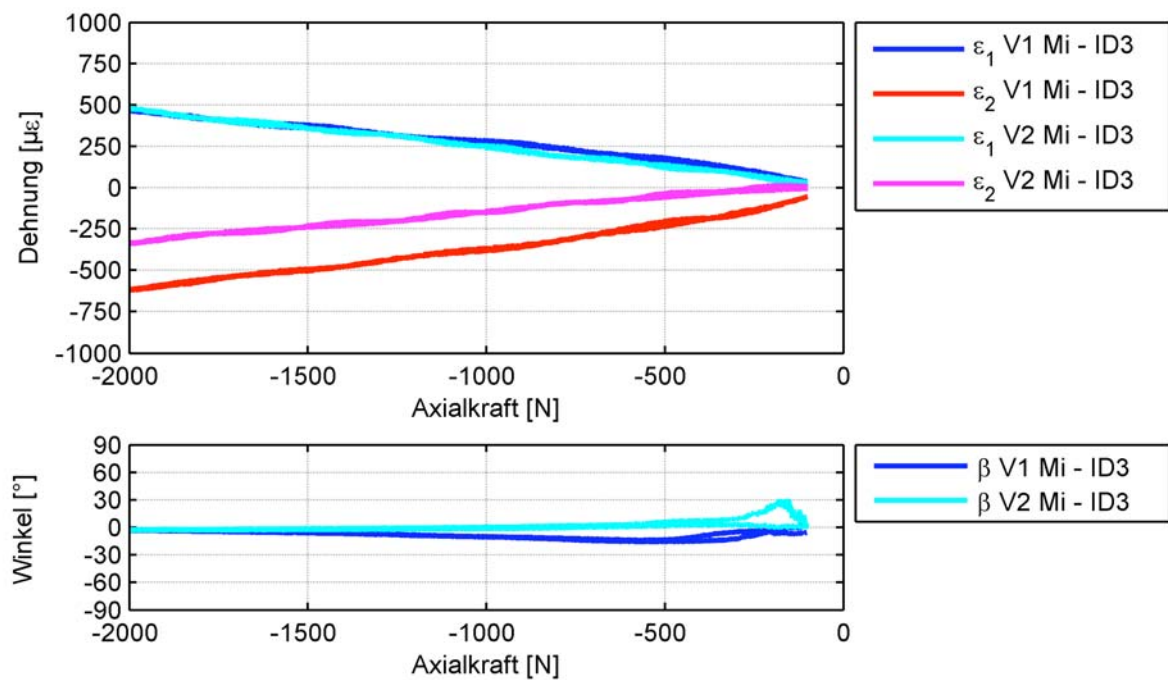


Abbildung 34: Messwerte für ϵ_1 , ϵ_2 und den Winkel β der mittleren Rosetten der Versuche V1 und V2 aufgetragen gegen die axiale Kraft, bei axialer Kompression und sagittalem Schub von ventral (ID3).

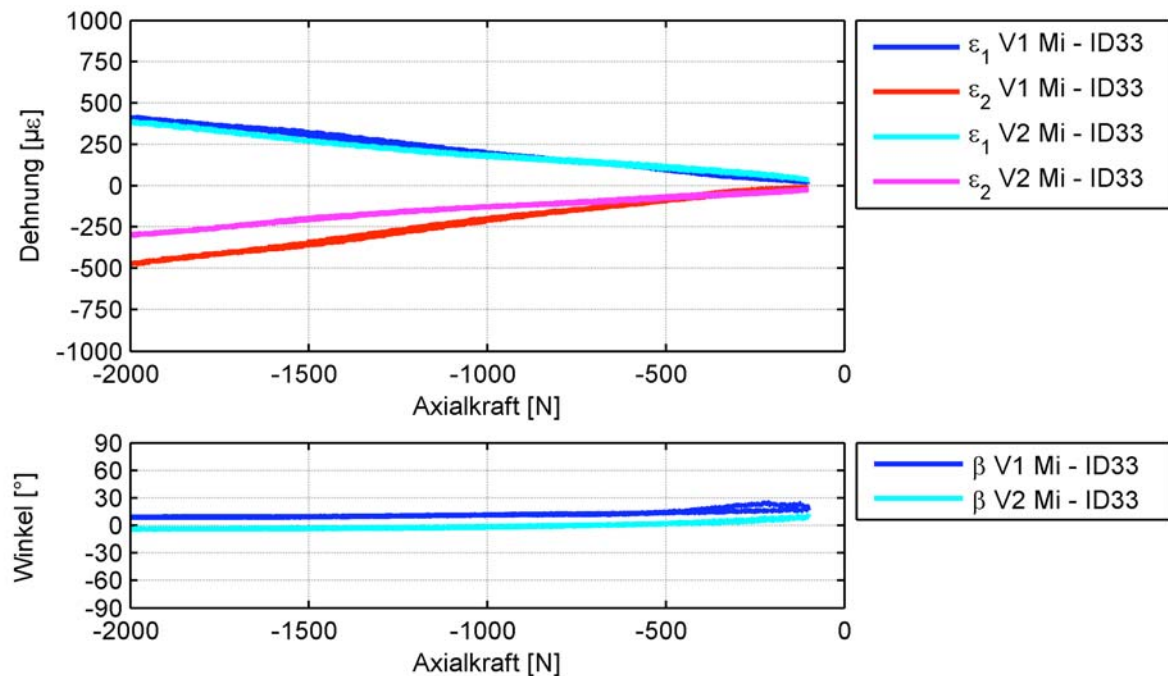


Abbildung 35: Messwerte für ϵ_1 , ϵ_2 und den Winkel β der mittleren Rosetten der Versuche V1 und V2 bei rein axialer Kompression (ID33), als Wiederholung der Belastungsstufe ID1.

In Versuch V2 zeigt sich bei maximaler Lastauftragung in ID1 eine nahezu axiale (-1°) Dehnungsachse der Hauptdehnung ϵ_2 (Abbildung 37). Der Kraftfluss führt an der ventralen Fläche des Wirbelkörpers axial an der Wirbelkörpermitte entlang. Im Belastungsmodus ID1 zeigt sich bei maximaler Lastauftragung in V1 eine Rotation der Dehnungsachse der Hauptdehnung ϵ_2 von 12° zur vertikalen Achse des Wirbelkörpers gegen den Uhrzeigersinn (Abbildung 36).

Durch die zusätzliche Belastung der Präparate mit einer Scherkraft in ID2 und ID3 wird die Hauptrichtung der Dehnungsachsen in den Versuchen V1 und V2 gegensätzlich gedreht. Da sie DMR sich auf gegenüberliegenden Seiten des WK befinden bedeutet dies eine gleichsinnige Drehung der Achse in Bezug auf den WK. Durch die Aufbringung der Scherkraft von +200N (ID2) wird die Dehnungsachse der Hauptdehnungen von ϵ_1 und ϵ_2 mit dem Uhrzeigersinn gedreht. Gegen den Uhrzeigersinn drehen sich die Dehnungsachsen der Hauptdehnungen bei der Belastung der LWS-Präparate mit einer Scherkraft von -200N (ID3).

Vergleichbarer Größenordnung ist die Wendung der Dehnungsachsen der Versuche V1 und V2 während des Versuchsverlaufes. Dies lässt sich bei Betrachtung der Belastungsstufen ID1 und ID33 erkennen. Der Winkel β zeigt in der Belastungsstufen ID33 für den Versuch V1 bei maximaler Lastauftragung eine Rotation der Hauptachsen im Vergleich zur entsprechenden Lastauftragung in ID1 um 3° mit dem Uhrzeigersinn an. In V2 beträgt diese Rotation durch den Testverlauf im Vergleich von ID33 und ID1 ebenfalls 3° .

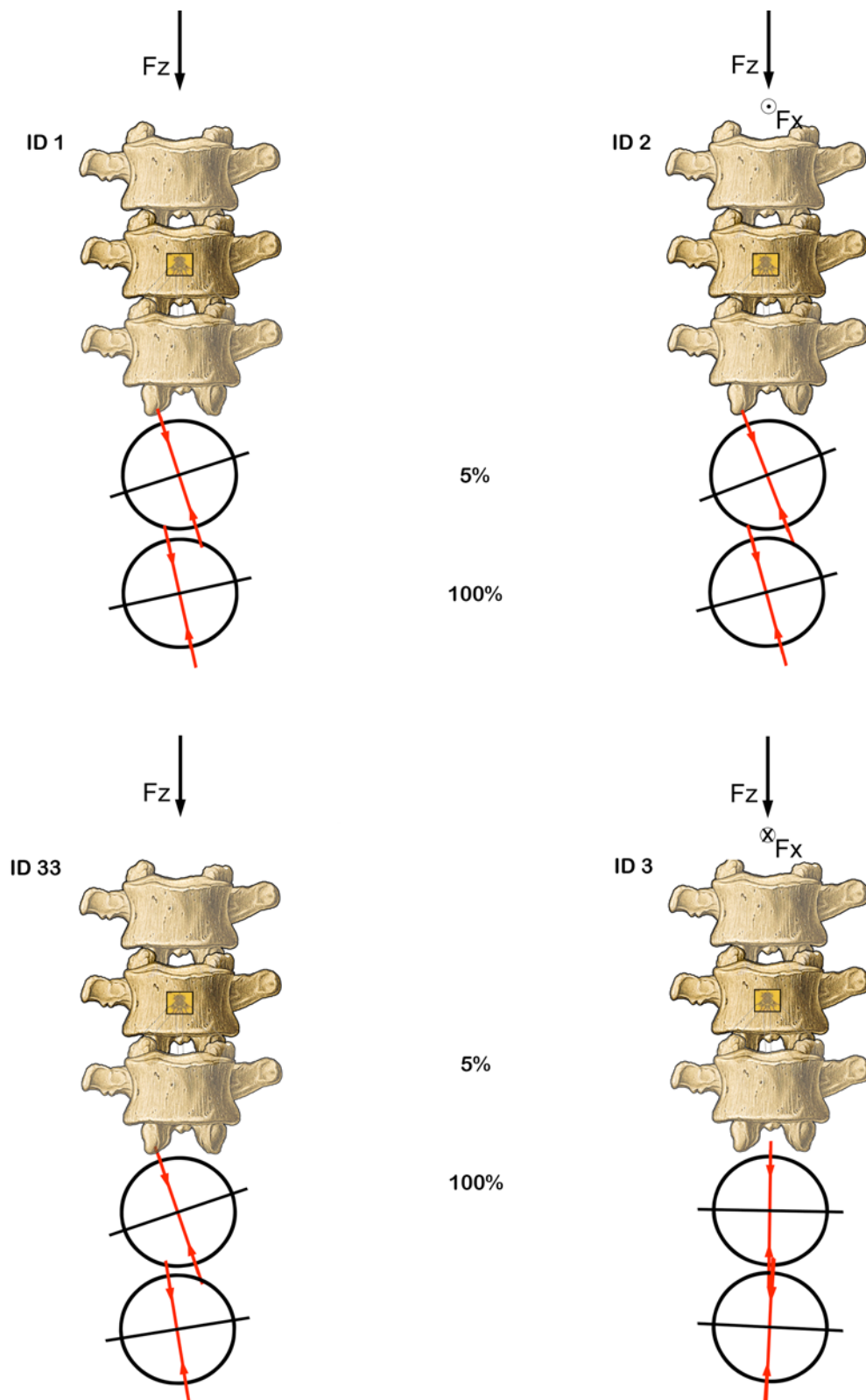


Abbildung 36: Versuch V1: Rotation der Hauptdehnungsachsen ϵ_1 (schwarz) und ϵ_2 (rot) der medial applizierten DMR in ID1, 2, 3 und ID33 bei 5% und 100% der maximalen Lastauftragung. Kraftachsen sind mit F gekennzeichnet. Darstellung mit modifizierten Wirbelkörpern aus Putz und Pabst, (2005).

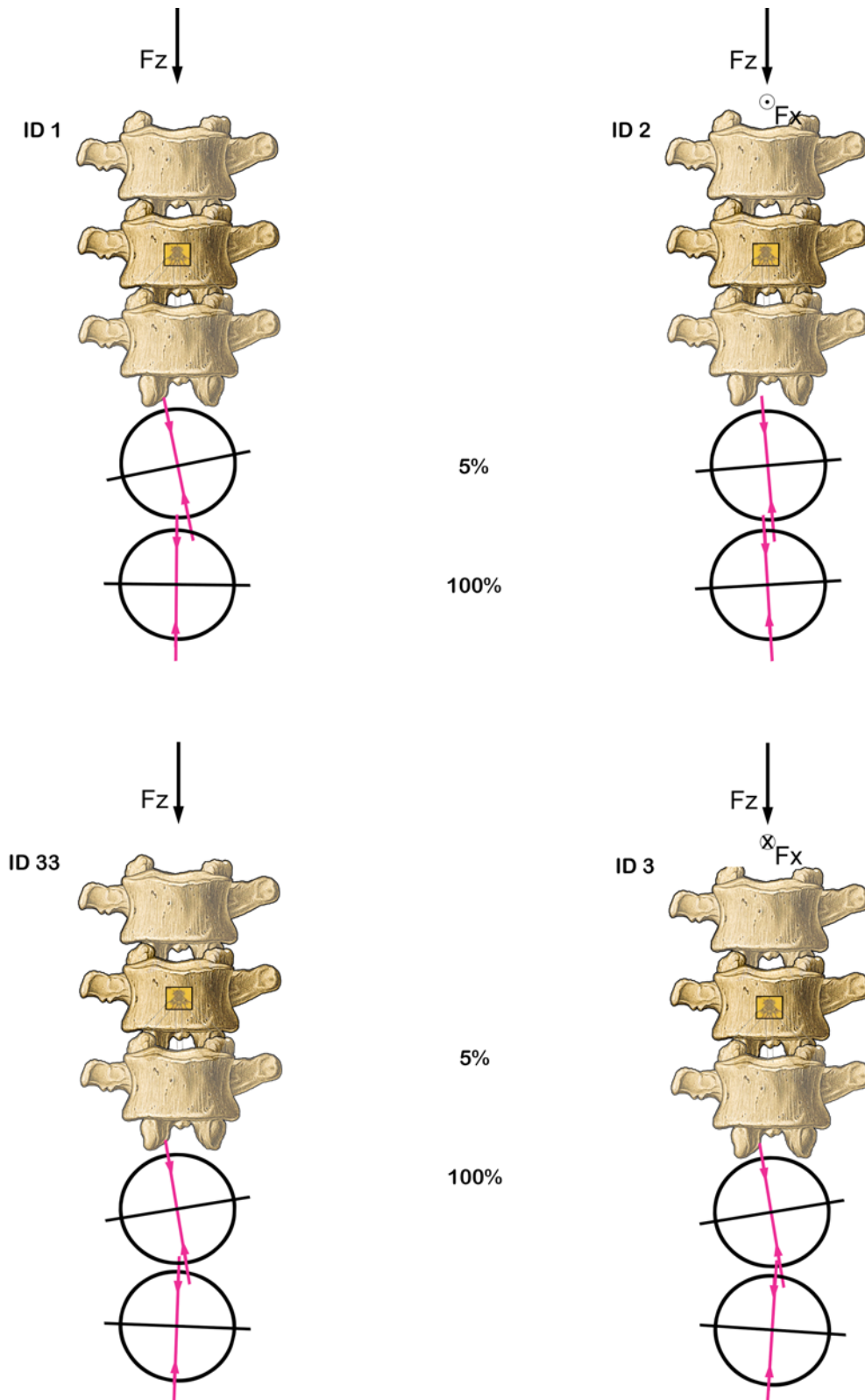


Abbildung 37: Versuch V2: Rotation der Hauptdehnungsachsen ϵ_1 (schwarz) und ϵ_2 (magenta) der medial applizierten DMR in ID1, ID2, ID3 und ID33 bei 5% und 100% der maximalen Lastauftragung. Kraftachsen sind mit F gekennzeichnet. Darstellung mit modifizierten Wirbelkörpern aus Putz und Pabst, (2005).

Vergleich der lateralen DMR der Versuche V1 und V2

Betrachtet werden die Ergebnisse der lateral cranial sinister auf den LWK4 applizierten DMR (V1) sowie der DMR, mit der lateral caudal dexter gewählten Applikationsstelle (V2). Bei ausschließlich axialer Lasteinwirkung (Abbildung 38) resultieren fast deckungsgleiche Kraft-Dehnungskurven für die beiden getesteten Präparate in Versuch V1 und V2. Die Maximaldehnung für ϵ_1 und ϵ_2 übertrifft dabei die Dehnungen der ventero-medial applizierten Rosetten. In ID1 erreicht die gemessene Dehnung in der vertikalen Ebenen (ϵ_2) an der lateralen Messstelle bei maximaler Last in V1 193% der Dehnung, der medial applizierten DMR. In V2 sind dies 288%. Für die Horizontalebene errechnen sich in V1 in diesem Vergleich 154% und in V2 159%.

Eine direkte Wirkung der axialen Kraft (ID1) auf den Wirbelkörper in der Region der lateralen Applikationsstellen, lässt sich aus dem Verlauf des Winkels β schließen. Schon bei geringen Belastungen ist die Hauptdehnungsrichtung eindeutig (Abbildung 42 und Abbildung 43). Eine konstante Differenz der Winkelwerte β in V1 und V2 fällt auch in ID2, ID3 und ID33 auf. Sie könnte Indiz für eine zur Lastachse verkippt applizierte DMR sein. Demnach ist es die lateral caudal dexter applizierte DMR in V2, die nach links verkippt appliziert ist.

Die Messergebnisse der lateral cranial sinister applizierten DMR in V1 zeigen bei zusätzlichem Schub von dorsal (ID2, Abbildung 39) eine geringere Dehnung ϵ_2 dieser dorsalen Applikationsfläche als bei rein axialer Lasteinleitung. Zudem zeigt sich eine Drehung der Hauptachse gegen den Uhrzeigersinn (Abbildung 42). Die Achse dieser cranial applizierten DMR wird apikal ventralisiert. Bei ansteigender axialer Last wird die Drehung gegen den Uhrzeigersinn durch die dominante axiale Lasteinwirkung gemindert, erreicht aber nicht den Winkel der bei rein axialer Lasteinwirkung erreicht wird. Bei gegenläufigem Schub (ID3, von ventral, Abbildung 40) zeigt sich der gleiche Effekt, jedoch in gegensätzlicher Richtung, die Hauptachse dreht bei Schub von ventral deutlich mit dem Uhrzeigersinn.

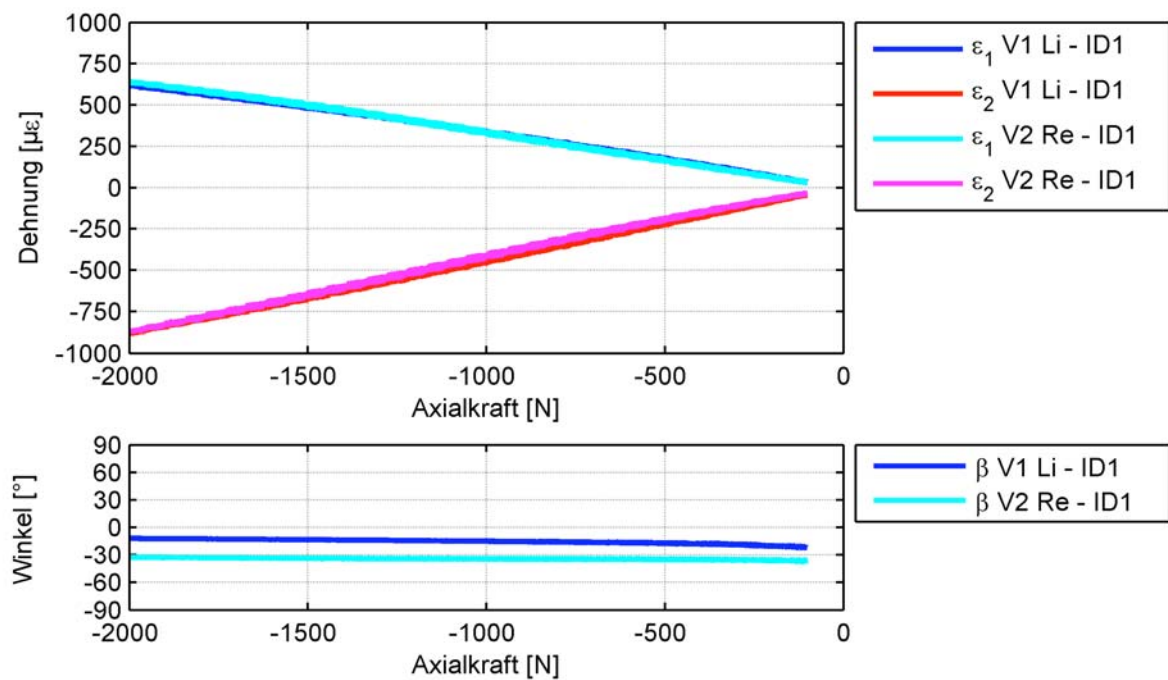


Abbildung 38: Messwerte für ϵ_1 , ϵ_2 und den Winkel β der lateralen Rosetten der Versuche V1 und V2 bei rein axialer Kompression (ID1).

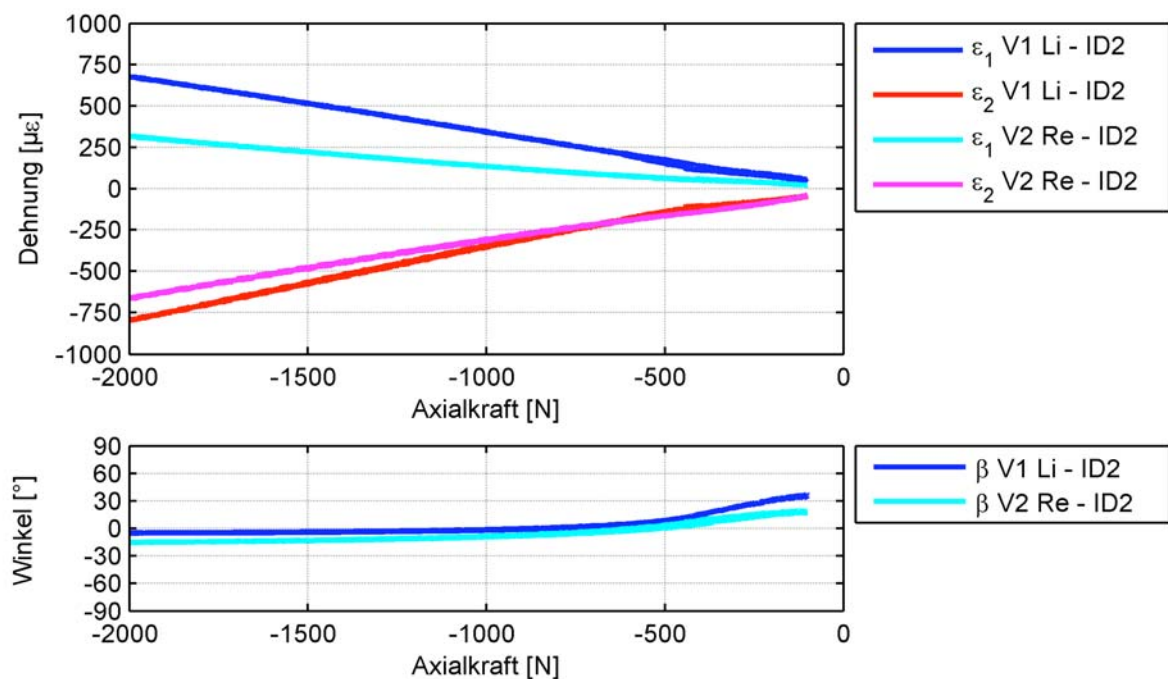


Abbildung 39: Messwerte für ϵ_1 , ϵ_2 und den Winkel β der lateralen Rosetten der Versuche V1 und V2 aufgetragen gegen die axiale Kraft, bei axialer Kompression und sagittalem Schub von dorsal (ID2).

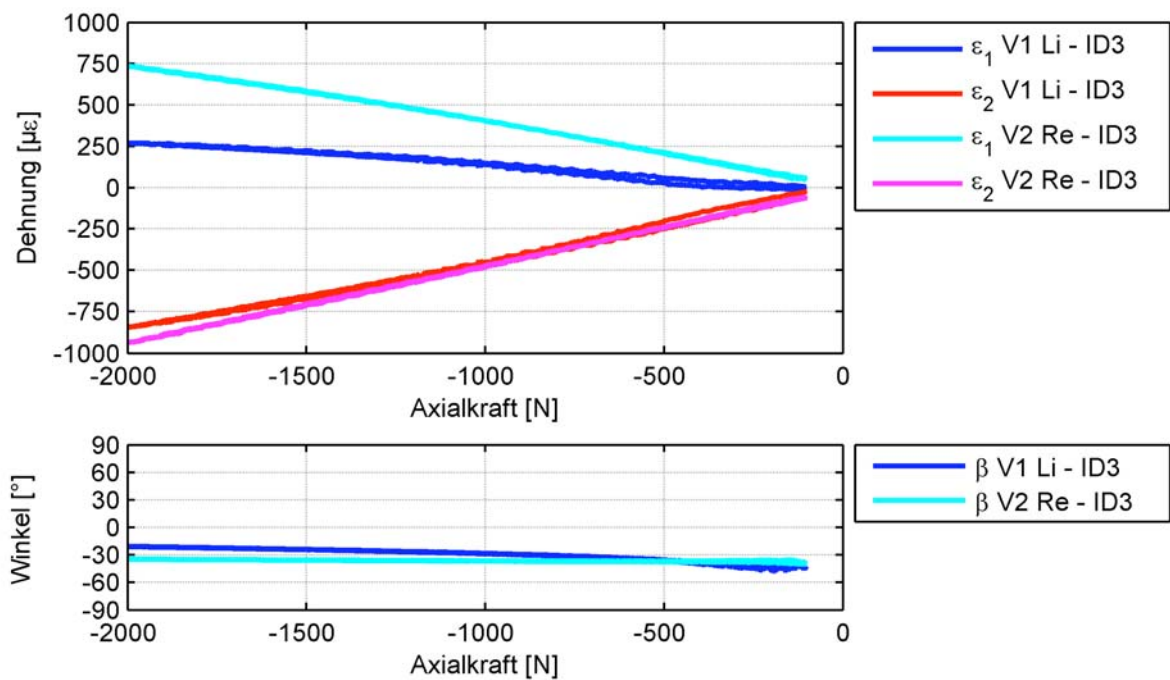


Abbildung 40: Messwerte für ϵ_1 , ϵ_2 und den Winkel β der lateralen Rosetten der Versuche V1 und V2 aufgetragen gegen die axiale Kraft, bei axialer Kompression und sagittalem Schub von ventral (ID3).

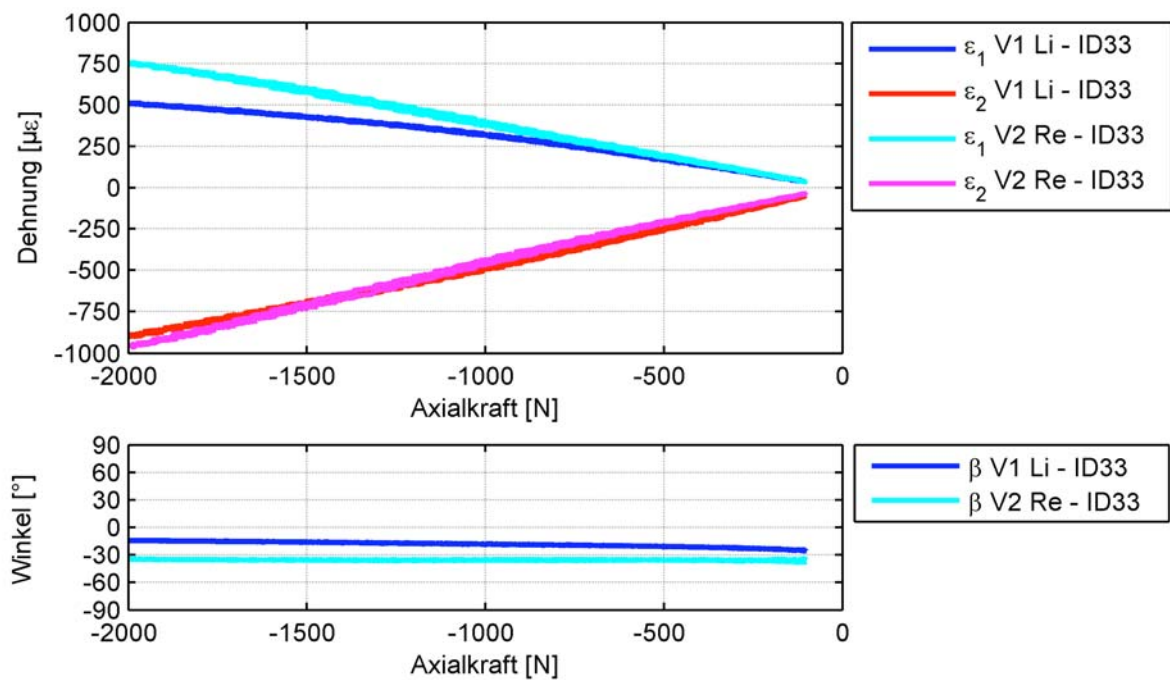


Abbildung 41: Messwerte für ϵ_1 , ϵ_2 und den Winkel β der lateralen Rosetten der Versuche V1 und V2 bei rein axialer Kompression (ID33), als Wiederholung der Belastungsstufe ID1.

Hier kann ebenfalls eine Minderung des Effektes bei zunehmender axialer Lasteinwirkung beobachtet werden.

Auch die lateral caudal dexter applizierte DMR in V2 zeigt bei zusätzlicher Schubkraft von dorsal (ID2) eine Abweichung der Hauptrichtung gegen den Uhrzeigersinn (Abbildung 43). Da die DMR auf der Gegenseite des Wirbelkörpers appliziert ist, bedeutet dies jedoch eine entgegen gesetzte Richtung der Hauptdehnungen im Vergleich zu V1.

Neben dem unterschiedlichen Verlauf der Hauptdehnungsachse, wird an der lateral caudal dexter gelegenen Messstelle in der Belastungsstufe ID2 mit Schub von dorsal, eine geringere und in der Belastungsstufe ID3 mit Schub von ventral, eine deutlich höhere Dehnungsintensität als bei der cranialen DMR in (V1) gemessen.

Der Vergleich der Belastungsstufe ID1 mit den Ergebnissen der Messwiederholung ID33 (Abbildung 41) zeigt auch bei den lateralen Rosetten eine reproduzierbare Messung. Die Rotation der Dehnungsachse über den Versuchsverlauf beträgt bei maximaler axialer Belastung in V1 und V2 lediglich -2° . Mit einer Zunahme der Kompression von lediglich $-81\mu\epsilon$ zeigt sich in V2 in der Belastungsstufe ID33 am Ende der Messung eine geringfügig verstärkte Dehnung ϵ_2 . In V1 beträgt diese Differenz $-12\mu\epsilon$. Die Messergebnisse der Hauptdehnungen ϵ_1 unterscheiden sich im Vergleich der ersten und der letzten Belastungsstufe mit $-105\mu\epsilon$ in V1 und $112\mu\epsilon$ in V2 ebenfalls geringfügig, wenn auch vergleichsweise stärker und gegensätzlich.

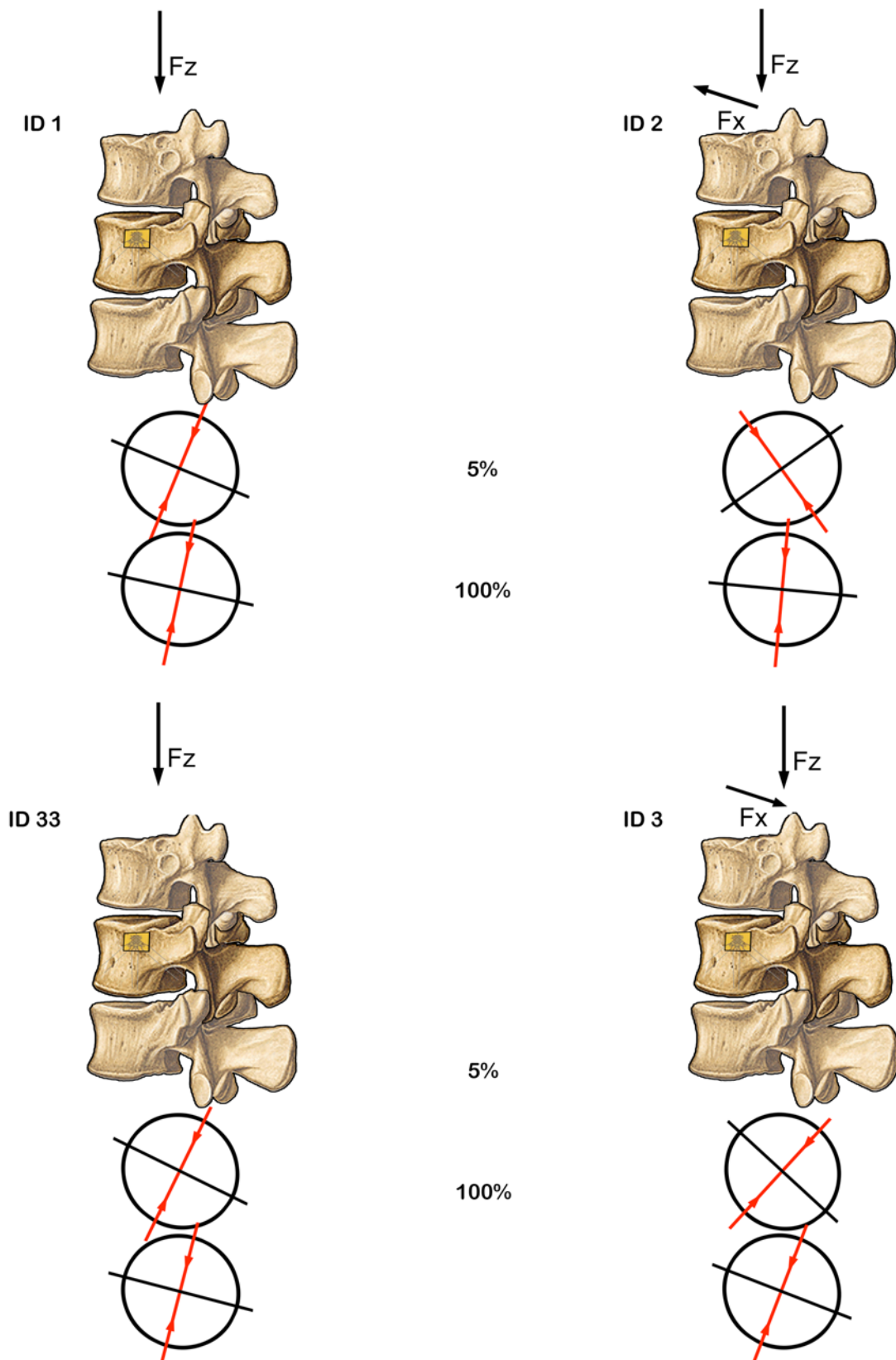


Abbildung 42: Versuch V1: Rotation der Hauptdehnungsachsen ϵ_1 (schwarz) und ϵ_2 (rot) der lateral cranial sinister applizierten DMR in ID1, ID2, ID3 und ID33 bei 5% und 100% der maximalen Lastauftragung. Kraftachsen sind mit F gekennzeichnet. Darstellung mit modifizierten Wirbelkörpern aus Putz und Pabst, (2005).

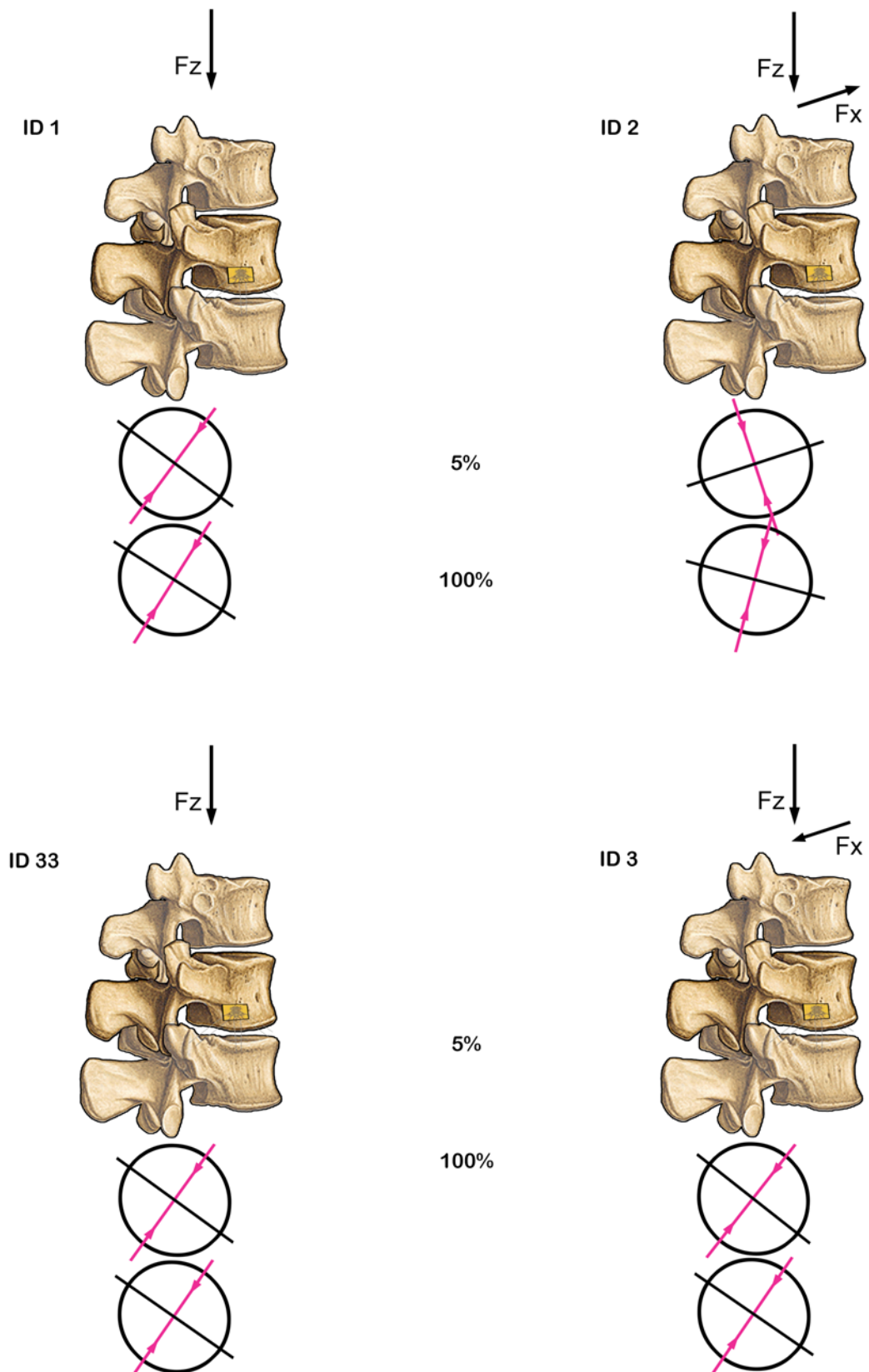


Abbildung 43: Versuch V2: Rotation der Hauptdehnungsachsen ϵ_1 (schwarz) und ϵ_2 (magenta) der lateral caudal dexter applizierten DMR in ID1, ID2, ID3 und ID33 bei 5% und 100% der maximalen Lastauftragung. Kraftachsen sind mit F gekennzeichnet. Darstellung mit modifizierten Wirbelkörpern aus Putz und Pabst, (2005).

5.2.2 Frequenzabhängige Messungen

Betrachtet werden die gemittelten Hauptdehnungen (ϵ_1 , ϵ_2) der jeweils vier letzten Schwingungen der 17 Frequenzstufen der Belastungsstufen ID8, ID12 und ID18 (Tabelle 5).

Zum einen werden die Hauptdehnungen zu diesem Zweck auf die Spitze-Spitze-, (Abbildung 19, Kapitel 4.1.4) bzw. doppelten Amplitudenwerte der Kraft (ID8: 400N, ID12: 1100N; ID18: 2000N) interpoliert und dem Frequenzspektrum zugeordnet. Zum anderen, analog zur Darstellung der quasistatischen Tests, die gemittelten Hauptdehnungen ϵ_1 und ϵ_2 der Schwingungszyklen kontinuierlich gegen die gemessene axiale Last aufgetragen. In dem zweiten Koordinatensystem dieser Abbildungen wird der Verlauf der Hauptdehnungsachse ϵ_1 als Winkel β für die Abweichung von der Horizontalebene gegen den Kraftverlauf dargestellt. Die Soll-Kraft wurde in allen Frequenzstufen mit einer maximalen Abweichung von -3% und 3% erreicht.

Die Ergebnisse erlauben einen Intersubjektvergleich, durch Gegenüberstellung der beiden LWS sowie einen Intrasubjektvergleich durch die Darstellung der Parameter der lateralen und medialen DMR desselben Präparates im Vergleich. Zudem ist die Beurteilung des Einflusses der unterschiedlichen Belastungsfrequenzen und der Vergleich mit den Messergebnissen der quasistatischen Tests möglich.

Analog der grafischen Gegenüberstellung des quasistatischen Wirbelsäulentests gliedert sich die Darstellung der Ergebnisse des frequenzabhängigen Tests nach den zwei Versuchen V1 und V2 der beiden Präparate, den Applikationsstellen der DMR (medial und lateral) sowie nach den Identifikationsnummern des Testprotokolls. Berücksichtigt werden die Ergebnisse der jeweils medial applizierten Rosetten der Versuche V1 und V2 sowie die Ergebnisse der lateral cranial sinister auf dem LWK4 applizierten DMR (V1) und der lateral caudal dexter aufgebrachten DMR in V2.

Vergleich V1 und V2 medial:

In den 17 Frequenzstufen von 1- 12Hz werden in ID8, ID12 und ID18 gleichmäßige Hauptdehnungswerte erreicht (Abbildung 44, Abbildung 45 und Abbildung 46). Dies spiegelt auch die geringe SD der über alle Frequenzstufen gemittelten Hauptdehnungen (ϵ_1 , ϵ_2) der beiden Versuche V1 und V2 wieder (Tabelle 9). Die unterschiedlichen Frequenzstufen führen zu keiner wesentlichen Veränderung der Dehnungsparameter.

Tabelle 9: Spitze-Spitze-Werte der über alle Frequenzstufen gemittelten Hauptdehnungen ϵ_1 und ϵ_2 beider Versuche in den Belastungsstufen ID8, ID12 und ID18 mit SD.

Ident. Nr.	Kraft [N]		Mediale Applikationsfläche		Laterale Applikationsfläche	
			V1 [$\mu\epsilon$]	V2 [$\mu\epsilon$]	V1 [$\mu\epsilon$]	V2 [$\mu\epsilon$]
ID8	400	ϵ_1	71	69	127	119
		SD	1	1	2	8
		ϵ_2	-75	-47	-176	-144
		SD	1	0	2	6
ID12	1100	ϵ_1	197	190	309	315
		SD	2	6	2	29
		ϵ_2	-223	-144	-464	-410
		SD	2	3	0	22
ID18	2000	ϵ_1	380	353	483	595
		SD	9	6	8	62
		ϵ_2	-423	-277	-806	-782
		SD	1	10	2	49

Es ist ein unterschiedliches Dehnungsniveau der Hauptdehnung ϵ_2 für die beiden Wirbelsäulenpräparate auffällig. Die über alle Frequenzstufen gemittelten Dehnungswerte des Versuchs V2 erreichen, geordnet nach den Belastungsstufen ID8: 62%, ID12: 65% und in ID18: 66%, der Dehnungswerten des Tests V1 (Tabelle 9).

Bezüglich der Hauptdehnung ϵ_1 werden in V1 und V2 nahezu deckungsgleiche Werte gemessen. In V2 werden hier in ID8: 96%, in ID12: 97% und in ID18: 93% der Dehnung von V1 erreicht. Mit 101% zeigt sich in ID1 der quasistatischen Versuche bei diesem Vergleich ein nahezu identischer Wert. Hier erreichen die auf 2000N

interpolierten Dehnungswerte der Hauptdehnung ϵ_2 in V2 ebenfalls lediglich 66% des interpolierten Dehnungswertes ϵ_2 in V1.

Der LWK4 erhält in V1 in allen drei frequenzabhängigen Belastungsstufen sowie in der quasistatischen Belastungsstufe ID1 an der ventralen medialen Applikationsstelle eine größere vertikale Kompression als horizontale Ausdehnung, während sich dies in V2 gegenläufig verhält.

Die Abweichung der Hauptdehnungsachse von ϵ_1 , zeigt sich in der Analyse der Messwerte gleichförmig als unabhängig von der Schwingungsfrequenz. Das heißt, dass der Winkel β nicht von der Frequenz der Schwingungen beeinflusst wird. Im Weiteren wird der Winkel β daher lediglich bei der Maximalfrequenz von 12Hz dargestellt (Abbildung 44, Abbildung 45 und Abbildung 46).

Wie im Kapitel 5.2.1 beschrieben ist bei Betrachtung der Hauptachsen im Verlauf der Krafteinleitung zunächst eine größere Abweichung des Winkels β von der Horizontalebene zu notieren. Bei wachsenden Dehnungswerten wird die Berechnung der Hauptrichtung präziser, die Achsangabe somit deutlicher. Die Zyklen der drei frequenzabhängigen Belastungsstufen beginnen weder, noch enden sie bei gleichem Lastniveau. Sie unterscheiden sich so auch von den Belastungsstufen des quasistatischen Tests. Ein nomineller Vergleich der Hauptdehnungsachsen ist nicht möglich. Die Werte lassen sich lediglich tendenziell vergleichen.

In V1 und V2 weicht die Achse der Hauptdehnung ϵ_1 zu Beginn der Lastauftragung stärker gegen den Uhrzeigersinn ab. Mit steigender Belastung wird dieser Winkel kleiner. In V1 errechnen sich für den Winkel β bei Erreichen des maximalen Lastniveaus in den Schwingungszyklen bei 12Hz in den Belastungsstufen ID8: 17°, ID12: 13° und in ID18: 10°. In V2: ID8: 2°, ID12: -2° und ID 18: -4° (Tabelle 10). Die absteigende Tendenz des Winkelwertes bei steigender axialer Last in den Belastungsstufen ist erkennbar. Es werden Werte nahezu identischer Größenordnung wie in den quasistatischen Messungen der Belastungsstufen ID1 und ID33 erreicht (Tabelle 10). Am deutlichsten wird dies bei ähnlicher axialer Kompression (ID18). Das frequenzabhängige Lastverfahren zeigt bei den Messungen am LWS-Präparat bezüglich der Hauptdehnungsachsen keinen wesentlichen Unterschied zum quasistatischen Lastverfahren.

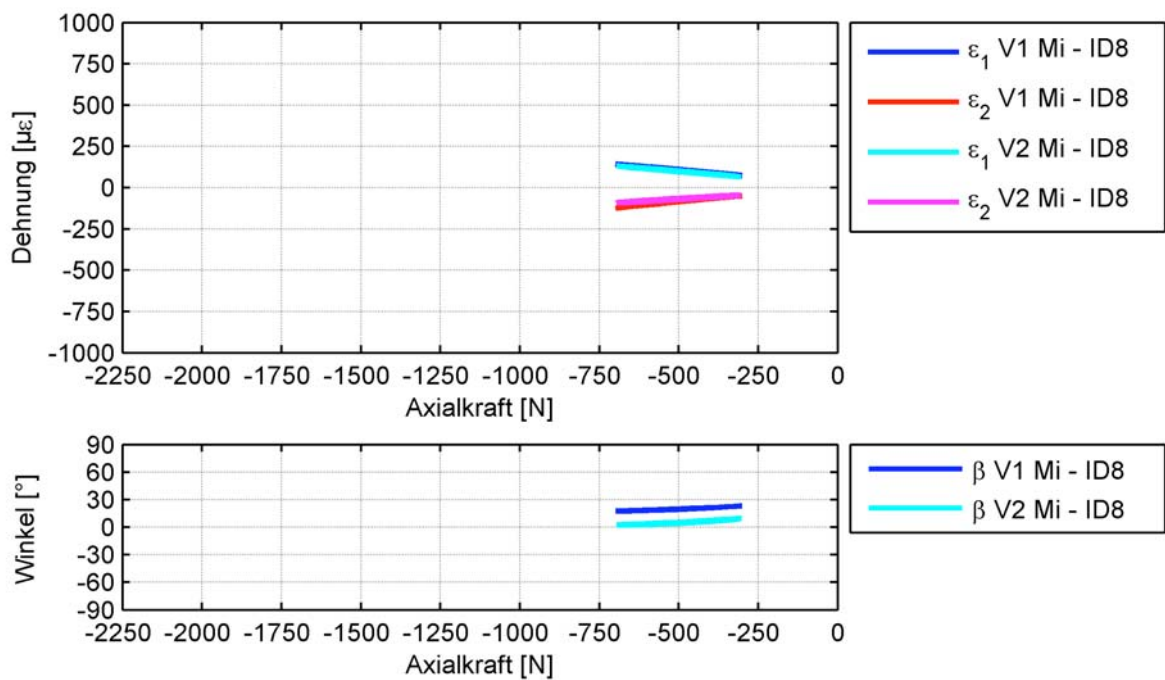


Abbildung 44: Über Frequenzstufen gemittelte Messwerte für ϵ_1 und ϵ_2 sowie der Winkel β der mittleren Rosetten der Versuche V1 und V2 aufgetragen gegen die axiale Kraft der Belastungsstufe ID8 (Soll-Kraft-Maximum -700N).

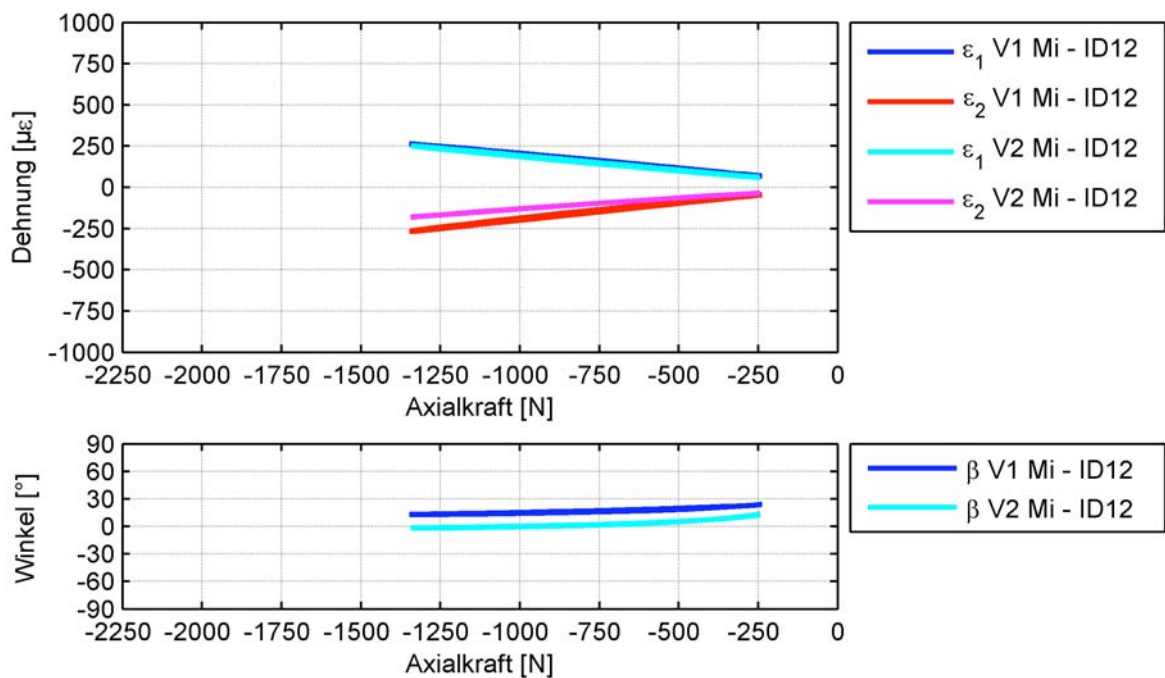


Abbildung 45: Über Frequenzstufen gemittelte Messwerte für ϵ_1 und ϵ_2 sowie der Winkel β der mittleren Rosetten der Versuche V1 und V2 aufgetragen gegen die axiale Kraft der Belastungsstufe ID12 (Soll-Kraft-Maximum -1350N).

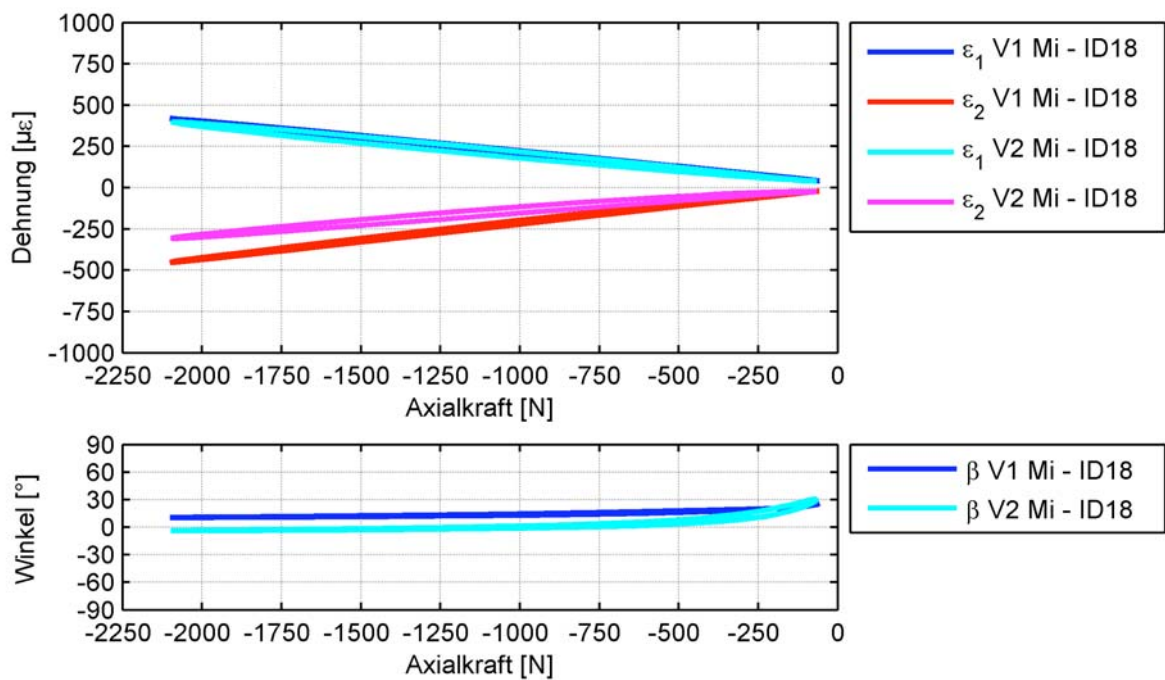


Abbildung 46: Über Frequenzstufen gemittelte Messwerte für ϵ_1 und ϵ_2 sowie der Winkel β der mittleren Rosetten der Versuche V1 und V2 aufgetragen gegen die axiale Kraft der Belastungsstufe ID18 (Soll-Kraft-Maximum -2100N).

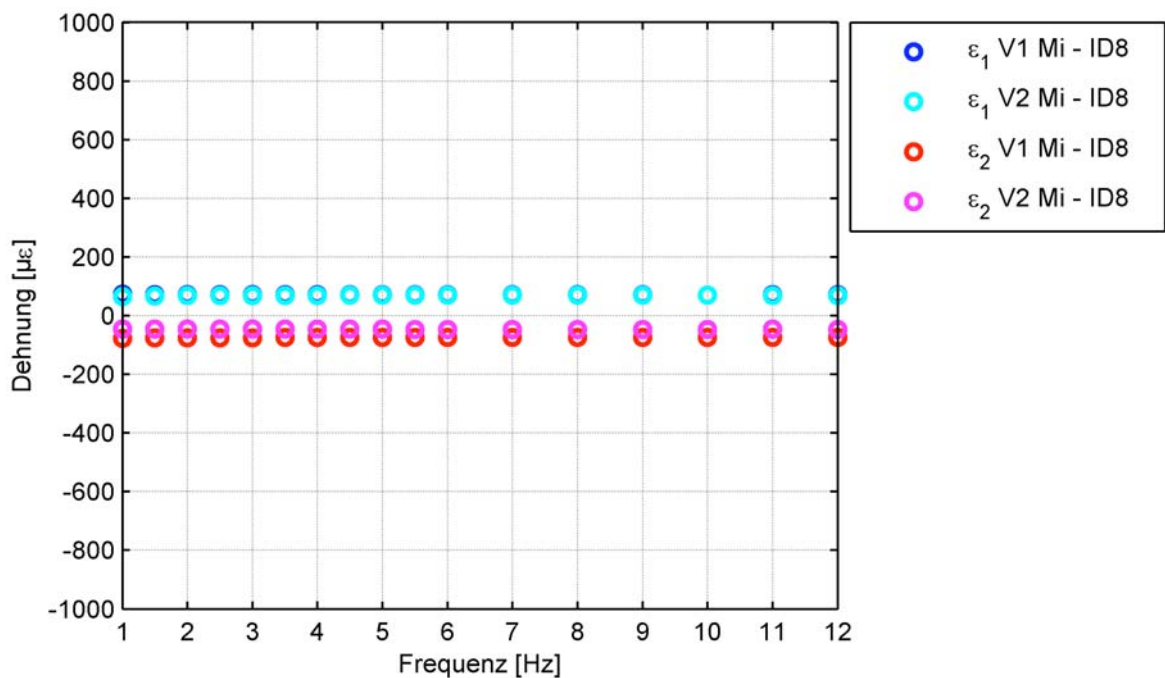


Abbildung 47: Dem Frequenzspektrum zugeordnete, auf Soll-Spitze-Spitze interpolierte Dehnungswerte ϵ_1 und ϵ_2 der mittleren Rosetten der Versuche V1 und V2 der Belastungsstufe ID8 (Soll-Spitze-Spitze-Kraft 400N).

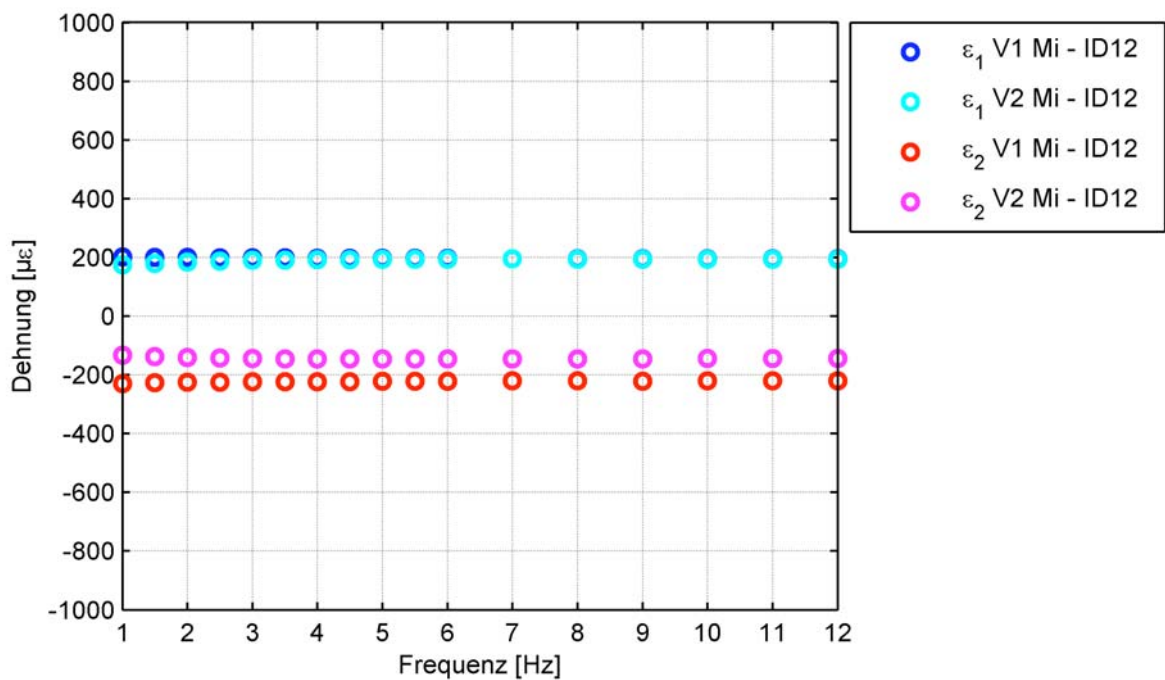


Abbildung 48: Dem Frequenzspektrum zugeordnete, auf Soll-Spitze-Spitze interpolierte Dehnungswerte ϵ_1 und ϵ_2 der mittleren Rosetten der Versuche V1 und V2 der Belastungsstufe ID12 (Soll-Spitze-Spitze-Kraft 1100N).

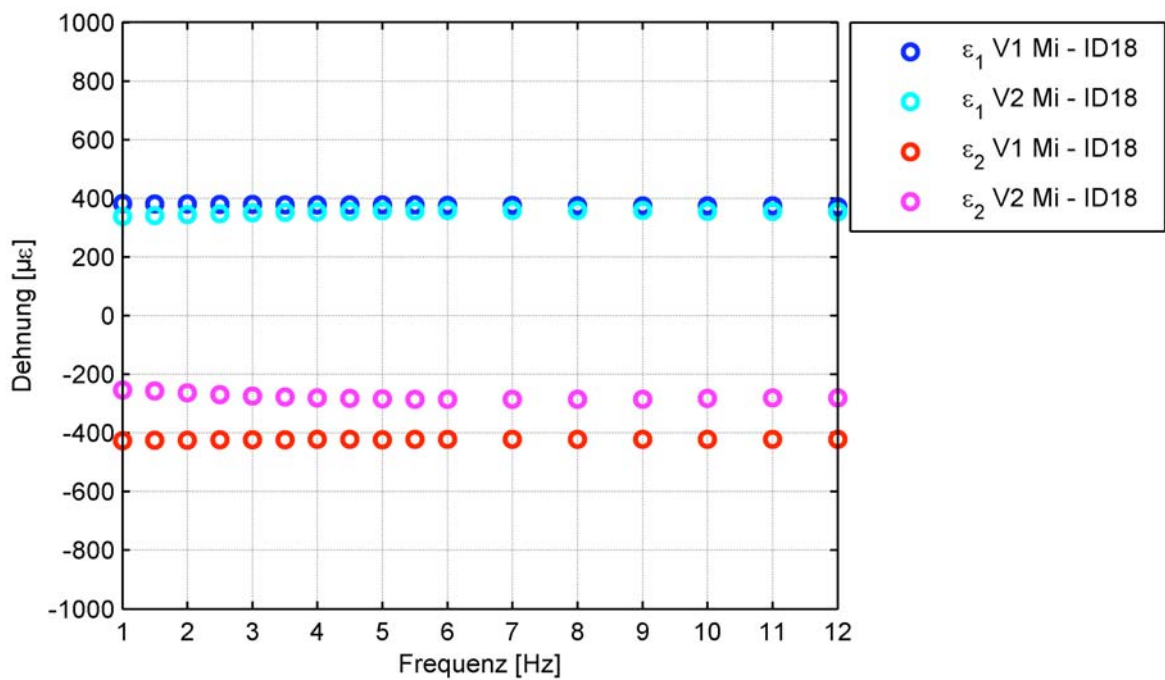


Abbildung 49: Dem Frequenzspektrum zugeordnete, auf Soll-Spitze-Spitze interpolierte Dehnungswerte ϵ_1 und ϵ_2 der mittleren Rosetten der Versuche V1 und V2 der Belastungsstufe ID18 (Soll-Spitze-Spitze-Kraft 2000N).

Vergleich der lateralen DMR der Versuche V1 und V2

Bezüglich der über alle Frequenzstufen gemittelten Dehnungswerte der Hauptdehnung ϵ_1 der lateralen Rosetten werden in ID8, ID12 und ID18 in den beiden Versuchen V1 und V2 nahezu gleiche Werte erreicht (Tabelle 9). Wird hingegen die frequenzabhängige Auftragung der Dehnungen (Abbildung 50, Abbildung 51 und Abbildung 52) betrachtet ist ein Unterschied der Messungen deutlich. Der Dehnungsbetrag der Hauptdehnung ϵ_1 in V2 sinkt während des Testverfahrens deutlich. Dies lässt sich in allen frequenzabhängigen Messungen der lateral caudal dexter applizierten DMR beobachten. So zeigen sich in ID18 initial wesentlich höhere Beträge der Hauptdehnung ϵ_1 in V2, diese sinken gegen Ende der Messung und gleichen sich denen des Versuches V1 nahezu an (Abbildung 54). Wie bei der Hauptdehnung ϵ_1 der Belastungsstufen ID8 und ID12 erreicht die Hauptdehnung ϵ_2 in ID18 nahezu gleiche mittlere Dehnungsbeträge in den Versuchen V1 und V2 (Tabelle 9). Auch hier wird der unterschiedliche Verlauf der Messung erst in der frequenzabhängigen Auftragung deutlich (Abbildung 54) und erklärt den Unterschied der Durchschnittswerte und deren SD in den übrigen Belastungsstufen (Tabelle 9).

Der Abfall der Dehnungsbeträge der lateral caudal dexter applizierten DMR in V2 ist kein frequenzabhängiges, als vielmehr ein zeitabhängiges Phänomen. Dies zeigt sich bei der Auswertung der Messdaten. Vor der Auswertung werden die Messdaten einem linearen Detrend unterzogen (Kapitel 4.1.4). Bei der Auswertung zeigt sich ein stärkeres Driften des Messkanals der lateral caudal dexter applizierten Rosette. Ein Grund hierfür ist nicht auszumachen. Der geringere Einfluss des Driftens auf die Ergebnisse der quasistatischen Messungen lässt sich erklären. Die nachträgliche Korrektur des Driftes der rampenförmig verfahrenen Kompressionsbelastungen ist wesentlich einfacher und gelingt besser, als die Berechnung des Detrendes, der hochfrequenten Schwingungen des frequenzabhängigen Tests. Der Dehnungsverfall über den Versuchverlauf stellt demnach ein Driftartefakt dar, dieses ist zeitabhängig.

Wie auch bei den medialen Rosetten zeigt sich bei den lateralen Rosetten mit steigender Belastungsstufe eine abnehmender Winkel β (Tabelle 10) und damit eine abnehmende Abweichung der Achse der Hauptdehnung ϵ_1 von der Horizontalen. Die Werte sind bei ähnlicher maximaler Belastung (ID18: 2100N) mit denen der ID1

(2000N) des quasistatischen Tests vergleichbar (Tabelle 10). Der dennoch große Winkel β für den Versuch V2 resultiert vermutlich auf einer nicht ausreichend horizontal applizierten DMR (siehe auch Kapitel 5.2.1).

Tabelle 10: Winkel β bei maximaler Lastauftragung, in den Belastungsstufen ID1 bis ID33 der quasistatischen und der frequenzabhängigen Messungen beider Präparate, bei 12Hz für die medialen und lateralen DMR.

Ident. Nr.		Mediale Applikationsfläche		Laterale Applikationsfläche	
		V1	V2	V1	V2
ID8	β [°]	17	2	-19	-34
	Last Max [N]	-697	-694	-697	-695
ID12	β [°]	13	-2	-17	-32
	Last Max [N]	-1348	-1342	-1343	-1342
ID18	β [°]	10	-4	-14	-31
	Last Max [N]	-2100	-2097	-2100	-2097
ID1	β [°]	12	-1	-12	-32
	Last Max [N]	-2000	-2000	-2000	-2000
ID2	β [°]	15	3	-5	-15
	Last Max [N]	-2002	-1999	2002	2000
ID3	β [°]	-3	-3	-21	-35
	Last Max [N]	-1998	-1998	2000	2000
ID33	β [°]	9	-4	-14	-35
	Last Max [N]	-1999	-1999	1996	1996

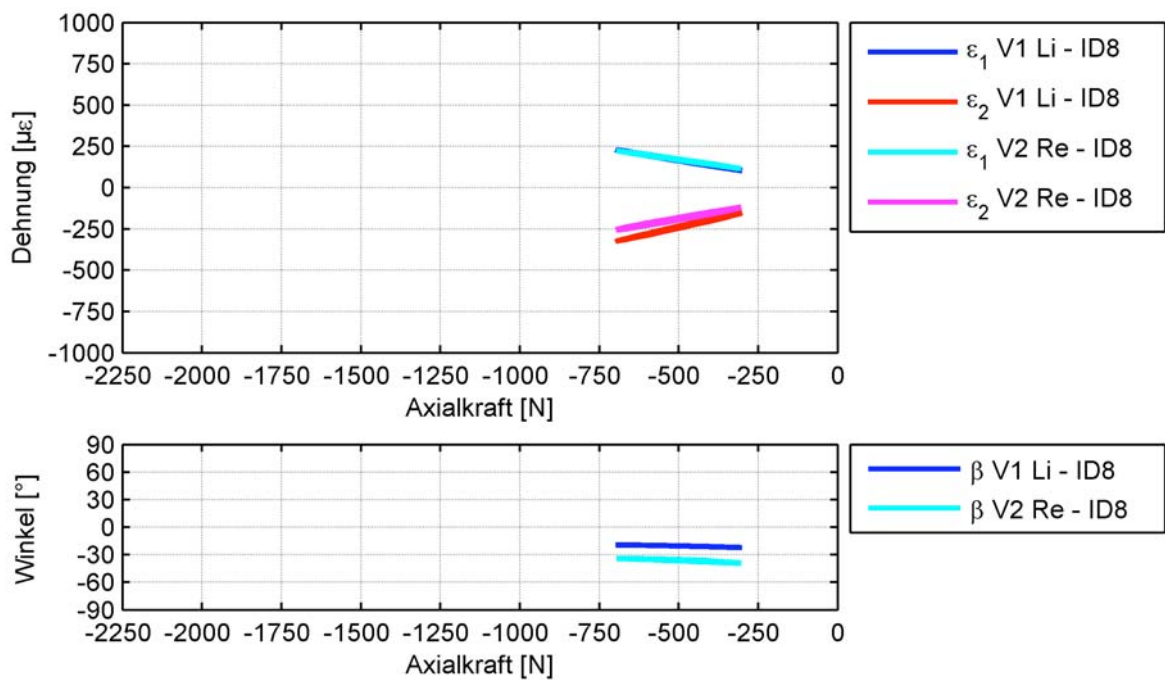


Abbildung 50: Über Frequenzstufen gemittelte Messwerte für ϵ_1 und ϵ_2 sowie der Winkel β der lateralen Rosetten der Versuche V1 und V2 aufgetragen gegen die axiale Kraft der Belastungsstufe ID8 (Soll-Kraft-Maximum -700N).

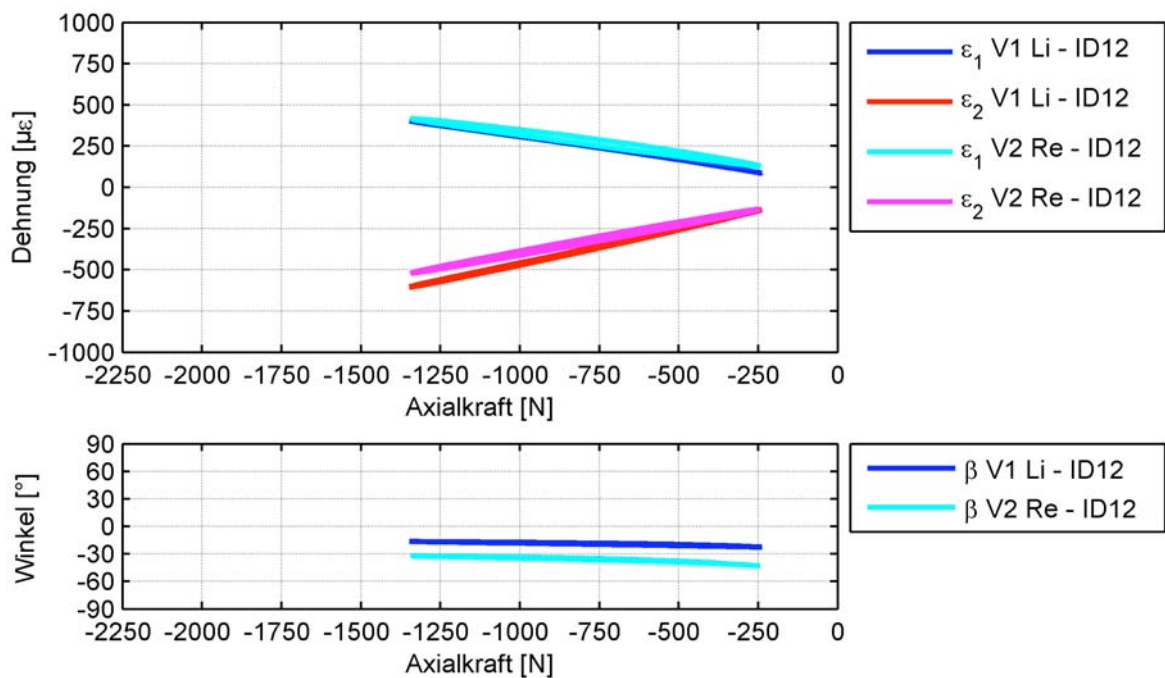


Abbildung 51: Über Frequenzstufen gemittelte Messwerte für ϵ_1 und ϵ_2 sowie der Winkel β der mittleren Rosetten der Versuche V1 und V2 aufgetragen gegen die axiale Kraft der Belastungsstufe ID12 (Soll-Kraft-Maximum -1350N).

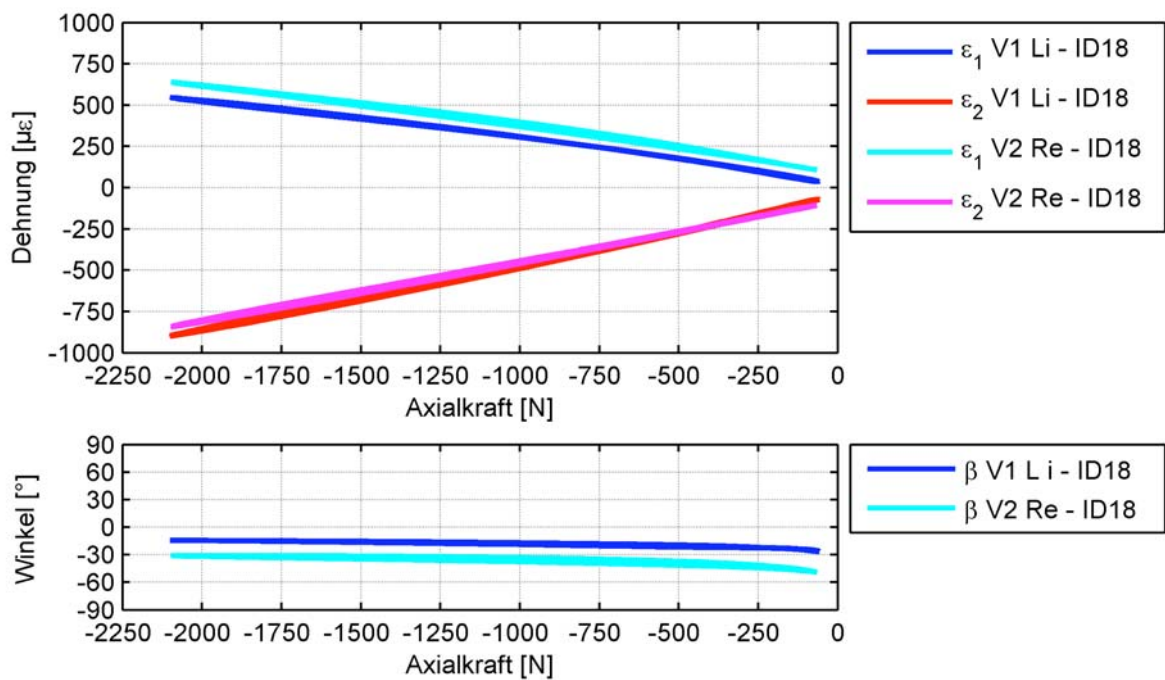


Abbildung 52: Über Frequenzstufen gemittelte Messwerte für ϵ_1 und ϵ_2 sowie der Winkel β der mittleren Rosetten der Versuche V1 und V2 aufgetragen gegen die axiale Kraft der Belastungsstufe ID18 (Soll-Kraft-Maximum -2100N).

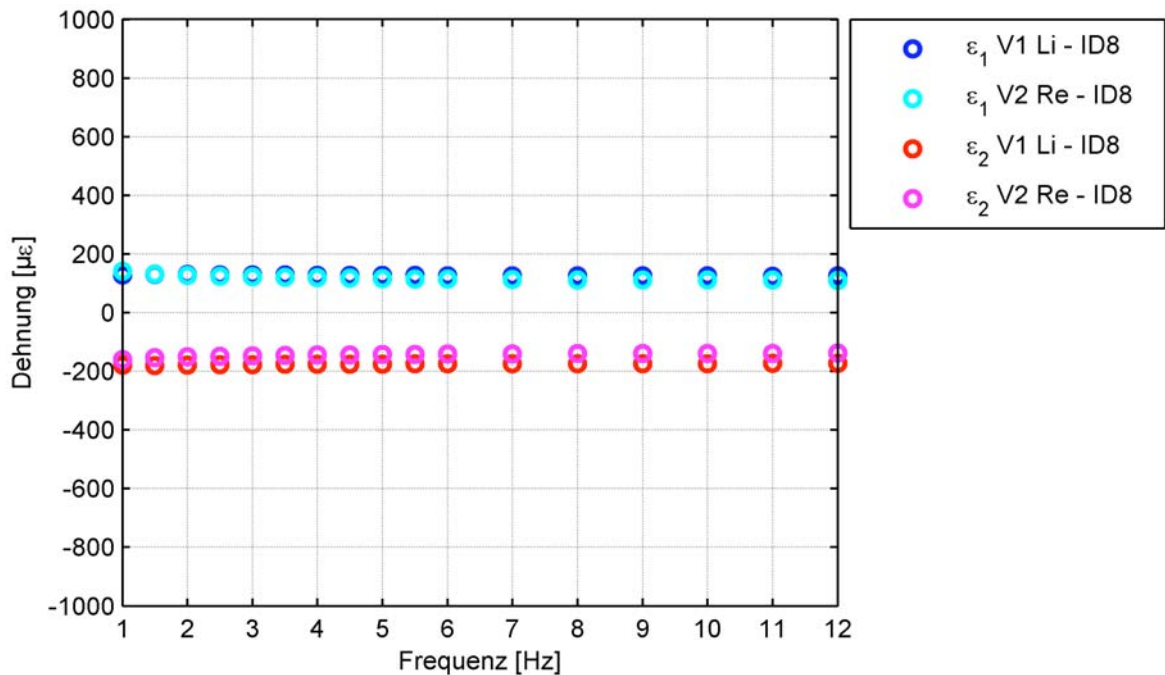


Abbildung 53: Dem Frequenzspektrum zugeordnete, auf Soll-Spitze-Spitze interpolierte Dehnungswerte ϵ_1 und ϵ_2 der lateralen Rosetten der Versuche V1 und V2 der Belastungsstufe ID8 (Soll-Spitze-Spitze-Kraft 400N).

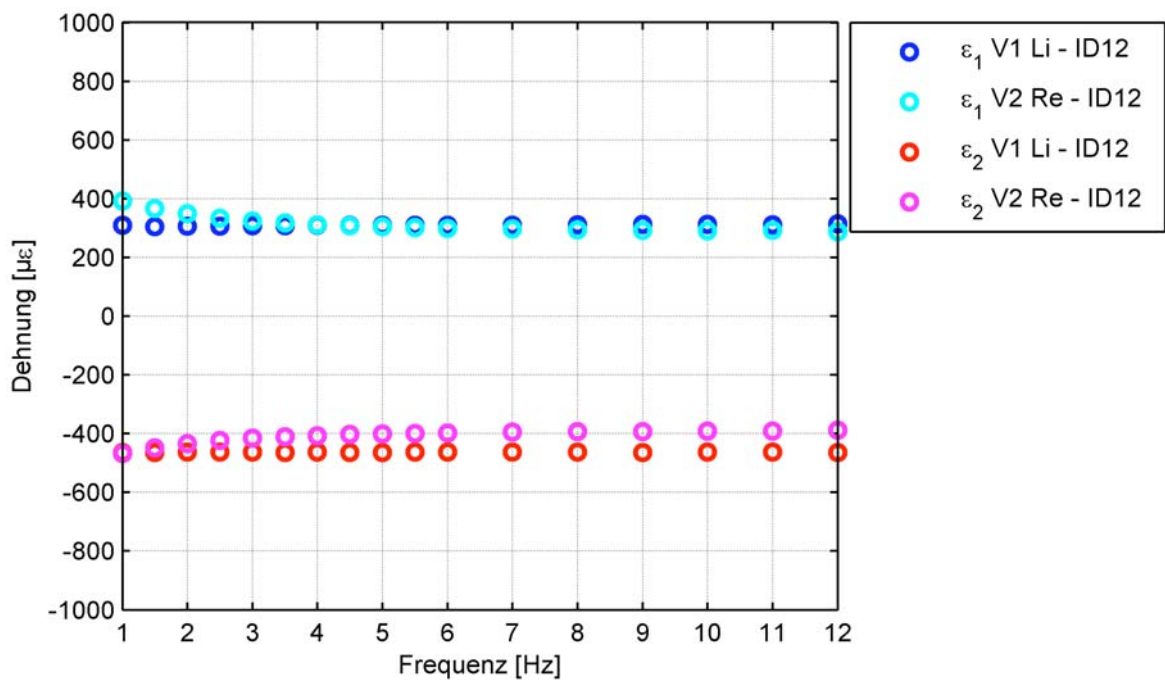


Abbildung 54: Dem Frequenzspektrum zugeordnete, auf Soll-Spitze-Spitze interpolierte Dehnungswerte ϵ_1 und ϵ_2 der lateralen Rosetten der Versuche V1 und V2 der Belastungsstufe ID12 (Soll-Spitze-Spitze-Kraft 1100N).

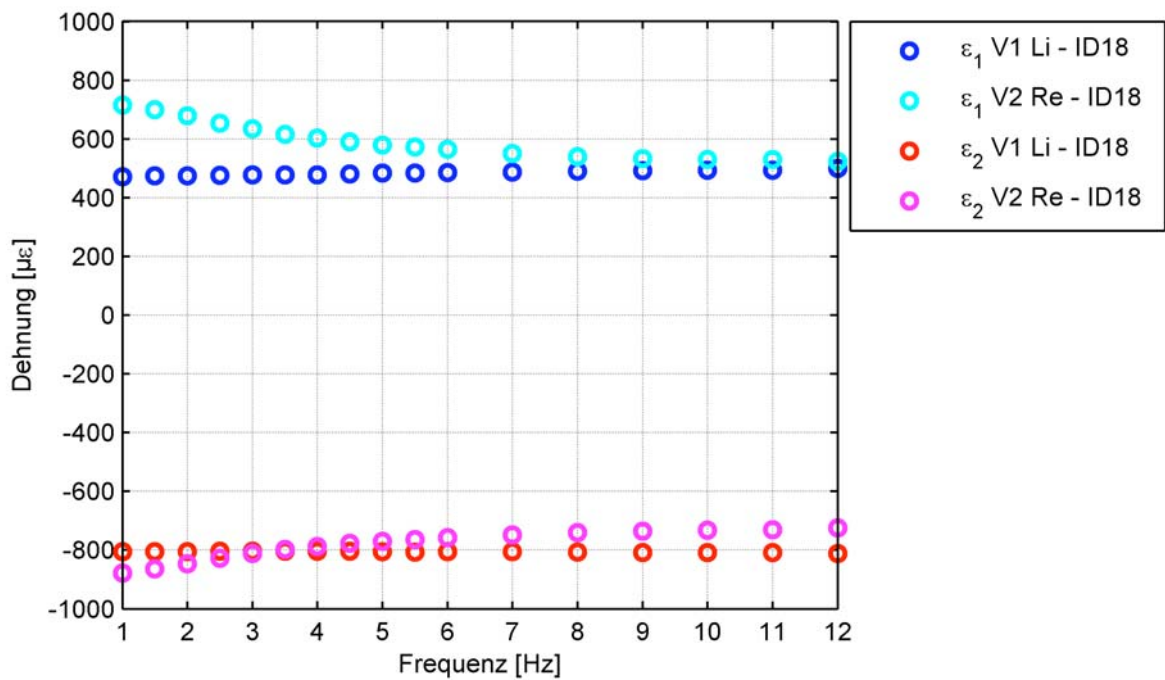


Abbildung 55: Dem Frequenzspektrum zugeordnete, auf Soll-Spitze-Spitze interpolierte Dehnungswerte ϵ_1 und ϵ_2 der lateralen Rosetten der Versuche V1 und V2 der Belastungsstufe ID18 (Soll-Spitze-Spitze-Kraft 2000N).

Intrasubjektvergleich V1 und Vergleich der Tests ID18 und ID1

Sowohl die medial, als auch die lateral applizierte DMR erreichen im Versuch V1 in beiden Hauptdehnungen ϵ_1 und ϵ_2 gleichmäßige Dehnungen, mit den steigenden Belastungen entsprechend ansteigen der mittleren Dehnungsbeträge der Belastungsstufen ID8, ID12 und ID18 (Tabelle 9).

Auffallend sind die erheblich höheren Dehnungsbeträge der lateral applizierten DMR im Vergleich zur medialen. Bei der durchgeführten axialen Lasteinleitung ist vor allem die vertikale Kompression von Interesse. Die cranial am Übergang zum linken Pedikel gemessenen Dehnungen bei maximaler vertikaler Kompression erreichen in ID8: 235%, ID12: 208% und ID18: 191% der entsprechenden ventero-medial gemessenen Dehnung. In der Hauptdehnungsachse ϵ_1 sind dies ID8: 178%, ID12: 157% und ID18: 127%.

Vergleichen lassen sich zudem die Messwerte der Belastungsstufen ID18 (dynamisch, mit maximaler Soll-Nettolast von 2000N) und ID1 (statisch, maximale Soll-Last von 2000N). Hierbei wird deutlich, dass die erreichten mittleren Dehnungen bei gleicher axialer Last von 2000N fast übereinstimmen. Im statischen Test (ID1) werden bezüglich der medialen DMR in der Hauptdehnungsachse ϵ_2 108% der im dynamischen Test (ID18) gemessenen Dehnung erreicht. In der Hauptdehnungsachse ϵ_1 sind dies 105%. Im Vergleich der lateralen Rosetten gehen die Messergebnisse bei axialer Belastung mit 2000N ebenfalls geringfügig auseinander und erreichen für ID1 (statisch): ϵ_2 : 109% und ϵ_1 : 127% der Messergebnisse in ID18 (dynamisch). Die systematisch höheren Dehnungsbeträge des statischen Tests (ID1) halten sich in einem geringen Maße. Ein Zusammenhang mit der Schwingungsfrequenz ist unwahrscheinlich. Vielmehr lässt der Vergleich auf die Reproduzierbarkeit der Versuche schließen. Die Abweichungen sind nach der langen Messdauer und dem Verfahren unterschiedlicher Belastungen in einem erwartungsgemäßen Rahmen.

Das frequenzabhängige Lastverfahren zeigt bei den Messungen am LWS-Präparat bezüglich der Hauptdehnungen keinen wesentlichen Unterschied zum quasistatischen Lastverfahren. Ebenso kommt es unter hochfrequenter Belastung zu keiner Versteifung des Präparates.

Intrasubjektvergleich V2 und Vergleich der Tests ID18 und ID1

Bedingt durch einen stärkeren Drift der lateral caudal dexter applizierten DMR in V2 wird im Folgenden bezüglich dieser DMR lediglich auf die Mittelwerte der interpolierten Dehnungs-Kraft-Werte eingegangen.

Die cranial am Übergang zum linken Pedikel gemessenen Dehnungen bei maximaler vertikaler Kompression erreichen in ID8: 310%, ID12: 284% und in ID18: 282% der entsprechenden ventero-medial gemessenen Dehnung. Im Hinblick auf ϵ_1 sind dies für ID8: 173%, ID12: 166% und für ID18: 167%. Die Dehnungsdifferenz zwischen lateraler und medialer Messstelle ist demnach in V2 deutlicher als in V1. Die Reproduzierbarkeit der lokalen Dehnungen zeigt sich im Vergleich des quasistatischen Messverfahrens mit den frequenzabhängigen Messungen. Auch bezüglich V2 zeigen sich nahezu übereinstimmende Dehnungen bei auf 2000N interpolierter axialer Belastung in den Belastungsstufen ID1 und ID18. Hier werden in ID1 bezüglich ϵ_1 der medialen Rosetten 114% der Dehnung von ID18 erreicht. In der Hauptdehnungsachse ϵ_2 sind dies 109%. Die Hauptdehnungen ϵ_1 und ϵ_2 weichen demnach in dem Vergleich der Belastungsstufen geringfügig stärker voneinander ab als in V1.

An der lateralen Applikationsstelle zeigt der Vergleich von V1 und V2 in der Summe geringere Abweichungen. Die Hauptdehnung ϵ_1 in der Belastungsstufe ID1 des statischen Tests erreicht 107% der mittleren Dehnung im dynamischen Test der Belastungsstufe ID18. Bezüglich der Hauptdehnung ϵ_2 sind dies 111%.

Die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse nach langer Messdauer und eine fehlende Versteifung der Präparate unter hochfrequenter Belastung lassen sich hierdurch darstellen.

6

Diskussion

Zunächst wird auf die Verbesserung des Klebverfahrens von DMS auf Knochen unter den speziellen Bedingungen einer physiologischen Testung, sowie die Tests zur Klärung welcher Kleber für die Applikation von DMS auf Knochen am besten geeignet ist eingegangen.

Im zweiten Teil des Kapitels werden die Versuche mit humanen Wirbelsäulenpräparaten diskutiert.

6.1 In vitro Dehnungsmessung auf Knochen

Ein Ziel dieser Arbeit ist die Optimierung des Klebe- und Abdeckverfahrens von DMS für in vitro Versuche auf Knochen. Herausforderung ist hierbei die Kombination eines präzisen Messsystems mit möglichst physiologischen Versuchsbedingungen. Insbesondere stellt die Befeuchtung der Präparate vor und während des Testes eine Herausforderung für das Messverfahren mit DMS dar. Von einer Befeuchtung der Präparate ist unter Betrachtung der Materialparameter jedoch nicht abzusehen.

Befeuchtung

Mithilfe der Nanoindentation-Technik (zur Bestimmung der Härte eines Materials) haben Brinckmann et al. (1989) die Materialeigenschaften von Rinder Corticalis in Bezug auf die Befeuchtung der Präparate getestet. Hierbei konnten die Autoren zeigen, dass sich der Elastizitätsmodul durch Trocknung an Luft gegenüber dem befeuchteten Präparat deutlich steigert. Für Osteone wurde eine Steigerung von 15% ermittelt, bezüglich des Lamellenknochens steigerte sich das Modul um 10%.

Huber (2006) verglich vier unterschiedliche Befeuchtungsmethoden (1. Infusion, nach Art von bone injection Infusionen, 2. körperl warmes Wasserbad, 3. raumwarmes Wasserbad und 4. Besprühung der Präparate) von Wirbelsäulenpräparaten die

Bestimmung von mechanischen Eigenschaften von Bandscheiben an Präparaten von Schafen. Die Dissertationsarbeit zeigt, dass die Befeuchtungsmethode die mechanischen Eigenschaften, insbesondere die Gesamtsteifigkeit eines Bewegungssegmentes von LWS des Schafes, beeinflusst. Hierbei hat vor allem die Temperatur der Lösung einen entscheidenden Einfluss auf die Messung. Dieser kommt erst bei einem Eintauchen der Präparate zum Tragen. Hierauf wurde in den Versuchen mit porcinen Femurpräparaten und den humanen LWS verzichtet. Die Versuche wurden unter stetiger Befeuchtung unter Raumtemperatur gemäß den Empfehlungen von Wilke et al. (1998) durchgeführt.

Der Umgang mit den tierischen wie auch den humanen Präparaten nach Vorgaben Ryan (1980), Finlay et al. (1982), Buttermann et al. (1991), Wilke et al. (1998) und Huber (2006) (Kapitel 4), stellte sich von der Präparation bis zum Abschluss der Testung als suffizient dar. Schweinefemora wie LWS zeigten makroskopisch keine Anzeichen von Fäulnis oder Gefrierschäden. Die Befeuchtungssysteme sorgten für gleichmäßige allseitige Befeuchtung der Präparate.

Dehnungsmessverfahren

Alternativ zur Messung mit DMS können andere Verfahren zur lokalen Bestimmung von Dehnung verwendet werden.

Mommsen (2002) verwendet die fotoelastische Dehnungsmessung. Neben dem komplexen Aufbau eines Polarisators sprechen weitere Argumente gegen die Verwendung dieser Technik für die Materialparameterbestimmung an biologischen Materialien. Zum Auftragen und für das Durchtrocknen des fotoelastischen Abdeckmittels werden über vier Stunden benötigt und auch dann können die Präparate nicht zur Befeuchtung in Zellstoff eingewickelt werden. Zudem ermöglicht das Messverfahren zwar die Darstellung einer Dehnungsverteilung, die quantitative Aussage eines lokalen Dehnungszustandes ist laut Glisson et al., (2000) hingegen besser mit DMS möglich. Ebenso unterstreichen Hongo et al. (1999), dass für die Tests der Spannungsverteilung am Wirbelkörper wegen der notwendigen punktuellen Dehnungsmessung nur DMS in Frage kommen.

Des Gleichen sind mit einem Extensometer keine genau so punktuellen Messungen wie mit DMS möglich, da es an seinen Enden mit kleinen Pins in den Knochen eingebracht wird. Es führt zu einer Integration der Dehnung über die gesamte Messsensorlänge. Perusek et al., (2001) untersuchten Messungen mit Extensometern auf Knochen. Zur Validierung der Messung führten sie vergleichende Messungen mit dem Extensometer und einem DMS auf Acryl durch. Zwar führen die Autoren an, dass das Extensometer eine Alternative zur in vivo Bestimmung von Dehnungen auf Knochen böte, die Messergebnisse der DMS zeigten jedoch eine bessere Auflösung, Sensibilität und Präzision.

Als Alternative zu den in dieser Studie verwendeten klebbaren DMS müssen DMS zum Anheften in Betracht gezogen werden. Arndt et al. (1999) und Ekenman et al. (1998) geben in ihren Studien zu Dehnungsmessungen auf Schafknochen an, gute Messergebnisse mit anheftbaren DMS erlangt zu haben. Milgrom et al. (2004) hingegen heben hervor, dass die anheftbaren Rosetten zu groß seien, hiermit ebenfalls keine punktuelle Messung, sondern eine Integration über Länge erfolgen würde und durch die Interaktion mit der Corticalis und der Spongiosa, durch 4mm tiefe Bohrlöcher, eine Verfälschung der Oberflächenmessung stattfinden würde.

Abdeckverfahren

Die Tests zum Abdeckverfahren stellen lediglich eine orientierende Versuchsreihe dar. Ihnen bleibt kritisch anzumerken, dass es im Vergleich der Tests unter trockenen Bedingungen ebenfalls zu unterschiedlich stark ausgeprägtem Driften der Dehnungswerte kommt. Die Messergebnissen zeigen, dass mit ansteigender Schichtstärke der Abdeckmittel ein abnehmendes Driftverhalten der DMS auch unter trockenen Bedingungen zu erkennen ist. An der qualitativen Aussage bezüglich der unterschiedlichen Abdeckverfahren ändert dies nichts. Die Tests stellen dar, dass mit den technischen Abdeckmitteln M-Coat A, B und C (Lanyon, 1976, Caler et al., 1981) kein ausreichender Feuchtigkeitsschutz zu erreichen ist. Der sinkende Einfluss der Befeuchtung auf die Messergebnisse durch Verwendung des gewählten Abdeckverfahrens (inkl. Vaseline) ist deutlich (Kapitel 3.2). Mit den Tests ist der Nachweis gelungen, dass der chemische Aufbau der Abdeckmittel und nicht die

Schichtdicke für die Feuchtigkeitsresistenz verantwortlich ist. Die Reproduzierbarkeit des Messstellenschutzes (A9) kann dargestellt werden.

Mit der Auftragung der Abdeckmittel vor der Applikation der DMS auf den Probekörper nach Lanyon (1976) konnte ein zeitsparendes Verfahren angewendet werden, dass in den Tests keine Nachteile zu dem Standardverfahren bildet. Abdeckverfahren sind ein wesentlicher Bestandteil der korrekten und störungsfreien Messung mit DMS.

Kleber

Seit fast 50 Jahren werden ZA zum Kleben oder Bekleben von Knochen untersucht und haben wiederholt Verwendung auf biologischen Materialien gefunden. Auch in der aktuellen Forschung werden unterschiedliche ZA zur Klebung von Knochen untersucht (Nordberg et al., 2007, Dadas et al., 2007). Eine einheitliche Empfehlung eines bestimmten Klebers zur Verwendung auf Knochen oder unter Einfluss von Feuchtigkeit findet sich in der Literatur noch immer nicht, obwohl der erste Knochenkleber bereits 1931 entwickelt wurde (Hedri, 1931).

Neben einer Metaanalyse zu Knochen klebenden Substanzen führten Weber und Chapman (1984) in vitro Versuche zur Knochenklebung mit ZA durch. Die Autoren führten hierbei u.a. Zugtests an corticalen Knochenproben von Rindern durch, die sie in 5x 5x 20mm kleine Proben zurechtsägten, zerteilten und u.a. mit ZA unterschiedlicher Kettenlängen verklebten. Die ZA zeigten bei den Versuchen klare Unterschiede bezüglich der Klebekraft. Stärkste Haftkraft konnten Ethyl-ZA (chemische Gruppe des E1100) mit einer mittleren Zugresistenz von 2,86Mpa und 2,46MPa erreichen. N-Butyl-ZA (chemische Gruppe des Histoacryl) erreichte lediglich 1MPa. Mit sehr geringer Zugkraftresistenz sind jedoch die N-Octyl-ZA (chemische Gruppe Dermabonds) mit 0,29Mpa zu nennen. Die Versuche zeigten schlechtere Hafteigenschaften je länger die Alkyl-Gruppe der Kleber ist. Für in vivo Verwendungen bleibt jedoch zu berücksichtigen, dass mit der Länge der Seitenketten die Biotoxizität sinkt. Kurzkettige Seitenketten führen hingegen zu starker Klebefestigkeit und geringer Elastizität (Kapitel 2.4).

Im Gegensatz zu den Messungen von Weber und Chapman stehen die Ergebnisse von Kilpikari et al. (1986). Die Autoren untersuchten unterschiedliche ZA bezüglich der Klebefestigkeit bei Verklebung von Zylindern aus Rindercorticalis. Hierbei untersuchten die Autoren u.a. Ethyl-2-ZA (chemische Gruppe des E1100), Bucrylat (den chemischen Vorgänger des heutigen Dermabonds) sowie Histoacryl blue. Die Knochenpräparate wurden vor der Applikation mit unterschiedlichen Agenzien bearbeitet. Die Tests sind vor allem interessant, da die Forschergruppe das Knochenklebeverhalten der unterschiedlichen ZA unter Einfluss körperl warmen Wassers über 6 Wochen beobachtet haben.

Die Autoren weisen nach, dass eine Lagerung der Präparate über 24 Stunden im Wasserbad bei Raumtemperatur keinen signifikanten Unterschied bezüglich der Festigkeit der Klebeverbindung erbringt, je nachdem welche chemische Knochenvorbereitung getroffen wurde, ein Ethyl-ZA oder das Histoacryl verwendet wurden. Hingegen zeigten die Langzeituntersuchungen, bei Lagerung der Knochenproben über den Zeitraum von sechs Wochen in 37°C temperierten Wasser starke Unterschiede. Nach 24 Stunden zeigen Ethyl-ZA, Bucrylat und das Histoacryl ähnliche Zugfestigkeiten, wobei die besten Eigenschaften von dem Histoacryl mit 12MPa ohne besondere Vorbehandlung der Applikationsstelle erreicht werden. Nach einer Woche im Wasserbad zeigt sich ein klarer Verlust der Hafteigenschaften aller Kleber, jedoch führt dieser lediglich bei den Ethyl-ZA fast zur kompletten Auflösung seiner Zugfestigkeit. Der Dermabond Vorgänger und das Histoacryl zeigen auch in der dritten Woche im Wasserbad noch bessere Hafteigenschaften, bis diese in der 6. Woche aufgehoben sind. Insgesamt zeigen die langkettigen medizinischen Kleber damit eine bessere Feuchtigkeitsresistenz (Ebenso Untersuchungen von Vezin und Florence, 1980). Zudem werden in der Studie von Kilpikari et al. (1986) deutlich höhere Zugfestigkeiten erreicht als in der Vergleichsstudie von Weber und Chapman.

Zu den in dieser Studie verwendeten Klebern finden sich unterschiedliche Qualitätsurteile für die Applikation von DMS auf Knochen (Kapitel 2.4).

M-Bond 200, oder Methyl-2-ZA wurden bereits erfolgreich zur Applikation in in vivo Tests (Kopher et al., 2003) oder zur experimentellen Verklebung von Wirbelkörpern verwendet (Nordberg et al., 2007). Auch unter Einsatz von Salzlösung in in vitro Tests fanden sie erfolgreiche Verwendung (Finlay et al., 1982). Neben den positiven Erfahrungsberichten finden sich auch negative. So berichten Buttermann et al.

(1991) vom Ablösen der DMR unter Verwendung des Klebers auch unter trockenen Bedingungen.

Ethyl-ZA wie E1100 Cyanoacrylat wurden erfolgreich zur Verklebung von Knochen verwendet (Gonzalez et al., 2000) und zur Beklebung von DMS auf Knochen für in vivo Dehnungsmessungen auf Rattenfemora, jedoch merken die Autoren an, dass durch einen anderen Kleber evtl. eine bessere Haftung erreicht werden könnte (Keller und Spengler, 1982).

Dem chemischen Vorgänger des heutigen Dermabonds (2-Octyl-ZA) Isobutyl-2-ZA (IBC-2) wurde schon in den siebziger Jahren durch Cochran (Cochran, 1972) bessere Eigenschaften und höhere Zuverlässigkeit für das Kleben von DMS nachgewiesen, als sie mit einem Methyl-2-Zyanoacrylat Monomer erreicht werden konnten.

In Versuchen von Giebel et al. (1981) konnte gezeigt werden, dass sich die Klebesteifigkeit von Histoacryl unter feuchten Bedingungen in der Klimakammer im Vergleich zu der Applikation auf trockenen Flächen sogar noch verbessert. Bezüglich der Qualität des Klebers zur Applikation von DMS auf Knochen finden sich unterschiedliche Aussagen. Bei in vivo Versuchen von Steck et al. (2003) ist es zu Ablösungen gekommen. Küsswetter et al. (1978) weisen Butylcyanoacrylate (Histoacryl) im Vergleich zu den Anforderungen von industriellen Klebern, „als einen für die DMS-Applikation auf nativem Gewebe geeigneten Klebstoff aus“. Die Forschergruppe führte hierfür eingehende Untersuchungen zu Histoacryl als Applikationsstoff von DMS auf Biomaterialien durch. Insbesondere untersuchte das Forscherteam in vergleichenden Dehnungsmessungen am Aluminium-Biegebalken und Zugstab das zeitabhängige Verhalten (Kriechverhalten), die Hysterese- und Nullpunktstabilität sowie die Dehnfähigkeit des Klebers.

Testverhalten der Kleber

Werden die o.g. durch Küsswetter (1978) verwendeten Gütekriterien betrachtet, Hysterese- und Nullpunktstabilität, Dehnfähigkeit sowie das zeitabhängige Verhalten des Klebers, zeigen sich folgende Ergebnisse in den dynamischen und statischen Tests.

Die Hysteresestabilität beurteilt, ob der Applikation einer Dehnung auf einen Probekörper folgend wieder der Nullpunkt der Dehnungsmessung erreicht wird, sobald der Probekörper in den Ursprungszustand zurückkehrt. Den Ergebnissen der dynamischen Messung folgend (Abbildung 29), wird dieses Gütekriterium von allen Klebern durch Erreichen ähnlicher Dehnungswerte zu allen Messzeitpunkten erreicht. Nullpunkt und Punkt der maximalen Dehnung werden in folgenden Schwingungen fast gleichwertig erreicht.

Das Querhaupt der Prüfmaschine wurde am Ende der Schwingungszyklen stets auf die 0N Weg-Position (Ausgangsposition) gefahren. Durch die Auswertung der Dehnungsmesswerte bei minimaler Lastauftragung konnte das Gütekriterium der Nullpunktstabilität so untersucht werden (Kapitel 5.1.1). Auch wenn in der statistischen Analyse der Messergebnisse eine signifikante Interaktion zwischen den Messzeitpunkten und den verwendeten Klebern ($p=0,001$) besteht, so zeigt die Abbildung 30 doch deutlich das erheblich schlechtere Zeitverhalten Dermabonds im Vergleich zu den übrigen Klebern.

Weder im dynamischen noch im statischen Testsetup wurde eine maximale Dehnung (bis zur plastischen Verformung) durchgeführt. Die Dehnungsmessung war in beiden Testsetups im relevanten Bereich erfolgreich. Ein Leistungslimit wurde in den Messungen nicht erreicht. Die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse in aufeinander folgenden Hysteresemessungen (Abbildung 29) schließt zudem eine Schädigung der DMS, Klebung oder des Interfaces aus. Alle Kleber stellten sich bezüglich des Gütekriteriums der Dehnfähigkeit als geeignet heraus.

Zeitabhängiges mechanisches Verhalten von Probekörpern unter konstanter Kraft oder Moment werden als Kriechen bezeichnet. Diese zeitabhängigen Effekte treten auch bei konstanter Verformung auf; hier ändert sich mit der Zeit jedoch die Kraft, was als Relaxation bezeichnet wird. Das gewählte statische Testsetup ist hiernach formal ein Relaxationstests. Ein Probekörper soll über den Zeitraum von 20 Stunden unter einer konstanten Dehnung gehalten werden. Praktisch zeigt sich, dass die Voraussetzung des Haltens einer bestimmten Dehnung des Probekörpers bei Verwendung eines visko- und poroelastischen Probekörpers unter Verwendung eines realen Prüfstandaufbaus mit endlicher Steifigkeit nicht gelingt (Kapitel 5.1.2).

Dennoch erfolgt im statischen Testsetup ein Abfallen der Dehnungsmesswerte in Abhängigkeit des gewählten Klebers. Dieser Abfall wird demnach zu einem Teil im Interface von DMS und Knochen verursacht. Das unterschiedliche Verhalten des Dehnungsmesswerteabfalls bezüglich der verwendeten Kleber ist signifikant. Dermabond weist so ein entsprechend signifikant schlechteres Zeitverhalten als E1100 ($p=0,013$) auf. Im Vergleich zu Histoacryl besteht der deutliche Trend ($p=0,058$) zu einem schlechteren Messverhalten von Dermabond (Kapitel 5.1.2).

Zusätzliche Einflüsse aufgrund von elektronischem Drift lassen sich nicht ausschließen. Als systematischer Fehler würden sie jedoch alle Dehnungsmessungen gleichermaßen betreffen.

Insgesamt kam es in den dynamischen und statischen Tests zu keinem feuchtigkeitsbedingten Ablösen eines DMS. Mit allen Klebstoffen konnte eine suffiziente Applikation gewährleistet werden. Der Schutz der DMS ist dabei im Wesentlichen auf das entwickelte Abdeckverfahren zurückzuführen. Die durchgeführten Versuche liefern bezüglich der Qualität des Klebers zur Applikation von DMS auf Knochen ebenso keine eindeutige Aussage.

Zu allen vier getesteten ZA finden sich Literaturangaben (s.o.) die entweder den erfolgreichen Gebrauch des Klebers zur Applikation von DMS dokumentieren oder die Verwendbarkeit unter Feuchtigkeitseinfluss darlegen.

Vor der Auswertung der Tests wurde eine bessere Eignung der langkettigen Hautkleber unter Feuchtigkeitseinfluss erwartet (Leonard et al., 1968, Cochran, 1972, Küsswetter et al., 1978, Giebel et al., 1981, Giebel et al., 1982, Kilpikari et al., 1986). Nach erfolgter Darlegung der Testergebnisse ist jedoch Dermabond (Hautkleber) nachweislich am schlechtesten für die in vitro Testung mit DMS auf Knochen geeignet (s.o.). Küsswetter et al. (1978) weisen Histoacryl „als einen für die DMS-Applikation auf nativem Gewebe geeigneten Klebstoff aus“. Eine Überlegenheit gegenüber den Industrieklebern konnte den Testergebnissen nicht dargestellt werden (Kapitel 5.1).

Als Auswahlkriterien für die Wahl des für die Wirbelsäulenpräparate zu verwendenden Klebers flossen weitere Merkmale mit ein.

Es wurde ein Industriekleber gewählt, da die kürzere Polymerisationszeit kurzkettiger ZA mit schnellerer Durchhärtungszeit für die, im Ablauf schnelle Materialtestung geeigneter erschien. Des Weiteren führen kurzkettige ZA zu einer festeren Bindung als langkettige ZA. Neben unterschiedlichen Einflussfaktoren (Luftfeuchtigkeit, Temperatur) ist insbesondere die Beschaffenheit Applikationsoberfläche (fettfreier Untergrund, pH Wert) von entscheidender Bedeutung für die Qualität der Klebung. M-Bond 200 wird neben abgestimmten Substanzen zur Vorbereitung der Applikationsfläche mit einem Katalysator geliefert, der nach Auftragung auf die Applikationsfläche für eine bessere Polymerisation sorgen soll (Kapitel 4.1.3).

Bei mangelnder Unterscheidbarkeit der Kleber E1100 und M-Bond 200 in den dynamischen und statischen Testungen bezüglich der Applikation von DMS auf Knochen, wurde aufgrund des besseren Handlings und der auf diesen Kleber abgestimmten Substanzen zur Vorbereitung der Applikationsfläche M-Bond 200 zur Verwendung für die humanen LWS-Tests gewählt.

Für in vivo Versuche wäre eine Verwendung des Histoacryls zu erwägen. Durch seine langkettigen Alkylgruppen gilt es als nicht biotoxisch und hat seine Verwendung zum Hautverschluss in der Chirurgie gefunden.

Limitierung der dynamischen und statischen Versuche auf Knochen

Aus technischen Gründen ist eine Referenzdehnungsmessung an den verschiedenen Messstellen nicht möglich. Vergleiche können nur auf Basis von Schätzwerten erfolgen. Kato et al. (1998) geben nach QCT-Untersuchungen (quantitative computed tomography Untersuchungen) ein E-Modul von $19400 \pm 5800 \text{ N/mm}$ für Schweinecorticalis an. Bezogen auf die verwendeten Femora und der mittleren axialen Last von $2084 \pm 64 \text{ N}$, ergibt sich eine geschätzte Dehnung von $270\text{--}420 \mu\epsilon$ je nach Corticalis-Dicke von 4-5mm. Die im statischen Test gemessene Dehnungen bei entsprechender mittlerer axialer Last von $2084 \pm 64 \text{ N}$ liegt über die Klebergruppen und Messzeitpunkte hinweg bei mittleren $350 \pm 140 \mu\epsilon$

Neben den untersuchten Klebern finden weitere ZA Verwendung zur Applikation von DMS auf Knochen. Nach Literaturrecherche wurden die Auswahl der beiden Industrie- und Hautkleber getroffen. Ein Vorversuch mit einem Misch-Zyanoacrylat, das seine Basis auf Methyl- sowie Ethyl-ZA hat (Z70 (HBM, Darmstadt, Deutschland), löste sich unter Feuchtigkeitseinfluss von Knochen. Der von Walther et al. (1993) zur Applikation von DMS auf humanen Beckenknochen verwendete Kleber, wurde daher nicht in das Testverfahren eingeschlossen.

Der Messstellenschutz durch das geeignete Abdeckverfahren macht einen starken Feuchtigkeitseinfluss abwendbar.

Die Versiegelung der Applikationsfläche mit einer Art Grundierung minimiert den knochenseitigen Feuchtigkeitseinfluss. Eine ebenso effektive Abdeckung wie von Außen ist hier jedoch nicht möglich.

6.2 Dynamische Belastung von Wirbelsäulenpräparaten

Die Materialparameter werden zur Validierung von computerbasierten Modellen genutzt. Die Optimierung von FEM Modellen kann durch den direkten Vergleich der Messparameter mit den berechneten Größen bei gleicher simulierter Belastung erfolgen.

Konsistente Messungen

In den quasistatischen Messungen zeigt sich eine deutliche Konsistenz der Messwerte. So zeigen die Ergebnisse in den Hauptdehnungen konsistente Werte in ID1, ID2 und ID3 im Vergleich der beiden Präparate sowohl bezüglich der medialen, als auch im Bezug auf die lateral applizierten Rosetten (Kapitel 5.2.1).

Trotz des unterschiedlichen Dehnungsniveaus von ϵ_2 der medialen Rosetten in Versuch V1 und V2 muss von keinem Messfehler ausgegangen werden, zumal es sich um Dehnungen vergleichbarer Größenordnung handelt, der Dehnungsverlauf von V1 und V2 beim Verfahren der unterschiedlichen Belastungsstufen nahezu proportional bleibt und die frequenzabhängigen Messungen diese Ergebnisse bestätigen.

Die Messergebnisse der lateralen Rosetten ergänzen sich durch ihre gegensätzlichen Applikationspunkte (V1 cranial, V2 caudal) bei Auftragung der Scherkraft darüber hinaus in ihrer Aussagen (s.u.).

Die inhaltliche und nominelle Konsistenz der Messwerte verdeutlicht, dass trotz des kleinen Kollektives ($n=2$) repräsentative Werte erhoben wurden. Weiter ist sie ein Indikator für die hohe Prüfgenaugkeit des Messverfahrens. Im Vergleich zwischen erster (ID1) und letzter Messung (ID33) innerhalb von ca. einer Stunde ist die Wertestabilität Ausdruck der Reproduzierbarkeit des Tests.

Auch die frequenzabhängigen Tests stellen die Konsistenz, Wertestabilität und Reproduzierbarkeit der Messergebnisse dar.

Bezogen auf die Hauptdehnung ϵ_1 zeigen sich im Vergleich der Präparate sowohl medial als auch lateral mittlere Dehnungswerte gleicher Größenordnung. Dies trifft für die Hauptdehnung ϵ_2 der lateralen Rosetten ebenso zu, obwohl die Messwerte hier etwas deutlicher voneinander abweichen (zwischen 3% in ID18 und 18% in ID8).

Die mediale DMR zeigt bei diesem Vergleich zwar ein Abweichen der Messergebnisse des Versuches V2 von V1, da sich dies in den quasistatischen Versuchen genau so verhält (Messwertgröße ϵ_2 : V2 zu V1: ID18: 66%, ID1: 66%) ist dies umso mehr ein Zeichen der Reproduzierbarkeit der Messergebnisse.

Frequenzabhängigkeit

Holmes und Hukins (1996) haben Last-Relaxationskurven nach Kompressionsbelastung von humanen LWS-Präparaten untersucht. Mithilfe einer Integraltransformation nach der Fourier Transformation konnten sie einen Verlust der Dämpfungseigenschaften der Präparate bei Schwingungen von 1Hz, oder höheren Frequenzen nachweisen, sowie die frequenzabhängige Steifigkeit der Präparate berechnen. Dieser Untersuchung folgend könnte eine Versteifung besonders der Bandscheiben bei höheren Anregungsfrequenzen vermutet werden. Die lokalen Dehnungen an den Wirbelkörpern müssten bei einer frequenzabhängigen Versteifung der Bandscheiben unter Last ebenfalls ansteigen. Dieses Verhalten konnte in den frequenzabhängigen Messungen auch im Vergleich zu den quasistatischen Messungen nicht beobachtet werden.

Das quasistatische und das frequenzabhängige Testverfahren zeigen in den in vitro Versuchen im Vergleich keine Frequenzabhängigkeit: 1. der gemessenen lokalen Dehnungen an den untersuchten Applikationsstellen 2. betreffend der Dehnungsachsen (Kapitel 5.2.2).

Die Messwerte der Hauptdehnung ϵ_2 und ϵ_1 erreichen in beiden Versuchen (V1 und V2) der Belastungsstufe ID18 fast das gleiche Niveau der Dehnungswerte der Belastungsstufe ID1 (quasistatisch) zu Beginn der Materialtestung (minimale Abweichung V1 medial 5%, maximale V1 lateral ϵ_1 : 27%, Kapitel 5.2.1). Hierbei bleiben die Werte unter Schwingungsbelastung auf durchweg geringerem Niveau als die des quasistatischen Testverfahrens. Die Dehnungsachsen verändern sich unwesentlich. Insgesamt können die Messergebnisse kein Anzeichen für eine o.g. Versteifung unter hochfrequenter Schwingungsbelastung sein. Dabei wurden die Tests durchaus im wesentlichen Frequenzbereich von 1- 12Hz durchgeführt. Auch eine mangelnde axiale Lastauftragung ist als Fehlerquelle unwahrscheinlich, da Lasten dieser Größenordnung in Versuchen anderer Autoren (Langrana et al., 2002,

Bürklein, 2006, Suezawa et al., 1980) teils bereits zur plastischen Verformung der Präparate führten. Evtl. bietet das geringe Alter der Spender (34 und 27 Jahre) im Vergleich zu den Studien von Langrana et al. (2002) (im Mittel 54 Jahre), Bürklein (2006) (Altersdurchschnitt 80 ± 7 Jahre), sowie der Studie von Holmes und Hukins (1996) (Altersdurchschnitt 72 ± 7 Jahre) einen Erklärungsansatz. Eine weitere Möglichkeit der Erklärung besteht in den unterschiedlichen Testdesigns und Versuchsdurchführungen.

Die frequenzabhängigen Tests geben keinen Anhalt für eine zunehmende Steifigkeit der Bandscheibe bei höheren Anregungsfrequenzen. Jedoch lässt sich mit dem Test eine abnehmende Dämpfungsleistung der Bandscheiben bei zunehmender axialer Belastung in den drei Belastungsstufen ID8 (200N), ID12 (1100N) und ID18 (2000N) darstellen.

Erkennbar wird die Änderung der Dämpfungsleistung an der abnehmenden Differenz der lateralen Dehnung zur ventralen Dehnung bei zunehmender axialer Belastung. D.h. bei geringerer axialer Belastung erfahren die weiter dorsal applizierten DMR im Verhältnis zu den ventral applizierten DMR eine stärkere Kompression. Bei zunehmender Kompressionskraft verändert sich dieses Verhältnis. Die ventralen DMR erfahren verhältnismäßig mehr Dehnung. Es wird verhältnismäßig mehr Kraft über die Bandscheiben geleitet. Erkennbar wird dies durch Betrachtung des Quotienten der lateralen vertikalen Dehnung (ϵ_2) zur medial vertikalen Dehnung (ϵ_2) in den drei analysierten Belastungsstufen des frequenzabhängigen Tests. ID8: V1: 2,35, V2: 3,10; ID12: V1: 2,08, V2: 2,84 und ID18: V1: 1,91, V2: 2,82.

Schubbelastung

Der Vergleich der drei Belastungsstufen ID1, ID2 (Schub von dorsal) und ID3 (Schub von ventral) zeigt im quasistatischen Testsetup, dass Schubbelastungen zu einer zusätzlichen Kompressionsbelastung an der ventralen medialen Wirbelkörperoberfläche führen (Kapitel 5.2.1).

Die Betrachtung der lateralen DMR stützt die Annahme eines zunehmenden Kraftflusses über die vordere WK-Oberfläche durch Schub von dorsal. Dies zeigt sich

zum einen in einer geringeren Dehnung ϵ_2 der dorsal lateral cranial sinister applizierten DMR bei Schub von dorsal (ID2), als bei rein axialer Lasteinleitung (ID1). Zum anderen in einer apikalen Ventralisierung ihrer Hauptdehnungsachse.

Unterstrichen wird die Annahme dadurch, dass sich bei Schub von dorsal (ID2), die lokale vertikale Dehnung caudal (V2) stärker mindert als cranial (V1). Bei Schub von ventral (ID3), steigert sich der Dehnungsbetrag an der caudalen WK-Hinterkante hingegen stärker als an der cranialen WK-Hinterkante. Ein stärkerer Kraftfluss über die Wirbelkörperhinterkante bei Schub von ventral (ID3) wird so deutlich.

Obwohl die gemessenen Dehnungen und Hauptachsen im gedanklichen Modell mit Flexions- (ID2) und Extensionsbewegungen (ID3) der WS in Vereinbarung zu bringen sind, darf der Versuch nicht mit einer Extensions- Flexionsbewegung gleichgesetzt werden. Bei reinem Schub kommt es in den Versuchen am WS-Präparat zu einem Versatz des cranialen WK zum caudalen WK und nicht zu einer, mehrere Segmente übergreifenden Biegung wie bei Extension und Flexion in vivo. Dort werden die Momente über die gesamte Länge mit unterschiedlichem Wert kontinuierlich verteilt.

Die Testergebnisse stellten gegenläufig gedrehte Hauptdehnungsachsen der cranialen und caudalen DMR unter Schubbelastung dar (Kapitel 5.2.1). Diese lassen sich durch Ihre Nähe zum Pedikel erklären.

Ist in V1 die DMR nahe der Oberkante des Pedikels appliziert, so ist die caudale DMR auf der rechten Seite des Wirbelkörpers nahe der Unterkante des Pedikels aufgebracht. Wird der Pedikel als Balken verstanden, so erklärt sich die entgegengesetzte Ausrichtung der Hauptdehnungsachse durch die Nähe des Pedikels. Im Versuch am Biegebalken zeigt sich an der gebogenen Seite eines Stabes eine positive Dehnung, gegenseitig eine negative Dehnung. Die Applikationspunkte der Rosetten könnten so die geringfügigen Auswirkungen eines solchen Effektes zeigen.

Dorsaler, pedikelnaher Kraftfluss

Die Betrachtung der Ergebnisse zeigt, dass bei den frequenzabhängigen und den quasistatischen Tests ein starker Kraftfluss über die dorsalen Elemente

wahrscheinlich ist. Die Dehnungsbeträge der weiter dorsal, pedikelnah applizierten lateralen DMR übertreffen in allen sieben untersuchten Belastungsstufen die ventral gemessenen Dehnungen erheblich. Bei rein axialer Last erreichen die ϵ_2 Werte der lateralen DMR in den frequenzabhängigen Tests zwischen 191% (ID18, V1) und 310% (ID8, V2) der medialen Dehnungswerte ϵ_2 . In den quasistatischen Tests sind dies zwischen 193% (ID1 V1) und 288% (ID1, V2). Die Beobachtungen decken sich mit andern Studien (Langrana et al., 2002, Hongo et al., 1999, Shah et al., 1978)

Des Weiteren zeigt sich bei rein axialer Lastauftragung bei beiden Präparaten an den lateralen Applikationsstellen schon bei 5% (ID1) der maximalen Lastauftragung, beziehungsweise beim Beginn der Lastauftragung (ID8, ID12, ID18) ein eindeutiger Winkel β , der sich bei weiterer Lastauftragung lediglich geringfügig verändert. Ähnliches lässt sich bezüglich des Belastungsmodus ID3 in V1, deutlicher jedoch in V2 erkennen, während die Dehnungsachsen in den weiteren Tests (ID2, sowie an den medialen Rosetten) bei zunehmender Lastapplikation stärker rotieren. Im Gegensatz zu diesen Messungen ist die Berechnungsbasis der Dehnungsachse bei den lateralen Rosetten in ID1, ID8, ID12, ID18 und ID3 schon initial nicht diffus. Es lässt sich vermuten, dass die Kraftübertragung an der lateralen Applikationsstelle direkter erfolgt. Eine stärkere pedikelnah Dehnung wäre bei stärkerem Kraftfluss über die dorsalen Elemente vorstellbar.

Lokale Dehnung

Der Vergleich der Messergebnisse mit Messergebnissen anderer Forschungsgruppen ist limitiert möglich. Unterschiede betreffend der Auswahl der Wirbelsäulensegmente, der Präparation, des Spenderkollektivs, des Versuchsaufbaus und schließlich der Form der Lastapplikation erschweren den nominellen Vergleich.

Wird beispielsweise von einem viskoelastischen Verformungsverhalten der WS ausgegangen (Holmes und Hukins, 1996, Kazarian, 1975) bedeutet dies eine zeit-, temperatur-, und frequenzabhängige Elastizität des Präparates. Eine unterschiedliche Form der Lastapplikation, statisch, quasistatisch oder in unterschiedlichen Geschwindigkeiten, kann das Verhalten der WS demnach erheblich beeinflussen. Die lokalen Materialparameter sind dann nur eingeschränkt

vergleichbar. Angemerkt sei hier, das weitere Autoren Modelle der WS um ein poroelastisches Verhalten (Simon et al., 1985) ergänzen.

Kayanja et al. (2004) haben Tests an Wirbelsäulensegmenten die aus drei Wirbelkörpern bestehen durchgeführt. Die Tests beschränken sich jedoch auf die thorakale WS. DMR wurden auf die ventralen WK-Flächen appliziert, der caudale und craniale Wirbel wurden auch in eine Prüfmaschine eingespannt. Gemessen wurden die mittleren Scherdehnungen bei einer quasistatischen axialen Lastauftragung von 250N an 13 Präparaten. Aus den Messungen resultierten mittlere Scherdehnung von $342 \pm 177\mu\epsilon$ an der ventralen Applikationsstelle.

Werden diese Werte mit denen bei ähnlicher axialer Lastauftragung durch Berechnung von Scherdehnungen und Interpolierung der Messwerte auf eine axiale Last von 250N verglichen, zeigt sich bezüglich ID8, dass bei den Durchschnittswerten der frequenzabhängigen Messungen mit $46\mu\epsilon$ in V1 und $36\mu\epsilon$ in V2 erheblich geringere Scherdehnungen erreicht werden. In der Belastungsstufe ID1 (ebenfalls quasistatische Belastung) werden für die auf 250N interpolierten Scherdehnungen in V1 $53\mu\epsilon$ und in V2 $44\mu\epsilon$ errechnet.

Die Präparate der Vergleichsstudie wiesen mit wenigen Ausnahmen eine Osteopenie auf. Das Spenderkollektiv ist älter (57 ± 13 Jahre). Zudem resezierten die Autoren das Ligamentum (Lig.) longitudinale anterius (ant.) komplett. Der größte Unterschied der Studien besteht allerdings darin, dass die Vergleichsstudie an thorakalen Präparaten vorgenommen wurde. Diese weisen auch bei anderen Vergleichsstudien höhere Dehnungen auf als LWS Präparate (Hongo et al., 1999, Langrana et al., 2002).

Hongo et al. (1999) haben 21 Wirbelsäulensegmente die aus jeweils drei WK bestehen auf Dehnungsverteilung bei axialer Lastauftragung untersucht. Die Spender waren im Durchschnitt 65 Jahre alt. Die Präparate wurden für die Tests mit DMR an insgesamt 11 Applikationspunkten pro untersuchten WK bestückt. Repräsentativ für die Untersuchung der LWS erfolgte die Untersuchung des Segmentes LWK3, 4 und 5 wie in den Tests der eigenen Studie. Drei der 11 Applikationspunkte stimmen mit den eigenen Vergleichsversuchen überein. Im Gegensatz zu der eigenen Untersuchung wurde das Lig. longitudinale anterius und die Membrana posterius (post.) von einzelnen WK komplett entfernt. Eine fünf stufige

quasistatische axiale Lastauftragung mit einem Maximum von 980N wurde durchgeführt. Die Autoren interpolierten die gemessenen Dehnungen zum besseren Vergleich auf einen Wert von 490N.

Die Testergebnisse zeigen die maximalen vertikalen Dehnungen, konform zu denen der quasistatischen und frequenzabhängigen Messungen, pedikelnah. Hierbei weicht jedoch die Applikationsstelle der höchsten Dehnungen von denen der eigenen Messung ab. Sie ist an der lateralen Basis des Pedikels lokalisiert. Die geringste vertikale Dehnung weisen die Autoren der ventralen cranialen WK Fläche zu, einer Applikationsfläche cranial der anterior medial applizierten Rosetten der eigenen Versuche.

An den korrespondierenden Applikationsstellen: 1. anterior medial, 2. lateral cranial und 3. lateral caudal lassen sich aus den Abbildungen von Hongo et al. für auf 490N interpolierte mittlere vertikale Dehnungen entsprechend ϵ_2 , von etwa: 1. -200- -250 $\mu\epsilon$, 2. -450- -500 $\mu\epsilon$ und 3. -325- -375 $\mu\epsilon$ ablesen. In den eigenen Tests berechnet sich für ID1: 1. -112 $\mu\epsilon$ in V1 und -74 $\mu\epsilon$ in V2, 2. -216 $\mu\epsilon$ und 3. 213 $\mu\epsilon$.

In den frequenzabhängigen Messungen erreichten die Dehnungen interpoliert auf 490N in ID18: 1. 104 $\mu\epsilon$ in V1 und -68 $\mu\epsilon$ in V2, 2. -198 $\mu\epsilon$ und 3. -192 $\mu\epsilon$. Zwar erlangen die Messergebnisse von Hongo et al. nicht solch hohe Dehnungen wie die von Kayanja et al. (2004), jedoch zeigt auch diese Vergleichsstudie höhere Dehnungen für die korrespondierenden Applikationspunkte der eigenen Tests.

Bezogen auf die Messungen an thorakalen Wirbelsäulensegmenten konnten Hongo et al. höhere Dehnungen bei gleicher axialer Belastung als an den lumbalen Präparaten nachweisen.

Langrana et al. (2002) führten Dehnungsmessungen an neun, aus jeweils drei WK bestehenden thorakolumbalen humanen Wirbelsäulesegmenten durch. Abweichend zu den in dieser Arbeit angeführten Tests wurden die Messungen mit uniaxialen DMS durchgeführt. Diese wurden an zwei Applikationsstellen, anterior medial und lateral, am caudalen Pedikelübergang appliziert. Die Lastauftragung erfolgt axial, jedoch sprunghaft mit 100mm/s, bis zur plastischen Verformung (Fraktur). Vergleichsweise langsam erfolgt die quasistatische Lastauftragung der eigenen Tests mit rampenförmigen auf- und absteigenden Kompressionsbelastungen von 0-2000N mit einer Periodendauer von 200s. Langrana et al. führten zusätzlich

Messungen in Dorsalextension durch, aufgrund des unterschiedlichen Testsetups ist hier jedoch kein direkter Vergleich möglich.

Vergleichbar sind die Messergebnisse aufgrund unterschiedlicher Belastungssetups lediglich bezüglich zwei Segmenten. Die Messungen beziehen sich hierbei jedoch auf die thorakalen WK Th11 und Th12. Für eine bessere Vergleichbarkeit werden die Messdaten von Langrana et al. auf eine axiale Kraft von 2000N interpoliert. Die Dehnungswerte der Tests von Langrana et al. (2002) weichen hierbei stark von den Messergebnissen des quasistatischen und des frequenzabhängigen Tests ab. Die anterior medial applizierten Rosetten erreichen nach Interpolierung eine Dehnung von $-973\mu\epsilon$ (Th11) und $-2295\mu\epsilon$ (Th12). Die lateralen Rosetten werden konform zu unseren Messungen noch stärker komprimiert. Es errechnen sich Dehnungen von $-2295\mu\epsilon$ (Th11) und $-4615\mu\epsilon$ (Th12). Die in der quasistatischen Belastungsstufe D1 und der frequenzabhängigen ID18 erreichten Werte bei 2000N sind ID18 medial: V1: $-423\mu\epsilon$ und in V2: $-277\mu\epsilon$. ID18 lateral cranial: $-806\mu\epsilon$ und lateral caudal: $-782\mu\epsilon$. In der Belastungsstufe ID1 medial: V1: $-456\mu\epsilon$ und in V2: $-302\mu\epsilon$. ID1 lateral cranial: $-881\mu\epsilon$ und lateral caudal: $-872\mu\epsilon$.

Bezüglich der Messwertdiskrepanz lässt sich zweierlei anmerken. Zum einen zeigen sich im Literaturvergleich stärkere Dehnungen bei axialer Belastung von thorakalen Wirbelsäulensegmenten als von lumbalen. Zum anderen muss davon ausgegangen werden, dass die sprunghafte Lastauftragung mit 100mm/s einen erheblichen Einfluss auf die Messungen hat. Im Falle des zweiten Präparates werden bei den auf 2000N interpolierten Dehnungen errechnete Werte angegeben, die im Test bei plastischer Verformung des Wirbelkörpers auftraten (Fraktur bei 2004N). In der eigenen Testreihe traten keine plastischen Verformungen auf. Bei gleicher applizierter axialer Last sind die Präparate in der Vergleichsstudie einer effektiv stärkeren Belastung ausgesetzt. Die unterschiedliche Form der Lastauftragung macht den nominellen Vergleich unmöglich. Es bleibt jedoch die Übereinstimmung höherer lateraler Dehnungen als anterior medialer.

Shah et al. (1978) führten Tests an aus LWK3- 5 bestehenden Präparaten durch. LWK4 wurde hierfür mit insgesamt 17 DMR bestückt und die Dehnungen unter axialer Kompression bestimmt. Im Gegensatz zu unseren Messungen wurden die LWK3 und LWK5 jeweils zu etwa einem Drittel cranial bzw. caudal abgesägt. Zwar untersuchen die Autoren auch die Belastung unter Flexion und Extension, durch ein

abweichendes Testvorgehen können die Ergebnisse jedoch nicht mit denen der ID2 und ID3 verglichen werden.

An den korrespondierenden Applikationsstellen 1. anterior medial, 2. lateral cranial und 3. lateral caudal lassen sich aus den Abbildungen von Shah et al. (1978) bei 1472N mittlere vertikale Dehnungen von etwa: 1. $-375\mu\epsilon$, 2. $-500\mu\epsilon$ und 3. -125 - $-200\mu\epsilon$ entsprechend ϵ_2 ablesen. Bezüglich ID1 errechnen sich für diesen Vergleich Dehnungen bei 1472N von: 1. $-336\mu\epsilon$ in V1 und $-223\mu\epsilon$ in V2, 2. $-648\mu\epsilon$ und 3. $-642\mu\epsilon$. In ID18 sind dies: 1. $-311\mu\epsilon$ in V1 und $-204\mu\epsilon$ in V2, 2. $593\mu\epsilon$ und 3. $-576\mu\epsilon$. Die Werte aus dem quasistatischen und den frequenzabhängigen Messungen zeigen somit eine Übereinkunft mit den Werten von Shah et al.. Lediglich bezüglich der caudal applizierten DMR divergieren die Messergebnisse stärker. Vermutlich handelt es sich hier nicht um exakt gleiche Applikationsstellen. Die eigenen Tests geben trotz des nicht zulässigen Vergleiches einer Extension mit Schub von dorsal Anhalt dafür, dass eine Extensionsbewegung zu einer gesteigerten Belastung der posterioren Elemente bei axialer Lastaufbringung führt (s.o.). Shah et al. ziehen aus ihren Versuchen unter Einleitung eines posterioren Offsets eben diesen Schluss.

Die Übereinstimmung der Ergebnisse mit der Untersuchung von Shah et al. im Gegensatz zu den Untersuchungen von Hongo et al. und Kayanja et al. lassen sich zum Teil dadurch erklären, dass Shah et al. ebenfalls Präparate eines sehr jungen Spenderkollektives untersuchten (zwischen 16 und 41Jahren).

Frei et al. (1998) untersuchten die Dehnungsverteilung am Wirbelkörper bei axialer Lastauftragung sowie unter Schubbelastung in anterior-posteriorer Richtung und bei lateralem Schub. Die Tests wurden allerdings an Functional Spinal Units (FSU), aus zwei Wirbelkörpern bestehenden Funktionseinheiten untersucht. Zudem wählten die Autoren andere Applikationspunkte für die Rosetten (nahe der Oberkante des Wirbelkörpers), hier zeigen sich deutlich andere Dehnungen als an der medialen sowie den lateralen Applikationsstellen der in dieser Arbeit genannten Tests (Shah et al., 1978, Hongo et al., 1999). Ein nomineller Vergleich der Messergebnisse ist demnach nicht möglich. Jedoch wiesen Frei et al. ebenfalls eine deutliche Veränderung der corticalen Dehnung durch Schubbelastung im Vergleich zur axialen Belastung nach. Wie auch in den Belastungsstufen ID2 (Schub von dorsal) und ID3

(Schub von ventral) beschreiben die Autoren eine Zunahme der Dehnung der ventralen WK-Fläche unter Schub. Anders als in den eigenen Tests nennen Frei et al. jedoch eine stärkere Zunahme der Dehnung unter Schub von ventral. Eine Beobachtung die sicherlich durch die unterschiedlichen Applikationspunkte zu begründen ist.

Limitierung der Versuche

Ein wesentlicher limitierender Faktor der Untersuchung ist der Test von lediglich zwei LWS-Präparaten. Diesbezüglich ist jedoch zu beachten, dass die Tests vornehmlich der Gewinnung von Materialparametern zur Validierung von FEM-Modellen dienen. Diese werden mithilfe der anthropometrischen Daten und der CT-Scans erstellt und stellen ohnehin individuelle Modelle dar. Eine überdies hinaus starke Aussagekraft der Tests spiegelt sich in der Konsistenz und Reproduzierbarkeit der Messwerte wieder. Weitere limitierende Faktoren gilt es bei der Bewertung der Messdaten und bei der Nutzung der Daten zur Erstellung und Validierung von Modellen zu beachten.

Die LWS-Präparate, wie auch die Schweineknochen werden nach der Resektion bis zur Testung bei unter -20°C gelagert. In der Literatur lassen sich gerade bezüglich des Verhaltens von Wirbelsäulenpräparaten Angaben finden die dieser Prozedur einen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften der Präparate zusprechen. So haben Callaghan und McGill (1995) eine ansteigende Bruchlast von Schweinewirbelkörpern und Bass et al. (1997) eine signifikante Beeinflussung des Kriechverhaltens von Schweinebandscheiben nach dem Tiefgefrieren nachweisen können. Die in dieser Arbeit durchgeführten Messungen wurden nicht vergleichsweise an frischen ungelagerten Präparaten durchgeführt. Zum einen ist dies gerade im Hinblick auf die Forderung junger humaner Spender kaum möglich, zum anderen verweisen weitere Autoren auf die Unbeeinflussbarkeit der Materialparameter durch das Tiefgefrieren. So zeigen weitere Studien, dass durch diese Prozedur kein Einfluss auf das dynamische Verformungsverhalten zu erwarten ist, da sowohl das Kriechverhalten von menschlichen Bandscheiben (Dhillon et al., 2001), als auch die Steifigkeit von Wirbelsegmenten (Gleizes et al., 1998) sich durch das Einfrieren nicht signifikant verändern. Panjabi et al. (1985) konnten auch nach langer Tiefkühldauer von Wirbelsäulenpräparaten keine Veränderungen der

biomechanischen Eigenschaften ausmachen. Ebenso fanden Woo et al. (1986) keine signifikanten Unterschiede mechanischer Eigenschaften wie Zugfestigkeit und Bruchfestigkeit frischer oder tiefgefrorener Kaninchenligamenta.

Bei der Auswertung der Messergebnisse fielen großen Winkelwerte der lateral caudal dexter (V2) applizierten DMR in allen betrachteten Belastungsstufen (ID1, ID2, ID3, ID8, ID12, ID18, ID33) auf. Nach Abschluss der Messungen erfolgte eine erneute Inspektion der Rosette. Die großen Winkelwerte lassen sich demnach zum Teil auf eine gegen den Uhrzeigersinn verdreht applizierte DMR zurückführen (Abbildung 56). Die Horizontalachse ist blau eingezeichnet und liegt parallel zu den Endplatten von LWK4. Die zweite Achse läuft durch die vertikale Achse der DMR. Der Winkel (Δ) zwischen den beiden Achsen beträgt bei korrekt applizierter DMR 90° . Nach optischer Einzeichnung der Achse ergibt sich ein Winkel, die DMR ist demnach ca. 8° gegen den Uhrzeigersinn verdreht appliziert.

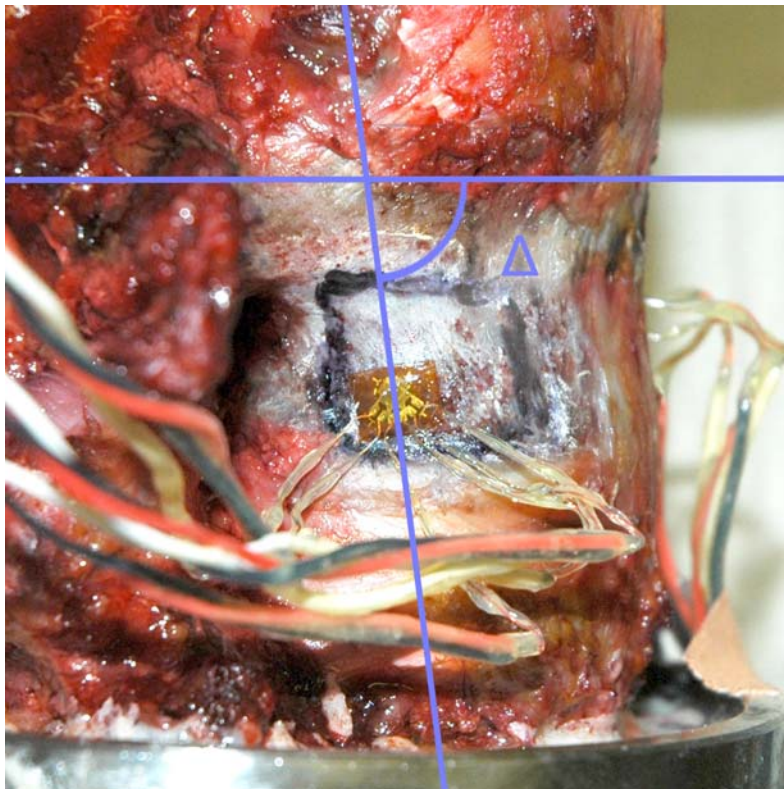


Abbildung 56: Präparat V2 mit lateral caudal dexter applizierter DMR. Eingezeichnet ist die Horizontaleachse der WK-Oberkante und die vertikale Messgitterachse. Die DMR ist demnach 8° gegen den Uhrzeigersinn verdreht appliziert. Zu berücksichtigen ist eine Messungenauigkeit bei lediglich optisch gelegten Achsen.

7 Zusammenfassung

Ganzkörperschwingungen (GS), bzw. Vibration, wie beispielsweise beim Führen von Fahrzeugen oder der Verwendung von Baumaschinen, können einen schädigenden Einfluss auf die Wirbelsäule haben. Ziel dieser Arbeit ist es die lokale Beanspruchung der Lendenwirbelsäule (LWS) unter Schwingungsbelastung zu messen. Die Arbeit ist ein eigenständiger Teil eines Projektes des Bundesamtes für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin in dem der Einfluss von GS mit in vitro Testungen an LWS-Präparaten eines jungen Spenderkollektives untersucht wird.

In der vorliegenden Arbeit wurde die lokale Beanspruchung auf zwei humanen LWS-Präparaten unter Schwingungsbelastung mit einer Prüfmaschine, im in vitro Testverfahren ermittelt. Die Messungen erfolgten mit aufzuklebenden Folien-Dehnungsmesssensoren (DMS) aus der Materialtestung industrieller Werkstoffe. Diese DMS sind empfindlich gegenüber äußeren Einflüssen, insbesondere gegenüber den geforderten physiologischen Randbedingungen eines in vitro Testverfahrens. Ihre Applikation auf Knochen im feuchten Milieu stellt erhebliche Anforderungen an den Kleber. Vor den Messungen auf humanen LWS musste daher ein geeignetes Verfahren für die Applikation von DMS auf Knochen entwickelt werden. Hierfür wurden zum Einen Messreihen mit DMS auf Probekörpern zur Entwicklung eines geeigneten Abdeckverfahrens zum Schutz der Sensoren vor äußeren Einflüssen durchgeführt, zum Anderen wurden im Zuge von Messungen auf Schweinefemura zwei Industriekleber: M-Bond 200, Vishay und E1100, 3M, sowie zwei Hautkleber: Dermabond, Ethicon und Histoacryl, B. Braun, hinsichtlich ihrer Eignung für die geplante Anwendung auf Knochen geprüft. Ein zuverlässiger Schutz der DMS bei Messungen unter physiologischen Randbedingungen konnte erzielt werden. Die Industriekleber M Bond 200 und E1100 sowie der Hautkleber Histoacryl stellten sich als geeignet zur Applikation von DMS auf Knochen dar. Dermabond war signifikant schlechter geeignet. Die lokale Beanspruchung an der lateralen Wirbelkörperoberfläche beträgt 193% bis 288% derer an der ventralen Oberfläche. Schub von dorsal steigert die Beanspruchung an der ventralen Wirbelkörperoberfläche. Im untersuchten Bereich waren die lokale Beanspruchung oder die Präparatsteifigkeit nicht von der Frequenz abhängig. Es wurden geringere Beanspruchungen als in Vergleichsstudien mit älterem Spenderkollektiv gemessen.

8 Literaturverzeichnis

Neufassung des Merkblattes zu der Berufskrankheit Nr. 2110, (2005). BMGS, Anlage zur Berufskrankheiten-Versorgung, Bundesarbeitsblatt des BMGS, 7-2005, S. 43ff.

Gesundheit in Deutschland, Gesundheitsberichterstattung des Bundes. (2006). Robert Koch-Institut in Zusammenarbeit mit dem Statistischen Bundesamt.

Ardis, AE. (1949). *US patent nos. 2,467,927*.

Arndt, A., Westblad, P., Ekenman, I., Halvorsen, K. und Lundberg, A. (1999) *An in vitro comparison of bone deformation measured with surface and staple mounted strain gauges*. J.Biomech., 32, 12, S. 1359- 1363.

Badura, B., Schellschmidt, H. und Vetter, C. (2007) *Fehlzeiten-Report 2006*. Springer, Berlin Heidelberg New York.

Bass, E. C., Duncan, N. A., Hariharan, J. S., Dusick, J., Bueff, H. U. und Lotz, J. C. (1997) *Frozen storage affects the compressive creep behavior of the porcine intervertebral disc*. Spine, 22, 24, S. 2867- 2876.

Bovenzi, M. und Betta, A. (1994) *Low-back disorders in agricultural tractor drivers exposed to whole-body vibration and postural stress*. Appl.Ergon., 25, 4, S. 231- 241.

Bovenzi, M. und Zadini, (1992) A. *Self-reported low back symptoms in urban bus drivers exposed to whole-body vibration*. Spine, 17, 9, S. 1048- 1059.

Bozkus, H., Karakas, A., Hanci, M., Uzan, M., Bozdag, E. und Sarioglu, A. C. (2001) *Finite element model of the Jefferson fracture: comparison with a cadaver model*. Eur.Spine J., 10, 3, S. 257- 263.

Brähler, E., Schumacher, J. und Brähler, C. (2000) *First all-Germany standardization of the brief form of the Gissen Complaints Questionnaire GBB-24*. Psychother.Psychosom. Med. Psychol., 50, 1, S. 14- 21.

- Brinckmann, P., Biggemann, M. und Hilweg, D. (1989) *Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae*. Spine, 14, 6, S. 606- 610.
- Bürklein, D. (2006) *Mechanisches versagen thorakaler und lumbaler Wirbelkörper bei älteren Menschen - Vorhersage mittels Zwei-Energie Röntgenabsortiometrie (DXA)*. Medizinische Dissertation, Universität München
- Buttermann, G. R., Kahmann, R. D., Lewis, J. L. und Bradford, D. S. (1991) *An experimental method for measuring force on the spinal facet joint: description and application of the method*. J.Biomech.Eng, 113, 4, S. 375- 386.
- Caler, W. E., Carter, D. R. und Harris, W. H. (1981) *Techniques for implementing an in vivo bone strain gage system*. J.Biomech., 14, 7, S. 503- 507.
- Callaghan, J. P. und McGill, S. M. (1995) *Frozen storage increases the ultimate compressive load of porcine vertebrae*. J.Orthop.Res., 13, 5, S. 809- 812.
- Cochran, G. V. (1972) *Implantation of strain gages on bone in vivo*. J.Biomech., 5, 1, S. 119- 123.
- Cordey, J. und Gautier, E. (1999) *Strain gauges used in the mechanical testing of bones. Part I: Theoretical and technical aspects*. Injury, 30 Suppl 1, S. A7- 13.
- Cordey, J. und Gautier, E. (1999) *Strain gauges used in the mechanical testing of bones. Part II: "In vitro" and "in vivo" technique*. Injury, 30 Suppl 1, S. A14- A20.
- Cordey, J. und Gautier, E. (1999) *Strain gauges used in the mechanical testing of bones. Part III: Strain analysis, graphic determination of the neutral axis*. Injury, 30 Suppl 1, S. A21- A25.
- Dadas, B., Alkan, S., Cifci, M. und Basak, T. (2007) *Treatment of tripod fracture of zygomatic bone by N-2-butyl cyanoacrylate glue fixation, and its effects on the tissues*. Eur.Arch.Otorhinolaryngol., 264, 5, S. 539- 544.
- Deck, R., Kohlmann, T. und Raspe, H. (1993) *Zur Epidemiologie von Rückenschmerzen*. Psychomed 5, S. 164-168.

- Dhillon, N., Bass, E. C. und Lotz, J. C. (2001) *Effect of frozen storage on the creep behavior of human intervertebral discs*. Spine, 26, 8, S. 883- 888.
- Ekenman, I., Halvorsen, K., Westblad, P., Fellander-Tsai, L. und Rolf, C. (1998) *The reliability and validity of an instrumented staple system for in vivo measurement of local bone deformation. An in vitro study*. Scand. J.Med.Sci.Sports, 8, 3, S. 172 - 176.
- Ellert, U., Wirz, J. und Ziese, T. (2006) *Telefonischer Gesundheitssurvey des Robert Koch-instituts (2. Welle)*. Deskriptiver Erlebnisbericht, Berlin
- Finlay, J. B., Bourne, R. B. und McLean, J. (1982) *A technique for the in vitro measurement of principal strains in the human tibia*. J.Biomech., 15, 10, S. 723- 729.
- Frei, H., Oxland, T. R., Slomczykowski, M. und Nolte, L. P. (1998) *Vertebral Body Deformations Contrastes Under Compression And Shear Loading*. 44 th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, March 16-19, 1998, New Orleans, Lousiana,
- Giebel, G., Rimpler, M. und Borchers, L. (1981) *Adhesives in surgery of the skeleton system, part 2: the adhesive strength from 22 adhesives in bone surgery (author's transl)*. Biomed.Tech.(Berl), 26, 7-8, S. 170- 174.
- Giebel, G., Rimpler, M. und Borchers, L. (1982) *Testing of tissue adhesive strength in bone*. Zentralbl.Chir, 107, 21, S. 1381- 1387.
- Gleizes, V., Viguiere, E., Feron, J. M., Canivet, S. und Lavaste, F. (1998) *Effects of freezing on the biomechanics of the intervertebral disc*. Surg.Radiol.Anat., 20, 6, S. 403- 407.
- Glisson, R. R., Musgrave, D. S., Graham, R. D. und Vail, T. P. (2000) *Validity of photoelastic strain measurement on cadaveric proximal femora*. J.Biomech.Eng, 122, 4, S. 423- 429.
- Gonzalez, E., Orta, J., Quero, C., Niemshik, L., Galera, R., Onay, D. und Rojas, O. (2000) *Ethyl-2-cyanoacrylate fixation of the cranial bone flap after craniotomy*. Surg.Neurol., 53, 3, S. 288- 289.

- Hedri, A. (1931) *Ein neues Prinzip der Osteosynthese*. Arch.f.Klin.Chir. 167:145-146
- Hessel, A., Geyer, M., Hinz, A. und Brähler, E. (2005) *Utilization of the health care system due to somatoform complaints -- results of a representative survey*. Z.Psychosom.Med.Psychother., 51, 1, S. 38- 56.
- Hoffmann, K. (1987) *Einführung in die Technik des Messens mit Dehnungsmessstreifen*. Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Deutschland.
- Holmes, A. D. und Hukins, D. W. (1996) *Analysis of load-relaxation in compressed segments of lumbar spine*. Med.Eng Phys., 18, 2, S. 99- 104.
- Hongo, M., Abe, E., Shimada, Y., Murai, H., Ishikawa, N. und Sato, K. (1999) *Surface strain distribution on thoracic and lumbar vertebrae under axial compression. The role in burst fractures*. Spine, 24, 12, S. 1197- 1202.
- Hoshaw, S. J., Fyhrie, D. P., Takano, Y., Burr, D. B. und Milgrom, C. (1997) *A method suitable for in vivo measurement of bone strain in humans*. J.Biomech., 30, 5, S. 521- 524.
- Huber, G. (2006) *Physiologische Bestimmung der mechanischen Eigenschaften von Bandscheiben*. Dissertationsschrift, TU Hamburg-Harburg.
- Huber, G., Ito, K., Linke, B. und Morlock, M. M. (2001) *The influence of intervertebral disc time-depending properties on in-vitro testing*. Abstracts/J.Biomech., 34, S. 13- 14.
- Huber, G., Morlock, M. M., Paetzold, H. und Püschel, K. (2005) *Verhalten von Wirbelsäulensegmenten bei dynamischer Belastung*. Schriftreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Fb 1062.
- Johanning, E. (2000) *Evaluation and management of occupational low back disorders*. Am.J.Ind.Med., 37, 1, S. 94- 111.
- Kato, N., Koshino, T., Saito, T. und Takeuchi, R. (1998) *Estimation of Young's modulus in swine cortical bone using quantitative computed tomography*. Bull.Hosp.Jt.Dis., 57, 4, S. 183 - 186.

- Kayanja, M. M., Ferrara, L. A. und Lieberman, I. H. (2004) *Distribution of anterior cortical shear strain after a thoracic wedge compression fracture*. Spine J., 4, 1, S. 76- 87.
- Kazarian, L. E. (1975) *Creep characteristics of the human spinal column*. Orthop.Clin.North Am., 6, 1, S. 3- 18.
- Keil, S. (1995) *Beanspruchungsermittlung mit Dehnungsmessstreifen*. CUNEUS Verlag Zwingenberg.
- Keller, T. S. und Spengler, D. M. (1982) *In vivo strain gage implantation in rats*. J.Biomech., 15, 12, S. 911- 917.
- Kilpikari, J., Lapinsuo, M., Tormala, P., Patiala, H. und Rokkanen, P. (1986) *Bonding strength of alkyl-2-cyanoacrylates to bone in vitro*. J.Biomed.Mater.Res., 20, 8, S. 1095- 1102.
- Kopher, R. A., Nudera, J. A., Wang, X., O'Grady, K. und Mao, J. J. (2003) *Expression of in vivo mechanical strain upon different wave forms of exogenous forces in rabbit craniofacial sutures*. Ann.Biomed.Eng, 31, 9, S. 1125- 1131.
- Küsswetter, W., Permooser, F. und Ungethüm, M. (1978) *Die Anwendbarkeit von Butylcyanoacrylat in der Biomechanik zur Applikation von Dehnungsmeßstreifen auf nativem Gewebe*. Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery, 91, S. 217- 221.
- Langrana, N. A., Harten RD, R. D., Lin, D. C., Reiter, M. F. und Lee, C. K. (2002) *Acute thoracolumbar burst fractures: a new view of loading mechanisms*. Spine, 27, 5, S. 498- 508.
- Lanyon, L. E. (1976) *The measurement of bone strain "in vivo"*. Acta Orthop.Belg., 42 Suppl 1, S. 98- 108.
- Leonard, F., Hodge, J. W., Jr., Houston, S. und Ousterhout, D. K. (1968) *Alpha-cyanoacrylate adhesive bond strengths with proteinaceous and nonproteinaceous substrates*. J.Biomed.Mater.Res., 2, 1, S. 173- 178.

- McNally, D. S., Adams, M. A. und Goodship, A. E. (1992) *Development and validation of a new transducer for intradiscal pressure measurement*. J.Biomed.Eng, 14, 6, S. 495- 498.
- Milgrom, C., Finestone, A., Hamel, A., Mandes, V., Burr, D. und Sharkey, N. (2004) *A comparison of bone strain measurements at anatomically relevant sites using surface gauges versus strain gauged bone staples*. J.Biomech., 37, 6, S. 947-952.
- Mischke, C., Huber, G., Skrzypiec, D. und Wölfel, P. (2009) *Modelling of quasistatic and dynamic response, in age and posture dependency of spinal specimens loaded by compression and shear - Combined in vitro and FE studia focussing on dynamic loading*. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, F2069.
- Mommsen, H. (2002) *Einfluss von Länge und Material intramedullärer Implantatstiele von Tumorspezialprothesen auf die Krafteinleitung in das Knochenlager beim proximalen Femurersatz*. Med. Dissertation, technische Universität München.
- Nachemson, A. und Elfstrom, G. (1970) *Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises*. Scand.J.Rehabil.Med.Suppl, 1, S. 1- 40.
- Nachemson, A. L. (1981) *Disc pressure measurements*. Spine, 6, 1, S. 93 - 97.
- NIOSH. (1997) *Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors*. National Institute for occupational Safety and Health, U.S. Department of Health and Human Services, DHHS (NIOSH) Publication No 97BI41.
- Nordberg, A., von, H. H., Brolin, K. und Beckman, A. (2007) *Vertebral fractures fixation with composite patch fibre reinforced adhesives*. Biomed.Mater.Eng, 17, 5, S. 299- 308.
- Panjabi, M. M., Krag, M., Summers, D. und Videman, T. (1985) *Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens*. J.Orthop.Res., 3, 3, S. 292- 300.

- Paoli, P. (1997) *Second European Survey on Working Conditions in the European Union*. European Foundation for the Improvement of Living and Working Conditions, 26.
- Perusek, G. P., Davis, B. L., Sferra, J. J., Courtney, A. C. und D'Andrea, S. E. (2001) *An extensometer for global measurement of bone strain suitable for use in vivo in humans*. J.Biomech., 34, 3, S. 385- 391.
- Pope, M. H. und Hansson, T. H. (1992) *Vibration of the spine and low back pain*. Clin.Orthop.Relat Res., 279, S. 49- 59.
- Putz, R. und Pabst, R. (2005) *Sobotta, Atlas der Anatomie Des Menschen*. Urban und Fischer, München, Jena, 2000, 21.
- Ranu, H. S. (1987) *The thermal properties of human cortical bone: an in vitro study*. Eng Med., 16, 3, S. 175- 176.
- Raspe, HH., Wasmus, A., Greif, G., Kohlmann, T. und Mahrenholtz, M. (1990) *Rückenschmerzen in Hanover*. Aktuelle Rheumatol., 15, S. 32- 37.
- Schmidt, C. O. und Kohlmann, T. (2005) *What do we know about the symptoms of back pain? Epidemiological results on prevalence, incidence, progression and risk factors*. Z.Orthop.Ihre Grenzgeb., 143, 3, S. 292- 298.
- Schumacher, J. und Brähler, E. (1999) *Prävalenz von Schmerzen in der deutschen Bevölkerung*. Der Schmerz, 13:375- 384, Springer Verlag.
- Seidel, H., Bluthner, R. und Hinz, B. (2001) *Application of finite-element models to predict forces acting on the lumbar spine during whole-body vibration*. Clin.Biomech.(Bristol., Avon.), 16 Suppl 1, S. S57- S63.
- Seidel, H., Blüthner, R. und Hinz, B. (2000) *Ermittlung Vibrationsbedingter Belastungsverläufe in der Lendenwirbelsäule mit Hilfe Dynamischer Vielkörpermodellierung*. Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven.
- Shah, J. S., Hampson, W. G. und Jayson, M. I. (1978) *The distribution of surface strain in the cadaveric lumbar spine*. J.Bone Joint Surg.Br., 60-B, 2, S. 246- 251.

- Simon, B. R., Wu, J. S., Carlton, M. W., Kazarian, L. E., France, E. P., Evans, J. H. und Zienkiewicz, O. C. (1985) *Poroelastic dynamic structural models of rhesus spinal motion segments*. Spine, 10, 6, S. 494- 507.
- Steck, R., Gatzka, C., Schneider, E., Niederer, P. und Knothe Tate, M. L. (2003) *Measurement of bone surface strains on the sheep metacarpus in vivo and ex vivo*. Vet Comp Orthop Traumatol, 2003, 16: S. 38- 43.
- Suezawa, Y., Jacob, H. A. und Bernoski, F. P. (1980) *The mechanical response of the neural arch of the lumbosacral vertebra and its clinical significance*. Int.Orthop., 4, 3, S. 205- 209.
- Turner, A. S., Mills, E. J. und Gabel, A. A. (1975) *In vivo measurement of bone strain in the horse*. Am.J.Vet.Res., 36, 11, S. 1573- 1579.
- Vezin, W. R. und Florence, A. T. (1980) *In vitro heterogeneous degradation of poly(n-alkyl alpha-cyanoacrylates)*. J.Biomed.Mater.Res., 14, 2, S. 93- 106.
- Walther, M., Wölfel, R., Stangl, R. und Beck, H (1993). *Meßmodell zur Überprüfung der Biomechanik nach Implantation einer Endoprothese*. Messtechnische Briefe 29, Heft 2, S. 27- 32.
- Weber, S. C. und Chapman, M. W. (1984) *Adhesives in orthopaedic surgery. A review of the literature and in vitro bonding strengths of bone-bonding agents*. Clin.Orthop.Relat Res., 191, S. 249- 261.
- Wilder, D. G. und Pope, M. H. (1996) *Epidemiological and aetiological aspects of low back pain in vibration environments - an update*. Clin.Biomech.(Bristol, Avon.), 11, 2, S. 61- 73.
- Wilke, H., Neef, P., Hinz, B., Seidel, H. und Claes, L. (2001) *Intradiscal pressure together with anthropometric data--a data set for the validation of models*. Clin.Biomech.(Bristol, Avon.), 16 Suppl 1, S. S111- S126.
- Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T. und Claes, L. E. (1999) *New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life*. Spine, 24, 8, S. 755- 762.

Wilke, H. J., Wenger, K. und Claes, L. (1998) *Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants*. Eur.Spine J., 7, 2, S. 148- 154.

Woo, S. L., Orlando, C. A., Camp, J. F. und Akeson, W. H. (1986) Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. J.Biomech., 19, 5, S. 399- 404.

9 Danksagung

Zuerst danke ich der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. Diese Dissertation entstand in Unterstützung und als Teil eines Auftragsprojektes der Bundesanstalt unter dem Titel „Experimentelle in vitro Bestimmungen der Belastbarkeit von Segmenten der LWS bei wiederholten praxisrelevanten Belastungen durch Kompressions- und Schubkräfte“ (Projekt F 1899).

Des Weiteren danke ich der Behörde für Soziales, Familie, Gesundheit und Verbraucherschutz der Stadt Hamburg, für die zeitweilige finanzielle Förderung meiner Forschungsarbeit am Institut für Biomechanik der TUHH.

Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr. med. J. V. Wening, der mir meine Dissertation und meine Forschungsarbeit an der TUHH ermöglichte.

Besonderer Dank gilt auch Prof. Dr. habil. M. Morlock Ph.D.. Unter seiner Leitung fand ich am Institut für Biomechanik der TUHH nicht nur die idealen Voraussetzungen für den experimentellen Teil meiner Dissertation sondern lernte das Institut für Biomechanik als Schnittmenge medizinischer und technischer Forschung kennen. Über das wissenschaftliche Arbeiten hinaus, lernte ich hier interdisziplinäres Arbeiten als eine individuelle und gemeinschaftliche Bereicherung kennen.

Ganz besonders herzlich danke ich Dr.-Ing. Gerd Huber. Durch seine wissenschaftliche Betreuung, kompetente Anleitung, den Blick für das Detail und Geduld wurde diese Dissertation erst möglich und zu einer lehrreichen Erfahrung für mich.

Herzlich bedanke ich mich auch bei Helge Paetzold für das große Interesse an dem Projekt, neue Anregungen, die fachliche Unterstützung und für die fachfremde. Sein Engagement war entscheidend für das Gelingen meiner Dissertation.

Schließlich danke ich meiner Frau und meinen Eltern besonders herzlich für die liebevollen Ermutigungen, Aufmunterungen und die Unterstützung.

10 Lebenslauf

Familienname	Rosenau
Vorname	Eike Christian
Geburtsdatum	22.08.1977

Schulischer Werdegang

1984-1988	Grundschule Neu-Rahlstedt
1988-1994	Gymnasium Rahlstedt
1994-1995	Colégio Diocesano, Mossoró, Riogrande do Norte, Brasilien
1995-1998	Gymnasium Rahlstedt, Abitur

Beruflicher Werdegang

10/ 98	Beginn des Studiums der Medizin an der Universität Hamburg
03/ 01	Physikum
04/ 02	Erstes Staatsexamen
07/ 03- 07/ 04	Forschungsjahr im Institut für Biomechanik der TUHH unter Leitung von Professor Dr. habil. M. Morlock Ph.D. in Kooperation mit der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie unter Leitung von Professor Dr. med. J. V. Wening
04/ 05	Zweites Staatsexamen
04/ 05- 04/ 06	Praktisches Jahr
04/ 06	Drittes Staatsexamen
07/ 06- 07/ 09	Assistenzarzt der Abteilung für Chirurgie und Sportmedizin des Klinikums Buxtehude
07/ 09	Assistenzarzt der Abteilung für Orthopädie und Unfallchirurgie der Schön Klinik Hamburg-Eilbek

11 Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe, und dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter einer an anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Unterschrift: