

Aus dem Medizinischen Zentrum für operative Medizin der Philipps- Universität Marburg,
Abt. Experimentelle Orthopädie und Biomechanik
Leiter Prof. Dr. D. B. Jones, Ph. D. M.- I. Biol.

**Bestimmung elastischer und viskoelastischer Kenngrößen von
Knochenproben unter Langzeitkultur-Bedingungen
mit einem neuartigen softwaregesteuerten
elektro-mechanischen Belastungs- und Messsystem**



Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades
der Naturwissenschaften
(Dr. rer. nat.)
am Fachbereich Physik
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Diplom- Physiker Eckhard Bröckmann
aus Hamm (Westfalen)

Marburg an der Lahn, 2004

Vom Fachbereich Physik der Philipps-Universität Marburg als Dissertation angenommen
am: 01.07.2004

Erstgutachter: Prof. Dr. Harald Ries, FB Physik

Zweitgutachter: Prof. Dr. David. B. Jones, FB Humanmedizin

Tag der mündlichen Prüfung: 07.07.2004

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	7
2. Knochenpräparation	8
3. Das System, Aktoren und Sensoren	10
3.1 Übersicht über das Komplettsystem	10
3.2 Knochenkammer	11
3.3 das Nährmedium	12
3.4 mechanisches Belastungsgerät	13
3.4.1 Kraftsensor	14
3.4.2 piezoelektrischer Aktor	14
3.4.3 Positionierungsgewinde	16
4. elektronische Verstärkung der Sensorsignale	17
4.1 Verstärkung des Expansionssensor-Signals	17
4.2 Verstärkung des Kraft-Signals	18
4.3 Ansteuerung des piezoelektrischen Aktors, dynamisches Verhalten	19
5. Der Aufbau von Knochen	22
5.1 hierarchischer Aufbau	22
5.2 Adaption der Knochen – bone-remodeling	27
6. Kontinuumsmechanik der deformierbaren Festkörper und Tensoren	29
6.1 Taylorreihenentwicklungen	29
6.2 inhomogenes Verzerrungsfeld	30
6.3 der Greensche Dehnungstensor	31
6.4 der Kirchhoffsche Spannungstensor	35
6.5 das Hookesche Gesetz	37
6.5.1 Isotropiebetrachtungen	38
6.5.2 Spezialfälle isotroper Dehnung und Verzerrung	39
6.6 elastischer Tensor bei einfachen Druckexperimenten an Knochen	41
Der Unterschied zwischen E und C_{1111}	42
6.7 Voigtsche Notation und elastischer Tensor 2. Stufe	44
6.8 Steifigkeitsmatrix und Isotropieannahmen bei Knochen	45
6.9 Das Kontaktflächenproblem	47
7. Rheologische Mechanik und Viskoelastizität	50
7.1. Vorzeichenkonventionen und verwendete Symbole	50
7.2 Rheologische Modelle in eindimensionaler Darstellung	51
7.2.1 Mechanische Impedanz und komplexe Steifigkeit	52
7.2.3 Rechnen mit komplexen Steifigkeiten	55
7.2.4 Reihen- und Parallelschaltung von Steifigkeiten	56
7.2.5 Resonanz in der Darstellung von Steifigkeiten	57
7.3 zusammengesetzte rheologische Modelle der Viskoselastizität	58
7.3.1 Antwort des Maxwell-Modells auf einen Schnellesprung	59
7.3.2 allgemeines Zeitverhalten des Maxwell-Modells	60
7.3.3 Komplexe Nachgiebigkeit bzw. Steifigkeit des Maxwell-Modells	60
7.4 Das Korrespondenzprinzip der linearen Viskoselastizität	61
7.5 verallgemeinertes Maxwell-Modell	62

7.6 Relaxationszeitenspektrum.....	66
7.6.1 praktisches Vorgehen.....	66
7.7 Nichtlinearitäten bei Relaxation.....	67
7.8. Zusammenfassung Kontinuumsmechanik und Rheologische Mechanik.....	68
8. ein nichtlineares Modell des Belastungsgerätes und dessen Kalibrierung.....	70
8.1 Steifigkeit und Nachgiebigkeit.....	73
8.2 kraftabhängige Nachgiebigkeit.....	73
8.3 Referenzkörper.....	74
8.3.1 Referenzkörper aus Aluminium.....	75
8.3.2 metallische hohlförmige Referenzkörper kleinerer Steifigkeit.....	76
8.4 Test des Modells der Tara- Steifigkeit.....	78
8.5 Anfangsbedingung, Vorlast.....	84
9. Kalibrierung.....	84
9.1 Kalibrierung der Kraftmessung.....	84
9.2 Kalibrierung der Kompressionsmessung.....	85
10. Reproduzierbarkeit.....	88
10.1 Reproduzierbarkeit der Kraftmessung.....	88
10.2 Reproduzierbarkeit der Expansionsmessung.....	88
10.3 Zusammenfassung Mechanik.....	90
11. ZETOS- Belastungs- und Messprozeduren.....	91
11.1 statische Last.....	91
11.2 quasi-statische Messungen.....	92
11.2.1 Messung des Elastizitätsmoduls bei quasi-statischer Messung.....	94
11.3 dynamische Stimulation.....	95
11.3.1 Benutzer-definierte Stimulationssignale.....	97
11.3.2 Ground Reaction Force und Knochen-Kompression.....	98
11.3.3 Filteroption für dynamische Stimulationssignale.....	99
11.3.4 Darstellung der Messwerte aus dynamischer Stimulation.....	102
11.3.5 periodische Stimulation mit einstellbaren Pausen.....	102
11.4 Relaxationsmessungen.....	103
12. Durchführung und Auswertung: dynamische Stimulation und quasi-statische Messungen.....	107
12.1 Ziel der Experimente.....	107
12.2 Auswirkung der Veränderung des Belastungsfeldes.....	109
12.3 Vorlast-Bedingungen und Belastungsamplitude.....	111
12.4 Durchführung und Auswertung der Experimente.....	111
12.4.1 statische Last.....	111
12.4.2 dynamische Stimulation und quasi-statische Messung des E-Moduls.....	113
12.5. Zusammenfassung DL und QSL.....	119
13. Deutung der Nichtlinearitäten.....	120
13.1 die variable Kontaktfläche.....	120
13.2 Aussagen aus der ersten Ableitung der Kompression nach der Kraft.....	129
13.3 Berechnung des Elastizitätsmoduls aus der mechanischen Arbeit.....	133
13.4 Diskussion von Ausreißern.....	137

13.5 Verbesserung der Schnittqualität	138
13.6 Zusammenfassung Nichtlinearitäten	140
14. Durchführung und Auswertung von Relaxationsmessungen	141
14.1 Auswertung der Relaxationsmessungen	141
14.1.1 Näherung mit diskretem Relaxationszeitenspektrum	141
14.1.2 Näherung mit kontinuierlichem Relaxationszeitenspektrum	147
14.2 Darstellung der Ergebnisse im Frequenzbereich	150
14.3 Diskussion der Ergebnisse	153
14.4 Relaxation und quasi-statischen Messungen	156
14.5 Relaxation und dynamische Stimulation	158
14.6 Fehlerdiskussion	159
14.7 Nichtlinearitäten bei Relaxationsmessungen	160
14.8. Zusammenfassung Relaxation	161
Anhang	163
A.1. Elektronik	163
A.1.1 Netzteil	164
A.1.2 Expansionsverstärker	164
A.1.3 Filterkarte	166
A.1.4 Mikrocontroller-Karte	169
A.1.4.1 Analogteil	170
A.1.4.2 Parallele Schnittstelle	170
A.1.4.3 Taktung der switched-capacitor-Filter	173
A.1.4.4 sonstige Besonderheiten der Mikrocontroller-Karte	176
A.1.5 Motorpositionierung	177
A.2. Software des Mikrocontrollers	181
A.2.1 Speichermodell der 8051-CPU und der Mikrocontrollerkarte	182
A.2.2 Struktur des Mikrocontroller-Programms	184
A.2.3 Die Skalierung der digitalen Daten	186
A.2.4 Optimierung des Programmrundlaufs	187
A.2.5 Datenkommunikation mit dem PC	187
A.2.5.1 Handshaking	187
A.2.5.2 Telegrammaufbau	188
A.2.6 Bankumschaltung der PC-Card	190
A.2.7 E ² PROM	191
A.2.8 Ansteuerung des Digitalen Potentiometers des Expansionsverstärkers	192
A.2.9 Motorregelung	194
A.3. Das Benutzerprogramm ZETOS.EXE	201
A.3.1 low-level Funktionen	201
A.3.1.1 Parallele Schnittstelle	201
A.3.1.2 Windows-NT	203
A.3.2 die Benutzeroberfläche	204
A.3.3 Messdatenspeicherung und -Verarbeitung	207
A.3.4 Hilfesystem	209
A.3.5 Initialisierungsdatei und Installation	209

A.4. Ausblick: ZETOS-Messsystem für hohe Frequenzen und Messungen an Knorpelgewebe	211
A.5. derzeitige ZETOS-Benutzergruppen	212
A.6. Zusammenfassung	213
A.7. Literaturverzeichnis	215
A.8. Danksagungen	222
A.9. Wissenschaftlicher Werdegang	223

1. Einleitung

Vor vielen Jahren hatte Prof. David B. Jones, damals Universität Münster, Orthopädische Klinik, heute Klinikum Universität Marburg, die Idee der Entwicklung eines mechanischen Belastungsgerätes zur statischen und dynamischen Stimulation von Knochenscheiben. An den ersten Versuchen beteiligte sich auch Prof. Everett L. Smith, University of Wisconsin-Medical School, Biogerontology Laboratory in the Department of Population Health Sciences, Madison, USA.

Die Knochenscheiben werden in den meisten Fällen Schlachtrindern entnommen und mittels geeigneter physiologischer und steriler Umgebungsbedingungen über mehrere Wochen biologisch reaktionsfähig gehalten. Zweck war vorrangig die Messung der (mechanischen) Steifigkeit bzw. die Veränderung dieser in Abhängigkeit von mechanischer Stimulation unterschiedlicher Art und Weise und Stärke sowie in Abhängigkeit von biologischen Zugaben im Nährmedium.

Der Knochen als biologisch aktiver Teil eines Lebewesen ist in der Lage, sich in Struktur, Orientierung und Aufbau an äußere Bedingungen und Einwirkungen anzupassen, wie erstmals von Wolff in dem nach ihm benannten Gesetz der Transformation der Knochen beschrieben wurde (Wolff, 1892). Von Glücksmann wurde eine Stimulation der Osteogenese durch mechanische Kräfte *in-vitro* entdeckt (Glücksmann, 1942). Rodan *et al.*, 1975, zeigten an einem Hühnchen-Modell eine biologische Aktivität nach mechanischer Deformation. Bei diesen Experimenten war die Stärke der Belastungsreize jedoch unbekannt.

Ein *ex-vivo* System zur deterministischen Stimulation (mechanisch und biologisch) und Messung von Kraft und von einwirkender Kompression in biologischer Langzeitkultur existierte noch nicht. Vorteil des hier beschriebenen Systems ist u.a. die Einsparung komplizierter Versuche an lebenden Tieren. Es ist das erste System, welches gleichzeitig mechanisch kontrolliert stimulieren und mechanische Parameter in *ex-vivo* zu messen vermag, verbunden mit dem Vorteil einer biologischen Langzeitkultur und der Eingabemöglichkeit physiologischer Bewegungsabläufe wie Gehen, Springen und Laufen. Schließlich ist die Erforschung der Wirkungsweise der Mechanosensitivität von Knochen auf zellulärer Ebene von grundlegendem Interesse und Bedeutung, zu deren Erforschung dieses Gerät ebenfalls beitragen soll.

Abgesehen von wenigen Vorversuchen im Jahre 1991 in Münster begann die Entwicklung eines kompakten und bedienerfreundlichen Systems mit meinem Eintritt in die von Prof. Jones geleitete Abteilung Experimentelle Orthopädie und Biomechanik im Klinikum Marburg im Jahre 2000. Inzwischen sind mit diesem System einige Doktorarbeiten im Fach Medizin fertiggestellt worden (z.B. H.P. Klapdohr, 2003 und A. Metzner, 2003) und es arbeiten zurzeit sechs Forschergruppen mit dem jeweils eigenen System (E. L. Smith, F. Martens, *et al.*, 2000; D.B. Jones, U. Boudriot *et al.*, 2001; C.M. Davies, D.B. Jones, 2001; E.L. Smith, E. Broeckmann *et al.*, 2001), davon die meisten in einem Forscherverbund, gefördert durch die European Space Agency (Microgravity Application Program), siehe Anhang A.5..

Neben diverser Möglichkeiten der statischen und dynamischen Stimulation der Knochenproben bei definierten Lasten (Kraft und/oder Kompression) bietet das System die Möglichkeit der Messung der Steifigkeit, dargestellt in Einheiten eines Elastizitätsmoduls und verfolgt deren Änderung mit der Zeit unter Einwirkung dynamischer Stimulation. Das System ist für Messungen im Bereich bis zu 1500N und maximal 60µm Kompression ausgelegt und

kann auch physiologisch-dynamische Belastungsabläufe aus dem menschlichen Alltag generieren. Die vorliegende Arbeit stellt die technische Entwicklung dar und behandelt Materialkenngrößen des Knochens aus physikalischer Sicht. Diese Kenngrößen der Knochen werden aus der Sicht der Kontinuumsmechanik mit Tensorarstellung abgeleitet. Mit der Bestimmung viskoelastischer Parameter der Proben in Relaxationsmessungen wird eine reellwertige Komponente des elastischen Tensors schließlich eine komplexwertige frequenzabhängige Zahl.

Eine bereits erschienene englischsprachige Veröffentlichung der technischen Entwicklung, die sich an Benutzerkreise wendet, ist: D. B. Jones, E. Broeckmann *et al.*, 2003.

Im Benutzerkreis hat das System den Namen „ZETOS“ (ζ Os) bekommen. Dieses Kunstwort ist zusammengesetzt aus „Zeta“ (ζ), einem Symbol, welches manchmal in der Fachliteratur für relative Dehnung verwendet wird und „Os“ als Abkürzung für Osteon, dem griechischen Wort für Knochen. Die Benutzer sind insbesondere unsere Partner des internationalen Forschungsprogramms der ESA (European Space Agency) -MAP (Microgravity Application Program): „Bone Metabolic Studies in a Combined Perfusion and Loading Chamber“. Zusammen mit Prof. Everett L. Smith wurde das System zum Patent angemeldet¹⁾. In der Division of Biomechanics and Engineering Design, Katholieke Universität Leuven, (Partner in ESA-MAP) wird ein ZETOS-System für den Einsatz im Spacelab entwickelt.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Kenntnisse aus folgenden Gebieten verwendet:

- Physik der mechanischen und elektrischen Schwingungssysteme
- Mechanik deformierbarer Körper, Kontinuumsmechanik, Tensoren
- Rheologische Modelle und -Gleichungen
- Theorie der elektronischen Filter und digitale Signalverarbeitung
- Analoge und digitale elektronische Schaltungen
- objektorientierte Programmierung mit Delphi
- Assembler für Intel 80386
- Datenkommunikation
- Programmierung mit C und Assembler für 8051
- Biologie der Knochen

Der größte Zeitaufwand entstand bei der Entwicklung des Windows-Benutzerprogramms. Interne Verwaltung, Betriebssicherheit und ganz besonders die Bedienerfreundlichkeit mit Hilfe-Funktionen sind naturgemäß Schwerpunkte bei modernen Qualitätsanforderungen an Software. Das entsprechende Kapitel hat aber mehr deskriptiven Charakter, denn diese Arbeit befasst sich nicht mit Prozessen und Algorithmen der Informatik. Die Beschreibung von Elektronik und Software befindet sich im Anhang.

2. Knochenpräparation

Zunächst werden die Knochen in steriler Umgebung mit einer Histologie-Bandsäge mit Diamantbeschichtung (Fa. Exakt, Hamburg) (Abbildung 2.1) in ca. 7-8 mm dünne Scheiben

¹⁾ United States Patent 6th July, 1998, No.: US 6,171,812
Everett L. Smith, David B. Jones: Combined perfusion and mechanical loading system for explanted bone

geschnitten. Aus diesen werden danach zylindrische Scheiben von 10mm Durchmesser mit einem Diamantbohrer (Abbildung 2.2) gebohrt.



Abb. 2.1

Ein Knochen ist in eine Spezialzange eingespannt und wird mit einer Bandsäge in Scheiben gesägt.



Abb. 2.2

Hohlbohrer, dessen unteres Ende mit Diamantstaub beschichtet ist. Die Knochenzylinder fallen aus der Mitte des Bohrers heraus (Foto: AO-Research, Davos)

Die dadurch entstandenen Zylinder werden danach noch einmal beidseitig mit einer Säge auf eine Höhe von 5mm gebracht, wobei durch langsames Sägen streng auf möglichst glatte und planparallele Stirnflächen geachtet werden muss. Dieses ist eine rein mechanisch-messtechnische Voraussetzung der Oberflächenbeschaffenheit. (Konsequenzen der Oberflächenrauigkeit werden u.a. in den Kapiteln 12.3 und ausführlich in Kapitel 13. behandelt.) Andererseits führt diese Behandlung zur Zerstörung der Zellen an der Oberfläche bis zu einer Tiefe von 90..120 μm , gefolgt von programmiertem Zelltod (Apoptose) bis zu 500 μm Tiefe ¹⁾.

Diese Abbildung zeigt, wie sich Nichtparallelität und Rauigkeit auf die Linearität der Kraft-Kompressions- Beziehung eines ansonsten linearen Körpers auswirken können. In den Fällen (b) und (c) entsteht eine gekrümmte Kurve bei kleinen Kräften. (Näheres in Kapitel 12.5)

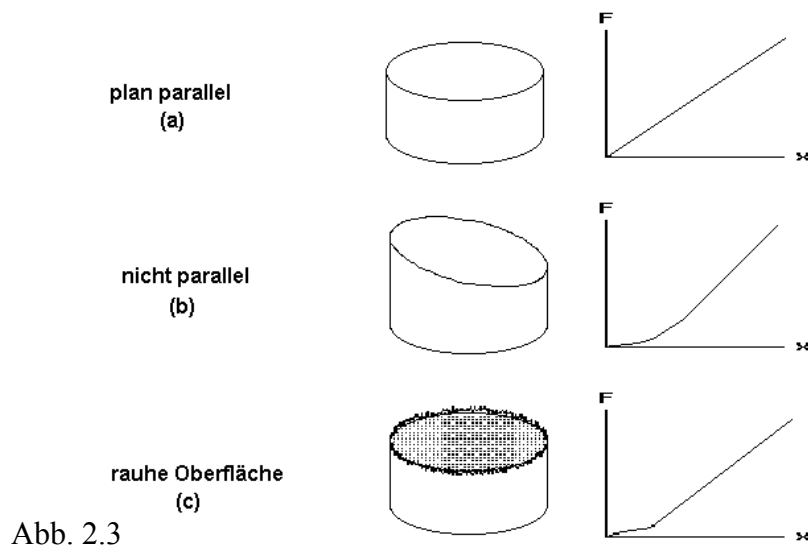


Abb. 2.3

¹⁾ D. B. Jones in einem Forschungsbericht an die ESA (Microgravity Application Program), 2004.

3. Das System, Aktoren und Sensoren

3.1 Übersicht über das Komplettsystem

Auf die hohen Anforderungen der Knochenpräparation wird hier nur kurz soweit notwendig eingegangen, weil sie nicht Gegenstand dieser Arbeit sind.

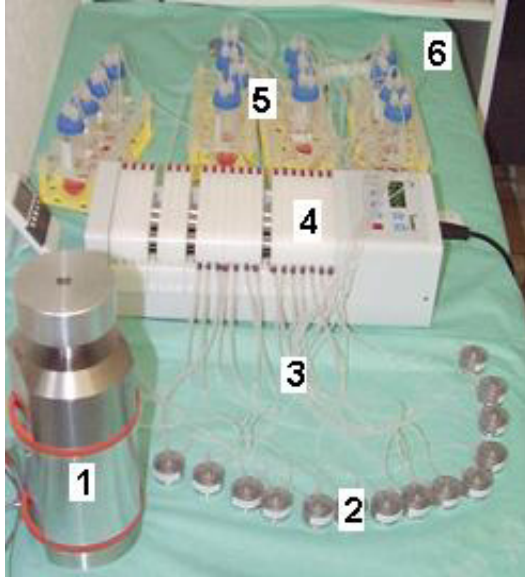


Abb. 3.1

Versuchsanordnung im Warmraum
 1 mechanisches Belastungsgerät (MBG)
 2 Knochenkammern
 3 Schläuche für Zu- und Abfuhr des Mediums
 4 peristaltische Pumpe
 5 Medium-Reservoir
 6 sterile Umgebung 37°
 (Foto: AO-Research, Davos)

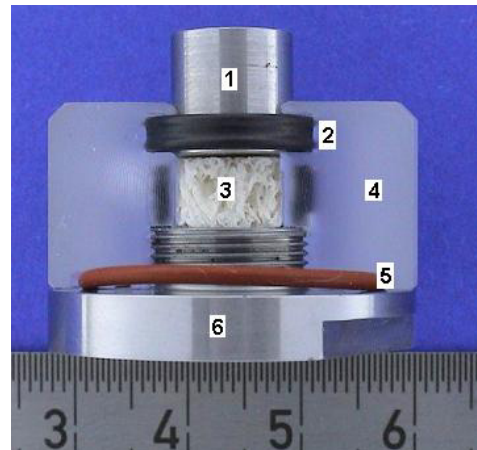


Abb. 3.2

Aufbau der Knochenkammer
 1 Belastungskolben zur Krafteinleitung
 2 X-Ring
 3 Knochenscheibe
 4 Kunststoffgehäuse
 5 O-Ring
 6 Knochenkammerboden

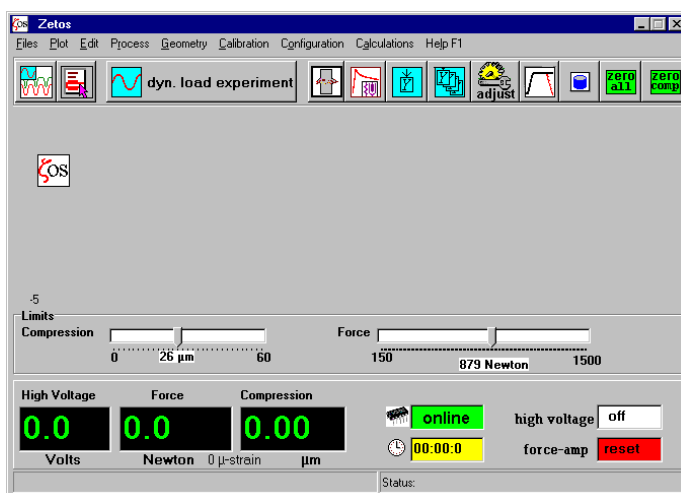


Abb. 3.3

Windows-Benutzerprogrammoberfläche

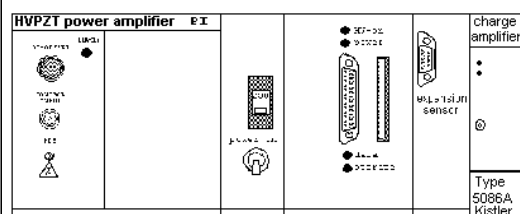


Abb. 3.4

Elektronik

Abbildung 3.1 zeigt den Laboraufbau, wie er im Warmraum bei 37° eingerichtet wurde. Zum Gesamtsystem gehören noch die Elektronik mit Mikrocontroller (Abbildung 3.4) und das Benutzerprogramm Abbildung 3.3.

3.2 Knochenkammer

Details der Knochenkammer sind in Abbildung 3.5 zu sehen. Nicht erkennbar ist dort der Zu- und Abfluss des Nährmediums. Die Dichtungsringe verhindern den Austritt der Nährflüssigkeit. Man erkennt, dass die eingebettete Knochenscheibe an den Stirnflächen auf Edelstahl-Bauteile stößt. Diese Bauteile aus sehr harten Material und glatter Oberfläche sind für eine homogene Krafteinleitung über die gesamte Stirnfläche des Knochens sehr wichtig. Auf Einzelheiten wird noch in Kapitel 8. näher eingegangen.

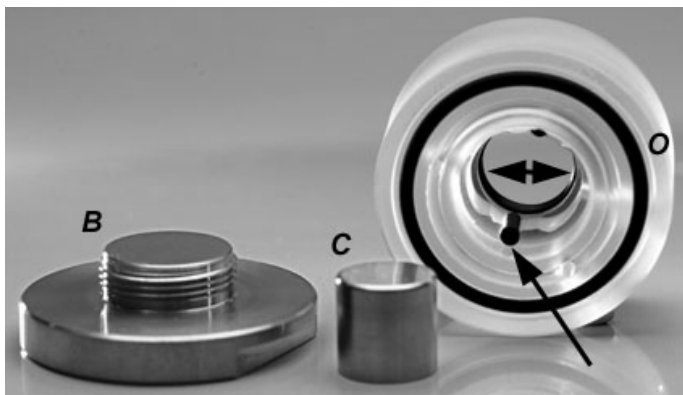


Abb. 3.5a

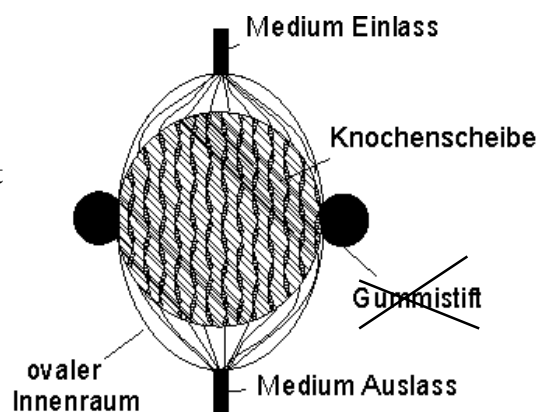


Abb. 3.5b

Knochenkammer aus Polycarbonat mit Kammerboden (B) und Belastungskolben (C) (jeweils aus Edelstahl), zwei Gummistifte (Pfeil in Abb. 3.5a) zur Zentrierung der Knochenscheibe (K), x-Ring (Doppelpfeil) zum Abdichten des Belastungskolbens und O-Ring (O) zum Abdichten des Kammerbodens. In Abb. 3.3b sind Zu- und Abfluss für das Nährmedium eingezeichnet. (Fotos: AO-Research, Davos)

Abb. 3.6

Die innere Geometrie der Knochenkammer ist ovalförmig. Die beidseitigen Gummistifte erzeugten zwei Reservoirs für Zu- und Abfluss des Medium; sie wurden später weggelassen (siehe Text)

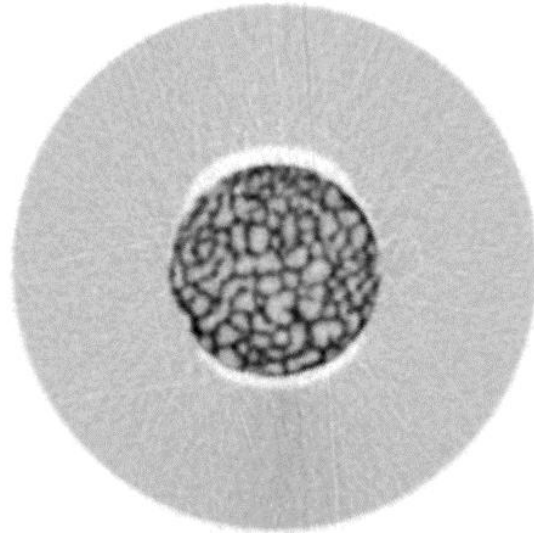


Das Innere der Knochenkammer (Abbildung 3.6) ist ovalförmig mit zwei seitlichen Gummistiften, die sich an den Knochen anlegen. Durch die abdichtende Wirkung der Gummistifte entsteht ein vorderer und hinterer Teil um die Mantelfläche der zylindrischen Knochenprobe als Verteilräume für das ein- und ausströmende Nährmedium, wodurch ein nahezu homogenes Strömungsprofil erreicht werden soll. Wir wissen aber inzwischen, dass

eine Strömung durch die Mantelflächen der Trabekelknochen aufgrund zu hohem Strömungswiderstandes nicht stattfindet. Der Knochen ist praktisch „dicht“ und Fluss konnte nur als unerwünschte Strömung zwischen Belastungskolben und oberer Stirnfläche des Knochens in den unbelasteten Ruhezeiten beobachtet werden. Gelegentlich traten auch „Lecks“ in der Kammer zwischen den Sägerändern des Knochens und den Gummistiften auf. Deshalb wurden die Gummistifte später entfernt – es entsteht damit immerhin ein besserer Diffusionskontakt. Ansonsten blieb der Aufbau der Kammer unverändert.

Mikro- μ CT- Aufnahme (Computer-Tomogramm) einer in die Kammer eingebetteten Knochenscheibe. Die Trabekelstruktur des Knochens ist deutlich zu erkennen.
Aufnahme: Katholieke Universiteit Leuven mit Hamamatsu-Tomahawk

Abb. 3.7



3.3 das Nährmedium

Als Nährmedium benutzen wir folgende Zusammenstellung und Rezeptur (aus dem Labortagebuch von Frau Marita Kratz, 2003):

Dulbecco's Mod. Eagle Medium (high Glucose)

1 Liter:

13,38g DMEM (GIBCO BRL; Cat No 52100-039)

10 ml L-Glutamin (200 mmol Lösung Fa. Gibco)

10mg/l Vit.C (L-Ascorbic Acid Phosphate Magnesium Salt n-Hydrate –
WAKO 013-12061))

0,38 g Natrium Hydrogen Carbonat (NaHCO_3), Merck 6329

5 mmol (1,08g) β -Glycerophosphate, Sigma G-9891)

5mmol (1,08g) β -Glycerophosphate (Sigma G9891)

10mmol Hepes (= 2,383g HEPES Pulver (Sigma H-3375)

oder 10ml HEPES - Stocksolution (1M HEPES pH 7,25)

50 000 IE Penicillin / 37 000 IE Streptomycin

einstellen auf pH 7,25

Hinzugabe von 900ml Volume aqua bidest und

sterile Filtration mit 0,22 μm Flaschenhalsfilter

Hinzugabe von 100 ml FCS durch Millex – GS 0,22 μm Filtereinheit

3.4 mechanisches Belastungsgerät

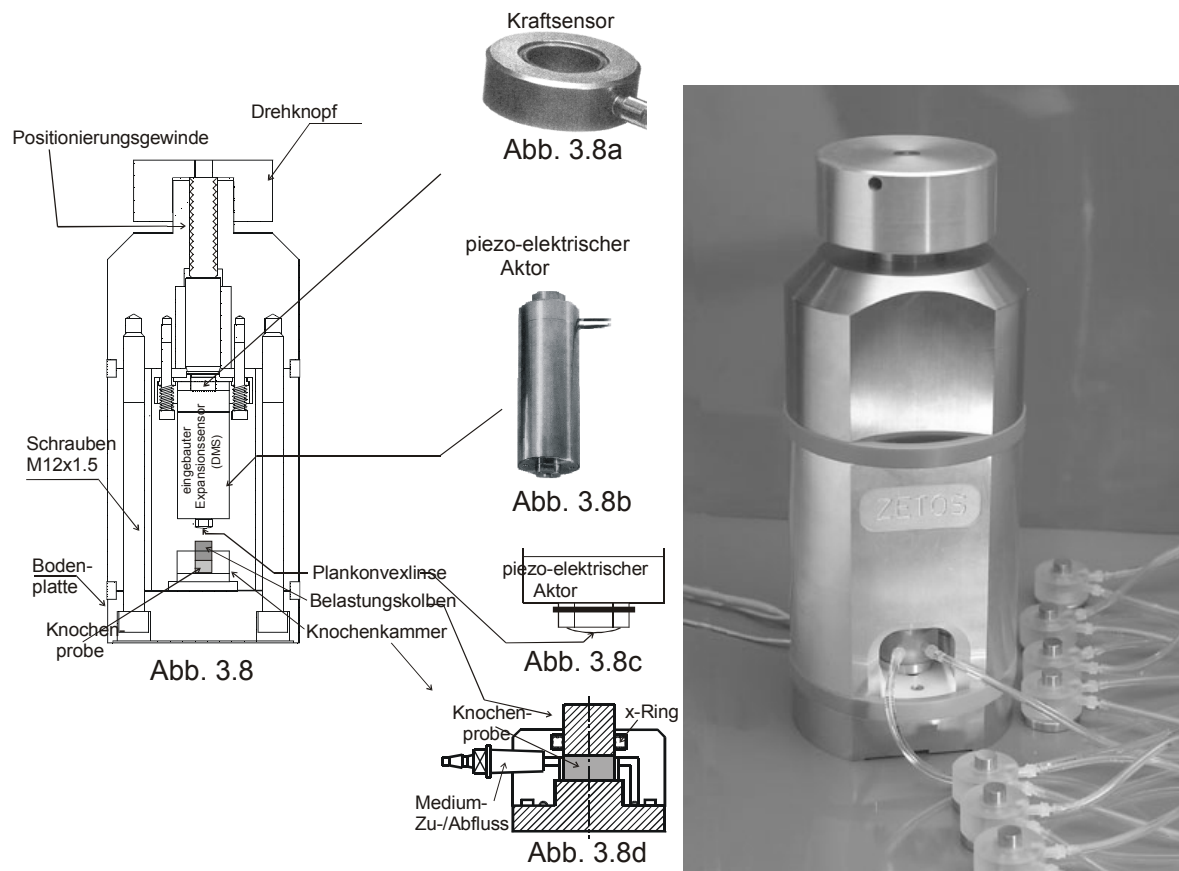


Abb. 3.8

Abb. 3.9

Mechanische Belastungsgerät: zentrierte lineare Anordnung der inneren Komponenten. Diese Komponenten sind von unten nach oben:

Abb. 3.8d: Knochenkammer, nach oben mit dem Belastungskolben abgeschlossen

Abb. 3.8c: Der untere Abschluss des piezo-elektrischen Aktors (PEA) mit einer rein mechanisch wirkenden Plankonvexlinse aus Saphir zur Kräfteinleitung auf den Belastungskolben

Abb. 3.8b: piezoelektrischer Aktor (PEA) mit eingebauten Expansionssensor, bestehend aus 4 Dehnungsmessstreifen (DMS), Fa. Physik-Instrumente (PI) /1/

Abb. 3.8a: piezoelektrischer Kraftsensor, Fa. Kistler /3/

Ganz oben in Abbildung 3.8 ist ein Positionierungsgewinde mit Drehknopf zu sehen, mit der die Einheit bestehend aus Kraftsensor und Aktor nach unten auf die Knochenkammer gesenkt werden und eine Kraft-, „Vorspannung“ erzeugt werden kann, um vor Beginn einer Messung alle Kontaktflächen zusammenzubringen. Das Foto (Abbildung 3.9) zeigt auch die Luke zum Einbringen der Knochenkammern, die bis zum Anschlag (zwei kleine Bolzen im Inneren) eingeschoben werden müssen, wo sie dann zentriert positioniert sind.

Durch entsprechende Dicke des Gehäuses ist eine gute Stabilität und Steifigkeit gewährleistet. Boden, Mittelteil und Kopfstück werden durch 6 Stahlschrauben zusammengehalten. Nur das Mittelteil ist aus Aluminium gefertigt, die anderen Teile aus Edelstahl. Auf weitere Details wird in Kapitel 8. eingegangen.

3.4.1 Kraftsensor

Die Kraftsensoren der Firma Kistler /3/ zeichnen sich durch hohe Steifigkeit und Linearität über viele Dekaden aus. Der von uns verwendete Sensor (Abbildung 3.10) ist für die Anwendung bis zu 15000N spezifiziert und für einen Teilbereich von 0..1500N kalibriert.

Die endliche Steifigkeit ist zwar immer mit einer Deformation des Sensors unter Last verbunden, jedoch erfolgt durch das piezoelektrische Prinzip praktisch eine direkte Umwandlung der Kraft in eine elektrische Größe, und zwar eine zur Kraft lineare elektrische Ladung (siehe E. Meyer, D. Guicking, 1974, Kapitel 3.2 und /4/), die durch elastische Verschiebung der Quarz-Ionen Silizium und Sauerstoff und den von Ihnen getragenen Ladungskonzentrationen zustande kommt (Abbildung 3.11).

Der von uns eingesetzte Sensor vom Typ 9011A hat folgen Daten:

Steifigkeit:	1,8 kN/ μ m
Empfindlichkeit:	-4,3 pC/N
Linearität:	$\leq \pm 0,5\%$

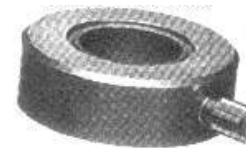


Abb. 3.10
Kraftsensor

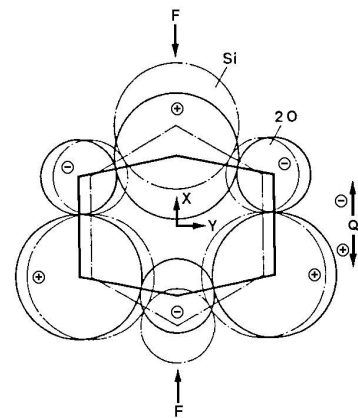


Abb. 3.11
Veranschaulichung des piezoelektrischen Effekts

Der Kraftsensor wird fest zwischen piezoelektrischen Aktor und den weiter nach oben führenden Teilen des MBG geschraubt. Dazu dient das Innenloch des Sensors. Diese Montage entspricht den Hersteller-Empfehlungen. Die Schraube stellt allerdings einen Kraft-Nebenschluss dar, was die Ungültigkeit der herstellerseitigen Kalibrierdaten (Empfindlichkeit in pC/N) zur Folge hat. Deshalb ist eine erneute Kalibrierung nach erfolgter Montage notwendig (siehe Kapitel 9.1 „Kalibrierung der Kraftmessung“).

3.4.2 piezoelektrischer Aktor

Von Firma Physik-Instrumente wurde ein spezieller piezoelektrischer Aktor (PEA) bestellt, der für unsere Anwendungen wasserdicht ummantelt ist. Während der piezo-elektrische Kraftsensor aus einfachen Quarz aufgebaut ist, werden beim PEA polykristalline ferroelektrische Keramiken mit großem Piezo-Effekt verwendet: Blei-Zirkonat-Titanat (PZT) /1/. In einem erstmaligem elektrischen Polarisierungsprozess werden die ungeordneten Weiss'schen Bezirke (Domänen) ausgerichtet (Abbildung 3.14a \rightarrow 3.14b) und behalten danach eine remanente Polarisation (Abbildung 3.14c) und Dehnung. Bei Anlegen einer Spannung dehnen sich die piezokeramischen Platten weiter aus und können dabei große Kräfte erzeugen.



Abb. 3.12
piezo-elektrischer Aktor

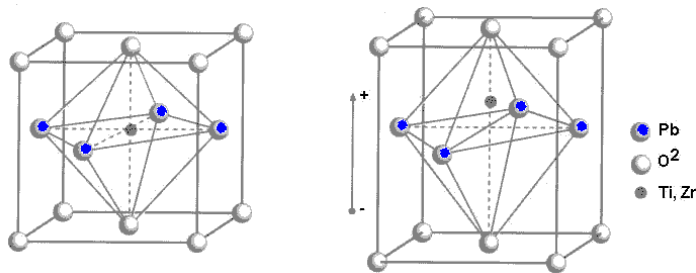


Abb. 3.13
piezo-elektrische Elementarzelle
(entnommen aus /1/)

Abb. 3.13a
vor der Polarisation

Abb. 3.13b
nach der Polarisation

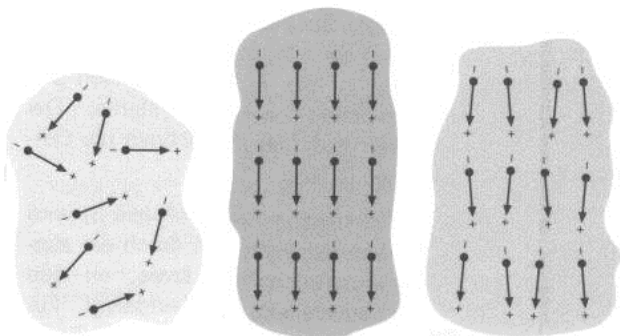


Abb. 3.14
elektrische Dipole in den Domänen:
a: unpolarisierte Keramik
b: während
c: nach der Polarisation
(entnommen aus /1/)

Abb. 3.14a

3.14b

3.14c

technische Daten des von uns verwendeten PEA (Spezialausführung):

Leerlaufstellweg:	max. 60 μ m
max. Kraft:	4500N
Steifigkeit:	215N/ μ m
max. elektrische Treiberspannung:	-1000V
Kapazität:	900nF
Resonanzfrequenz:	3,5kHz

Der Aktor verfügt über einen eingebauten Expansionssensor. Man kann den Aktor nämlich nicht als Stellglied ansehen, welches der angelegten Spannung in deterministischer Weise folgt.

Abbildung 3.15 stellt die typische Hysterisis eines piezo-elektrischen Aktors dar, wonach die Ausdehnung von der Vorgeschichte abhängt. Zudem kommt noch ein (kleiner) Drift: eine exponentiell abklingende Relaxation nach Änderung der angelegten Spannung. Die tatsächliche Ausdehnung des Aktors muss also gemessen werden.

In /1/ sind nähere Einzelheiten vom physikalischen Prinzip bis hin zu Besonderheiten in der Anwendung sehr gut beschrieben.

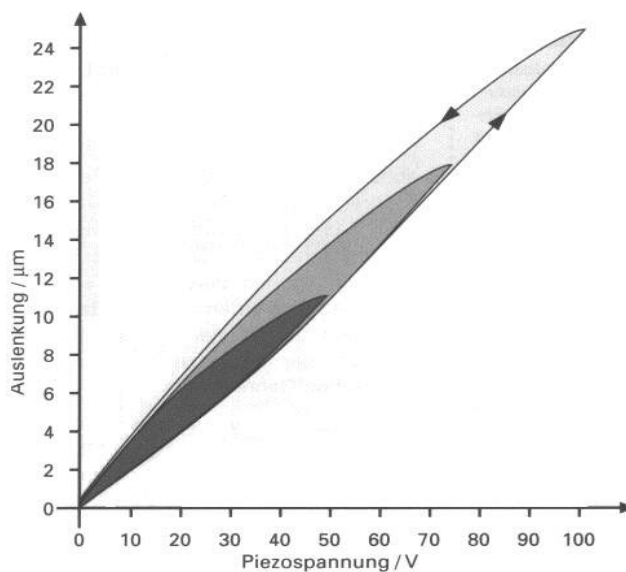


Abb. 3.15
typisches Hysteris-Verhalten
eines piezoelektrischen Aktors (aus /1/)

An das untere Endstück des PEAs ist eine Halterung mit Plankonvexlinse aus Saphir (Abbildung 3.8c, Abbildung 3.16) angeschraubt. Das Material Saphir hat hier zwei Vorteile: die hohe Steifigkeit entsprechend einem Elastizitätsmodul von ca. 380 GPa und die Tatsache, dass man optische Linsen aus diesem Material preiswert ab Lager kaufen kann. Damit hat man eine optisch polierte Oberfläche mit extrem kleiner Rauigkeit – eine vorteilhafte Eigenschaft, auf deren Bedeutung später noch genauer eingegangen wird. Die nach außen (unten) gewölbte Seite der Linse drückt auf den Belastungskolben der Knochenkammer. Die Wölbung ist aus mehreren Gründen erforderlich:

In der Gesamtheit aller Körper, die koaxial in dem Belastungssystem angebracht sind (einschließlich Knochen) wird sich in der Praxis immer eine gewisse Unparallelität einstellen. Diese darf sich aber nicht auf die Piezoscheiben im Aktor auswirken, weil dadurch Schäden entstehen können. Der Belastungskolben kann sich ggf. durch ein geringes Kippen der Knochenoberfläche ungehindert anpassen.

Er liegt dann zwar auf der Knochenoberfläche parallel auf, während seine Oberseite schräg sitzt, was durch die Wölbung der Saphir-Linse ausgeglichen wird.

Die X-Ringe um den Belastungskolben (Abb. 3.3a, Abb. 3.6d) gestatten diese Bewegungsfreiheit.

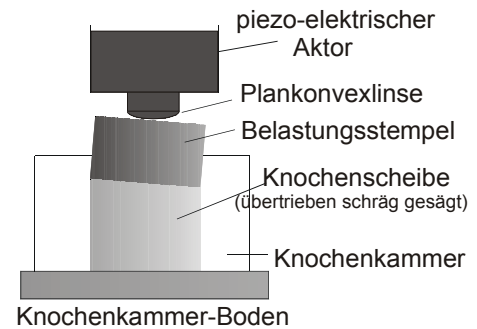


Abb. 3.16

3.4.3 Positionierungsgewinde

Das Positionierungsgewinde zur Höhenverstellung (Abbildung 3.17) muss die ganze applizierte Kraft aufnehmen. Die Steifigkeit dieses Bauteils wird neben dem Elastizitätsmodul des Materials (Edelstahl) insbesondere durch die effektive Auflagefläche im Bereich der Gewindeflanken bestimmt. Unter Last sind hier die größten Deformationen zu erwarten, größer als im Gewindekern und vermutlich eine Deformation, die nichtlinear zur Kraft ist, worauf noch in Kapitel 8. ausführlicher eingegangen wird.

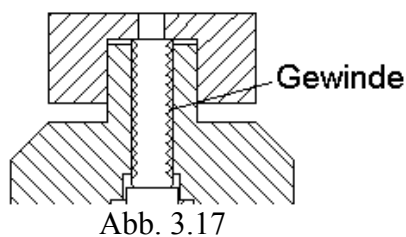


Abb. 3.17

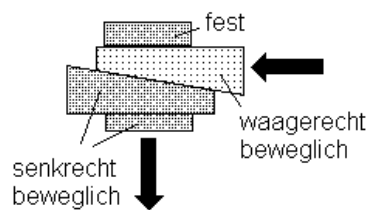


Abb. 3.18

Aus diesen Grunde besteht die Absicht, das Kopfstück des MBG für die Aufnahme von Keilen (ebenfalls aus Saphir) nach Abbildung 3.18 für die manuelle Höhenverstellung zu modifizieren. Infolge der Gesamtheit der Prioritäten und anderer Rahmenbedingungen unserer Abteilung wurde die Modifikation verschoben und konnte bis zum Abschluss dieser Arbeit noch nicht umgesetzt werden.

Die Schwächen des Gewindes sowie die endlichen Steifigkeiten von PEA, Kraftsensor und Gehäuse und insbesondere die veränderliche Größe der Kontaktfläche zwischen Plankonvexlinse und Belastungskolben bei zunehmender Last führen zu einem Verlust an Expansion in nichtlinearer Weise. Die auf die Knochen wirkende Kompression unterscheidet

sich von der Expansion des PEAs. Auf diesen Zusammenhang wird in Kapitel 8. noch ausführlich eingegangen.

4. elektronische Verstärkung der Sensorsignale

4.1 Verstärkung des Expansionssensor-Signals

Der Expansionssensor ist als 4-teilige Dehnungsmessstreifen-Vollbrücke (Wheatstonesche Brücke) innerhalb des PEAs untergebracht. Die in Abbildung 4.1 gezeigten Signale 1,2,3,4 beziehen sich auf die Adern des herausgeführten Kabels. Der hier beschriebene Verstärker entstand aus eigener Entwicklung.

Die Vollbrücke (4 Elemente zu je 700Ω) wird mit einer Referenzspannung von 10V gespeist. Wie üblich, wird die Querspannung dieser Brücke einem Instrumentenverstärker zugeführt, um ein Masse-bezogenes und verstärktes Signal zu gewinnen. Bekanntlich ist der Nullpunktfehler einer solchen Anordnung mit DMS bereits in der Größenordnung des Messbereichs selbst. Zur richtigen Nullpunkteinstellung dient das rechts in Abbildung 4.1 gezeigte Potentiometer, welches über einen Widerstand von $100K\Omega$ in die Brücke eingreift und dadurch diese „verstimmt“. Prinzipiell entsteht zwar dadurch ein Verlust an Linearität, der jedoch aufgrund der Widerstandsverhältnisse (DMS: 700Ω gegen $> 100K\Omega$) problemlos vernachlässigt werden kann.

Das Potentiometer wird auf eine Ausgangsspannung des Verstärkers von ca. 1 Volt abgeglichen. Dadurch verbleibt etwas Drift-Reserve bis zu ca. 1 Volt nach unten, denn negative Spannungen am Ausgang können nicht verarbeitet werden.

Zusätzlich ist ein weiteres Potentiometer links zu sehen, welches über einen Widerstand von $150K\Omega$ links in die Brücke eingreift. Dieses Potentiometer dient zum Feinabgleich. Es ist ein digitales 8-bit Potentiometer mit einer einfachen 2-Draht-Schnittstelle zum Mikrocontroller (siehe Anhang A.1.2, A.2.8 und Abbildung im Anhang A.3.3 ((8): Nullsetzen von Kraft- und Expansionsanzeige)) und wird jeweils vor einer Messung zur Nullpunkt-Korrektur aktiviert. Die Abgleich-Routine verläuft nach dem Prinzip der sukzessiven Approximation, wie sie bei A/D-Wandlern i.a. angewendet wird. Dies erspart dem Benutzer den Griff zum Schraubendreher und funktioniert sehr gut.

DMS-Vollbrücke, Instrumentenverstärker und zwei Potentiometer für Nullabgleich

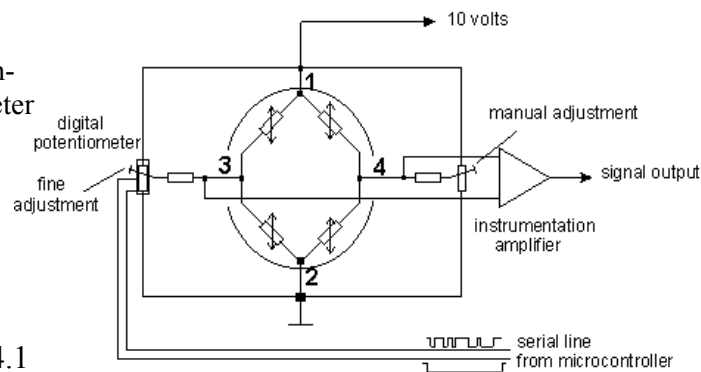


Abb. 4.1

4.2 Verstärkung des Kraft-Signals

Der hier beschriebene Ladungsverstärker ist keine Eigenentwicklung (das hätte sich wegen der extremen Anforderungen an die Verstärker-Eingangsstufe (MOSFET, extremely low leakage current) nicht gelohnt). Es wird ein Ladungsverstärker der Firma Kistler (= Sensorhersteller) verwendet.

Zum Auf-/Abbau einer elektrischen Ladung Q ist ein Lade- bzw. Entladestrom I erforderlich und es gilt bei Anfangsladung von Null:

$$Q(t) = \int_0^t I(t') dt' \quad (4.1)$$

Wird eine Ladungsquelle über eine Leitung kurzgeschlossen, so fließt in der Leitung ein Strom nach folgender Beziehung:

$$I(t) = \frac{\partial Q(t)}{\partial t} \quad (4.2)$$

Ein Integrator nach Abbildung 4.2 mit Strom-Eingang liefert eine Ausgangsspannung U_a :

$$U_a(t) = -\frac{1}{C} \int_0^t I(t') dt' \quad (4.3)$$

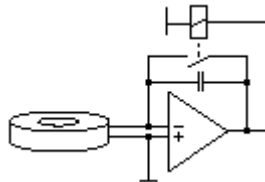


Abb. 4.2 Prinzip des Ladungsverstärkers

Das Integral kann sofort durch Q (siehe Gleichung (4.1)) ersetzt werden und folglich:

$$U_a(t) = -\frac{Q(t)}{C} \quad (4.4)$$

C ist darin die Kapazität des Kondensators in der Rückkopplung des Operationsverstärkers und bestimmt den Messbereich. Ist die Ladung linear zur Kraft, so gilt dies auch für U_a . (Einzelheiten siehe R. H. Kuratle, A. Signer, 1998)

Anfangsbedingungen ungleich Null werden ohnehin eliminiert: Abbildung 4.2 zeigt noch ein Relais, welches im Ruhezustand des Systems dauernd eingeschaltet ist. Dadurch werden Restladungen, die zu einem Nullpunktfehler führen, beseitigt („reset-mode“). Kurz vor einer Messung wird das Relais geöffnet („operate-mode“). Im operate-mode arbeitet der Operationsverstärker ohne jegliche Gleichstrom-Rückkopplung. Dieser Zustand ist immer instabil, weil es unkompenzierte Eingangs-Leckströme geben wird, die ebenfalls integriert werden. Dem Operationsverstärker ist deshalb ein Doppel-MOSFET mit extrem niedrigem Leckstrom vorgeschaltet und die Platzierung der Bauteile im Eingangsbereich ist hochisoliert (Teflon). Nach Ende der Messzeit, die 15 Minuten nicht überschreiten sollte, wird das

Relais in Abbildung 4.2 wieder eingeschaltet mit dem Effekt der vollständigen Rücksetzung von Ladung und Ausgangsspannung ohne Drift.

Bei einer früheren Version des Ladungsverstärkers musste der Drift des Ladungsverstärkers bei angeschlossenem Sensor ohne Last gemessen werden. Dieser Drift war linear in der Zeit und konnte daher im Benutzerprogramm leicht kompensiert werden. (Er ist jedoch temperaturabhängig, weil der Leckstrom sich bei 10K Temperaturerhöhung etwa verdoppelt (U. Tietze, Ch. Schenk, 1993, Kapitel 5 und 7).) Bei den modernsten Ladungsverstärkern der Firma Kistler benötigen wir diese Programmfunktion nur noch im Fall sehr langer Messzeiten wie bei der Relaxationsmessung Kapitel 13.

Der Eingang der modernen Ladungsverstärker ist sehr empfindlich gegen elektrostatische Aufladung, weil der Gate-Eingang eines der beiden MOSFETs direkt und ungeschützt zur Eingangsbuchse führt. Der Anschluss des Sensors an der Eingangsbuchse des Ladungsverstärkers erfordert daher besondere Vorsicht.

Der Stromeingang des Operationsverstärkers in Abbildung 4.2 stellt einen virtuellen Nullpunkt dar. Spannungen werden also sofort kurzgeschlossen. Dies hat den Vorteil, dass Querimpedanzen des Verbindungskabels praktisch keine Fehler verursachen, denn die Spannung zwischen Kabel-Innenleiter und Abschirmung ist ja ebenfalls Null. Die Ladung des Sensors erscheint sofort am Kondensator in der Rückkopplung des OPs.

4.3 Ansteuerung des piezoelektrischen Aktors, dynamisches Verhalten

Der von uns eingesetzte HV-Verstärker Typ E-120.20 von Physik Instrumente /2/ (siehe Abb. 4.5) hat folgende Daten:

Verstärkung: -100 (0..10V Eingang \rightarrow 0..-1000V Ausgang)
Bandbreite: 0..8 kHz, abhängig von kapazitiver Last
Ausgangsleistung: 100W

Für kleine Frequenzen zeigt der Aktor eine kapazitive Impedanz. Abbildung 4.3 zeigt den stapelförmigen Aufbau aus einzelnen Piezo-Scheiben, die mechanisch in Reihe, elektrisch jedoch parallel geschaltet sind, wodurch die Kapazität ziemlich große Werte annehmen kann. Durch die begrenzte Leistung des Verstärkers und seine Ausgangsimpedanz entsteht ein Tiefpassverhalten (Abbildung 4.4).

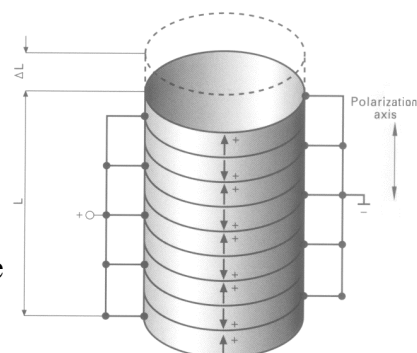


Abb. 4.3

Die einzelnen Piezo-Scheiben liegen mechanisch in Reihe und elektrisch (paarweise) parallel

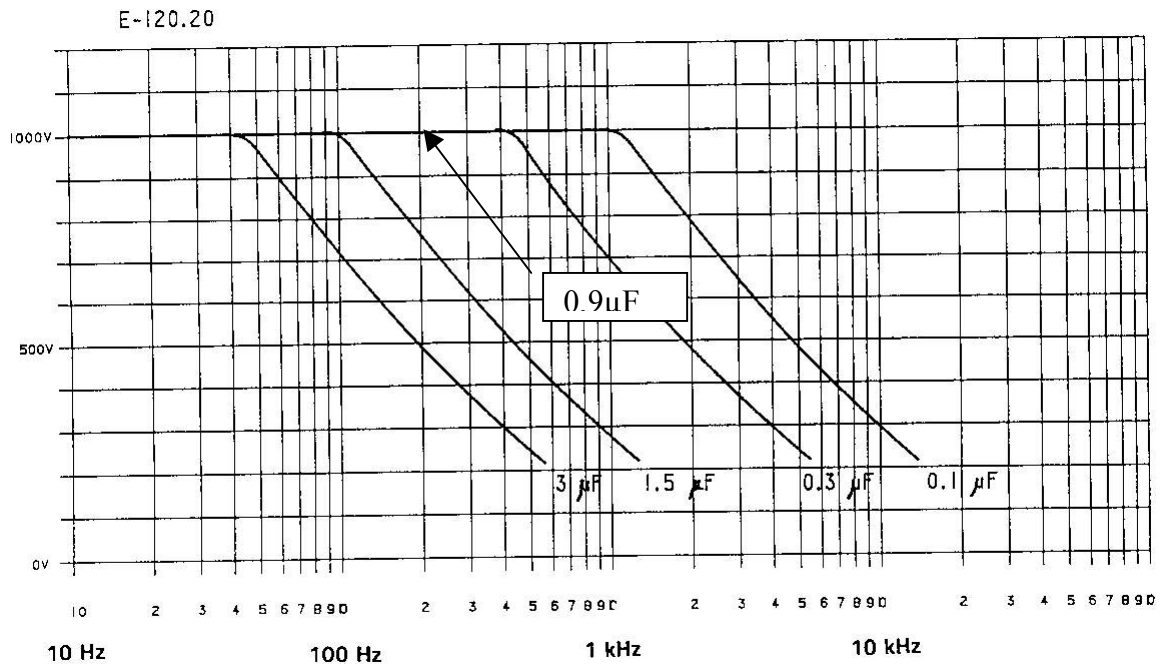


Abb. 4.4

Aus dieser Abbildung lässt sich eine obere Betriebsfrequenz (mit voller Amplitude, 100%) von ca. 200Hz (Kapazität des Aktors: 0,9μF) ablesen, die der Verstärker ermöglicht. Das bezieht sich aber nur auf die elektrische Amplitude des Verstärker-Ausgangssignals. Die Amplitude der mechanischen Expansion wird dagegen komplizierter verlaufen, da der PEA mitschwingende Massen und elastische Piezo-Scheiben enthält, somit also (mindestens) eine Resonanzfrequenz hat. Diese liegt ohne Last bei unserem PEA bei 3,5 kHz. Tatsächlich wurden einige Schaltungen des Systems bereits für die Verarbeitung hoher Frequenzen bis zu einigen kHz ausgelegt.

Wir beschränken uns in der Anwendung des Systems vorläufig auf bandbegrenzte Signale mit kleiner Wiederholungsfrequenz von nur 1..2 Hz und messen nur die Steifigkeit (Kapitel 12) und viskoelastische Parameter (Kapitel 13.).

Details der Elektronik und deren Entwicklung werden im Anhang A1 beschrieben. Hier eine Übersicht über die einzelnen Module mit kurzen Merkmalsangaben:

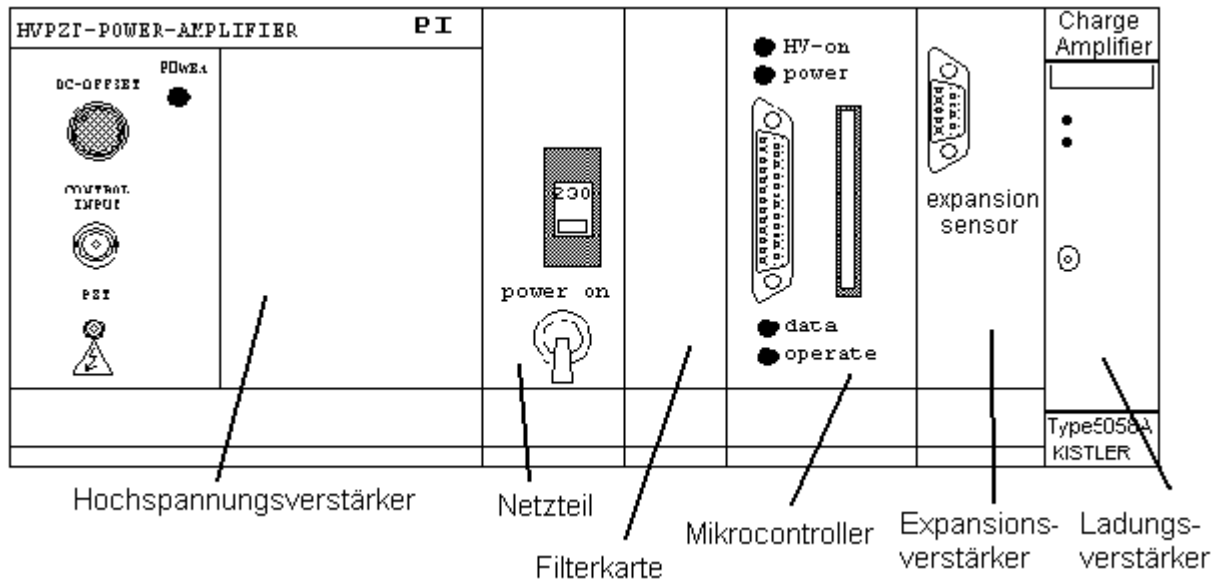


Abb. 4.5 Elektronik des ZETOS-Systems

Hochspannungsverstärker: Beschreibung siehe oben

Filterkarte:

zwei einstellbare Tiefpassfilter mit exakt gleicher Übertragungsfunktion für die Signale Kraft und Expansion (switched capacitor-Technik), synchrone Abtastung

Mikrocontroller:

8-bit CPU SAB80C517 (Siemens), bidirektionale Datenübertragung von PC, A/D-Wandlung

Expansionsverstärker: Beschreibung siehe oben, Abb. 4.1

Ladungsverstärker: Beschreibung siehe oben, Abb. 4.2

5. Der Aufbau von Knochen

5.1 hierarchischer Aufbau

Biologische Kontinua oder Diskkontinua folgen selbstverständlich den bekannten physikalischen Gesetzen der Mechanik, Thermodynamik usw., jedoch verletzen sie aufgrund ihres komplexen Aufbaus als lebendes Kompositmaterial nahezu alle Idealisierungen, die in der Physik zu einfachen Lösungen und damit überhaupt erst zu Gesetzen führen. Ein Knochen ist eben nicht so einfach und regelmäßig aufgebaut, wie z. B. ein künstlich erzeugter Einkristall. In der Regel sind biologische Gewebe mehrphasig, inhomogen, anisotrop und nicht Boltzmann'sch (d.h.: es liegt kein diskretes Relaxationszeitspektrum vor). Die fluiden Anteile sind gewöhnlich nicht-Newton'sch und die festen Anteile nicht-Hooke'sch. Aufgrund der ständigen Veränderung/Anpassung im Organismus sind die Materialeigenschaften nicht konstant.

Ziel dieses Kapitels ist eine kurze Darstellung des Knochenaufbaus, der Adaption der Knochen (bone-remodeling) mit Betrachtungen von Symmetrien bzw. Anisotropie und schließlich Angaben über Relaxationsmodelle, soweit diese Zusammenhänge im Rahmen dieser Arbeit benötigt werden.

Das Skelett des Menschen besteht aus i.a. recht harten aber dennoch leichten Knochen mit einer Dichte von nur knapp 2 g/cm^3 . Das Skelett stützt den Rumpf, schützt empfindliche Organe, besorgt zusammen mit den angreifenden Muskeln die Bewegung und dient obendrein noch als Kalziumpuffers (N. Loveridge, 1999). Die hohe Steifigkeit der Knochen ergibt sich aus dem kalzifizierten Hauptbestandteil Hydroxylapatit $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ und der Knochenstruktur. Eine hierarchische Struktur wie bei Knochen erlaubt einheitliche Behandlung der mechanischen Vorgänge ggf. nur auf verschiedenen Längenskalen. Die hierarchische Struktur erklärt die hohe Steifigkeit und große Stabilität bei geringer Dichte.¹⁾

Knochen werden allgemein in zwei Typen aufgeteilt:

1.

Kortikaler Knochen (Cortex=Rinde, Schale), Kortikalis, engl.: cortical bone oder Kompakter Knochen, Kompakta: Kennzeichen: hohe Steifigkeit entsprechend einem Elastizitätsmodul von bis zu 20 GPa, geringe Porosität (5-10%), anisotrop, jedoch gewisse Symmetrie entlang der Faserrichtung

2.

Trabekelknochen, (Trabecula=Bälkchen), Spongiosa, engl.: trabecular bone, cancellous oder spongy bone: Kennzeichen: hohe Porosität bis zu über 60%, schwammartiger, irregulär erscheinender Aufbau, kleinere Steifigkeit meist unter 1 GPa, anisotrop Vorzugsrichtung der Steifigkeit in Belastungsrichtung

¹⁾ Technisches Beispiel eines Gebildes hoher Steifigkeit mit geringer Dichte ist z.B. der Eiffelturm, ebenfalls mit einer hierarchischen Struktur.

Hierarchie-Ebene	kortikale Struktur	typ. Abmessungen	Trabekel- Struktur	typ. Abmessungen
0	„kontinuierlicher Festkörper“	> 3000µm	„kontinuierlicher Festkörper“	> 3000µm
1	prim., sekundäre Osteonen Gefäße, Nerven Interstitiellen	100..300µm	prim., sekundäre Trabekel Trabekelpakete	75..200µm
2	Lamellen/Fasern Hohlräume Zementfasern	3..20µm	Lamellen/Fasern Hohlräume Zementfasern Canaliculi	1..20µm
3	Kollagenfasern Verbundmaterial	0,06..0,6µm	Kollagenfasern Verbundmaterial	0,06..0,6µm

Tabelle 5.1
Hierarchieebenen der Knochen nach S. J. Hollister(2), 2003

Art	(ρ) spezifische Dichte, g/cm ³	Wasserfraktion, Vol%	Asche-fraktion, Vol%	Organische Fraktion, Vol%	Volatile Anorganische Fraktion, Vol%
Trabekeln (Spongiosa)					
Mensch	1,92	27	33,9	34,9	4,2
Affe	1,89	27,1	32,9	36,1	4,0
Kuh	1,93	28,1	33,5	34,2	4,2
Hund	1,91	28,8	32,6	34,5	4,2
Kortikalis (Kompakta)					
Mensch	1,99	23,9	37,7	33,8	4,6
Affe	2,04	23,7	38,2	33,7	4,7
Kuh	2,00	25,2	36,6	33,6	4,6
Hund	2,00	22,3	36,8	36,3	4,6

Tabelle 5.2: Zusammensetzung von Knochen verschiedener Arten. (kompakter Knochen von Tibia und Femur; Spongiosa von Wirbel) Quelle: Chr. Hartung (1), 2003

Tabelle 5.1 zeigt die Hierarchieebenen der Knochen nach S. J. Hollister(2), 2003. Quasi als Fortsetzung bis in den Nanometer-Bereich kann die Hierarchie nach R. S. Lakes, 1993 angesehen werden (Abbildung 5.1).

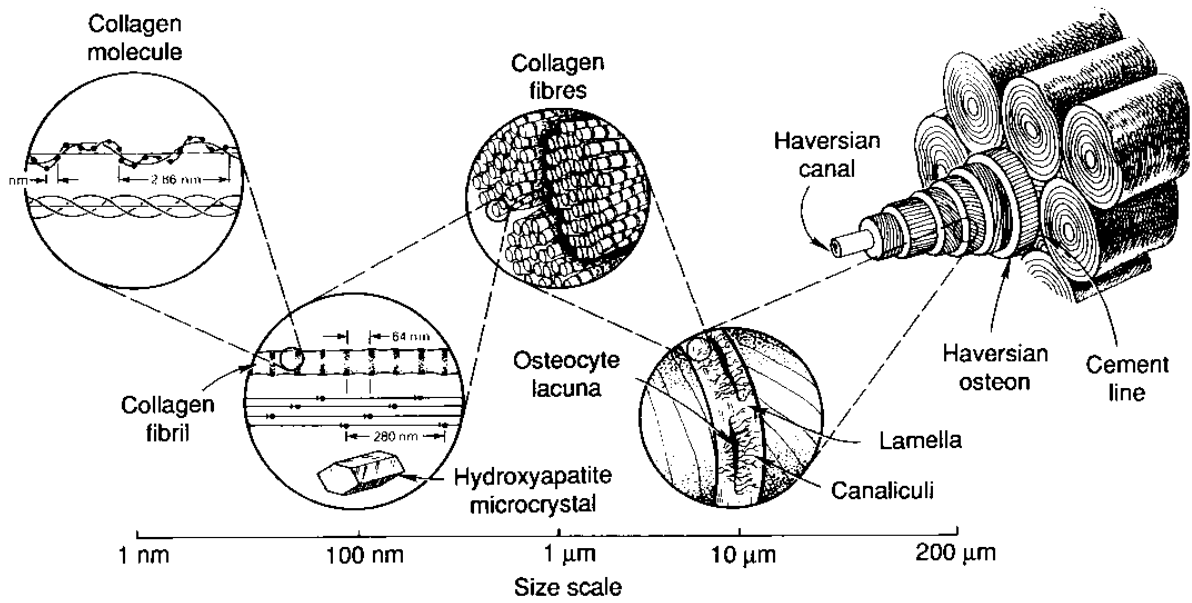


Abb. 5.1 Hierarchie der Knochenstruktur < 200 μm nach R. S. Lakes, 1993

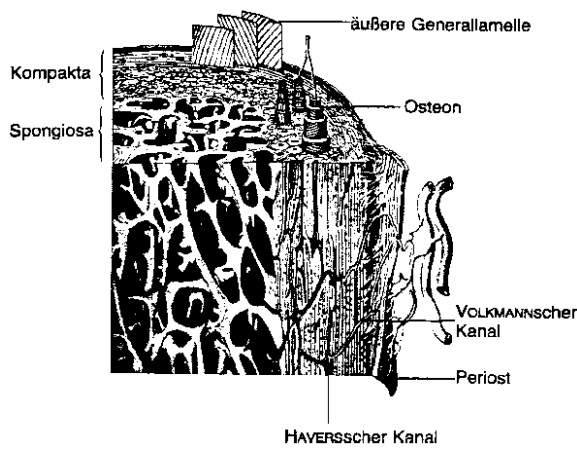


Abb. 5.2
Querschnitt eines Oberschenkelknochens
(Quelle: Ch. Hartung, 2003)

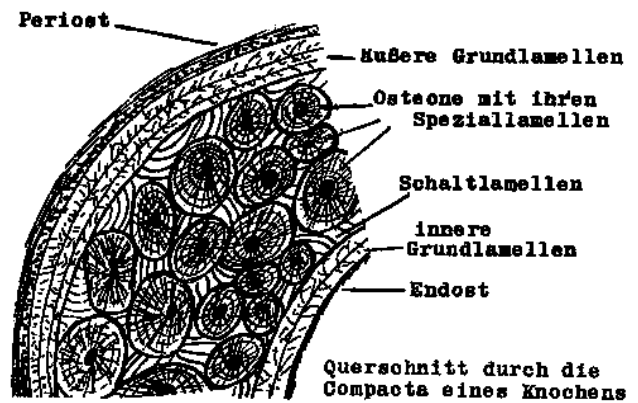


Abb. 5.3
Querschnitt durch die Rinde eines Knochens
(Quelle: W. Tackmann, 1985)

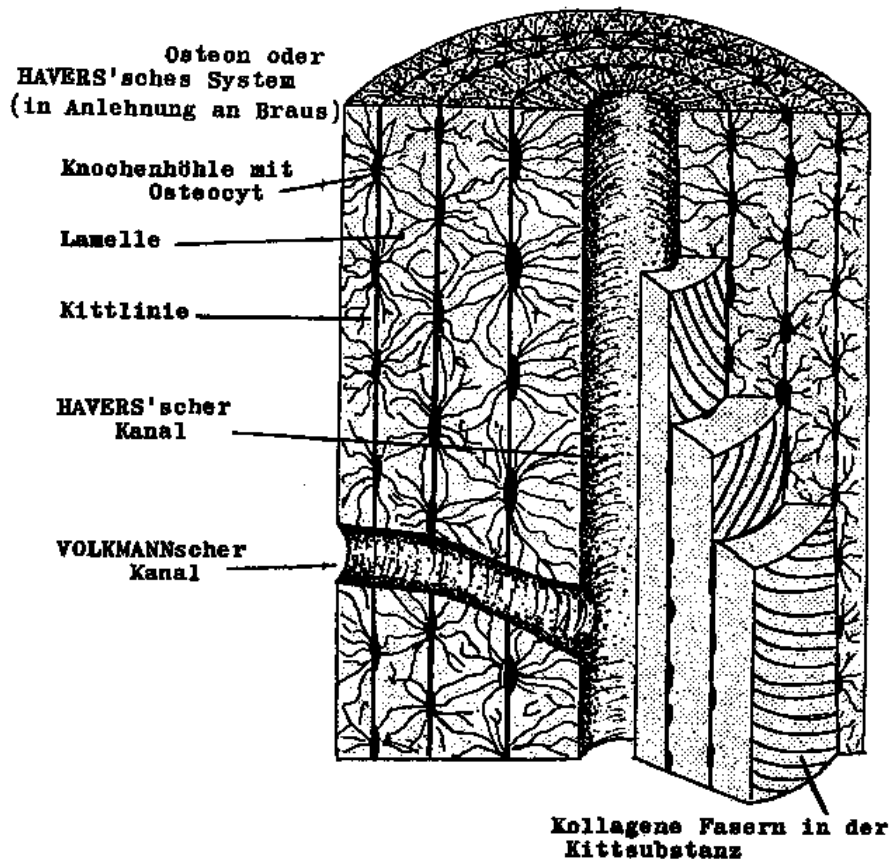


Abb. 5.4 Aufbau eines Osteons (Quelle: W. Tackmann, 1985)

Abbildung 5.2 zeigt den Querschnitt eines Oberschenkelknochens. Der Übergang von der Rinde (kortikaler Knochen - Kompakta) zu Trabekelknochen (Spongiosa) ist zu erkennen. Die Osteone oder auch Havers'sches System genannt, bestehen aus Lamellen, welche den Haversschen Kanal in der Mitte umschließen. Der Haverssche Kanal selbst enthält kleine Arterien, Venolen des Mikrozirkulationssystems oder Nerven. Die Lamellen bestehen aus dem bereits erwähnten sehr steifen Hydroxylapatit. Darin eingebettet sind (W. Tackmann, 1985, Abb. 5.4) Kollagene Fibrillen (Fasern) als Querverbindungen zwischen einzelnen Lamellen. Die Kittsubstanz (cement line, siehe Abb. 5.1) verbindet benachbarte Lamellen. Ebenfalls zwischen den Lamellen befinden sich kleine Knochenhöhlungen, in denen die Osteocyten eingelagert sind. Zwischen den Osteocyten und dem Haversschen Kanal befinden sich kleinste Kanäle.

Der Volkmann'sche Kanal ist stets radial nach außen gerichtet und übernimmt die Versorgung des Osteons (Ch. Hartung (1), 2003, W. Tackmann, 1985).

Abb. 5.5
 μ CT-Aufnahme eines unserer
 Knochenzylinders, ca. 6 x 1mm
 Aufnahme:
 Computed Tomography Research Group
 Fa. Scanco Medical

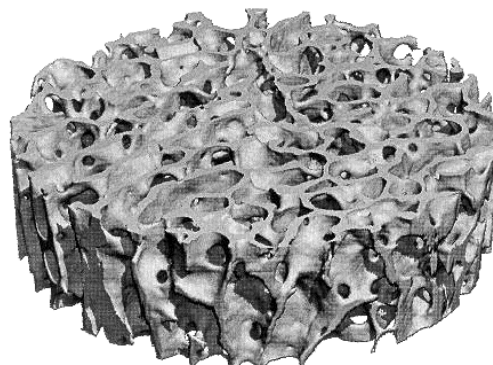


Abbildung 5.5 veranschaulicht die irreguläre Struktur und gibt einen Eindruck über die Größenordnung der Bälkchenabmessungen der Trabekelknochen anhand eines 6 x 1mm Zylinders. Wir wollen der Tabelle 5.1 folgen und von den Knochenproben fordern, dass alle Abmessungen größer als 3 mm sein müssen, um das Modell eines „kontinuierlichen Festkörpers“ anwenden zu können. Die Abmessungen eines Volumenelementes sollten also mindestens 3mm betragen, um homogene, d.h.: gemittelte Werte einer Materialeigenschaft aus der Sicht der Kontinuumsmechanik rechtfertigen zu können. Die Standardabmessungen unserer Knochenzylinder betragen 10 x 5 mm, sind also größer als 3mm. Trabekelknochen ist für unsere Arbeiten insofern besonders interessant, als er eine durch seine stark zerklüftete Bälkchenstruktur viel Zwischenraum und ebenso viel metabolische aktive Kontaktfläche zu Knochenmark bietet. Die Dichte der Zellen ist recht hoch und wir können eine weit höhere biologische Aktivität als im Falle der kortikalen Knochen erwarten. Unsere Knochenproben mit den o.g. Abmessungen enthalten schätzungsweise 2 Millionen Zellen.

In S. J. Hollister(2), 2003, ist zu lesen, dass die Osteonen-Ausrichtung in etwa als die Vorzugsachse erhöhter Steifigkeit angenommen werden kann. Die Lamellen zeigen einen ziemlich geordneten Faser-ähnlichen Aufbau. Deshalb werden mechanische Symmetrieeigenschaften bzw. Vorzugsrichtungen von kortikalen Knochen auch manchmal mit einem Formalismus beschrieben, der bei Faserverbundstoffen angewandt wird (siehe R. S. Lakes, 1993).

Die viskoelastischen Eigenschaften der Knochen erklären sich mit der Annahme einer Bewegung der Knochen-Flüssigkeit durch die Kavitäten (z.B. in J. E. A. Bertram, 2001, P. M. Buechner und R. S. Lakes, *et al.*, 2001). Dies ruft die Assoziation einer laminaren Strömung einer Newtonschen Flüssigkeit in bzw. um einem Zylinder hervor. Tatsächlich gibt es entsprechende Modellrechnungen (M. Buechner und R. S. Lakes, *et al.*, 2001). Bei Anblick von Abbildung 5.5 darf man jedoch vermuten, dass diese Annahme einer laminaren Strömung idealisiert ist. Der Wasseranteil der Knochen beträgt nach Tabelle 5.2 etwa $\frac{1}{4}$.

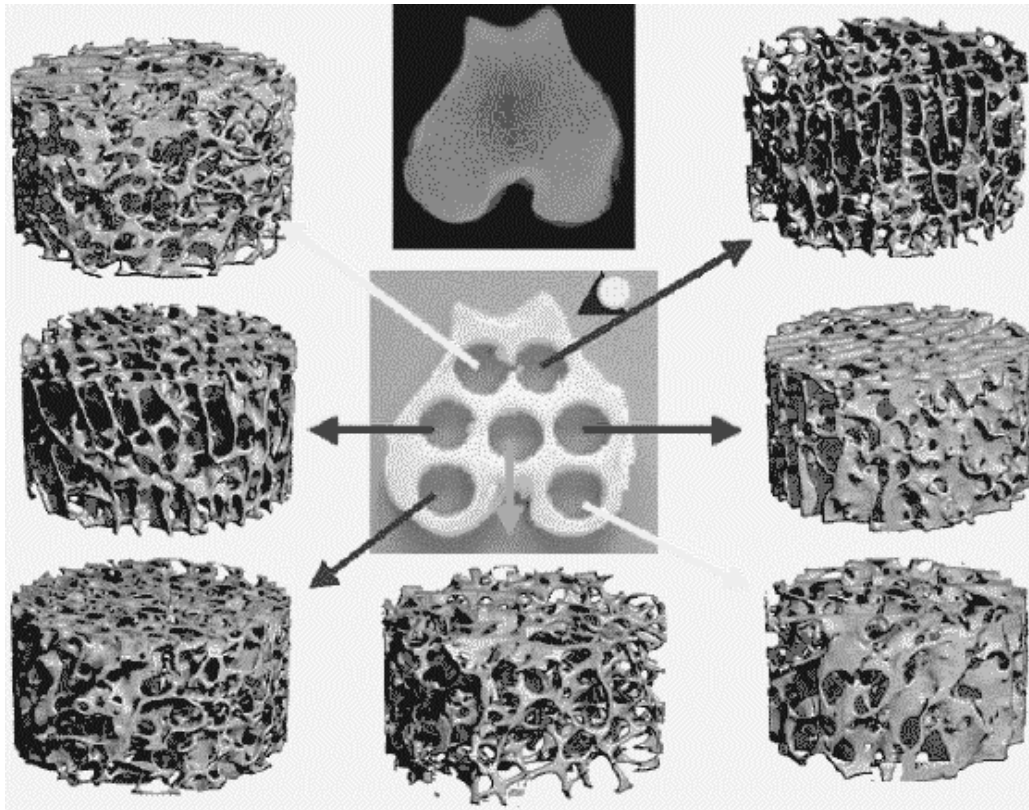


Abb. 5.6 μ CT-Aufnahmen eines Trabekelknochens vom Schaf
(C. Davis, AO-Research, Davos)

Abbildung 5.6 zeigt deutliche Unterschiede der Struktur der Trabekel in unmittelbar benachbarten Regionen. Goldman *et al.*, 1983, fanden Unterschiede der Steifigkeit von ca. 2 Größenordnungen. Hobatho *et al.*, 1997, zeigten ebenfalls starke Variationen entlang der Knochenachse und von der Mitte bis zum Rand. Dies erklärt die großen Unterschiede, die auch bei Messreihen mit dem ZETOS-System gefunden wurden.

5.2 Adaption der Knochen – bone-remodeling

Von J. Wolff, 1892¹⁾, kennen wir das nach ihm benannte Gesetz der Transformation der Knochen, wonach nur das Feld der statischen Belastung (ausgehend von äußeren Dehnungsreizen) die Existenz und Lokalisation eines Knochelementes bestimmt und in der Gesamtheit schließlich die Form des ganzen Knochens mit seiner physiologischen Funktion, womit die Architektur der Knochen Regeln mathematischer Natur gehorcht. Die Betonung liegt hier in der Knochen-Statik (!), doch Wolff schloss nicht aus, dass Veränderungen der (Dehnungs-) Belastung auch die Knochenstruktur und –Form verändern können (Adaption).

Trotz all kritischer Betrachtung und in der Folgezeit differenzierter Untersuchungen wird die generelle Gültigkeit dieses Gesetzes nicht infrage gestellt.

¹⁾ **Julius Wolff**, ab 1890 Direktor der Universitätspoliklinik für orthopädische Chirurgie in Berlin.

Einen weiteren Fortschritt stelle die Quantifizierung der Dehnungsschwellwerte für Auf- und -Abbau der Knochenmasse von H. Frost, 1983 und 1987, dar:

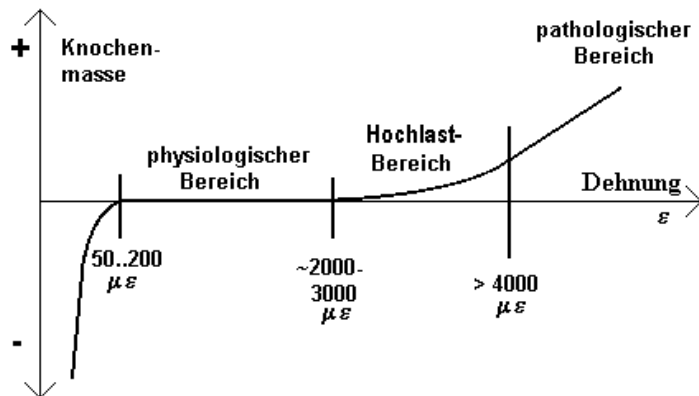


Abb. 5.7 Schwellwerte für Änderung der Knochenmasse nach H. Frost

Unterhalb eines Dehnungsreizes von 50..200 $\mu\epsilon$ ($\mu\epsilon$ ("micro-strain"): Kurzform für Dehnung 10^{-6} , siehe Kapitel 6.3) findet Resorption von Knochenmaterial statt. Ein unbelasteter Knochen verliert ca. 1% an Mineral pro Monat (D.B. Jones, ESA-MAP endreport, 2004). (z.B. bei Astronauten – aber nicht bei allen (!)). Oberhalb von 2000..3000 $\mu\epsilon$ erfolgt Knochensynthese bzw. -Formation (bone-remodeling) und oberhalb von 4000 $\mu\epsilon$ besteht die Gefahr von Schäden wie z.B. Mikrofrakturen. Frost postulierte die Existenz eines „Mechanostat“-Sensors, welcher auf Dehnungen reagiert. Von Jones *et al.*, 1991, wurde gezeigt, dass sich Osteoblasten, die für die Knochensynthese zuständigen Zellen, bei mechanischer Stimulation verstärkt vermehren. Der Prozess des bone-remodeling wird also wenigstens teilweise autark auf zellulärer Ebene gesteuert. Für die Knochenresorption sind dagegen die Osteoklasten zuständig. Ein Umbau des kalzifizierten Knochens erfolgt natürlich zunächst durch Resorption mittels Osteoklasten und anschließender Synthese durch Osteoblastenaktivität in neuer Form (siehe u.a.: N. Loveridge, 1999, R. Burkhardt, 1992). Osteoklasten verbringen etwa 100..1000-mal soviel Abbauleistung wie Osteoblasten an Aufbauleistung vollbringen können. Diese Prozesse werden in engen Grenzen durch Hormone (PTH, Calcitonin) gesteuert. Einige der Osteoblasten verändern sich nach Erfüllung ihres Auftrags zu Osteocyten (siehe Abbildung 5.4), die sich nicht mehr vermehren können, aber Informationen weiterleiten.

In Folgearbeiten von Jones wird an der Bestimmung der Schwelle von Dehnung bzw. Kraft der Zellstimulation mithilfe eines Rasterkraftmikroskops geforscht.

Zahlreiche Arbeiten befassen sich mit der Bestimmung dynamischer Parameter einer wirksamen Knochenstimulation. Dazu gehören: Signalform, deren Amplitude und Frequenz, Puls – Pausenverhältnis (S. Srinivasan, D.A. Weimer *et al.* 2002), Anzahl der applizierten Stimulationsperioden (Y. Qin, C. Rubin *et al.*, 1998),...

Auch die Arbeiten mit dem ZETOS-System (z.B. H. P. Klapdor, 2003, C. M. Davies, D. B. Jones *et al.*, 2001, D. B. Jones, U. Boudriot *et al.*, 2001) gehören in dieses Feld und dienen u.a. auch dem Ziel der Ausarbeitung von Therapien bei Knochenschwund und dem Verständnis des zellulären Mechanosensors.

Aufgrund der hohen metabolisch aktiven Kontaktfläche zu Knochenmark verwenden wir vorzugsweise Trabekelknochen für unsere Experimente. Unsere Knochenzylinder enthalten schätzungsweise 2 Millionen Osteoblasten.

6. Kontinuumsmechanik der deformierbaren Festkörper und Tensoren

Zur Deutung der Messergebnisse der Belastung der Knochenzylinder durch Angabe bestimmter stofflicher Kenngrößen (z.B. Elastizitätsmodul, Relaxationszeitkonstanten) wird in der Fachliteratur die phänomenologische Kontinuumsmechanik (z.B. P. M. Buechner, 2003, R. S. Lakes, 1995, C. Hartung und viele andere) verwendet, welche von Ansatz her von kontinuierlichen homogenen (aber nicht notwendigerweise isotropen Stoffen) ausgeht.

Sämtliche Messungen des ZETOS-Systems erfolgen aber baulich bedingt nur eindimensional durch Angabe von axialer Kraft und Kompression auf einen zylindrischen Körper. Ausgehend von der Tensor Darstellung der Spannung und Deformation soll gezeigt werden, welche Einschränkungen der Allgemeinheit diese Tatsache bewirkt und wie die Messwerte im Rahmen der Kontinuumsmechanik zu verstehen sind.

Von den allgemeinen elastischen Tensor 4. Stufe mit vielen Moduln gehen wir über zur sog. „Steifigkeitsmatrix“, einem Tensor zweiter Stufe, und es wird gezeigt, wo dort aus eindimensionaler Messung eine berechnete stoffliche Kenngröße wie z.B. ein Elastizitätsmodul bzw. ein von ZETOS-System gemessener Wert einzuordnen ist.

Die folgenden Darstellungen orientieren sich an H. Stephanie, G. Kluge, 1975, Kapitel 8 und F. Haider, 2002, hier in einheitlichen Nomenklatur mit dem Ziel einer kurzen geschlossenen Darstellung, die sich auch als Grundlage zur Verwendung in anderen Kapitel eignet. Mathematische Herleitungen habe ich hier manchmal verkürzt. Stattdessen füge ich Kommentare und Erklärungen ein, die ein schnelles Verständnis der theoretischen Grundlagen ermöglichen und in den oben zitierten Schriften nicht zu finden sind. An geeigneter Stelle erfolgt ein Bezug auf Knocheneigenschaften und den zugehörigen Symmetrieanahmen der Materialstruktur sowie auf das ZETOS-Messsystem und auch auf andere publizierte Forschungsergebnisse, deren oft unterschiedliche Darstellungsweisen (z.B. 2-stufiger bzw. 4 –stufiger Tensor) nach Lesen dieses Kapitels verständlich sein soll.

6.1 Taylorreihenentwicklungen

Der Deformationssensor enthält Ableitungen eines beliebig orientierten vektoriellen Verzerrungsfeldes in linearer Näherung. Um die Taylorreihenentwicklung von Vektorfeldern darzustellen, beginnen wir hier mit der Betrachtung der Entwicklung einer Funktion $f(x)$ mit x, f in \mathbb{R} an einer Stelle x :

$$f(x + \Delta x) = f(x) + \frac{\Delta x}{1!} \frac{\partial f(x)}{\partial x} + \frac{(\Delta x)^2}{2!} \frac{\partial^2 f(x)}{\partial x^2} + \dots + R_n(x) \quad (6.1a)$$

Hierin ist $R_n(x)$ das sog. Restglied, von dem die Konvergenz gegen Null für $n \rightarrow \infty$ verlangt werden muss. In Summenschreibweise mit Differentialoperator ohne Restglied:

$$f(x + \Delta x) = f(x) + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{(\Delta x)^n}{n!} \frac{\partial^n}{\partial x^n} f(x) \quad (6.1b)$$

Ist nun die Variable x ein Vektor und f ein skalares Feld, so nimmt die Taylorreihenentwicklung folgende zu Gleichung (6.1a) analoge bzw. erweiterte Gestalt an:

$$f(\underline{x} + \Delta\underline{x}) = f(\underline{x}) + \Delta\underline{x} \operatorname{grad}(f) + \frac{1}{2} \left((\Delta x_1)^2 \frac{\partial^2 f}{\partial x_1^2} + 2\Delta x_1 \Delta x_2 \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_2} + 2\Delta x_1 \Delta x_3 \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_3} + \dots \right) \dots \quad (6.2)$$

Zur ersten Näherung beschränken wir uns auf das lineare Glied:

$$f(\underline{x} + \Delta\underline{x}) \approx f(\underline{x}) + \Delta\underline{x} \operatorname{grad}(f(\underline{x})) \quad (6.3)$$

Diese Gleichung ist offensichtlich formal äquivalent zu (6.1a) bis zur ersten Näherung. In Schreibweise des allgemeineren Nabla-Operators:

$$f(\underline{x} + \Delta\underline{x}) \approx f(\underline{x}) + \Delta\underline{x} \nabla(f(x)) \quad (6.4)$$

Der nächste Schritt ist nun der Übergang von einer skalaren Feldfunktion f zum Vektorfeld $\underline{v}(\underline{x})$ und die erste Näherung der Taylorreihenentwicklung lautet analog zu Gleichung (6.4):

$$\underline{v}(\underline{x} + \Delta\underline{x}) \approx \underline{v}(\underline{x}) + (\Delta\underline{x} \nabla) \underline{v}(\underline{x}) \quad (6.5)$$

oder in Darstellung als dyadisches Produkt $\nabla, \underline{v}(\underline{x})$ ¹⁾:

$$\underline{v}(\underline{x} + \Delta\underline{x}) \approx \underline{v}(\underline{x}) + \Delta\underline{x} (\nabla \otimes \underline{v}(\underline{x}))$$

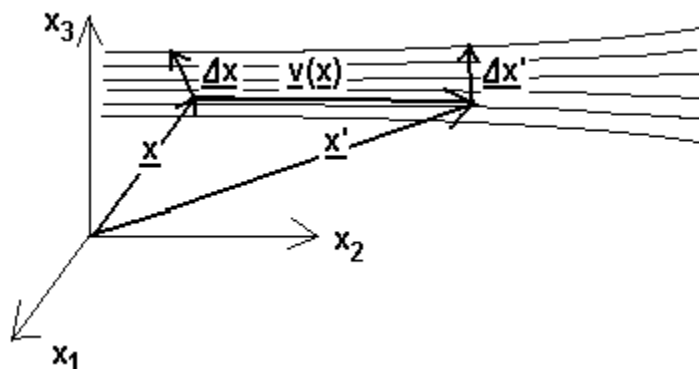
oder in Komponentenschreibweise $i, j = 1..3$:

$$v_i(\underline{x} + \Delta\underline{x}) \approx v_i(\underline{x}) + \sum_j (\Delta x_j) \frac{\partial v_i}{\partial x_j} \quad (6.6)$$

6.2 inhomogenes Verzerrungsfeld

Wir betrachten nun einen Massepunkt in einem elastischen kontinuierlichen Körper an der Stelle $\underline{x} = (x_1, x_2, x_3)$ in einem Verschiebungsfeld $\underline{v}(\underline{x})$. Nach Verschiebung befindet sich der Punkt am Ort $\underline{x}' = (x'_1, x'_2, x'_3)$.

Abb. 6.1
Massepunkt bei \underline{x}
im Verschiebungsfeld,
Verlagerung nach \underline{x}'



Wir berücksichtigen ferner, dass ein benachbarter Massepunkt an der Stelle $(\underline{x} + \Delta\underline{x})$ eine etwas andere Verschiebung erleiden könnte und lassen deshalb ein ortsabhängiges

¹⁾ Dyadisches Produkt: $\underline{a} \otimes \underline{b} := \begin{pmatrix} a_1 b_1 & a_1 b_2 & a_1 b_3 \\ a_2 b_1 & a_2 b_2 & a_2 b_3 \\ a_3 b_1 & a_3 b_2 & a_3 b_3 \end{pmatrix}$

Verzerrungsfeld $\underline{v}(\underline{x})$ zu, wobei zunächst nichts darüber ausgesagt ist, wodurch dieses Verzerrungsfeld zustande kommt.

Die lokale Verzerrung ist in Anlehnung an Gleichung (6.5):

$$\Delta \underline{x}' \approx \Delta \underline{x} + (\Delta \underline{x} \nabla) \underline{v}(\underline{x}) \quad (6.7)$$

oder in Komponentenschreibweise $i, j = 1..3$:

$$\Delta x_i' \approx \Delta x_i + \sum_j (\Delta x_j) \frac{\partial v_i}{\partial x_j} \quad (6.8)$$

Für sehr kleines $\Delta \underline{x}$ schreiben wir als Differential $d\underline{x}$ in Komponenten:

$$dx_i' \approx dx_i + \sum_j \frac{\partial v_i}{\partial x_j} dx_j \quad (6.9a)$$

oder mit Kronecker- Einheitstensor ($\delta_{ij} = 1$, für $i = j$, $\delta_{ij} = 0$ sonst):

$$dx_i' \approx \sum_j \left(\delta_{ij} + \frac{\partial v_i}{\partial x_j} \right) dx_j \quad (6.9b)$$

Der Tensor $\delta_{ij} + \partial v_i / \partial x_j$ ¹⁾ vermittelt die Verzerrung an der Stelle \underline{x} und wird Distorsionstensor genannt (H. Stephani, G. Kluge, 1975). In diesem Tensor sind jedoch noch mögliche Drehungen enthalten. Deshalb erfolgt die weitere Behandlung von $\Delta \underline{x}'$ in Gleichung (6.8) zunächst mit dem Betragsquadrat, welches invariant gegen Drehungen ist und die später angewandte Wurzelfunktion führt schließlich wieder zu Drehungs-unempfindlichen linearen Größen.

6.3 der Greensche Dehnungstensor

Das Betragsquadrat $\Delta \underline{x}'$ lautet (siehe F. Haider, 2002):

$$|\Delta \underline{x}'|^2 = |\Delta \underline{x}|^2 + 2 \sum_{i,j} \Delta x_i \Delta x_j \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} + \sum_k \frac{\partial v_k}{\partial x_i} \frac{\partial v_k}{\partial x_j} \right) \quad (6.10)$$

Der in der Klammer erscheinende Tensor ist offensichtlich symmetrisch, wie man durch Vertauschung der Indizes i, j sofort erkennen kann.

Für schwach veränderliche Verzerrungsfelder $\underline{v}(\underline{x})$ ($(\partial v_k / \partial x_i)(\partial v_k / \partial x_j) \ll \partial v_i / \partial x_j$) kann der rechte Term in der Klammer vernachlässigt werden:

$$|\Delta \underline{x}'|^2 = |\Delta \underline{x}|^2 + 2 \sum_{i,j} \Delta x_i \Delta x_j \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \quad (6.11)$$

¹⁾ Im Gegensatz zu einer Matrix verhält sich ein Tensor ε_{ij} bei Koordinatentransformation (i und j) wie ein Vektor.

Mit der einfachen Identität $a_{ij} = \frac{1}{2} (a_{ij} - a_{ji}) + \frac{1}{2} (a_{ij} + a_{ji})$ kann jeder Tensor in einen antisymmetrischen $\frac{1}{2} (a_{ij} - a_{ji})$ und einen symmetrischen Teil $\frac{1}{2} (a_{ij} + a_{ji})$ zerlegt werden. Der antisymmetrische Teil $\omega_{ij} := \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} - \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right)$ bei dem alle Diagonalelemente Null sind,

beschreibt aber immer noch Drehungen (H. Stephani, G. Kluge, 1975 und S. Großmann, 1976) und wir interessieren uns fortan nur für den symmetrischen Teil:

$$\boxed{\varepsilon_{ij} := \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right)} \quad (6.12)$$

dem Greenschen **Dehnungstensor**, einem Tensor zweiter Stufe.

Die Tensorgleichung zu (6.11) lautet damit:

$$|\Delta \underline{x}'|^2 = |\Delta \underline{x}|^2 + 2 \Delta \underline{x} \underline{\varepsilon} \Delta \underline{x} \quad (6.13)$$

Anwendungen des Dehnungstensors:

Lineare Dehnung:

Die Diagonalelemente stellen die Dehnung in den Koordinatenachsen dar. Um dies zu zeigen, schreiben wir Gleichung (6.13) in Komponenten und betrachten nur den Spezialfall in x_1 -Richtung als Beispiel:

$$\begin{aligned} |\Delta x'|^2 &= |\Delta x|^2 + 2 \sum_{i,j} \Delta x_i \Delta x_j \varepsilon_{ij} \\ &= |\Delta x|^2 (1 + 2\varepsilon_{11}) \end{aligned}$$

und dividieren durch $|\Delta x|^2$:

$$|\Delta x'|^2 / |\Delta x|^2 = (1 + 2\varepsilon_{11})$$

$$|\Delta x'| / |\Delta x| = \sqrt{1 + 2\varepsilon_{11}} \approx 1 + \varepsilon_{11}$$

Die Taylorreihenentwicklung der Wurzelfunktion mit einem Argument der Art $1+2x$ lautet bei Abbruch nach dem linearen Glied $1+x$. Damit:

$$|\Delta x'| / |\Delta x| \approx 1 + \varepsilon_{11} \quad (6.14)$$

Unter relativer Dehnung ε verstehen wir eine Längenänderung pro Ausgangslänge. Für die x_1 -Richtung schreiben wir zur Kennzeichnung: $\varepsilon^{(1)}$.

$$\varepsilon^{(1)} = \frac{\Delta x' - \Delta x}{\Delta x} = \frac{\Delta x'}{\Delta x} - 1 \quad (6.15)$$

Damit folgt: $\varepsilon^{(1)} = \varepsilon_{11}$ und entsprechend $\varepsilon^{(2)} = \varepsilon_{22}$, $\varepsilon^{(3)} = \varepsilon_{33}$.

Für Dehnungen in beliebiger Richtung müssen wir schreiben (H. Stephani, G. Kluge, 1975) (in Komponenten):

$$\varepsilon_i = \sum_k \varepsilon_{ik} e_i e_k, \quad i = 1..3 \quad (6.16)$$

Die e_i, e_k sind die Komponenten des Einheitsvektors in Dehnungsrichtung projiziert auf die Achsenrichtungen x_i, x_k .

Die Dehnung ist eine dimensionslose Größe. Die wie eine Maßeinheit erscheinende häufig verwendete Abkürzung $\mu\varepsilon$ (micro strain) steht für eine Dehnung von 10^{-6} .

Scherung:

Wir betrachten eine Verzerrung in zwei Achsen und berechnen zur Bestimmung des Winkels zwischen den verschobenen Endpunkt-Koordinaten zunächst das Skalarprodukt (nach F. Haider, 2002):

$$\begin{aligned} \Delta x_1' \cdot \Delta x_2' &= \Delta x_1 \Delta x_2 + \sum_{i,j} \Delta x_i \Delta x_j \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \\ &= \Delta x_1 \Delta x_2 + 2 \sum_{i,j} \Delta x_i \Delta x_j \varepsilon_{ij} \\ &= 2 \Delta x_1 \Delta x_2 \varepsilon_{12} \end{aligned} \quad (6.17)$$

Aus dem Skalarprodukt folgt der gesuchte Winkel:

$$\cos(\hat{x}_1, \hat{x}_2) = \frac{\Delta \mathbf{x}'_1 \cdot \Delta \mathbf{x}'_2}{|\Delta \mathbf{x}'_1| \cdot |\Delta \mathbf{x}'_2|} = 2\varepsilon_{12} \quad (6.18)$$

Bei einem kartesischen Koordinatensystem würde obige Gleichung die Winkeländerung zwischen der x_1 - und x_2 -Richtung angeben. Meist interessiert nur die Abweichung von 90° , in diesem Falle φ_{12} (x_1 - und x_2 -Richtung als Beispiel). Mit $\cos(\pi/2 - \varphi_{12}) = \sin(\varphi_{12})$ und Gleichung (6.18):

$$\sin(\varphi_{12}) = 2\varepsilon_{12} = \gamma_{12}, \quad \text{mit } \gamma: \text{„Scherung“}$$

Für kleine Winkel verwenden wir die lineare Näherung der Sinusfunktion $\sin(x) \approx x$:

$$\varphi_{12} \approx 2\varepsilon_{12} \quad (6.19)$$

Volumenänderung:

Es ist schnell zu zeigen, dass sich die Änderung eines Volumenelementes aus der Spur des Dehnungstensors ergibt. Analog zu Gleichung (6.15) schreiben wir für die relative Volumenänderung formal (ähnlich wie bei H. Stephani, G. Kluge, 1975):

$$\Theta = \frac{\Delta V' - \Delta V}{\Delta V} = \frac{\Delta V'}{\Delta V} - 1$$

und setzen für die „Kanten“ des Volumenelementes wieder die Δx_i :

$$\Theta = \frac{\Delta x'_1 \Delta x'_2 \Delta x'_3}{\Delta x_1 \Delta x_2 \Delta x_3} - 1$$

Mit Rückgriff auf Gleichung (6.14):

$$\Theta \approx (1 + \varepsilon_{11})(1 + \varepsilon_{22})(1 + \varepsilon_{33}) - 1$$

$$\Theta \approx \varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33} = \text{Sp}(\varepsilon_{ij}), \text{ mit einer weiteren Näherung.} \quad (6.20)$$

Aus der Definition $\varepsilon_{ij} := \frac{1}{2} ((\partial v_i / \partial x_j) + (\partial v_j / \partial x_i))$ ergibt sich für die Diagonalelemente eine besonders einfache Form: $\varepsilon_{ii} = (\partial v_i / \partial x_i)$. Damit lässt sich Gleichung (6.20) auch so schreiben:

$$\Theta \approx \text{div}(\underline{\mathbf{v}}) \quad (6.21)$$

Anmerkungen:

1. Durch Hauptachsentransformation kann ein symmetrischer Tensor vollständig diagonalisiert werden:

$$\varepsilon_{ij} = \begin{pmatrix} \varepsilon_{(1)} & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{(2)} & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{(3)} \end{pmatrix} \text{ mit den Eigenwerten } \varepsilon_{(1)}, \varepsilon_{(2)}, \varepsilon_{(3)}, \quad (6.22)$$

Bei inhomogenen anisotropen Körpern wie Trabekelknochen sind ausgezeichnete Hauptachsen mit präzisen Symmetrieeigenschaften a priori nicht gegeben. Es gibt zwar Vorzugsrichtungen höherer Steifigkeit entlang der Kraftfelder des Skeletts, doch spielt die Behandlung der Eigenwerte in der Biomechanik der Knochen offenbar kaum eine Rolle.

2. Der Dehnungstensor leitet sich aus einem Verzerrungsfeld $\underline{\mathbf{v}}(\underline{\mathbf{x}})$ ab. In F. Haider, 2002, ist gezeigt, wie durch zweimaliges Differenzieren $\partial^2 / \partial x_i^2$, $\partial^2 / \partial x_i \partial x_j$ ein Ausdruck folgender Form schnell hergeleitet werden kann:

$$\frac{\partial^2}{\partial x_k \partial x_l} \varepsilon_{ij} + \frac{\partial^2}{\partial x_i \partial x_j} \varepsilon_{kl} = \frac{\partial^2}{\partial x_i \partial x_k} \varepsilon_{jl} + \frac{\partial^2}{\partial x_j \partial x_l} \varepsilon_{ik}$$

Die Erfüllung dieser Beziehung erlaubt die Konstruktion des Verzerrungsfeldes $\underline{\mathbf{v}}(\underline{\mathbf{x}})$ aus gegebenen Werten des Dehnungstensors. Nicht immer ist obige Bedingung erfüllt, z.B. bei Kristallversetzungen. Wir werden von obiger Beziehung keinen praktischen Gebrauch machen, sie ist hier mehr von theoretischer Bedeutung.

Zusammenfassung:

Der Greensche Dehnungstensor ist ein symmetrischer Tensor 2. Stufe, der sich aus einem Verzerrungsfeld ableitet. Seine Komponenten sind durch die Differentiale des Verzerrungsfeldes gegeben. Zwecks Ausschluss von Rotationen und Translation erfolgt die Herleitung des Dehnungstensors aus dem Betragsquadrat der Änderung eines verzerrten Streckenelementes unter Abspaltung des antisymmetrischen Tensor-Teils.

Alle Komponenten des Dehnungstensors können – je nach Operation mit den Komponenten – sowohl zu linearen Dehnungen (Gleichung (6.16)) als auch zu Scherungen beitragen.

Zur Berechnung der relativen Volumenänderung genügt die Spur des Tensors.

Bei homogenen Körpern lässt sich das Verzerrungsfeld aus dem Dehnungstensor berechnen.

Die Operatoren zur Brechung von relativer Dehnung, Scherungen und rel. Volumenänderung zeigt zusammenfassend folgende Tabelle:

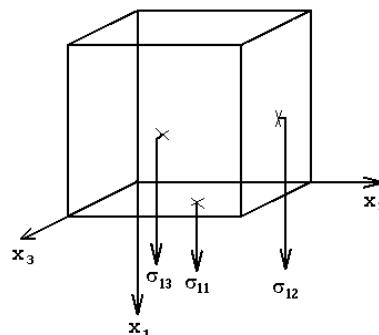
Art der Verzerrung	Symbol	Operator
relative Dehnung	ε_i	$\sum_k \varepsilon_{ik} e_i e_k$
Scherung	φ_{ij}	$2\varepsilon_{ij}$
relative Volumenänderung	Θ	$Sp(\varepsilon_{ij})$

Tabelle 6.1

6.4 der Kirchhoffsche Spannungstensor

Während der Dehnungstensor aus einem Verzerrungsfeld abgeleitet wird, erfolgt die Erklärung des Spannungstensors i.a. lediglich über die Angabe von Kräften und deren Richtung auf die Flächenelemente eines Volumenelementes. Dies führt ebenfalls zu einem Tensor 2. Stufe. Ein Ausdruck „Kraft pro Fläche“ stellt eine Spannung (bzw. Druck) in der Einheit N/m² bzw. Pascal dar und wird durch σ symbolisiert.

Abb. 6.2
mögliche Spannungen und deren Angriffspunkte auf ein Volumenelement in x_1 -Richtung (nach unten entsprechend des Aufbaus des ZETOS-Belastungsgerätes)



(In Anlehnung an die Bauart des ZETOS- Belastungsgerätes ist die Vorzugsachse x_1 nach unten gezeichnet.

In Abbildung 6.2 sind der Übersicht halber nur Spannungen in x_1 -Richtung gezeigt. Der erste Index des Spannungstensor σ_{ij} gibt die Krafrichtung, der zweite Index die Fläche $dA_j = dx_i dx_k$ an (Index = Index der Flächennormalen (x_j)), an der die Kraft angreift.

Kirchhoffscher Spannungstensor:
$$\sigma_{ij} := \frac{dF_i}{dA_j}$$

Damit sind die Diagonalelemente σ_{ii} des Tensors Zug- bzw. Druckspannungen und die anderen Elemente des Tensors σ_{ij} , $i \neq j$ Scherspannungen. Um eine Rotation bzw. Drehmomente des gesamten Volumenelementes, auf das der Tensor einwirkt, auszuschließen, muss ebenfalls die Symmetrie gefordert werden: $\sigma_{ij} = \sigma_{ji}$ (F. Haider, 2002 und H. Stephani, G. Kluge, 1975). Damit haben diese Tensoren nur 6 unabhängige Elemente. In Abbildung 6.2 sind nur Kräfte in der positiven x_i - Richtung dargestellt: $\sigma^{(+)}_{ij}$. Weil das Volumenelement jeweils zwei gegenüberliegende Seiten hat, können dort ebenfalls Spannungen angreifen: $\sigma^{(-)}_{ij}$. Es muss also weitere Randbedingungen geben, um Rotation auszuschließen, die der Spannungstensor erfüllen muss. Daher lautet eine Gleichgewichtsbedingung für Rotationsfreiheit (F. Haider, 2002):

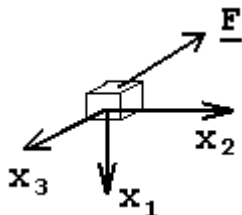
für die x_1 - Richtung:

$$(\sigma^{(+)}_{11} - \sigma^{(-)}_{11})dydz + (\sigma^{(+)}_{12} - \sigma^{(-)}_{12})dxdz + (\sigma^{(+)}_{13} - \sigma^{(-)}_{13})dxdy = 0$$

und für die anderen Richtungen entsprechend. In differentieller Form:

$$\frac{\partial}{\partial X_i} \sigma_{mi} + \frac{\partial}{\partial X_j} \sigma_{mj} + \frac{\partial}{\partial X_l} \sigma_{ml} = 0, \quad m=1..3 \quad (6.23)$$

Im Falle einer auf das Volumenelement angreifende Kraft \underline{F} lautet (6.23) (actio = reactio):



$$\frac{\partial}{\partial X_i} \sigma_{mi} + \frac{\partial}{\partial X_j} \sigma_{mj} + \frac{\partial}{\partial X_l} \sigma_{ml} = -F_m, \quad m=1..3 \quad (6.23)$$

Abb. 6.3 Kraft auf Volumenelement

Zusammenfassung:

Der Spannungstensor ist nicht aus einem Feld abzuleiten. Er ist ein definiertes Konstrukt, ein symmetrischer Tensor zweiter Stufe in den Einheiten eines Drucks, dessen Komponenten sich aus Kraft pro Fläche berechnen und dessen Indizes die Richtung der Kraft und die Richtung der Flächennormalen angeben, auf die die jeweilige Kraft einwirkt.

6.5 das Hookesche Gesetz

Robert Hooke ¹⁾ erkannte 1650, dass jede Deformation eines festen Körpers mit internen Spannungen verbunden ist, welche äußeren Kräften entgegenwirkt und postulierte einen proportionalen Zusammenhang zwischen Deformation und Spannung. Zur Beschreibung der linearen Elastizität wollen wir (zunächst) folgende Voraussetzungen vereinbaren:

1. Verzerrungen verschwinden vollständig nach Wegnahme der Belastung.
2. Bei Entlastung wird die gespeicherte Energie vollständig zurückgewonnen.
3. Die Belastungsgeschwindigkeit hat keinen Einfluss auf das Materialverhalten.
6. Die Verzerrungen sind linear mit den Spannungen verknüpft.
5. Die gespeicherte elastische Energie hängt nur von Deformation ab und ist unabhängig von der Art und Weise, wie diese Deformation zustande kam.

Mit 1. wollen wir u.a. fordern, dass keine Hysterese existiert, Be- und Entlastung den gleichen Gesetzen genügen und der Prozess somit reversibel ist.

Die Punkte 2. und 3. schließen viskoelastische und thermische Effekte aus.

Punkt 6. ist unmittelbare Voraussetzung des folgenden Kapitels. Aus Punkt 5. können wir eine Zustandsgröße – das elastische Potential Φ – ableiten (siehe H. Stephanie, G. Kluge, 1975 und K.H. Hellwege, 1976) mit dem totalem Differential:

$$d\Phi = \frac{\partial \Phi}{\partial \epsilon_{ij}} d\epsilon_{ij} = \sigma_{ij} d\epsilon_{ij} \quad (6.24)$$

womit bereits die erste Beziehung zwischen den beiden Tensoren σ_{ij} , ϵ_{ij} hergestellt ist. Dem viskoelastischen Verhalten der Knochen ist ein gesondertes ausführliches Kapitel gewidmet. In Wirklichkeit sind alle obigen Voraussetzungen bei Knochen nicht streng erfüllt. Dagegen ist aber die Anwendung der linearen Elastizitätstheorie auch im Falle von Knochen in der Fachliteratur immer zu finden und hat auch seine Berechtigung z.B. bei der Bestimmung von Materialgrößen in linearer Näherung.

Zur Darstellung eines proportionalen Zusammenhangs zwischen Spannung und Dehnung (ähnlich der Proportionalität zwischen Kraft und Kompression/Expansion bei einer Feder) führen wir einen Tensor $\underline{\mathbf{C}}$ (bzw. sein Inverses $\underline{\mathbf{S}}$) – diesmal 4. Stufe – ein:

$$\underline{\boldsymbol{\sigma}} = \underline{\mathbf{C}} \underline{\boldsymbol{\epsilon}}, \quad \underline{\boldsymbol{\epsilon}} = \underline{\mathbf{S}} \underline{\boldsymbol{\sigma}} \quad (6.25a, 6.25b)$$

bzw. (6.25a) in Komponenten:

$$\sigma_{ij} = \sum_{kl} C_{ijkl} \epsilon_{kl} \quad (6.26)$$

¹⁾ **Robert Hooke** (1635-1703) entdeckte das nach ihm benannte Gesetz und gab der Biologie das Wort "Zelle", um damit die elementare Einheit des Lebens zu bezeichnen. Er schrieb das Buch "Mikrographia".

Gleichung (6.25) ist das **Hookesche Gesetz** der linearen Elastizitätstheorie kontinuierlicher Körper.

$\underline{\mathbf{C}}$ ist der Tensor der „elastischen Moduln“ oder „elastischer Tensor“ und sein Inverses $\underline{\mathbf{S}}$, der Tensor der „Elastizitätskoeffizienten“ oder „Komplianzen“¹⁾. Ein 3-dimensionaler Tensor 4. Stufe hat allgemein $3^4 = 81$ Komponenten.

Aufgrund der Symmetrie von Dehnungs- und Spannungstensor reduziert sich die Zahl der unabhängigen Komponenten von $\underline{\mathbf{C}}$:

$$C_{ijkl} = C_{jikl} = C_{ikjl} \quad (6.27)$$

womit nur 36 unabhängige Elemente für den allgemeinen Fall verbleiben.

Aus den Gleichungen (6.24) und (6.26) folgt: $\frac{\partial \Phi}{\partial \epsilon_{ij}} = \sigma_{ij} = C_{ijkl} \epsilon_{kl}$

und in H. Stephanie, G. Kluge, 1975, wird durch zweimaliges Differenzieren des elastischen Potentials Φ noch die Existenz einer weiteren Symmetrierelation gezeigt:

$$C_{ijkl} = C_{klij} \quad (6.28)$$

womit nur noch 21 Komponenten des Tensors der elastischen Moduln voneinander unabhängig sind.

6.5.1 Isotropiebetrachtungen

Der Knochen ist definitiv anisotrop²⁾, wie dies auch z.B. bei R. Lakes (2), 2003, zu lesen ist. In anderen Schriften werden dagegen Symmetrien des Knochens „angenommen“ (z.B. Ch. Hartung (1), 2003), die zu mehr technisch angelehnten Begriffen der Elastizität führen, die mathematisch nur bei Vorliegen weiterer Symmetrien mit dem elastischen Tensor $\underline{\mathbf{C}}$ in Beziehung gebracht werden können. Da auch das ZETOS-System den Wert eines „technischen“ Elastizitätsmoduls aus der gemessenen Steifigkeit liefert, müssen wir also mit Symmetriebetrachtungen fortfahren und weitere Kenngrößen vorstellen. Ich beschränke mich auf die Darstellung wichtiger Kennwerte, die man beim Studium anderer Literatur (nicht nur über Knochen) vorfindet und stelle ihre Beziehung zum elastischen Tensor kurz dar. Ausführliche Herleitungen – die oft recht einfach sind – können z.B. in H. Stephanie, G. Kluge, 1975, nachgelesen werden.

Bei Existenz einer zweizähligen Symmetrieachse (Rotationssymmetrie um eine passend gewählte Koordinatenachse) folgt die Abhängigkeit von 8 Moduln mit der entsprechenden Redundanz. Der völlig isotrope Körper muss einen elastischen Tensor besitzen, der invariant gegenüber jeder Drehung ist. Dann lässt sich der Tensor $\underline{\mathbf{C}}$ aus zwei Parametern μ und λ konstruieren und das Hookesche Gesetz lautet:

¹⁾ Der Oberbegriff ist: „elastischen Konstanten“.

²⁾ Es existieren aber Vorzugsrichtungen höherer Steifigkeit.

$$\sigma_{ij} = 2\mu\varepsilon_{ij} + \lambda\delta_{ij} \sum_I \varepsilon_{II} \quad (6.29)$$

Die Parametern μ und λ heißen Lamé'sche Moduln. Obige Gleichung aufgelöst nach ε_{ij} führt entsprechend zu einer vereinfachten Darstellung der Gleichung (6.25b):

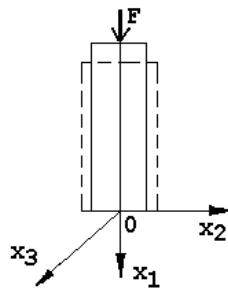
$$\varepsilon_{ij} = 2\mu'\sigma_{ij} + \lambda'\delta_{ij} \sum_I \sigma_{II} \quad (6.30)$$

In beiden Gleichungen ist δ_{ij} der Kronecker- Einheitstensor und die Moduln μ' und λ' ergeben sich durch Umformungen aus μ und λ . Für isotrope Körper hat der Komplianztensor also nur zwei unabhängige Komponenten, die aus μ' und λ' aufgebaut werden können.

6.5.2 Spezialfälle isotroper Dehnung und Verzerrung

Wir betrachten die **einachsige Expansion** eines isotrop elastischen zylindrischen Körpers durch Anlegen einer Kraft.

Abb. 6.4
einachsige Dehnung eines
zylindrischen Körpers



In der Anordnung nach Abbildung 6.4 tritt nur $\sigma = \sigma_{11} = F/A$ (Kraft und Flächennormale zeigen beide in x_1 -Richtung) auf, mit A: Querschnittsfläche. Aus Gleichung (6.30) ist sofort zu berechnen:

$$\varepsilon_1 = \varepsilon_{11} = (2\mu' + \lambda')\sigma_{11} \quad (6.31)$$

Der Zug führt aber i.a. auch zu einer Verdünnung des Zylinders, symmetrisch in x_2 - und x_3 -Richtung. Ebenfalls aus Gleichung (6.30) folgt für eine solche sog. Querkontraktion:

$$\varepsilon_2 = \varepsilon_{22} = \lambda'\sigma_{11} \text{ und genauso:} \quad (6.32)$$

$$\varepsilon_3 = \varepsilon_{33} = \lambda'\sigma_{11} \quad (6.33)$$

Wegen der großen technischen Bedeutung erhält der Proportionalitätsfaktor in Gleichung (6.31) einen besonderen Namen: **Elastizitätsmodul** E ¹⁾.

$$E := (2\mu' + \lambda')^{-1} \quad (6.34)$$

Die Maßeinheit dieser Materialkonstanten ist die eines Drucks. Anschaulich stellt das Elastizitätsmodul den Druck dar, der erforderlich wäre, um den Körper auf eine „Höhe von Null“ zu komprimieren, was aber infolge der zunehmenden Dichte und somit auch zunehmender Steifigkeit unmöglich ist.

¹⁾ **Thomas Young** (1773-1829), definierte den nach ihm benannten Young'schen Modul. Er war Arzt in London und arbeitete auch über Lichtwellen, Astigmatismus in Linsen und Farbumterscheidung.

Das Verhältnis der Querkontraktionen (transversal, quer zur x_1 -Richtung, $\varepsilon_2, \varepsilon_3$ -Dehnung) zur (longitudinalen) ε_1 -Dehnung wird als **Poissonsche Querkontraktionszahl** ν bezeichnet.

$$\nu := -\varepsilon_2/\varepsilon_1 = -\lambda' (2\mu' + \lambda')^{-1} \quad (6.35)$$

Die Querkontraktionen macht nur Sinn bei Gleichberechtigung von x_2 - und x_3 -Richtung (Zylindersymmetrie), sodass in obiger Gleichung auch der Index 3 geschrieben werden kann.

Wir denken uns den Zylinder in Abbildung 6.4 einem **allseitigem Druck** p ausgesetzt. Zur Konstruktion ist – wie so oft – der Kronecker- Einheitstensor hilfreich:

$$\sigma_{ij} = -p\delta_{ij}$$

Anwendung der Gleichungen (6.31..6.33) und der Spur des Dehnungstensors zur Berechnung der relativen Volumenänderung liefert rasch:

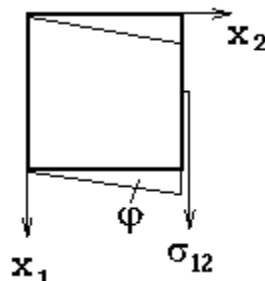
$$p = \frac{E}{3(1-2\nu)} \Theta$$

Der Proportionalitätsfaktor heißt **Kompressionsmodul** K .

$$K := \frac{E}{3(1-2\nu)} \quad (6.36)$$

Der Fall der Scherung ist in geeigneten Koordinaten mit einer Tangentialspannung besonders einfach.

Abb. 6.5
Scherung eines
Volumenelementes



Nach Gleichung (6.30) lautet in diesem Fall das Hookesche Gesetz: $\sigma_{12} = 2\mu\varepsilon_{12}$ und mit Gleichung (6.19) folgt: $\sigma_{12} = \mu \varphi_{12}$

Der Proportionalitätsfaktor wird in der technischen Literatur **Schubmodul** genannt und mit dem Symbol G gekennzeichnet.

$$G = \mu$$

Das Schubmodul G steht mit dem Elastizitätsmodul wie folgt in Beziehung:

$$G := \frac{E}{2(1+2\nu)} \quad (6.37)$$

(vergl. Gleichung (6.36))

Eine Zusammenfassung der Beziehungen bei einachsiger Dehnung/Verzerrung im Falle isotroper Körper mit den zugehörigen technisch gebräuchlichen Moduln zeigt die folgende Tabelle:

Art der Verzerrung	Dehnungsrichtungen	Spannungsrichtungen	zugehöriges Modul	Symbol	Beziehung zu den Lamé'schen Moduln
relative Dehnung	eindimensional	eindimensional, gleiche Richtung von σ und ε	Elastizitätsmodul	E	$E = \frac{1}{2\mu' + \lambda'}$
Querkontraktion	quer zur Spannungsrichtung, zweidimensional	eindimensional	Poissonsche Querkontraktionszahl	ν	$\nu = \frac{\lambda'}{2\mu' + \lambda'}$
Scherung	Scherung durch Verschiebung des Flächenelementes	σ senkrecht zur Flächennormalen	Schubmodul	G	$G = \mu$
relative Volumenänderung	alle Richtungen	alleseitiger Druck	Kompressionsmodul	K	$K = \frac{E}{3(1 - 2\nu)}$

Tabelle 6.2

6.6 elastischer Tensor bei einfachen Druckexperimenten an Knochen

Vor dem Übergang zur sog. „Steifigkeitsmatrix“ (s.u.) als Tensor 2. Stufe soll hier dargestellt werden, welches Modul des elastischen Tensors C_{ijkl} mit dem ZETOS-System gemessen werden kann.

In Anisotropi-Messungen nach der Ultraschallmethode¹⁾ gibt Rod Lakes Werte für einige der Moduln des elastischen Tensors C_{ijkl} für frische Rinderknochen an (Rod Lakes (2), 2003). Z. Fan, L. Swadener *et al.*, 2001 leiten aus einem Tensor 2. Stufe Werte unter Verwendung der Richtungskosinus (Winkel zwischen Belastung und x_{ij} -Achse) ab. Hollister (1), 2003 verwendet sowohl den 4- als auch den 2-stufigen Tensor und C. Hartung (1), 2003 nur den 2-stufigen Tensor. Die in diesen Schriften untersuchten Knochen unterscheiden sich erheblich in Aufbau (Trabekel- oder kortikale Knochen) und Entnahmestelle, wodurch die Werte schwer zu vergleichen sind. In Hengsberger *et al.*, 2003 wird der elastischen Tensor C_{ijkl} des

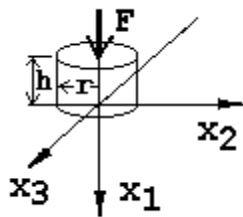
¹⁾ Messwerte mit der Ultraschallmethode fallen fast immer größer aus, als rein mechanische Messungen, was vielleicht durch die Dämpfung des weichen Knochenmarks zu erklären ist, sodass die Schallwellen vorwiegend vom harten mineralisierten Teil der Knochen geleitet werden.

anisotropen Knochens auf drei unabhängige Parameter reduziert (Die Gleichung hat keine Ähnlichkeit mit Gleichung mit (6.29)).

Mit Torsionsmessungen (z.B. C. Hartung (1), 2003) kann man das Schubmodul bestimmen. Das ZETOS-System ist ausgelegt für rein ein-achsige – also longitudinale – Druckmessungen und wäre für die Bestimmung von Anisotropieeigenschaften viel zu unpraktisch. (Der Vorteil des ZETOS-Systems liegt in der Kombination von mechanischer Stimulation und der Langzeitmessung in einem Bioreaktor.)

Durch die Schnittrichtung der Knochen ist eine Ebene vorgegeben. Dazu senkrecht erfolgt die Belastung. Es liegt daher nahe, ein Koordinatensystem nach Abbildung 6.6 zu verwenden.

Abb. 6.6
ZETOS-
Koordinatensystem



Kraft und Kompression werden in x_1 -Richtung gemessen. Eine Quer-Expansion interessiert hierbei nicht. Den Messwerten von Kraft (F) und Kompression (d) entsprechen folgende Komponenten von Spannungs- bzw. Dehnungstensor:

$$F \leftrightarrow \sigma_{11} \quad , \quad d \leftrightarrow \varepsilon_{11}$$

Wir nennen die Größen F und d hier „praktische Größen“, weil sie mit den Sensoren des ZETOS-Systems direkt messbar sind.

Nach Gleichung (6.31) folgt für das Elastizitätsmodul:

$$\sigma_{11} = E \varepsilon_{11} \tag{6.38}$$

Der Unterschied zwischen E und C_{1111}

In Gleichung (6.34) ist auch der Fall $\lambda' = 0$ zulässig. Dann ist nach Gleichung (6.35) die Poissonsche Querkontraktionszahl ν ebenfalls Null. Die obige Gleichung (6.38) erlaubt also einen beliebigen Wert von ν ($\nu > 1/2$ nicht unmöglich, weil der Körper nach Gleichung (3.36) dann bei Druck mit einer Volumenvergrößerung antworten würde). Das Elastizitätsmodul E stellt die einfache eindimensionale Relation zwischen Spannung und Dehnung ohne Aussage über das Ausmaß einer Querkontraktion dar. Wie in R. S. Lakes (4), 2003 gezeigt wird, besteht zwischen dem elastischen Modul C_{1111} (Dehnungsrichtung in x_1 -Richtung) und E folgende Beziehung:

$$C_{1111} = E \frac{1-\nu}{1+\nu} (1-2\nu) \tag{6.39}$$

Nur für Körper ohne Querkontraktion ($\nu = 0$) gilt: $C_{1111} = E$.

Im Allgemeinen ist die physikalische Bedeutung von C_{1111} also die Relation zwischen Spannung und Dehnung in x_1 -Richtung für den eingezwängten Fall in den anderen Richtungen. Die stark anisotropen kortikalen Knochen zeigen wahrscheinlich bei Belastung in Faserrichtung nur eine kleine Querkontraktion. Dann gilt $C_{1111} \approx E$ (Belastungsrichtung = x_1 -Richtung). Während die Querkontraktion für isotrope homogene Körper definiert und als elastisch reversible Verdrängung von Materie in Richtung unbelasteter Außenwände zu verstehen ist, kann auch bei irregulär aufgebauten Trabekelknochen ein ähnlicher Effekt vermutet werden: Schräg bzw. nahezu quer zur Belastungsrichtung verlaufende Bälkchen könnten die am Mantel des Knochenzylinders angesiedelten Teilchen nach außen drücken und somit einen messbaren Effekt hervorrufen, der durch eine Poissonsche Zahl quantifiziert werden kann. Wir verfügen über eine aufgeschnittene Knochenkammer als Anschauungsobjekt (Abbildung 3.2) und könnten unserer Laser-Interferometer für eine solche Messung in Anschluss an übliche Langzeitmessungen verwenden.

$$\begin{pmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \begin{pmatrix} C_{1111} & C_{1211} & C_{1311} \\ C_{2111} & C_{2211} & C_{2311} \\ C_{3111} & C_{3211} & C_{3311} \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} C_{1121} & C_{1221} & C_{1321} \\ C_{2121} & C_{2221} & C_{2321} \\ C_{3121} & C_{3221} & C_{3321} \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} C_{1131} & C_{1231} & C_{1331} \\ C_{2131} & C_{2231} & C_{2331} \\ C_{3131} & C_{3231} & C_{3331} \end{pmatrix} \\ \begin{pmatrix} C_{1121} & C_{1221} & C_{1321} \\ C_{2121} & C_{2221} & C_{2321} \\ C_{3121} & C_{3221} & C_{3321} \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} C_{1123} & C_{1223} & C_{1323} \\ C_{2123} & C_{2223} & C_{2323} \\ C_{3123} & C_{3223} & C_{3323} \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} C_{1133} & C_{1233} & C_{1333} \\ C_{2133} & C_{2233} & C_{2333} \\ C_{3133} & C_{3233} & C_{3333} \end{pmatrix} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \epsilon_{11} & \epsilon_{12} & \epsilon_{13} \\ \epsilon_{21} & \epsilon_{22} & \epsilon_{23} \\ \epsilon_{31} & \epsilon_{32} & \epsilon_{33} \end{pmatrix}$$

$\approx E, \text{ falls } \nu \approx 0$

Abb. 6.7 die hier benutzten Moduln

In Abbildung 6.7 sind die hier benutzten Größen mit einem Pfeil gekennzeichnet. Wenn also nur σ_{11} wirkt und nur ϵ_{11} gemessen wird, kollabiert der gesamte Tensor zu einer einzigen Zahl C_{1111} bzw. E .

In den praktischen Größen Kraft F und Kompression d erhalten wir aus den Messdaten zunächst sie sog. Steifigkeit k :

$$k = \frac{\Delta F}{\Delta d} \tag{6.40}$$

Der reziproke Wert wird „Nachgiebigkeit“ (engl. weekness oder compliance) genannt:

$$w = k^{-1} \tag{6.41}$$

Für einen homogenen isotropen Körper kann man das Elastizitätsmodul aus der Steifigkeit ableiten:

Aus Gleichungen (6.31) und (6.34) eindimensional: $\sigma = E \epsilon$. Da $\sigma = F/A$ und $\epsilon = \Delta d/h$:

$$E = k \frac{h}{A} \quad (6.42)$$

mit h: Höhe, A: Kontaktfläche, bei Zylindern: $A = \pi r^2$ (siehe Abbildung 6.6)

Wir verwenden den Begriff Elastizitätsmodul in der Maßeinheit Megapascal aus rein praktischen Gründen, um ihn mit den tabellierten Werten anderer Materialien vergleichen zu können. Dies setzt hinreichend große Abmessungen voraus, die größer sind als typische Trabekelabmessungen (siehe Tabelle 5.1).

6.7 Voigtsche Notation und elastischer Tensor 2. Stufe

Die Symmetrie des Dehnungstensors $\varepsilon_{ij} = \varepsilon_{ji}$ bedeutet, dass dieser

Abb. 6.8

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_{11} & \varepsilon_{12} & \varepsilon_{13} \\ * & \varepsilon_{22} & * \\ * & * & \varepsilon_{33} \end{pmatrix}$$

Tensor 2. Stufe nur 6 unabhängige Komponenten besitzt.

symmetrischer
Dehnungstensor

Diese Redundanz erlaubt auch eine 6-komponentige Vektor-Schreibweise anstelle der Tensorschreibweise nach dem rechts dargestellten Schema:

Abb. 6.9
6-dimensionaler
Dehnungsvektor

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{pmatrix} := \begin{pmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{13} \\ \varepsilon_{12} \end{pmatrix}$$

Die Indizes werden dabei wie folgt überführt:

$$ij \rightarrow \begin{cases} i & \text{für } i = j \\ 9 - i - j & \text{für } i \neq j \end{cases}$$

Den ersten drei Komponenten entsprechen longitudinalen Verformungen (lineare Dehnung), den anderen entsprechen transversale Verformungen, bzw. Scherungen (s.u.).

Die Darstellung als 6-komponentige Vektoren, die entsprechend auch auf den Spannungstensor angewandt werden kann, heißt „Voigtsche Notation“ (F. Haider, 2002) und wird häufig verwendet (z.B. K. H. Hellwege, 1976, Ch. Hartung (1), 2003, S. J. Hollister (1), 2003,..). Sie sollte also zum Verständnis dieser Literatur bekannt sein.

In der Darstellung der Voigtschen Notation sind der elastische Tensor C_{ijkl} und der Komplianztensor nun 6-dimensionale Tensoren zweiter Stufe und Spannung und Dehnung 6-dimensionale Vektoren.

$$\begin{array}{c} \sigma \\ \swarrow \\ \left(\begin{array}{c} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{array} \right) \end{array} = \begin{array}{c} \approx E \text{ falls } \nu \approx 0 \\ \swarrow \\ \left(\begin{array}{cccccc} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} & C_{16} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} & C_{26} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} & C_{34} & C_{35} & C_{36} \\ C_{41} & C_{42} & C_{43} & C_{44} & C_{45} & C_{46} \\ C_{51} & C_{52} & C_{53} & C_{54} & C_{55} & C_{56} \\ C_{61} & C_{62} & C_{63} & C_{64} & C_{65} & C_{66} \end{array} \right) \cdot \begin{array}{c} \varepsilon \\ \swarrow \\ \left(\begin{array}{c} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{array} \right) \end{array} \end{array} \quad (6.43)$$

Im Falle der Darstellung des Hookeschen Gesetzes nach obiger Matrixgleichung (6.43) geht keine Information verloren und es besteht auch keine Einschränkung der Allgemeinheit, weil hier lediglich Redundanz beseitigt wurde, die sich allein aus der Symmetrie der Tensoren von Dehnung und Spannung ergibt.

Der obige elastische Tensor zweiter Stufe wird auch manchmal einfach „Steifigkeitsmatrix“ genannt (z.B. C. Hartung (1), 2003).¹⁾ In der Darstellung sind wieder die vereinfachten Spezialfälle der Größen eingezeichnet, die bei einem Koordinatensystem nach Abbildung 6.6 im ZETOS-System gemessen werden.

6.8 Steifigkeitsmatrix und Isotropieannahmen bei Knochen

Bei Anwendung des Modells des linearen, homogenen, elastischen anisotropen Körpers sind alle Komponenten der Steifigkeitsmatrix in Gleichung (6.41) von Null verschieden. Da das ZETOS-System nicht zur Messung aller Komponenten der Steifigkeitsmatrix ausgelegt ist, dienen die folgenden Ausführungen lediglich dazu, einen Bezug zur speziellen Fachliteratur der Materialwissenschaften und der Biomechanik der Knochen herzustellen.

Die Verletzung bzw. Idealisierung einer der o.g. Eigenschaften bewirkt:

1. nichtlinear: Komponenten sind Kraft- bzw. verzerrungsabhängig
2. inhomogen: Komponenten sind ortsabhängig
3. viskoelastisch: Komponenten sind frequenzabhängig und Spannung-Dehnung ggf. nicht in Phase (komplexwertige Komponenten)
4. isotrop: einige Komponenten verschwinden je nach geometrischer Symmetrie

Zu 1.: Zur Berücksichtigung von Nichtlinearitäten werden wir die Steifigkeit der Knochen immer aus nahezu linearen Teilintervallen der Messwerte entnehmen. (Dagegen müssen bei der Kalibrierung des mechanischen Belastungssystems des ZETOS-Systems Nichtlinearitäten im vollen Umfang berücksichtigt werden.) Nichtlinearitäten werden in Kapitel 12.5 gedeutet.

¹⁾ Für Tensoren gelten aber bestimmte Transformationseigenschaften: Unabhängigkeit gegen Koordinatentranslation und „Transformation wie ein Vektor“ bei Drehungen (S. Großmann, 1976, H. Krienke, 2004), während eine Matrix allgemein eine n x m- Zahlenanordnung ist, wie z.B. die Koeffizienten eines linearen Gleichungssystems, eine Abbildung von Vektoren wie z.B. Drehungen usw..

Zu 2.: Die ZETOS-Messergebnisse zeigen ganz deutliche Unterschiede der Steifigkeit der Knochenproben. Wir betrachten den Knochenzylinder immer als ganzes und verzichten daher auf die Ortsabhängigkeit der Steifigkeitsmatrix im Inneren der Knochenprobe. Ein Volumenelement ist damit immer der ganze Knochenzylinder. Der Messwert eines Elastizitätsmoduls ist aber immer nur ein Wert, der nur für die individuelle Probe mit ihrer jeweiligen Schnittrichtung und den Ort der Entnahme gilt und keine Materialkonstante des ganzen Knochens darstellt.

Zu 3.: Diese Effekte werden in Kapitel 13. in dieser Arbeit dargestellt.

Zu 4.: Im Falle von Knochen existieren Arbeiten von C. Hartung (1), 2003 und R. S. Lakes (2), 2003, S. Hengsberger *et al.*, 2003 mit Anisotropieuntersuchungen. Hier nur eine kurze Zusammenfassung der Symmetrieannahmen, die in Falle von Knochen angesetzt werden:

Orthogonal anisotropes → orthotropes Materialverhalten:

Kennzeichen:

- Symmetrie der elastischen Eigenschaften bezüglich dreier senkrecht aufeinander stehender Ebenen, genauer x_1 -, x_2 -, x_3 -Ebene (Normalenrichtung !) im kartesischen Koordinatensystem
- Normalspannungen erzeugen nur Dehnungen und Querkontraktionen, Schubspannungen erzeugen nur Scherungen

Die Steifigkeitsmatrix reduziert sich auf 9 unabhängige Komponenten. C. Hartung (1), 2003, gibt folgende Komplianzmatrix mit Messwerten der darin auftauchenden elastischen Konstanten:

$$S_{ij} = \begin{pmatrix} E_1^{-1} & -\nu_{21}E_3^{-1} & -\nu_{31}E_3^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{12}E_1^{-1} & E_2^{-1} & -\nu_{32}E_3^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{13}E_1^{-1} & -\nu_{23}E_2^{-1} & E_3^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & G_{23}^{-1} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & G_{31}^{-1} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & G_{12}^{-1} \end{pmatrix} \quad (6.44)$$

Transversal isotropisches Materialverhalten:

Kennzeichen:

- unidirektional (Holz, Röhrenknochen)
- 5 unabhängige Komponenten, mit x_3 -Achse als Symmetrieachse:

$$E \text{ (ZETOS)} \approx C_{11} \text{ falls } \nu \approx 0$$

$$C_{ij} = \begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{11} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{13} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2}(C_{11} - C_{12}) \end{pmatrix}$$

Zusammenfassung:

Die Steifigkeitsmatrix stellt die elastischen Konstanten übersichtlich und redundanzfrei dar. Symmetrieansätze liefern überschaubare Zusammenhänge mit wenigen elastischen Konstanten. Im Falle von Knochen sind die Symmetrieannahmen nur für spezielle Formen angebracht (kortikale Knochen, z.B. Röhrenknochen), wobei Schermodule i.a. über die Torsion gemessen werden.

Das ZETOS-System liefert einen Wert des Elastizitätsmoduls ohne Anisotropieaussagen. Dieser Wert entspricht näherungsweise dem Modul C_{11} des elastischen Tensors bei kleiner Querkontraktion. Der Vorteil des ZETOS-Systems liegt in der Messung der Veränderung dieses Elastizitätsmoduls nach dynamischer Stimulation unter kultivierten *ex-vivo* Langzeitbedingungen.

Es sei noch abschließend bemerkt, dass Verformung mit Änderung der potentiellen Energie verbunden ist (siehe Gleichung (6.24)) aber ebenfalls zumindest teilweise mit einer Abnahme an Entropie. Laut Ch. Hartung (2), 2003, können nichtlineare Spannungs-Dehnungsbeziehungen aus thermodynamischen Betrachtungen erklärt werden und man findet für die Änderung der inneren Energie: $du = Tds + \sigma_{ij}d\varepsilon_{ij}$. Der zweite Term ist die potentielle Energie bzw. die Arbeit im biomechanischen Sinne.

Die Temperatur taucht als weiterer Parameter in thermodynamischen Untersuchungen auf: G. Schmitz, 2002: Entropieverlust bei Deformation, R. S. Lakes: Temperaturabhängigkeit der Viskoelastizität, C. Hartung (2), 2003: Hysteresis-Effekte durch Energieabsorption

Die *ex-vivo* Messungen mit dem ZETOS-System erfolgen im Temperaturbereich von 35-37°.

6.9 Das Kontaktflächenproblem

Gleichung (6.42) zeigt auch, wie die Kontaktfläche A mit dem Elastizitätsmodul verknüpft ist. Dort wurde die Steifigkeit k durch Normierung mit geometrischen Größen Höhe h und Stirnfläche A in ein Elastizitätsmodul überführt. Das ZETOS-Benutzerprogramm misst zuerst die Steifigkeit und verwendet immer die volle Stirnfläche $A = \pi r^2$ eines zylindrischen Körpers zur anschließenden Berechnung des Elastizitätsmoduls. Dadurch war es uns leicht möglich, für Test- und Kalibrierzwecke einen Aluminiumzylinder zu bauen, dessen gemessener Wert des Elastizitätsmoduls niedriger als der Tabellenwert ($E = 72 \text{ GPa}$) erscheint. Wir verwendeten Zylinder mit senkrechten Löchern, nach Abbildung 6.10, um die Steifigkeit zu verringern (siehe Kapitel 8.3.1).

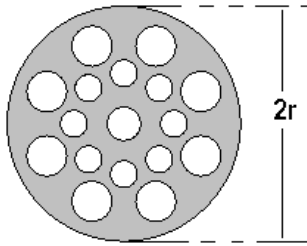


Abb. 6.10

Alu-Zylinder mit scheinbar erniedrigtem Elastizitätsmodul

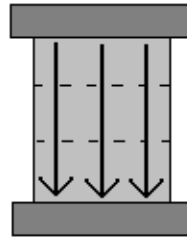


Abb. 6.11

Nach Gleichung (6.42) erscheint somit ein verringerter Wert des Elastizitätsmoduls, falls die Kontaktfläche nach Einbringen der Bohrungen nicht entsprechend korrigiert wird. Für den Wert des „simulierten“ Elastizitätsmoduls in Relation zur restlichen Kontaktfläche A_{Kontakt} gilt

$$\frac{E_{\text{gemessen}}}{E_{\text{Material}}} = \frac{A_{\text{Kontakt}}}{\pi r^2} \quad (6.45)$$

solange Kraft und Kompression eine homogene Verteilung in jeder Höhe im Inneren des Alumiumanteils des Zylinders aufweisen (Abbildung 6.11):

$$\partial F(x_2, x_3) / \partial x_2 = \partial F(x_2, x_3) / \partial x_3 = 0 \quad (6.46)$$

(Kraftrichtung = x_1 -Richtung, Koordinatensystem wie Abbildung 6.4), womit gemeint sein soll, dass keine Scherkräfte zwischen Volumenelementen wirksam sein dürfen.

Bei irregulär porös aufgebauten Trabekelknochen hat die Kontaktfläche nach Gleichung (6.45) einen starken Einfluss auf den Zahlenwert des berechneten Elastizitätsmoduls. Bei der Messung der Steifigkeit haben die kalzifizierte Trabekel den größten Anteil an der Steifigkeit, während das weichere Knochenmark in den Poren fast vernachlässigt werden kann. Die tatsächliche Kontaktfläche (schwarz in Abbildung 6.12) der Trabekel wird bei unseren Messungen völlig vernachlässigt, weil sie nicht gemessen werden kann. Stattdessen wird zur Normierung der Steifigkeit nach Gleichung 6.42 immer die volle Stirfläche πr^2 des Zylinders benutzt.



Abb. 6.12

Kontaktfläche der Trabekel (schwarz)
Annahme: ideal planer Schnitt

Daher sind die ermittelten Werte des Elastizitätsmoduls nur als typische Werte zu verstehen. Die Untersuchung der relativen Änderung der Steifigkeit aufgrund biologischer Aktivität ist dabei nicht eingeschränkt, falls sich die Kontaktfläche eines Knochens nach dem Schnitt nicht wesentlich ändern sollte. Bone-remodeling ist ein Volumeneffekt, der sich im Inneren der

Knochenproben abspielt. Auf die Besonderheiten der Rauigkeit der Schnittfläche wird in Kapitel 12.5 näher eingegangen. Dort wird gezeigt, dass die Schnittflächenrauigkeit die gemessenen Nichtlinearitäten erklären kann.

In Kapitel 8. werden Bauteile des mechanischen Belastungssystems behandelt, bei denen aufgrund der Krafteinleitung ein inhomogenes Kraftfeld entsteht, bei dem die Homogenitätsbedingung nach Gleichung (6.46) nicht gilt. Auch hierbei treten Nichtlinearitäten auf.

In anderen Kapiteln dieser Arbeit wird noch gezeigt, dass der Begriff des Elastizitätsmoduls der statischen elastischen Theorie der Kontinuumsmechanik aufgrund von Relaxationseffekten i.a. ein frequenzabhängiger komplexwertiger Wert ist. Die Messwerte des ZETOS-Systems sind daher nur in einem komplexen Zusammenhang zu verstehen.

7. Rheologische Mechanik und Viskoelastizität

Ziel der Rheologischen Mechanik ist die Beschreibung kontinuierlicher Körper mit Modellen, welche - meist eindimensional gedacht - als idealisiert lineare diskrete technische Bauteile angesehen werden können. So ruft z.B. das Zeichnungssymbol des Dämpfungselementes tatsächlich eine Assoziation mit einem technischen Stoßdämpfer hervor. Die zugehörigen Bewegungsgleichungen heißen Rheologische Gleichungen, die oft auch in Tenor-Schreibweise zu finden sind (z.B. H. Stephanie, G. Kluge, 1975, R. S. Lakes (2)). Diese Bewegungsgleichungen ähneln denen der klassischen Punktmechanik. In der Kontinuumsmechanik beschreiben sie die Verformung eines homogenen Volumenelementes. Wir verwenden sie in unserem Fall für die zylindrischen Knochenproben als Ganzes.

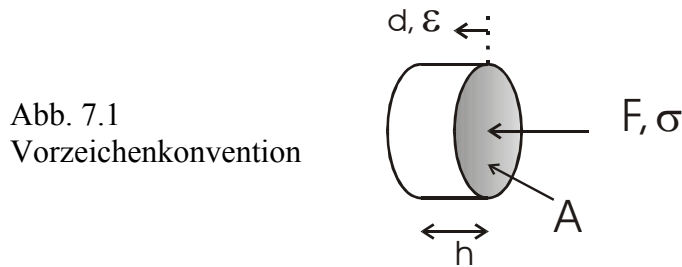
Beim Studium der Fachliteratur über Viskoelastizität fällt oft auf, dass die zu Grunde liegenden Gleichung mit dem sog. Boltzmann-Integral (wird später definiert) beginnen und man fragt sich anfänglich, woher dieses Integral seinen Ursprung hat. In der Theorie der mechanischen Schwingungssysteme taucht der Begriff der mechanischen Impedanz als Relation zwischen Kraft und Schnelle (bzw. Druck und Schnelle in der Akustik) auf, was z.B. für die Beschreibung mechanischer Wellen von großer Bedeutung ist und schnell zu einer Analogie zu elektrischen Schwingungssystemen führt. Bei der Berechnung mechanischer Module ist die Impedanz dagegen eher hinderlich. In der klassischen Punktmechanik spielt die mechanische Impedanz ebenfalls nur eine untergeordnete Rolle. Aus diesen Gründen habe ich hier eine Darstellung mathematisch-mechanische Grundlagen geschrieben, in der auf die Anwendung der Impedanz fast ganz verzichtet wird. Stattdessen bleibt die Steifigkeit eine zentrale Größe, die hier auch komplexwertig sein kann. Ferner zeige ich hier, dass Effekte der mechanischen Schwingungen und der Relaxation einheitlich von den Bewegungsgleichungen, die in der klassischen Punktmechanik sehr oft vorkommen, abgeleitet werden können, woraus sich auch schließlich der Ursprung des Boltzmann-Integrals erklärt. Die Bewegungsgleichungen (oft DLG bzw. Integralgleichungen) stellen eine Beziehung von Kraft und Ortsverschiebung her. Reihenfolge und Nomenklatur dieses Kapitels sind bewusst so gewählt, dass wir diese Gleichungen einheitlich anwenden können für:

- Relaxationserscheinungen
- Berechnung des dynamischen Verhalten des mechanischen Belastungsgerätes bei hohen Frequenzen
- den Übergang zur Erfassung von Nichtlinearitäten

7.1. Vorzeichenkonventionen und verwendete Symbole

Im Falle der eindimensionalen Betrachtung verzichten wir auf die Tensor- und Vektorschreibweise. In einer rein eindimensionalen Beschreibung verwenden wir die Ausdrücke Kraft (F), Kompression (d) bzw. Expansion (x) in enger Anlehnung an die Messdaten, die das ZETOS-System direkt liefern kann. Positive Vorzeichen für Kraft und Kompression zeigen in Richtung einer Verkürzung des Elementes, während das positive Vorzeichen für Expansion eine Verlängerung bedeutet. (Die einzigen hier betrachteten

expandierenden Bauteile sind nur der piezoelektrische Aktor des Belastungsgerätes und dessen Gehäuse.)



Mit der Vorstellung eines kontinuierlichen Körpers, der eine Vorzugsrichtung besitzen sollte (i.a. die Achse eines Zylinders), verwendet man in der Kontinuumsmechanik die Größen Spannung σ und Dehnung ε anstelle von Kraft und Kompression. Die Umrechnung unter der Voraussetzung homogener Krafteinleitung über die volle Stirnfläche lautet:

$$\sigma = F/A, \text{ mit } A: \text{ wirksame (Stirn-)Fläche} \quad (7.1)$$

$$\varepsilon = d/h, \text{ mit } h: \text{ Höhe} \quad (7.2)$$

Die Maßeinheit der Spannung entspricht der eines Drucks, während die Dehnung als relative Längenänderung dimensionslos ist. Zahlenangaben für Dehnung sind oft zusammen mit „Microstrain“, „ $\mu\varepsilon$ “ angegeben: 1 $\mu\varepsilon$ entspricht einer Dehnung von 10^{-6} .

Zur klaren Kennzeichnung der Differentiale verwenden wir das Symbol ∂ , um Verwechslungen mit der Kompression zu vermeiden. So wird z.B. für die Schnelle v , der zeitlichen Ableitung der Kompression, geschrieben: $v(t) = \partial d(t)/\partial t$.

Da Kraft und Kompression direkt messbar sind, wollen wir diese Größen „**praktische Größen**“ bzw. „**praktische Maßeinheiten**“ nennen, zur Unterscheidung der Größen der Kontinuumsmechanik σ , ε , die sich erst aus Rechnungen nach Gleichungen (7.1),(7.2) von Kraft und Kompression ableiten.

7.2 Rheologische Modelle in eindimensionaler Darstellung

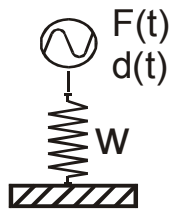


Abb. 7.2a

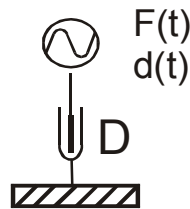


Abb. 7.2b

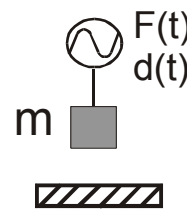


Abb. 7.2c

Für die Feder oder Hookeschen Körper in Abbildung 7.2a gilt definitionsgemäß das Hookesche Gesetz als Bewegungsgleichung.

$$\sigma = E \varepsilon, \text{ E: Elastizitätsmodul} \quad (7.3)$$

$$\text{bzw.: } F = k d, \text{ k: Steifigkeit} \quad (7.4)$$

Der reziproke Wert der Steifigkeit ist die Nachgiebigkeit $w := 1/k$ (7.5)

Als reziproken Wert des Elastizitätsmoduls findet man den Ausdruck Komplianz S :
 $S := 1/E$ (7.6)

Für einen ausgedehnten Körper mit parallelen Stirnflächen gilt bei Einleitung eines homogenen Kraftfeldes:

$$E = k \frac{h}{A} = k \frac{h}{\pi r^2} \quad (7.7)$$

mit A : Stirnfläche, r : Radius im Falle einer zylindrischen Körpers

Das Bild des Dämpfungsgliedes, Abbildung 7.2b, symbolisiert einen laminar umströmten Zylinder in einer sog. Newtonschen Flüssigkeit, die dadurch ausgezeichnet ist, dass die dämpfende Kraft proportional zur Schnelle v ist. v ist die Relativgeschwindigkeit zwischen dem Mantel des beweglichen Zylinders und der Gefäßwand. ¹⁾

Newtonsches Reibungsgesetz der Hydrodynamik:

$$F(t) = D v(t) = D \partial d(t)/\partial t \quad (7.8)$$

mit D : Dämpfungswiderstand in der Maßeinheit $\text{Ns/m} = \text{Kg/s}$

Schreibweise der Kontinuumsmechanik:

$$\sigma = \eta v \quad (7.9)$$

mit der Viskosität η in passender Maßeinheit.

Für den gegen das Bezugssystem schwingenden Massepunkt, Abbildung 7.2c, gilt bekanntlich:

$$F(t) = m \partial^2 d(t)/\partial t^2 = m \partial v(t)/\partial t \quad (7.10)$$

Der Massepunkt spielt in der Physik der mechanischen Schwingungssysteme eine wichtige Rolle. Eine (7.9) entsprechende Gleichung der Kontinuumsmechanik ist in der Literatur dagegen kaum zu finden, was sich wohl daraus erklärt, dass Beschleunigungskräfte i.a. sehr klein und daher gegen elastische Hookesche Kräfte oder viskoelastische Kräfte zu vernachlässigen sind. Die Vorstellung eines Massepunktes verträgt sich auch nicht mit einem ausgedehnten kontinuierlichen Körper. Der piezoelektrische Aktor des Belastungsgerätes zeigt aber bei einer bestimmten Frequenz Resonanz, was sich nur mit Berücksichtigung einer schwingender Masse beschreiben lässt. Deshalb ist der Massepunkt hier mit aufgeführt.

7.2.1 Mechanische Impedanz und komplexe Steifigkeit

In E. Meyer, D. Guicking, 1974, Kapitel 2. findet man eine vollständige Grundlagentheorie der mechanischen Schwingungssysteme. Dort tritt der Begriff der mechanischen Impedanz als Quotient von Kraft und Schnelle auf.

$$Z_m = F(t)/v(t) \quad [\text{Ns/m}] \quad (7.11)$$

¹⁾ Maxwell konnte diesen Effekt als interne Flüssigkeits-Relaxation beim Brechen von Bindungen erklären.

Bei dieser Definition entsteht ein Problem, wenn $v = 0$ ist. Daher ist die Impedanz in der allgemeinen Literatur nur für stationäre Zustände (nach Abklingen aller Einschwingvorgänge) und rein harmonische Anregungen definiert (E. Meyer, G. Guicking, 1974; G. Wunsch, 1970). Die Rechnungen werden oft einfacher, wenn harmonische Signale formal komplex geschrieben werden. Dadurch wird auch Division durch Null in Gl. (7.11) vermieden:

$$\underline{F}(t) = F_0 \exp(i\omega t), \quad \underline{v}(t) = v_0 \exp(i(\omega t + \delta)) \quad (7.12a, 7.12b)$$

δ erlaubt die Berücksichtigung einer Phasenverschiebung von v gegen F . Besteht zwischen Kraft und Schnelle eine solche Phasenverschiebung, muss die Impedanz einen Imaginärteil besitzen. Die Gleichungen (7.12a, 7.12b) eingesetzt in (7.11) liefern korrekte Werte der Impedanz. Manchmal ist es einfacher, die Fouriertransformierten von F und d wie folgt einzusetzen:

$$\underline{Z}_m(\omega) := \mathcal{F}\{\underline{F}(t)\} / \mathcal{F}\{\underline{v}(t)\} \quad (7.13)$$

Der gegen das Bezugssystem schwingende Massepunkt und die Feder sind energiespeichernde Elemente, so wie dies auch in elektrischen Schaltungen bei Spule und Kondensator der Fall ist.

Mit dem Begriff der mechanischen Impedanz entsteht eine strenge formale Analogie zu elektrischen Schwingungssystemen, was von großer praktischer Bedeutung ist, weil elektrische Schwingungssysteme schnell herzustellen und in der Literatur ausführlicher beschrieben sind.

Die mechanischen Impedanzen der Körper in Abbildung 7.2 berechnen sich wie folgt:

Für das Dämpfungsglied ergeben die Gleichungen (7.13) und (7.8) für harmonische Anregungen unmittelbar:

$$Z_D = D \quad (7.14)$$

Für den Massepunkt nutzen wir eine Rechenregel der Fouriertransformierten $\mathcal{F}\{\partial v(t)/\partial t\} = i\omega \mathcal{F}\{v(t)\}$ und erhalten für rein harmonische Signale:

$$Z_M = i\omega m \quad (7.15)$$

Für die Feder setzen wir $d(t) = \int_{-\infty}^t v(t') \partial t'$,

nutzen eine weitere Rechenregel der Fouriertransformation:

$$\mathcal{F}\left\{ \int_{-\infty}^t v(t') \partial t' \right\} = (i\omega)^{-1} \mathcal{F}\{v(t)\}$$

und erhalten für harmonische Anregung der Feder die Impedanz:

$$Z_F = \frac{1}{i\omega w} \quad (7.16)$$

Wir wollen aber hier vorzugsweise das Verhältnis von Kraft und Kompression anstelle der Impedanz verwenden. Das Verhältnis von Kraft zu Kompression ist nach wie vor eine Steifigkeit, die jedoch nun auch komplexwertig sein darf, falls Kraft und Kompression bei harmonischen Signalen nicht in Phase sind. Die Gründe für die vorzugsweise Verwendung der Steifigkeit anstelle der Impedanz sind:

1.

Die Hauptaufgabe der Messverfahren liegt in der Bestimmung der Steifigkeit bzw. Nachgiebigkeit und der zugehörigen Module. Mehrfach wurde das Hookesche Gesetz genannt, welches wie das Ohmsche Gesetz aussieht. Mit den Formeln für Impedanzen (7.14) bis (7.16) ist jedoch nicht die Feder, sondern das Dämpfungsglied dadurch besonders ausgezeichnet, dass nur dieses eine reelle Impedanz besitzt. Die Feder besitzt eine reelle Steifigkeit aber eine rein imaginäre Impedanz, was abstrakt erscheinen mag.

2.

Die direkt messbare Größe ist nicht die Schnelle, sondern die Kompression. Zur Berechnung der Schnelle muss das Kompressionssignal zuerst stark geglättet werden, denn es liegt ja Quantisierungsrauschen vor (12-bit A/D-Wandlung), bevor dann z.B. mit abschnittsweise approximierenden Splines die erste Ableitung dieser Splines anstelle des Messsignals selbst gebildet werden kann (G. Engeln-Müllges, F. Reutter, 1990, Kapitel 13). Bei kleinen Amplituden könnten diese aufwändigen Verfahren zu Fehlern führen.

3.

Wir interessieren uns für Elastizitätsmodule, die sich nur durch einen Geometriefaktor (Höhe/Stirnfläche) von der Steifigkeit unterscheiden. Gleichung (7.7) bleibt (nun mit komplexen Größen) weiterhin gültig: $\underline{E} = \underline{k} \frac{h}{\pi r^2}$

Ist die Steifigkeit \underline{k} eine komplexe Zahl, so gilt dies also auch für das Elastizitätsmodul:

$$\underline{k} = k' + ik'', \quad \underline{E} = E' + iE'' \quad (7.17a), (7.17b)$$

Der Realteil E' wird auch „Speichermodul“ genannt und der Imaginärteil E'' „Verlustmodul“ (E. Meyer, D. Guicking, 1974, Kapitel 2.4.1).

Für den **Verlustfaktor** $d_E = \tan \delta$ gilt die Beziehung: (7.18)

$$d_E = \tan \delta = \frac{E''}{E'} = \frac{k''}{k'} \quad (7.19)$$

wobei δ die Phasenverzögerung der Kompression d gegenüber der Kraft F wie folgt ist (Vorzeichenkonvention von δ):

$$\underline{F}(t) = F_0 \exp(i\omega t), \quad \underline{d}(t) = d_0 \exp(i(\omega t - \delta)) \quad (7.20a), (7.20b)$$

Die energetische Betrachtung des Verlustfaktors bedeutet allgemein das Verhältnis:

$d_E = 2 \pi$ (Energieverlust pro Periode/max. gespeicherte Energie in einer Periode)
(Genauerer dazu ist in Kapitel 14.2 zu finden.)

„Energieverlust“ bedeutet Entzug an mechanischer Energie und Umwandlung i.a. in Wärme (Dissipation).

Um die komplexe Steifigkeit auch für die Elemente nach Abbildung 7.2a und 7.2c zu berechnen, betrachten wir eine harmonische Anregung und nur den stationären Zustand, d.h.: Einschwingvorgänge werden nicht betrachtet – man muss also bei einer Messung das Ende des Einschwingvorgangs abwarten.

Zur Berechnung der komplexen Steifigkeiten setzen wir in Anlehnung an Gl. (7.13):

$$\underline{k}(\omega) := \mathcal{F}\{F(t)\} / \mathcal{F}\{d(t)\}, \quad (7.21)$$

gehen formal genauso vor, wie im Falle der Impedanz und erhalten:

$$\text{für das Dämpfungsglied: } \underline{k}_D = i \omega D \quad (7.22)$$

Beim harmonisch schwingenden Massepunkt erscheint formal eine reelle negative Steifigkeit:

$$\underline{k}_M = -m \omega^2 \quad (7.23)$$

$$\text{Für die Feder gilt: } \underline{k}_F = k \quad (7.24)$$

Es erscheint vielleicht ungewöhnlich, dass ein schwingender Massepunkt formal eine (dynamische) Steifigkeit besitzt. Dies liegt daran, dass in Gleichung (7.21) nicht unterschieden wird, ob die Kraft eine kompressive Kraft, eine Relaxationskraft oder Beschleunigungskraft ist. Bildet man von der Bewegungsgleichung (7.10) des Massepunktes die Fouriertransformierte

$$\mathcal{F}\{F(t)\} = m \mathcal{F}\{\partial^2 d(t) / \partial t^2\}$$

und berücksichtigt die Rechenregel $\mathcal{F}\{\partial x(t) / \partial t\} = i \omega \mathcal{F}\{x(t)\}$ zweimal, so entsteht:

$$\mathcal{F}\{F(t)\} = -\omega^2 m \mathcal{F}\{d(t)\}$$

Mit der Definition der komplexen Steifigkeit (7.21) erhält man das Ergebnis (7.23).

7.2.3 Rechnen mit komplexen Steifigkeiten

Tabelle 7.1 zeigt Impedanzen und Steifigkeiten der einzelnen rheologischen Elemente:

Element	mechanische Impedanz	Steifigkeit	Nachgiebigkeit
Masse	$Z_M = i\omega m$	$k_M = -\omega^2 m$	$w_M = -1/(\omega^2 m)$
Feder	$Z_F = -i/(\omega w)$	$k_F = 1/w$	$w_F = w$
Dämpfer	$Z_D = D$	$k_D = i\omega D$	$w_D = -i/(\omega D)$

Tabelle 7.1
Vergleich: Impedanzen und komplexe Steifigkeiten

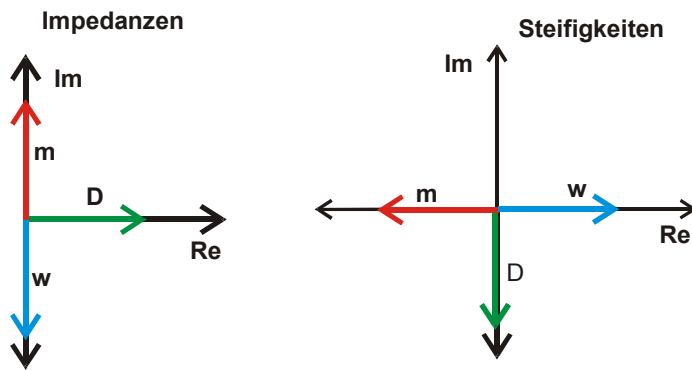


Abb. 7.3

Lage der Impedanzen und Steifigkeiten in der komplexen Zahlenebene

Zur Umrechnung von Impedanz zu komplexer Steifigkeit kann man Operatoren verwenden:
 $\underline{Z} \rightarrow \underline{k}$: $\underline{k}(\underline{Z}) = i\omega \underline{Z}$ (7.25a)

und zur Umrechnung von Steifigkeit zu Impedanz:
 $\underline{k} \rightarrow \underline{Z}$: $\underline{Z}(\underline{k}) = -i\underline{k}/\omega$ (7.25b)

Diese Operatoren folgen unmittelbar aus den bereits benutzten Rechenregeln der Fouriertransformation für zeitlich differenzierte bzw. integrierte harmonische Signale.

7.2.4 Reihen- und Parallelschaltung von Steifigkeiten

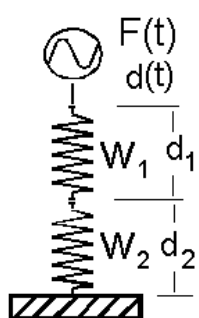


Abb. 7.4a
Reihenschaltung

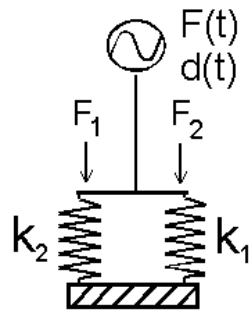


Abb. 7.4b
Parallelschaltung von Steifigkeiten

In der Reihenschaltung nach Abbildung 7.4a ist die auf beide Elemente wirkende Kraft $F(t)$ aufgrund der Reihenschaltung gleich (Es gibt keine Kraft-Nebenschlüsse):

$F_1 = F_2 = F$ bzw. $\sigma_1 = \sigma_2 = \sigma$ Die Kompressionen der einzelnen Elemente müssen sich aber addieren: $d = d_1 + d_2$.

Für die komplexen Nachgiebigkeiten

$$\underline{w}(\omega) = \mathcal{F}\{d(t)\} / \mathcal{F}\{F(t)\} = \mathcal{F}\{d_1(t) + d_2(t)\} / \mathcal{F}\{F(t)\} = \mathcal{F}\{d_1(t)\} / \mathcal{F}\{F(t)\} + \mathcal{F}\{d_2(t)\} / \mathcal{F}\{F(t)\} = \underline{w}_1(\omega) + \underline{w}_2(\omega) \quad (7.26a)$$

ergibt diese einfache Rechnung also eine Addition der Nachgiebigkeiten der einzelnen Glieder und folglich auch deren Komplianzen:

$$\underline{s}(\omega) = \underline{s}_1(\omega) + \underline{s}_2(\omega)$$

In der Parallelschaltung nach Abbildung 7.4b sind dagegen die Kompressionen für beide Glieder gleich und die Kräfte teilen sich auf. Eine entsprechende Rechnung zeigt die Addition der Steifigkeiten.

$$\underline{k}(\omega) = \underline{k}_1(\omega) + \underline{k}_2(\omega) \text{ bzw. für Elastizitätsmodule: } \underline{E}(\omega) = \underline{E}_1(\omega) + \underline{E}_2(\omega) \quad (7.27a, 7.27b)$$

Die Definition von Steifigkeit bzw. Nachgiebigkeit über die Fouriertransformierten von Kraft und Kompression ist sehr allgemein und schließt auch den statischen Fall mit ein.

7.2.5 Resonanz in der Darstellung von Steifigkeiten

Auch Resonanz ist in der Formulierung der komplexen Steifigkeiten zu erklären, was hier als Beispiel gezeigt werden soll. Resonanz tritt auf, wenn die Impedanzen der beiden Blindglieder des mechanischen Parallelschwingkreises (Abbildung 7.5) gleich groß sind aber entgegengesetztes Vorzeichen haben (Betrachtung ohne Dämpfung):

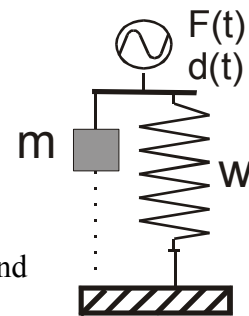


Abb. 7.5
mechanischer Parallelschwingkreis

$$Z_M = -Z_F \rightarrow \omega_0 = \frac{1}{\sqrt{mw}} \quad (7.28)$$

In der Formulierung der komplexen Steifigkeiten bedeutet Resonanz der Anordnung nach Abbildung 7.5 eine Steifigkeit von Null (Die Anordnung ist total weich).

$$\underline{k}_{\text{Ges}} = \underline{k}_M + \underline{k}_F = 0 \rightarrow \underline{k}_F = -\underline{k}_M \rightarrow 1/w = \omega_0^2 m \text{ mit dem gleichen Ergebnis wie oben.}$$

Während bei der Reihenschaltung mechanischer Elemente sich deren Admittanzen addieren (bei elektrischen Schaltelementen addieren sich die Impedanzen) (E. Meyer, D. Guicking, 1974, Kapitel 2.6.2), erscheint das Additionsgesetz für Steifigkeiten/Nachgiebigkeiten einfacher. Für die Parallelschaltung gilt das jeweils umgekehrte.

7.3 zusammengesetzte rheologische Modelle der Viskoselastizität

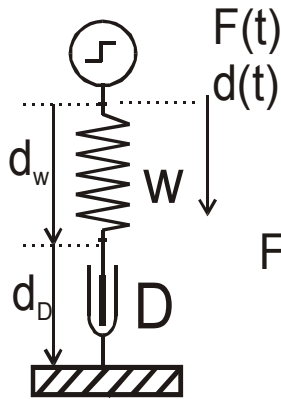


Abb. 7.6a
Maxwell-Modell

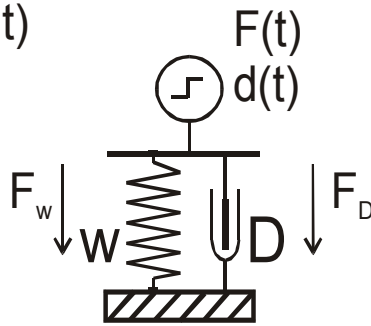


Abb. 7.6b
Voigt-Kelvin-Modell

Das Voigt-Kelvin-Modell, Abbildung 7.6b, spielt in dieser Arbeit eine sehr untergeordnete Rolle und wird deshalb nur kurz erwähnt. Das Maxwell-Modell, Abbildung 7.6a, zeigt eine Reihenschaltung. Die Kompressionen addieren sich also und die Bewegungsgleichung lautet:

$$d(t) = d_w(t) + d_D(t) \quad (7.29)$$

$$d(t) = w F(t) + \frac{1}{D} \int_0^t F(t') \partial t'$$

(kraftgleiche Verbindung von Dämpfer und Feder, Summe der Kompressionen)

Sprungverhalten, Zeitkonstante:

Der Ansatz einer harmonischen Anregung führt **nicht** zum Begriff der Zeitkonstanten. Dies gilt sowohl für die Beschreibung mit Impedanzen als auch mit komplexen Steifigkeiten. Die Zeitkonstante erscheint bei exponentieller Relaxation nach einem Kompressionsstoß. Dazu muss man die Bewegungsgleichung mit einem externen Kompressionsstoß und einem exponentiell abklingenden Kraftansatz aufstellen, in der die Zeitkonstante implizit auftaucht.

Wir setzen also $d = 0$ für $t < 0$ und $d = d_0$ für $t \geq 0$ (d_0 · Heavysidesche Sprungfunktion). Mit einem exponentiell abklingenden Kraftansatz:

$$F(t) = F_0 \exp(-t/\tau_i) \quad (7.31)$$

und nach Auflösung des Integrals in der Bewegungsgleichung erhalten wir:

$$d_0 = w F_0 \exp(-t/\tau) - \tau/D F_0 (\exp(-t/\tau)-1)$$

$$\text{Diese Gleichung wird erfüllt mit } \tau = D \cdot w \quad (7.32)$$

$$\text{und } F_0 = d_0/w \quad (7.33)$$

Für die Kontinuumsmechanik gelten analog:

$$\sigma(t) = \sigma_0 \exp(-t/\tau_i), \quad \tau = \eta/E, \quad \sigma_0 = d_0 E \quad (7.34a, 7.34b, 7.34c)$$

Für das Voigt-Kelvin-Modell ergibt sich für die Zeitkonstante der gleiche Ausdruck. Jedoch erfolgt hier in einem Ansatz ein plötzlicher Kraftsprung und die Kompressionsantwort ist:

$$d(t) = wF_0 (1 - \exp(-t/\tau)) \quad (7.35)$$

Funktionen der Art $(1 - \exp(-t/\tau))$ nennt man „Kriechfunktion“.

7.3.1 Antwort des Maxwell-Modells auf einen Schnellesprung

Für spätere Verwendung sei an dieser Stelle noch die Antwort des Maxwell-Modells auf einen Schnellesprung berechnet.

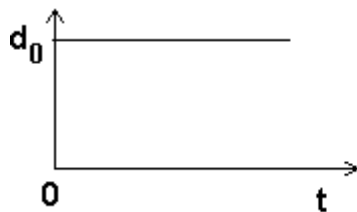


Abb. 7.7a Kompressionsprung

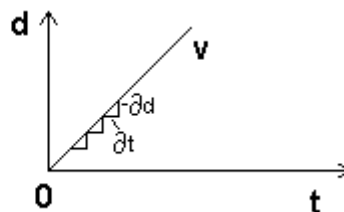


Abb. 7.7b lineare Rampe

Anstelle des Kompressionssprungs (links) erfolgt also nun eine Kompressionsanregung mit einer linearen Rampe (rechts), deren Steigung die Schnelle $v = \partial d / \partial t$ ist. Mit der Vorstellung vieler differentiell kleiner dicht aufeinander folgender Kompressionssprünge ∂d entlang der Rampe, können wir die bereits bekannte Sprungantwort nutzen und bilden ein Faltungsintegral zunächst über d und dann durch Substitution $\partial d = v \partial t$ über t' :

$$F(t) = k \int_0^d \partial d' \cdot \exp\left(\frac{-(t-t(d'))}{\tau}\right) = vk \int_0^t \exp\left(\frac{-(t-t')}{\tau}\right) \partial t' \quad (7.36)$$

Bei verschwindenden Anfangsbedingungen (energieloser Zustand) lautet die Lösung:

$$F(t) = vk\tau (1 - \exp(-t/\tau)) \quad (7.37)$$

Bei zeitlich linear steigender Kompression erfolgt eine Annäherung der Kraft in Form einer Kriechfunktion an konstanten Wert, bei dem die Federkraft gleich der Kra Dämpfers bei gegebener Schnelle ist.

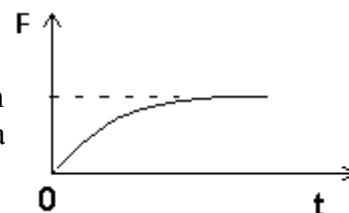


Abb. 7.8 Kriechverhalten

7.3.2 allgemeines Zeitverhalten des Maxwell-Modells

Bei nicht konstanter Schnelle v in Gleichung (7.36) muss $v = \partial d / \partial t$ mit in das Integral hineingenommen werden:

$$F(t) = k \int_{-\infty}^t \exp\left(\frac{-(t-t')}{\tau}\right) \frac{\partial d(t')}{\partial t'} dt' \quad (7.38)$$

Als Integrationsbeginn wird jetzt $-\infty$ eingesetzt, denn wir wollen für den allgemeinen Fall auch eine nicht verschwindende Vergangenheit zulassen.

In obiger Gleichung ist zu erkennen, dass sich der Kraftverlauf als Faltung der Geschwindigkeit mit der Exponentialfunktion mit negativen Argument $\exp(-t/\tau)$ ergibt:

$$F(t) = k \frac{\partial d}{\partial t}(t) * \exp(-t/\tau)$$

Die Übertragung obiger Gleichung in den Frequenzbereich mit den Fouriertransformierten $F(\omega) = \mathcal{F}\{F(t)\}$, $d(\omega) = \mathcal{F}\{d(t)\}$ lautet:

$$F(\omega) = k i\omega d(\omega) \mathcal{F}\{\exp(-t/\tau)\}$$

Hierbei wurden von zwei Rechenregeln der Fouriertransformation Gebrauch gemacht:

1. Der zeitlichen Ableitung entspricht eine Multiplikation mit $i\omega$.
2. Der Faltung im Zeitbereich entspricht eine Multiplikation im Frequenzbereich.

Die Fouriertransformation der zum Zeitpunkt Null einsetzenden Exponentialfunktion mit negativem Argument ist identisch mit der Laplacetransformierten der Funktion $x(t) \equiv 1$ (siehe z.B. Tabellen in S. D. Stearns, 1979; E. Meyer, D. Guicking, 1974) und lautet: p^{-1} , wobei für die komplexe Laplacefrequenz $p = \sigma + i\omega$ in diesem Fall $p = \tau^{-1} + i\omega$ zu schreiben ist. Dann ist $p^{-1} = (\tau - i\omega\tau^2)/(1 + \omega^2\tau^2)$, also

$$\mathcal{F}\{\exp(-t/\tau)\} = (\tau - i\omega\tau^2)/(1 + \omega^2\tau^2) \quad (7.39)$$

und man erhält schließlich:

$$F(\omega) = k d(\omega) (i\omega\tau + (\omega\tau)^2)/(1 + (\omega\tau)^2) \quad (7.40)$$

7.3.3 Komplexe Nachgiebigkeit bzw. Steifigkeit des Maxwell-Modells

Aus Abbildung 7.6a ist ersichtlich, dass sich die Nachgiebigkeiten addieren:

$$\underline{w} = w + 1/i\omega D = w \left(1 - \frac{i}{\omega\tau}\right) \quad (7.41)$$

Für den Grenzfall $\omega \rightarrow \infty$ ist $\underline{w} = w$.

Für die komplexe Steifigkeit erhält man die zu (7.41) reziproke Gleichung:

$$\underline{k} = k (i\omega\tau + (\omega\tau)^2) / (1 + (\omega\tau)^2) \quad (7.42)$$

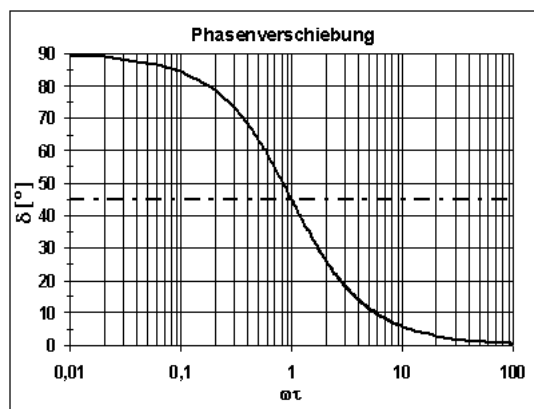
und für sehr große Frequenzen lautet der Grenzwert der Steifigkeit $\underline{k} = k$.

Gleichung (7.42) folgt auch unmittelbar aus Gleichung (7.40). Die Rechnung mit komplexen Steifigkeiten ist jedoch schneller und führt zu allgemein gültigen Ergebnissen, obwohl sie – wie auch die Impedanz – nur für harmonische stationäre Signale definiert sind.

Aus der komplexen Steifigkeit nach Gl. (7.42) lässt sich schnell die Phasenverschiebung zwischen Kompression und Kraft berechnen:

$$\delta = \arctan(\text{Im}\{\underline{k}\} / \text{Re}\{\underline{k}\}) = 1/(\omega\tau) \quad (7.44)$$

Abb. 7.9
Phasenverschiebung zwischen
Kompression und Kraft



Bei einem Relaxationsprozess mit nur einer Zeitkonstante besteht also eine eindeutig umkehrbare Beziehung zwischen den Zeitkonstanten der Relaxation und der Phasenverschiebung bei harmonischer Anregung nach Gleichung (7.43). Phasenverschiebungen sind elektronisch bis zu hohen Frequenzen oft viel einfacher und genauer zu messen als die Bestimmung einer Zeitkonstante.

Die Parameter des Maxwell-Modells können wie folgt bestimmt werden:

w aus der Sprungantwort bei plötzlichem Kompressionssprung d_0 mit der anfänglichen Kraft F_0 zu Beginn der Relaxation:

$$w = \underline{w}(\omega=\infty) = d_0/F_0$$

$k = 1/w$ und D aus der Zeitkonstanten mit der Beziehung $D = \tau/w$, wozu eine längere Messzeit erforderlich ist.

7.4 Das Korrespondenzprinzip der linearen Viskoselastizität

In formaler Analogie zu Gleichung (7.38) schreiben wir für kontinuierliche Körper:

$$\sigma(t) = \int_{-\infty}^t G(t-t') \frac{\partial \varepsilon(t')}{\partial t'} dt' \quad \text{und} \quad \varepsilon(t) = \int_{-\infty}^t J(t-t') \frac{\partial \sigma(t')}{\partial t'} dt' \quad (7.44a, 7.44b)$$

Integrale dieser Form (Kennzeichen: Faltung einer Funktion mit der ersten Ableitung einer anderen Funktion werden als „Boltzmann-Integral“ bezeichnet). In der Theorie der Viskoselastizität findet man auch die Bezeichnung „Gedächtnisintegral“.

In (7.44a) hat G die Dimension eines Elastizitätsmoduls. Ferner enthält G auch noch die Funktion $\exp(-t/\tau)$. J hat die Einheit einer Komplianz. Man bezeichnet $J(t) = \varepsilon(t)/\sigma_0$ als **Kriechfunktion** und $G(t) = \sigma(t)/\varepsilon_0$ als **Relaxationsfunktion** (siehe z.B.: S. Gerlach, A. Matzenmiller, 2001) oder auch „Gedächtnisfunktion“.

Laplacetransformation der Gleichungen (7.44a,b) mit den Laplacetransformierten $\sigma(p) = \mathcal{L}\{\sigma(t)\}$, $G(p) = \mathcal{L}\{G(t)\}$ usw. liefert:

$$\sigma(p) = p G(p) \varepsilon(p) \quad \text{und} \quad \varepsilon(p) = p J(p) \sigma(p) \quad (7.45a, 7.45b)$$

Wie schon in Abschnitt 7.3.2 wurde von zwei Rechenregeln der Laplacetransformation Gebrauch gemacht:

1. Der zeitlichen Ableitung entspricht eine Multiplikation im Bildbereich mit p .
2. Der Faltung im Zeitbereich entspricht eine Multiplikation im Bildbereich.

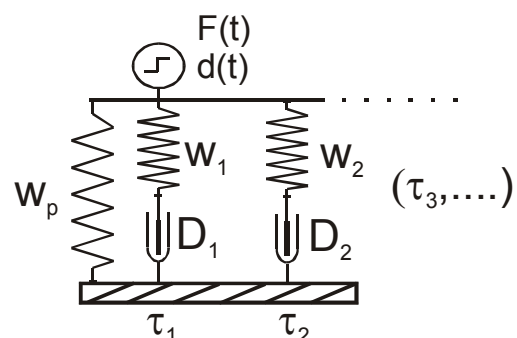
Vergleich von (7.3) $\sigma = E \varepsilon$ und (7.6) $\varepsilon = S \sigma$ mit Gleichungen (7.45a,b) zeigt folgende formale Analogie:

$$p G(p) \Leftrightarrow E \quad p J(p) \Leftrightarrow S, \quad (7.46a, 7.46b)$$

was als **Korrespondenzprinzip** der linearen Viskoselastizität in der Literatur zu finden ist, aber hier nicht weiter benötigt wird.

7.5 verallgemeinertes Maxwell-Modell

Abb. 7.10
verallgemeinertes Maxwell-Modell:
eine Kette mit vielen einzelnen Maxwell-Körpern



Für Körper mit mehreren Zeitkonstanten benutzen wir das verallgemeinerte Maxwell-Modell nach Abbildung 7.10, mit einer Parallelschaltung mehrerer Maxwell-Elemente. Allgemeiner noch ist die Aussage des sog. „Boltzmann’schen Superpositionsprinzips“: Ist die Deformationsgeschichte für ε eine Summe mehrere Beiträge, dann gilt dies auch für die Spannung σ , was sich aus Abbildung 7.10 an der erkennbaren Anordnung der relaxierenden Elemente ergibt.

Der linke Teil in Abbildung 7.10, bestehend aus w_p, w_1, D_1 , wird „Drei-Parameter-Modell“ (E. Meyer, D. Guicking, 1974, Kapitel 2.4.3.2) oder „Standard Solid Model“ genannt (W. N. Unertl, 2003). Das Drei-Parameter-Modell ist bereits ausreichend zur Beschreibung des viskoelastischen Verhaltens bei Festkörpern mit nur einer Zeitkonstante. Bei Flüssigkeiten genügt das Maxwell-Modell.

3 Parameter-Modell,
zwei zueinander äquivalente
Ausführungen

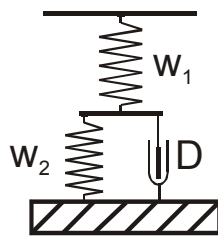


Abb. 7.11a

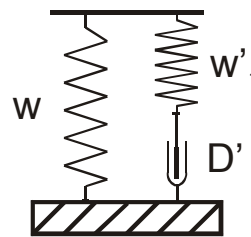


Abb. 7.11b

Das Drei-Parameter-Modell ist in zwei verschiedenen Ausführungen bekannt (Abbildung 7.11a,b), die zwar verschiedene Parameter besitzen aber zueinander völlig gleichwertig in der Antwort auf eine äußere Anregungen sind. Wir werden die rechte Darstellung in Abbildung 7.11b bevorzugen.

Beim Drei-Parameter-Modell existieren zwei Elastizitätsmodule, die sich aus dem Grenzfall der Sprunganregung (oder $\omega \rightarrow \infty$) und der extrem langsamen Anregung ($\omega \rightarrow 0$) ergeben.

Bei Sprunganregung oder $\omega \rightarrow \infty$ wirkt der Dämpfer als Kurzschluss, k_∞, E_∞ :

	Abb. 7.11a	Abb. 7.11b
k_∞	$1/w_1$	$1/(w \parallel w'_1)$
E_∞	$(h/A)/w_1$	$(h/A)/(w \parallel w'_1)$

Tabelle 7.2

Bei unendlich langsamer Anregung ($\omega \rightarrow 0$) sind alle Dämpfer wirkungslos, k_0, E_0 :

	Abb. 7.11a	Abb. 7.11b
k_0	$1/(w_1+w_2)$	$1/w$
E_0	$(h/A)/(w_1+w_2)$	$(h/A)/w$

Tabelle 7.3

Aus der Parallelschaltung eines Maxwell-Modells und einer Feder ergibt sich für die Frequenzabhängigkeit des komplexen Elastizitätsmoduls des Drei-Parameter-Modells eine Gleichung ähnlich (7.42) (aus E. Meyer, D. Guicking, 1974):

$$\text{Realteil, Speichermodul:} \quad E'(\omega) = E_0 + \Delta E (\omega\tau)^2 / (1 + (\omega\tau)^2) \quad (7.47)$$

Imaginärteil, Verlustmodul: $E''(\omega) = \Delta E \omega\tau / (1 + (\omega\tau)^2)$ (7.48)
mit $\Delta E := E_\infty - E_0$

Die Addition der Module in Gleichung (7.47) entspricht der Addition der Steifigkeiten, wie in Abbildung 7.11b erkennbar. E_0 ist der einzelnen Feder (Steifigkeit = $1/w$) zugeordnet und ΔE der Steifigkeit der anderen Feder, die zum Maxwell-Modell gehört. Das Verlustmodul, Gleichung (7.48), enthält Parameter, die nur beim Maxwell-Modell zu vorhanden sind, denn die einzelne Feder hat keine Verluste.

Bei mehreren Zeitkonstanten schreiben wir für die Relaxationsfunktion in Gleichung 7.44a unter Ausnutzung der Parallelschaltung der Spannungen bzw. Kräfte:

$$G(t) = G_p + \sum_i G_i \exp(-t/\tau_i) \quad (7.49)$$

G_p entspricht dem Elastizitätsmodul der einzelnen Feder ganz links in Abbildung 7.10. Die Wertepaare $\{(G_i, \tau_i)\}$ gewinnt man i.a. aus einer Modellierung mit Ansätzen, die zur besten Übereinstimmung von $\sigma(t)$ führen. Dazu sind mehrere Algorithmen bekannt geworden, z.B. S. Gerlach, A. Matzenmiller, 2003.

Die Spektren von Speicher- und Verlustmodul berechnen sich wie folgt:

Für das Speichermodul (in Phase mit d , Energiespeicherung):

$$G'(\omega) = G_p + \sum_i G_i (\omega\tau)^2 / (1 + (\omega\tau)^2) \quad (7.50)$$

und das Verlustmodul (in Phase mit v , Energiedissipation):

$$G''(\omega) = \sum_i G_i \omega\tau / (1 + (\omega\tau)^2) \quad (7.51)$$

Die folgenden beiden Darstellungen der Sprungantworten bzw. Modulspektren der hier verwendeten rheologischen Modelle sind entnommen aus W. N. Unertl, 2003:

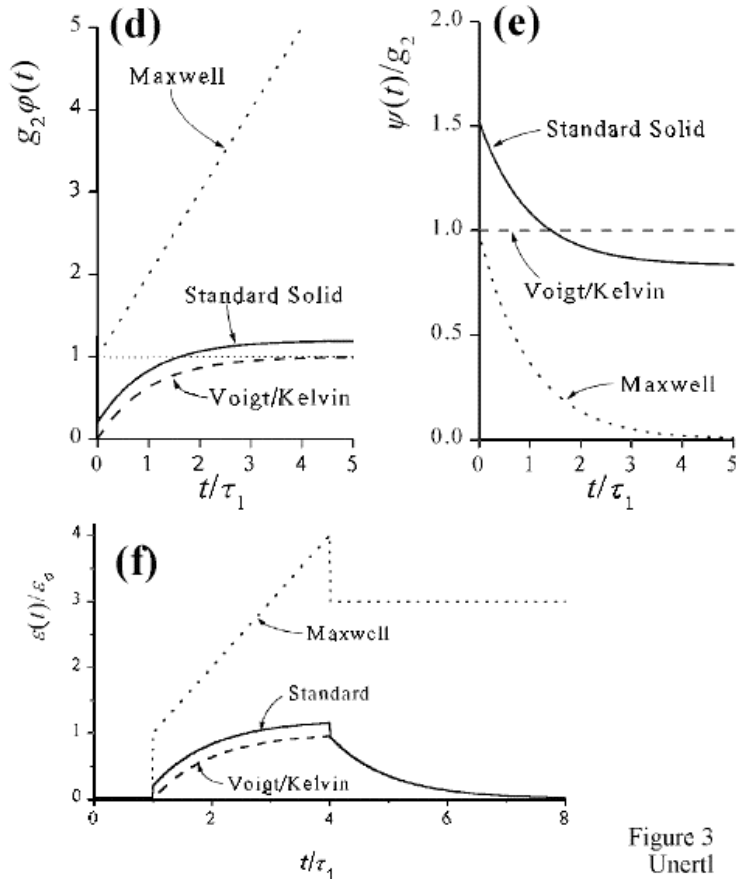
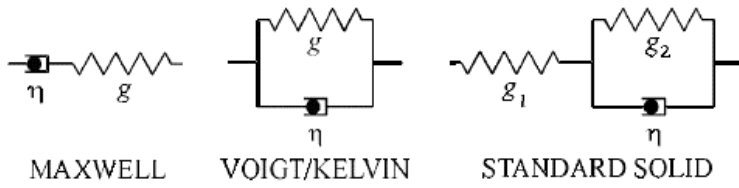


Abb. 7.12 (d): Kriechfunktionen, (e): Relaxationsfunktionen, (f): Dehnungsantwort auf Spannungssprung

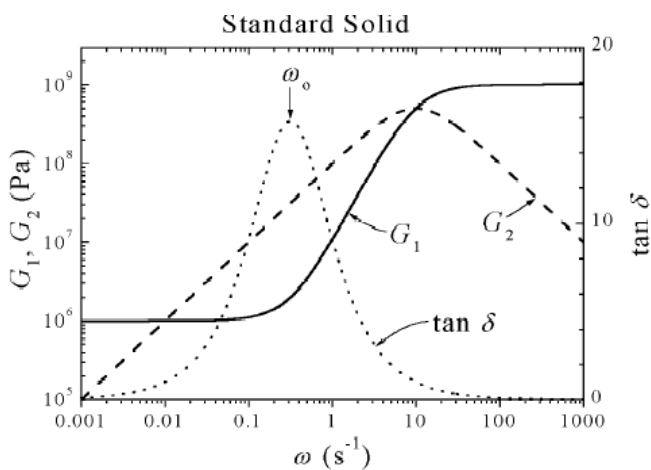


Abb. 7.13 Speichermodul (G_1), Verlustmodul (G_2) und Verlustfaktor am Beispiel eines Standard-Solid-Modells

Vorgänge mit nur einer Zeitkonstante werden auch Debye-Prozesse genannt. (E. Meyer, D. Guicking, 1974). P. M. Buechner und R.S. Lakes, 2001, verwenden für eine Darstellung $\tan \delta$

in Abbildung 7.13 die Bezeichnung „Debye-peak“. Diese Begriffe gehen auf Debye zurück, aus seiner Beschreibung der dielektrischen Relaxation polarer Flüssigkeitsmoleküle wie z.B. Wasser.

7.6 Relaxationszeitenspektrum

Die Wertepaare $\{(G_i, \tau_i)\}$ stellen in diskretes Relaxationszeitenspektrum dar. Falls eine diskrete Summe mehrerer Relaxationsfunktion nach Gleichung (7.49) keine Approximation der gemessenen Kraftfunktion ergeben sollte, muss ein kontinuierliches Relaxationszeitenspektrum $H(\tau)$ angesetzt werden und die Summe in Gleichung (7.49) wird durch ein Integral ersetzt:

$$G(t) = G_p + \int_0^{\infty} H(\tau) \exp(-t/\tau) \partial\tau \quad (7.52)$$

Dieser Fall wird nicht mehr durch ein rheologisches Modell nach Abbildung 7.10 beschrieben, weil $H(\tau)$ eine kontinuierliche Funktion der Zeitkonstante ist, während rheologische Modelle wie diskrete Bauteile angesehen werden können und nur ein diskretes Relaxationszeitenspektrum bilden. (Eine Näherung mit unendlich vielen Maxwell-Elementen sei hiermit jedoch nicht ausgeschlossen).

7.6.1 praktisches Vorgehen

diskretes Relaxationszeitenspektrum:

Wir messen die Kraftfunktion nach einem Kompressionssprung d_0 . (Dem entspricht eine impulsartige Schnelle-Anregung mit v_0 , $d(t) = v_0 \int \delta(t') dt' = d_0$ für $t > 0$, δ ist der Dirac-Impuls und die Kraft wäre in dieser Betrachtung die sog. „Impulsantwort“, ein wichtiger Begriff in Schwingungsphysik und Nachrichtentechnik). Die Verarbeitung der Daten erfolgt mit linearen Ansätzen (nach Fung, 1972: quasi-linear viscoelasticity, QLV). Wir verwenden praktische Größen und setzen den Kraftverlauf in formaler Analogie zu Gleichung (7.49) wie folgt an:

$$F(t) \approx F_p + \sum_i F_i \exp(-t/\tau_i) \quad (7.53)$$

(links: gemessene, rechts: modellierte Werte)

F_p und die $\{(F_i, \tau_i)\}$ bestimmen wir durch Modellierung mit kleinster quadratischer Abweichung von $F(t)$. Dieses einfache Verfahren ist ausreichend für nur zwei Zeitkonstanten, die sich deutlich voneinander unterscheiden. Anderenfalls müssen aufwändigere Verfahren benutzt werden (z.B. S. Gerlach, A. Matzenmiller, 2003), die oft Messwerte so hoher Qualität

verlangen, so dass die erste zeitliche Ableitung gebildet werden kann, was bei digitalisierten Messwerten immer problematisch ist, weil sie Rauschanteile unterschiedlicher Art enthalten.

Wir dividieren F_p und die $\{F_i\}$ durch d_0 und erhalten somit separierte Steifigkeiten k_p und die $\{(k_i, \tau_i)\}$, aus denen sich auch noch die $\{D_i\}$ bestimmen lassen. Mit Gleichung (7.42) erhalten wir die zugehörigen komplexwertigen Funktionen der Frequenz $\{\underline{k}_i(\omega)\}$ für jedes τ_i . Diese aufsummiert und umgerechnet mit Gleichung (7.7) ergeben das komplexe Elastizitätsmodulspektrum. Aufspaltung in Realteil E' und Imaginärteil E'' liefert die Spektren von Speicher- und Verlustmodul (siehe Gl. (7.17b)). Zur Berechnung des Verlustfaktors verwenden wir Gleichung (7.19).

kontinuierliches Relaxationszeitenspektrum:

Wir schreiben in praktischen Größen F statt G in Gleichung (7.52):

$$F(t) \approx F_p + \int_0^{\infty} H(\tau) \exp(-t/\tau) \partial\tau \quad (7.54)$$

(links: gemessene, rechts: modellierte Werte)

und bestimmen $H(\tau)$ durch Modellierung mit einem geeignet erscheinenden Ansatz (ausprobieren!). Die Funktion $H(\tau)$ (Maßeinheit: N/s) wird in der Praxis diskret als Zahlenarray im Computer vorliegen und im Definitionsbereich auf ein Intervall $[\tau_u, \tau_u + \Delta\tau, \tau_u + 2\Delta\tau, \dots, \tau_o]$ beschränkt sein. Damit ist der Fall des diskret abgetasteten kontinuierlichen Spektrums auf das rein diskrete Spektrum zurückgeführt, so dass Gleichung (7.53) angewandt werden kann. Durch Verkleinerung von $\Delta\tau$ kann der kontinuierliche Fall im Computer beliebig genau approximiert werden, falls dies erforderlich sein sollte.

7.7 Nichtlinearitäten bei Relaxation

Konstante Parameter wie z.B. eine Nachgiebigkeit hängen im nichtlinearen Fall vor der Anregungsgröße ab, was im Rahmen der Nichtlinearitätsuntersuchungen des mechanischen Belastungsgerätes die Kraft ist. Dazu setzen wir eine kraftabhängige Nachgiebigkeit an, die sich aus dem Differentialquotienten von Kraft und Kompression definiert:

$$w(F) := \partial d(F) / \partial F \quad (7.55)$$

Aus einer Konstanten wird somit eine Kraft-abhängige Funktion.

Relaxationsmessungen werden oft Kompression bzw. Dehnung ε vorgegeben und die Kraft als resultierende Größe gemessen. Als Nichtlinearitätsansatz findet man bei A. Oza, R. Vanderby Jr. *et al.*, 2003, anstelle des Boltzmann-Integrals in der Form nach Gleichung (7.44a) den folgenden Ausdruck mit einer zusätzlichen Abhängigkeit der Relaxationsfunktion von der Dehnung, die ihrerseits von der Zeit abhängt:

$$\sigma(t) = \int_{-\infty}^t G(t-t', \varepsilon(t')) \frac{\partial \varepsilon(t')}{\partial t'} dt' \quad (7.56)$$

Dort wird versucht, mit einer Separation¹⁾ von G weiterzukommen:

$$G(t, \varepsilon) = G_t(t)g(\varepsilon) \quad (7.57)$$

Alles weitere gestaltet sich aber sehr kompliziert und es wird auch eingestanden, dass mathematische Instabilitäten auftreten können. Wir verzichten hier auf den dort gezeigten sehr großen Aufwand und betrachten nur den Teil der Messkurven, die ein lineares Verhalten zeigen, zur Berechnung von Modulwerten. Mittels Linearer Regression werden wir die Messkurven von Kraft und Kompression in eine Nullpunktsgerade überführen und gehen davon aus, dass im Falle einer Relaxation bei konstanter Kompression die quasi-lineare Viskoelastizität (QLV) angewandt werden darf.

7.8. Zusammenfassung Kontinuumsmechanik und Rheologische Mechanik

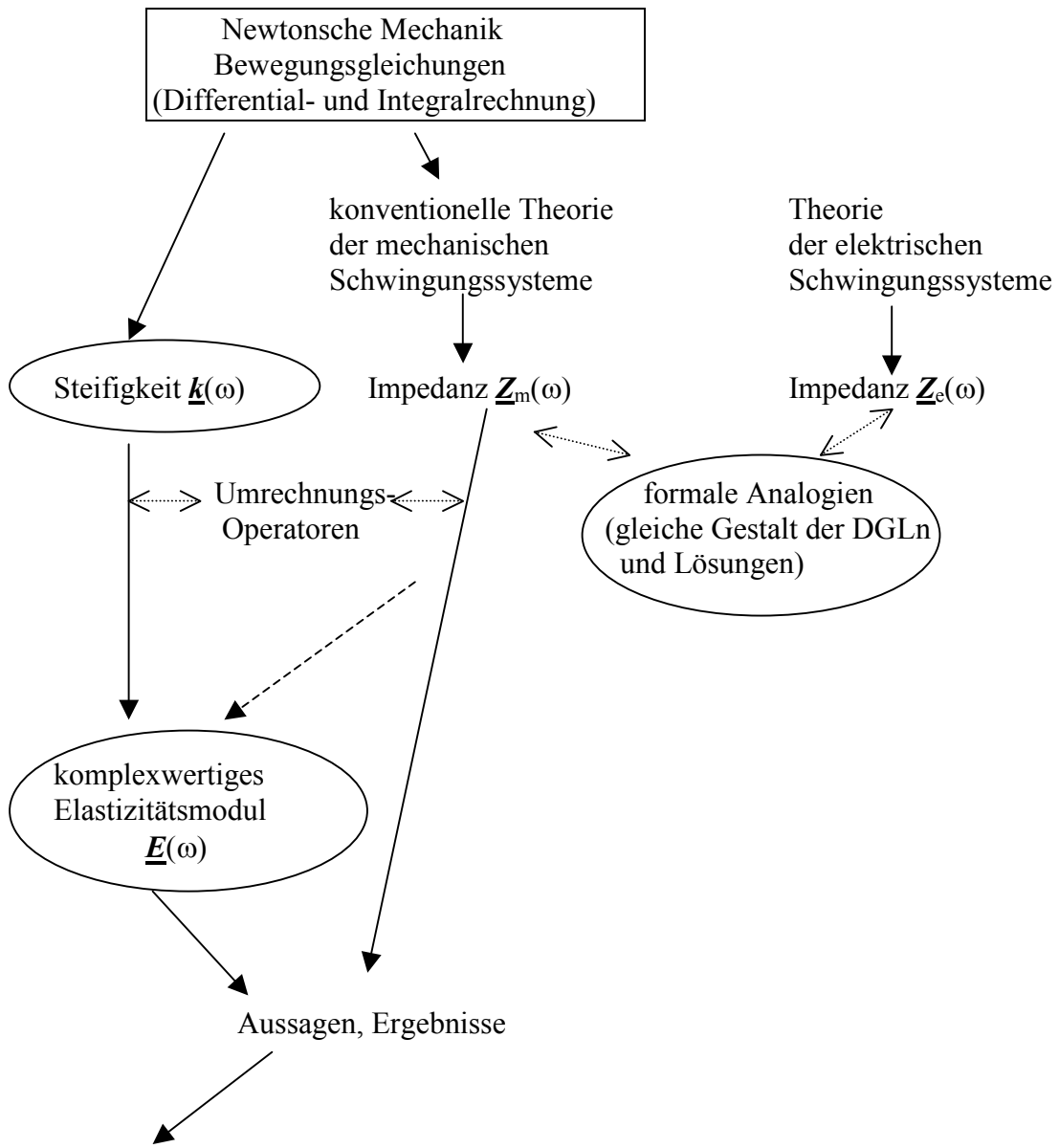
Die Messwerte des ZETOS-Systems erlauben die Bestimmung einer Steifigkeit, woraus sich das Elastizitätsmodul ergibt, dessen Einordnung in den elastischen Tensor im Fall der eindimensionalen Messung gezeigt wurde. Für eindimensionale Messungen von Kraft und Kompression im ZETOS-System verwenden wir praktische Einheiten. Dies erleichtert die Anwendung in anderen Kapiteln.

Zusammen mit viskoelastischen Effekten ist ein frequenzabhängiges komplexwertiges Elastizitätsmodul zu erwarten.

Für folgende Kapitel stehen rheologische Modelle zur Verfügung – dynamische Größen wurden erklärt.

Während die konventionelle Theorie der mechanischen Schwingungssysteme den Begriff der i.a. komplexwertigen mechanischen Impedanz verwendet, spielt hier dagegen die Steifigkeit eine zentrale Rolle, die dann aber komplexwertig sein kann. Dies führt zu einer gradlinigen Beschreibung des komplexwertigen Elastizitätsmoduls. Umrechnungsoperatoren für den Fall einer stationären Schwingung wurden angegeben.

¹⁾ übliches Vorgehen, z.B. auch in der Quantenmechanik



Anwendungen:
 Verständnis des mechanischen Belastungssystems
 Quasi-statischen Messungen an Knochen
 Relaxationsmessungen an Knochen

8. ein nichtlineares Modell des Belastungsgerätes und dessen Kalibrierung

Wie schon in Kapitel 3.4.3 erwähnt wurde, entsteht ein Verlust der Expansion des piezoelektrischen Aktors (PEA) im mechanischen Belastungsgerät (MBG), d.h.: nur ein Teil der Expansion erscheint als Kompression auf dem Knochenzylinder. Da jedoch nur Kraft und die Expansion des PEAs gemessen werden können, muss ein Algorithmus gefunden werden, der die Berechnung der auf den Knochen einwirkende Kompression aus den Messgrößen Kraft und Expansion erlaubt ¹⁾, was in diesem Kapitel dargestellt wird. Wir interessieren uns nicht für dreidimensionale Deformation des elastischen MBG und verwenden deshalb die praktischen direkt messbaren Einheiten Kraft, Expansion und Kompression und verzichten weitgehend auf Vektor- und Tensorarstellungen.

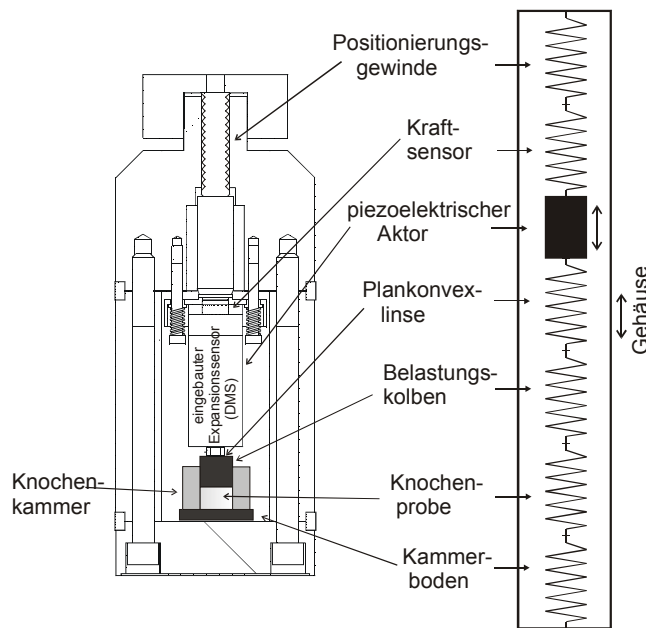


Abb. 8.1a

Abb. 8.1b

die Teile des MBG und deren Federmodell

Im Falle massiver Testkörper aus Aluminium kann die Kompression durchaus weniger als die Hälfte der Expansion des PEAs betragen. Zur Vermeidung von Auflösungsverlust bei der Digitalisierung des Expansionssignals ist die Verwendung harter Bauteile ebenfalls wichtig, denn bei zu großen Verlusten lässt sich die Kompression nicht mehr gut auflösen. Zur Abschätzung der möglichen Verluste wurden die internen Bauteile (Abbildung 8.1a) durch ein Federmodell in Abbildung 8.1b ersetzt. Die Kenntnis der Steifigkeit dieser einzelnen Bauteile erlaubt dann, dasjenige mit dem größten Expansionsverlusten auszumachen. Die Plankonvexlinse mit ihrer gewölbten Unterseite stellt auf jedem Fall ein stark nichtlineares Glied dar (siehe auch Kapitel 3.3.2, Abbildungen 3.6c und 3.12):

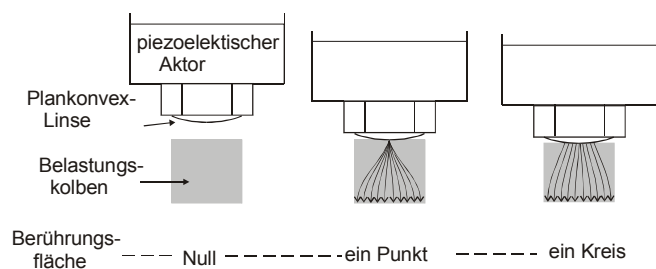


Abb. 8.2

Zunahme der Kontaktfläche unter Krafteinwirkung und qualitative Darstellung des Kraftfeldes

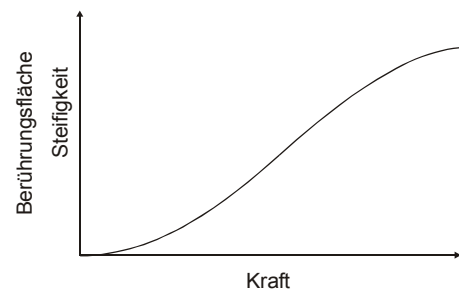


Abb. 8.3

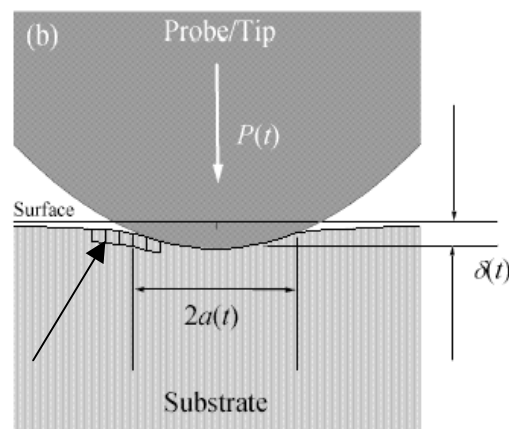
qualitativer Verlauf der Steifigkeit, Abhängigkeit von der Kraft

¹⁾ Wir haben über eine direkte Messung der Kompression am Knochen in der Knochenkammer diskutiert. Nach einigen Modellrechnungen über die zu erwartende Genauigkeit mit einer optischen Meßmethode habe ich vorgeschlagen, diesen Weg wegen zu großer Ungenauigkeiten zu verwerfen.

Abbildung 8.2 zeigt die Kontaktfläche zwischen Plankonvexlinse am unteren Ende des PEAs und Belastungskolben vor dem Aufsetzen und bei zunehmender Kraft und qualitativ die (vermutete) Form des Kraftfeldes innerhalb des Belastungskolbens. Da die Linse kein zylindrischer Körper ist, muss ihre Steifigkeit davon abhängen, wie stark sie gedrückt wird. Bei nahezu punktförmiger Berührung wird auch ein hartes Material wie Saphir ein „weiches“ Teil sein, während bei größer werdender Kraft die Kontaktfläche auf der Oberseite des Belastungskolbens steigt und der Übergang damit hart wird. Eine nahezu punktförmige Berührung wäre ja ein Kontakt nur weniger Atome und das muss ein weicher Kontakt sein. Die Steifigkeit des Übergangs wird also etwa den in Abbildung 8.3 skizzierten Verlauf zeigen.

Bei W. N. Unertl, 2003, findet man ein qualitativ ähnliches Problem, hier der Druck einer als total starr angenommen Spitze des Quantilevers eines Rasterkraftmikroskops auf eine (visko-)elastische Probe, Abbildung 8.4.

Abb. 8.4
Druck einer total starren Spitze auf eine weiche Probe,
Relation von Druck (P),
Kontaktdurchmesser ($2a$)
und Eindringtiefe (δ)
Quelle: W. N. Unertl, 2003,
modifiziert



In Abbildung 8.4 ist qualitativ die Deformation der gesamten Oberfläche des weicheren Materials zu erkennen – eine virtuelle Vergrößerung der tatsächlichen Kontaktfläche - ein Effekt, der sich aus Scherspannungen erklären lässt. Die Scherspannungen führen zur Translation der ihnen ausgesetzten Volumenelemente, die ihrerseits ebenfalls benachbarte Elemente auf der gegenüberliegenden Seite mitziehen (Pfeil). Diese Scherspannungen bewirken einen homogenisierenden Effekt auf das innere Kraftfeld des Belastungskolbens zum unteren Ende hin, wie in Abbildung 8.2, Mitte, rechts gezeigt. Offensichtlich liegt im oberen Teil kein homogenes Kraftfeld wie in Kapitel 6.9 vor und die Homogenitätsbedingung Gleichung (6.46) ist nicht erfüllt. Bei einem Belastungskolben mit großem Elastizitätsmodul und ausreichender Länge sollte zu erwarten sein, dass einem deutlich weicherem Material an der Unterseite ein brauchbar homogenes Kraftfeld bereitgestellt wird.

Eine konsequente Berechnung dieser schon recht komplexen Situation ist wahrscheinlich nur mit einem Finite-Elemente-Programm bei Eingabe der realen Elastizitätsmoduln und Querkontraktionszahlen der beteiligten Materialien möglich. Ich bin dem nicht weiter nachgegangen, sondern habe die umfassende Steifigkeit des Belastungsgerätes als Ganzes untersucht, ohne auf Details einzelner Bauteile tiefer einzugehen.

Der Knochen kann ebenfalls nichtlinear sein, mit Sicherheit aber das Positionierungsgewinde (Abbildung 3.17 und 8.5). Nichtlinear heißt: Die Kraft-Kompressions-Beziehung folgt nicht dem Hookeschen Gesetz; die Steifigkeit ist nicht konstant.

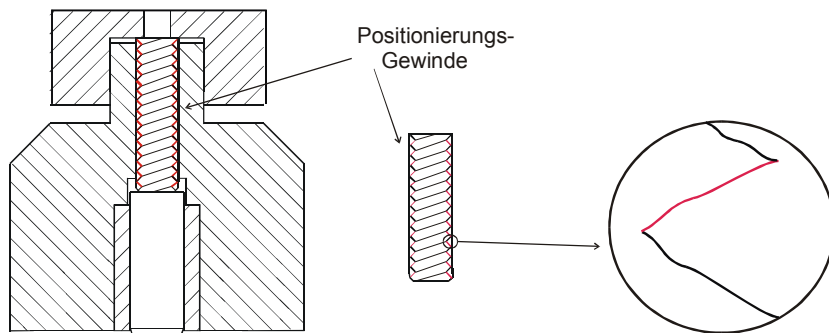
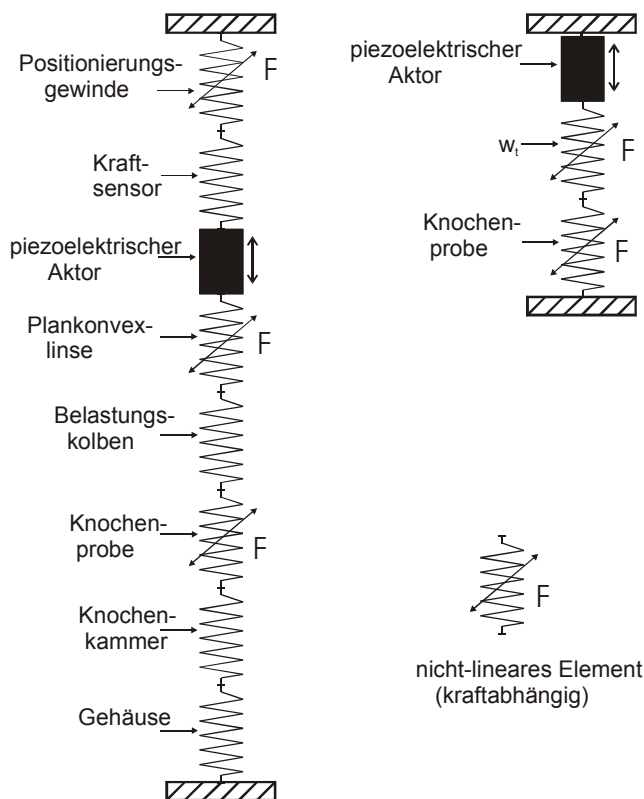


Abb. 8.5

Es sieht nicht so aus, als ob die Flanken des Gewindes mit einer Präzision im Sub-Mikrometerbereich geschritten worden wären. Rauigkeiten führen zu einer Kraftabhängigkeit der Gesamtheit aller Flankenflächen, die in Kontakt mit der Gewindehülse stehen.

Damit das in Abbildung 8.2 skizzierte Feld auch wirklich möglichst homogen auf der Unterseite der Belastungskolbens erscheint, muss der Kolben aus sehr hartem Material bestehen, um eine punktuelle Belastung auf der Oberseite in ein homogenes Kraftfeld auf der Unterseite zu überführen. Nur ein harter Gegenstand (im Idealfall total steif) kann auf der Unterseite eine Geometrie annehmen, die frei von jeglicher Biegung ist, bei punktförmiger Belastung auf der Oberseite. Wir haben später auch für dieses Bauteil eine Ausführung aus Saphir (E-Modul: 380GPa) eingesetzt, mit dem zusätzlichen Vorteil der planen und optisch polierten Stirnflächen.



Hier ist das Gehäuse in Reihe mit den anderen Elementen eingezeichnet und einige bereits diskutierte Elemente sind als nichtlinear gekennzeichnet. Der PEA ist nicht als Feder dargestellt (obwohl er elastisch ist), weil dieses Bauteil als Stellglied fungiert und seine Expansion (Längenänderung) gemessen wird. Ein durch Kraft komprimierter PEA ist eben einfach nur kürzer als im Falle ohne Last, so, als ob die angelegte elektrische Treiberspannung kleiner wäre. Seine Expansion steht aber als Messsignal jederzeit zur Verfügung. (Die Treiberspannung selbst tritt nie als Messgröße auf.) Oben rechts in Abbildung 8.6 sind alle Elemente zu einem einzigen nicht-linearen Element zusammengefasst mit Ausnahme der Knochenprobe und des PEA.

Abb. 8.6
ein abgeändertes Modell mit nicht-linearen Elementen

8.1 Steifigkeit und Nachgiebigkeit

Aus Kapitel 6. übernehmen wir Gleichung (6.40), das Hookesche Gesetz in eindimensionaler Schreibweise:

$$\text{Hookesches Gesetz: } k = \Delta F / \Delta d \quad k: \text{Steifigkeit, } \Delta F: \text{Kraftänderung,} \quad (8.1) \\ \Delta d: \text{Kompressionsänderung}$$

und ferner zur Erinnerung:

$$\text{“Nachgiebigkeit” ist der reziproke Wert der Steifigkeit: } w := k^{-1} = \Delta d / \Delta F \quad (8.2)$$

$$\text{Das Elastizitätsmodul kann in dieser Weise definiert werden: } E = k \cdot \frac{h}{\pi r^2} \quad (8.3)$$

Darin ist h die Höhe und $A = \pi r^2$ die Stirnfläche eines (meist zylindrischen) Körpers. Obige Gleichung kann als Normierung der Steifigkeit in dem Sinne interpretiert werden, dass ein Wert entsteht, der eine reine Materialkonstante darstellt, die von der Geometrie des Körpers unabhängig ist. In dem hier beschriebenen Messsystem wird der Zahlenwert des Elastizitätsmoduls immer nach Gleichung (8.3) aus der gemessenen Steifigkeit abgeleitet, weil ja doch zuerst die Steifigkeit gemessen und anschließend die Normierung mit der gegebenen Geometrie durchgeführt wird. Außerdem denkt man bei Begriffen wie Spannung und Dehnung zunächst an statische Vorgänge und legt stillschweigend ein lineares Modell zugrunde, während Steifigkeit im weiteren Verlauf dieser Arbeit als Differentialquotient von Kraft zu Kompression aufgefasst werden muss und auch komplexe Werte annehmen kann.

Wie in Kapitel 7.2.4 gezeigt wurde, addieren sich die Steifigkeiten bei Parallelschaltung einzelner Körper,

$$k_{\text{total}} = \sum_i k_i \quad (8.5a)$$

während sich die Nachgiebigkeiten im Falle der Reihenschaltung addieren.

$$w_{\text{total}} = \sum_i w_i \quad (8.5b)$$

Abbildung 8.6 zeigt eine Serienschaltung mehrerer Körper und es daher bequemer mit dem Begriff Nachgiebigkeit statt Steifigkeit zu operieren.

8.2 kraftabhängige Nachgiebigkeit

Hängen Steifigkeit/ Nachgiebigkeit von der Kompression bzw. von der Kraft ab, so wollen wir Differentiale verwenden:

$$k(d) := \partial F(d) / \partial d \quad w(F) := \partial d(F) / \partial F \quad (8.6a, 8.6b)$$

Das Symbol d steht hier für Kompression (**d**isplacement), während zur Unterscheidung das Symbol x die **E**xpansion des PEAs darstellt. Die Differentiale werden dann zur besseren Unterscheidung durch ∂ anstatt d geschrieben.

Anwendung von (5b) ergibt für das mechanische Belastungsgerät (MBG):

$$W_{\text{total}} = W_{\text{Gewinde}} + W_{\text{sensor}} + W_{\text{Linse}} + W_{\text{Kolben}} + W_{\text{Knochen}} + W_{\text{Kammerboden}} + W_{\text{Gehäuse}} \quad (8.7)$$

$$\text{Die Vereinfachung } w_{\text{total}}(F) = w_t(F) + w_{\text{Knochen}}(F) \quad (8.8)$$

entspricht der Zusammenfassung in Abbildung 8.6 oben rechts:

$$w_t(F) := W_{\text{Gewinde}} + W_{\text{sensor}} + W_{\text{Linse}} + W_{\text{Kolben}} + W_{\text{Kammerboden}} + W_{\text{Gehäuse}} \quad (8.9)$$

Durch Messung von Kraft F und Expansion x ist die totale Nachgiebigkeit w_{total} messtechnisch direkt zugänglich:

$$w_{\text{total}} = \partial x(F) / \partial F \quad (8.10)$$

und $w_t(F)$ ist eine konstante Gerätefunktion der Kraft. Diese Größe soll heißen: **Tara- Nachgiebigkeit**, und $S_t = 1/w_t$ wollen wir **Tara- Steifigkeit** nennen.

Mit der Substitution in (8.9) verlieren alle Bauteile ihren individuellen Einfluss auf den Effekt des Expansionsverlustes. Es wird nur die umfassende Tara- Nachgiebigkeit betrachtet, die einmal für jedes MBG gemessen werden muss, um dann später aus Kraft und Expansion die tatsächlich wirkende Kompression auf die Knochenscheiben berechnen zu können.

Anstelle des Knochens platzierten wir metallische Körper in das MBG, um den Zusammenhang zwischen Expansion und Kompression zu messen. Diese Körper, die wir „Referenzkörper“ nannten (siehe 8.3.), müssen dazu die direkte Messung der Kompression an ihnen ermöglichen. Gleichung (8.8) lautet dann mit anderem Index:

$$w_{\text{total}}(F) = w_t(F) + w_{\text{Referenz}}(F) \quad (8.11)$$

Anwendung von Gleichung (8.6b) auf Gleichung (8.11) liefert

$$w_t(F) = \partial x(F) / \partial F - \partial d(F) / \partial F \quad (8.12)$$

mit d : Kompression des Referenzkörpers,

x : Expansion des PEA

$$\text{Integration von (8.12):} \quad \int_0^F w_t(F') dF' = x(F) - d(F) \quad (8.13a)$$

$$\text{oder} \quad W_t(F) = x(F) - d(F) \quad (8.13b)$$

Hierin ist $W_t(F)$ das Integral von $w_t(F)$ in (8.13a). Gleichung (8.13b) ist frei von Differentialen (im Gegensatz zu Gleichung (8.12)). Es ist also viel praktischer, $W_t(F)$ statt $w_t(F)$ als konstante Gerätefunktion zu messen und abzuspeichern. Die gesuchte Kompression $d(F)$ ist dann einfach nur die Differenz aus der abgespeicherten Funktion $W_t(F)$ und der gemessenen Expansion.

$$d(F) = W_t(F) - x(F) \quad (8.14)$$

8.3 Referenzkörper

8.3.1 Referenzkörper aus Aluminium

Der Sinn und Zweck der Referenzkörper ist die Möglichkeit der **simultanen** Messung vom Kraft, Expansion **und** Kompression, um $W_i(F)$ in Gleichung (8.13b) berechnen zu können. Im Falle von Knochenscheiben, bei denen die Kompression nicht direkt gemessen werden kann, soll Gleichung (8.14) später zur Berechnung der Kompression dienen.

Der Bereich des Elastizitätsmoduls der Referenzkörper sollte von der Größenordnung des erwarteten Bereichs des (Formalen) Elastizitätsmoduls der Knochen sein. Dieses wurde weit niedriger als das Elastizitätsmodul von Aluminium erwartet. Aber Aluminium ist leicht zu bearbeiten. An Aluminiumzylindern lassen sich auf der Mantelfläche leicht angepasste (d.h.: gleiche Temperaturendeckung) Dehnungsmessstreifen aufkleben. Wir hatten solche Zylinder benutzt, sie aber durch Aufbohren „weicher“ gemacht, denn die Bohrlöcher verringern die tatsächliche Stirnfläche (Gleichung (8.4)), ohne den Durchmesser des Gesamtkörpers zu verändern. Eine weitere Reduzierung der Steifigkeit auf die Hälfte konnten wir durch Verdopplung der Zylinderhöhe auf 10mm gegenüber 5mm Standardhöhe der Knochenscheiben ganz einfach vornehmen.

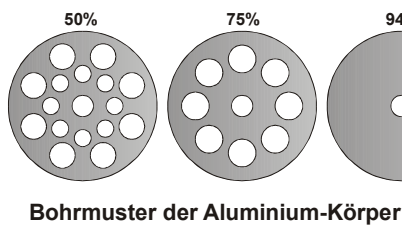


Abb. 8.7a

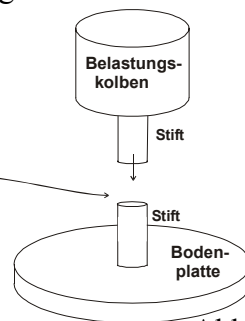


Abb. 8.7b

Bohrmuster und darüber die Restfläche (100% entspricht dem Fall ohne Bohrung) der Referenzkörper aus Aluminium. Das Loch in der Mitte ist immer gleich groß und dient zur Zentrierung der Zylinder in der Mitte der Aufnahmeanordnung nach Abbildung 8.7b.

Wegen der seitlich aufgeklebten Dehnungsmessstreifen und deren Anschlüsse konnte keine Standard-Knochenkammer verwendet werden. Belastungskolben und Boden entsprechen in ihren Maßen genau der Original-Knochenkammer.

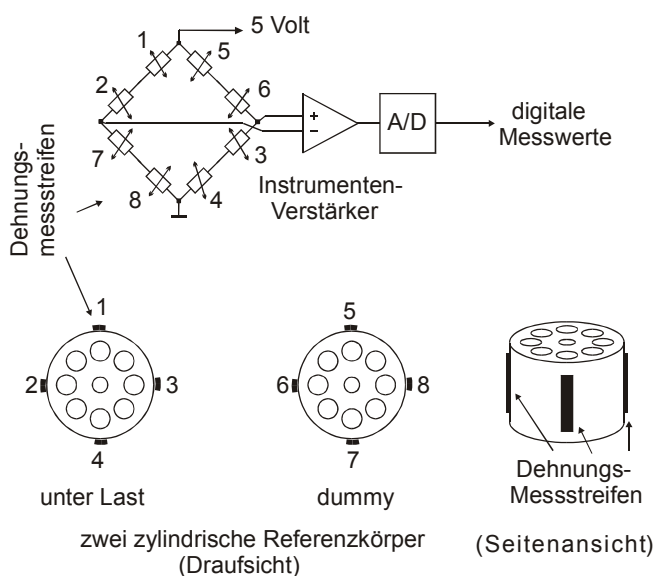


Abb. 8.8

Anordnung zur direkten Messung der Kompression

Die je 4 DMS von immer zwei von insgesamt drei Referenzkörpern wurden derart in einer Wheatstoneschen Brücke verschaltet, dass alle 4 DMS des Referenzkörpers unter Last einen Beitrag zur Veränderung der Brückenquerspannung liefern. Die 4 DMS eines anderen Referenzkörpers ohne Last („Dummy“) vervollständigen die Brücke, liefern jedoch keinen Beitrag zur Querspannungsänderung. Der Dummy-Körper befand sich jedoch in der unmittelbaren Nachbarschaft und damit auf gleicher Temperatur. Durch die senkrechte Anordnung der DMS auf dem Mantel der Referenzkörper wurde die Messrichtung festgelegt und sichergestellt, dass die (relative)

Dehnung des DMS gleich der (relativen) Dehnung des ganzen Körpers ist. Der Verstärker mit nachgeschaltetem A/D-Wandler wurde durch Eingabe kleiner bekannter Spannungen und Speicherung der zugehörigen digitalen Werte kalibriert (ca. 20 Wertepaare, lineare Regression). Die genau bekannte Referenzspannung und der k-Faktor der DMS laut Datenblatt erlauben dann schließlich eine Umrechnung der Daten aus der Messung in Dehnung bzw. Kompression der Referenzkörper.

Mit dieser Ausstattung waren wir in der Lage, die Kraft, die Expansion und die Kompression bei belasteten Referenzkörpern zu messen, um das Integral der Tara- Nachgiebigkeit in (13b) als individuelle Gerätefunktion des MBG bestimmen zu können.

8.3.2 metallische hohlförmige Referenzkörper kleinerer Steifigkeit

Nach Inbetriebnahme des Gerätes fanden wir jedoch Werte der Steifigkeit der Knochen, die deutlich unter den Erwartungen lagen. Der Einfluss der Trabekelstruktur wurde von unserer Arbeitsgruppe unterschätzt. Dies zwang uns zum Bau von Referenzkörpern deutlich niedrigerer Steifigkeit, um das Gerät im passenden Messbereich zu kalibrieren. Den sehr unbefriedigenden Versuchen mit Kunststoffkörpern möchte ich kein Kapitel widmen und stattdessen die Topf-förmigen metallischen Referenzkörper beschreiben (Abbildung 8.9):

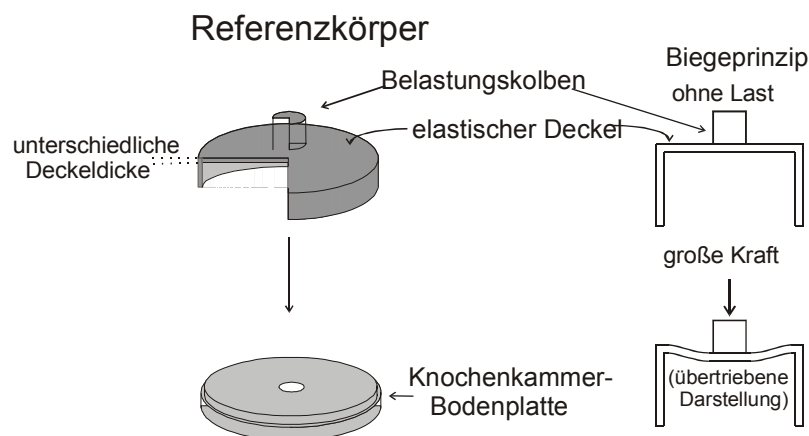


Abb. 8.9

Referenzkörper, derart gebaut, dass Belastungskolben und Boden der Knochenkammer originalgetreu nachgebildet werden

Diese Referenzkörper sind in Form, Durchmesser und Höhe genau den Knochenkammern nachgebaut. Die Bodenplatte stammt real von einer Knochenkammer, jedoch mit einem Loch in der Mitte. Der Belastungskolben ist im oberen Teil integriert. Hier drückt der Belastungskolben jedoch nicht auf einen Knochenzylinder, sondern auf den elastischen Deckel unterschiedlicher Dicke. Während der Belastungskolben immer aus Edelstahl gefertigt ist (wie auch im Falle der Original-Knochenkammer, später jedoch Saphir) wurden einige Referenzkörper aus Aluminium statt Edelstahl gefertigt. Mit insgesamt 7 Referenzkörpern unterschiedlichen Materials und Deckeldichte haben wir den Bereich des „simulierten“ Elastizitätsmoduls ¹⁾ von ca. 40MPa bis 1700MPa abgedeckt.

¹⁾ Die Angabe des Zahlenwertes des simulierten Elastizitätsmoduls erfolgt immer aus der Steifigkeit und anschließender Normierung mit den Standardabmessungen der Knochenscheiben; 10m Durchmesser und 5mm Höhe nach Gleichung (8.3).

Die nebenstehende Tabelle benennt die Referenzkörper durch ihr Material und Deckeldicke. Zum Beispiel ist „Alu500“ mit einem Aluminiumdeckel der Dicke 500µm versehen. Die „simulierten“ E-Moduli sind circa- Werte, weil sich diese Körper nicht wie ideale elastische Federn verhalten.

Verformung unter Kraft entsteht insbesondere im Bereich des Deckels. Es ist unbedeutend, ob Linearität im Sinne des Hookeschen Gesetzes vorliegt oder nicht. Die Hauptsache ist, dass wir Werte-Trippele: Kraft, Expansion, Kompression simultan messen können. Linearität wird dazu nicht benötigt

Referenz-Körper	simuliertes E-Modul [MPa]
Alu 500	≈ 40
Steel 500	≈ 120
Alu 1000	≈ 240
Steel 800	≈ 460
Steel 1000	≈ 560
Steel 1200	≈ 900
Steel 2000	≈ 1700

Tabelle 8.1.

Wir messen die Deformation unterhalb des Belastungskolbens, also die Deformation genau an dem Ort, an dem der Belastungskolben im Normalbetrieb auf die obere Stirnseite des Knochens drücken würde. Unter der Annahme, dass stets die untere Stirnseite des Knochens unter Last ortsfest bleibt (dicker Stahlboden des MBG !), erhalten wir im Inneren der Referenzkörper in der Mitte des Deckels die gesuchte Kompression der Knochen. Das Loch in der Mitte des Kammerbodens dient zur Durchführung eines Taststiftes, welcher die Deformation von der Unterseite des Deckels in den unteren Teil der nun gezeigten Messanordnung überträgt:

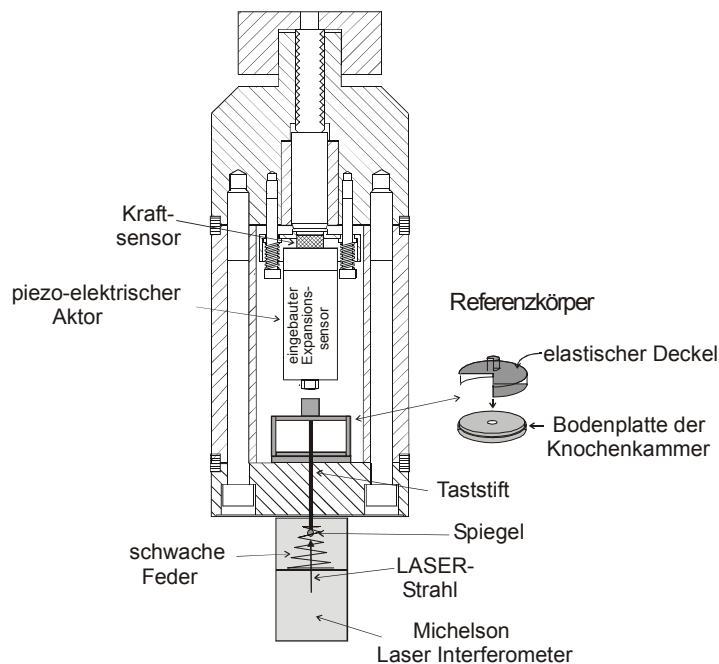


Abb. 8.10

MBG mit Laser-Interferometer zur Messung der inneren Deformation der Referenzkörper

Diese Abbildung zeigt ein Laser-Interferometer /5/, welches unten an das MBG angeflanscht wurde. Der Taststift überträgt die Deformation auf den Spiegel. Zum Interferometer gehört ein elektronisches Gerät, welches Daten über eine serielle Schnittstelle mit einer Auflösung von 10nm ausgibt. Eine frequenzmodulierte Laserdiode und ein Homodyn-Empfänger mit komplexwertiger Darstellung ¹⁾ des Empfangssignals /9/ erlauben diese Auflösung im Sub-Wellenlängenbereich. Der Taststift ist mit einer schwachen Feder vorgespannt, damit der Deckel des Referenzkörpers immer berührt wird. Jedoch bewirkt die damit verbundene Kraft keinen Fehler, weil bis zur Berührung des PEA mit dem Referenzkörper der Ladungsverstärker im „reset-mode“ arbeitet und weil nachfolgende

¹⁾ Zur elektronischen Darstellung von Real- und Imaginärteil des Empfangssignals muss der Oszillator zwei um 90° phasenverschobene Signale liefern, siehe Kapitel „Ortkurven“ in E. Meyer, D. Guicking, 1974, Kapitel 2.3.2.3.

Deformation bis max. 60µm eine Rückstellkraft dieser Feder hervorrufen, die gegenüber einer Kraft bis zu 1500N durch den PEA vernachlässigbar klein ist.

8.4 Test des Modells der Tara- Steifigkeit

Wenn das Modell der Tara- Steifigkeit bzw. Tara- Nachgiebigkeit richtig ist, dann müsste es ausreichen, das Integral der Tara- Nachgiebigkeit (Gleichung (13b)) mit nur einem Referenzkörper zu messen. Das Modell müsste dann die Messergebnisse mit anderen Referenzkörpern vorhersagen können. Mit insgesamt 7 Referenzkörpern ist ein Test des Modells also gut möglich.

Das Integral der Tara- Nachgiebigkeit wurde aus den Messdaten mit dem Referenzkörper größter Steifigkeit berechnet. Es handelt sich um den Körper „steel2000“, weil dieser den Expansionsverlust im Gerät und damit den Unterschied zwischen Expansion des PEAs und Kompression am besten darstellen kann.

Es ist jedoch nützlich, einem „Expansions-Korrekturfaktor“ a in den Gleichungen (13a,13b) zuzulassen. Dann benötigen wir allerdings zwei Referenzkörper, sparen aber Aufwand für eine genaue Kalibrierung des Expansionssensors und des zugehörigen Verstärkers. Die Gleichungen (13a,13b) lauten dann:

$$a x(F) = \int_0^F w_t(F') \partial F' + d(F) \quad W_t(F) = a x(F) - d(F) \quad (8.15a) \quad (8.15b)$$

Mit zwei Referenzkörpern 1,2 (steel1200 und steel2000) erhalten wir zwei Gleichungen:

$$a x_1(F) = W_t(F) + d_1(F) \quad a x_2(F) = W_t(F) + d_2(F)$$

Damit können wir zunächst $W_t(F)$ eliminieren und den Expansions-Korrekturfaktor berechnen:

$$a = \frac{d_1(F) - d_2(F)}{x_1(F) - x_2(F)} \quad (8.16)$$

Die Größe d ist wieder die Kompression, gemessen mit dem Interferometer und x die Expansion des PEAs, so wie sie angezeigt wird und um einen Faktor a falsch sein könnte.

Mit beiden Körpern wurden 8 Kurven gemessen, die je aus ca. 300 Werte-Trippeln Kraft, Expansion und Kompression bestanden. Dazu wurde die Treiberspannung U_T des PEAs langsam in gleichen Schritten $\Delta U_T \approx 2$ V ab Null erhöht und dabei die Messwerte $d(U_T)$, $x(U_T)$ und $F(U_T)$ aller 8 Messreihen aufgenommen. Eine solche langsame Messprozedur nennen wir „quasi-statische Messung“ (Einzelheiten siehe Kapitel 11.2).

Die Treiberspannung U_T ist aber nur ein temporär auftretender Parameter. Es interessieren die Werte Kompression und Expansion als Funktion der Kraft, also $d(F)$ und $x(F)$. Der Mittelwert der je 8 Kurven wurde für die Weiterverarbeitung verwendet. Um Messwerte $d(F)$ und $x(F)$ von 8 Messreihen mitteln zu können, müssen die Kraftwerte, auf die sich $d(F)$ und $x(F)$ beziehen, in allen Messreihen pro Referenzkörper die gleichen sein. Man kann aber nicht die Kraft vorgeben, sondern nur die Treiberspannung U_T des PEAs, die als gemeinsamer Parameter der Messreihen $d(U_T)$, $x(U_T)$, $f(U_T)$ anstelle der Kraft als Parameter auftritt.

Es werden aber nicht immer die gleichen Kraftwerte $F(U_T)$ in jeder Messreihe vorgefunden. Diese Tatsache wirkt sich wie ein Abtauschen/jitter der Größen d und x auf der Kraftachse aus.

Die $F_{i,n}$ (n : Nummer der Messreihe, i : Index des Abtastwertes innerhalb einer Messreihe) sind also unterschiedlich in den Messreihen. Um das Abtauschen zu beseitigen, wurde zwischen zwei benachbarten Messwerten der Expansion und der Kompression $x_n(F_{i,n})$, $x_n(F_{i+1,n})$ bzw. $d_n(F_{i,n})$, $d_n(F_{i+1,n})$ ein Interpolations- Polynom bestimmt und dann aus den Koeffizienten des Polynoms ein Schätzwert (x_n' bzw. d_n'), bezogen auf immer ganzzahlige Werte der Kraft (F') berechnet (am besten mit einer Schrittweite 1 N). Dieses erfolgte durch sog. Akima-Interpolation (H. Akima, 1978, 1996). Bei den korrigierten Werten (Schätzwerten) entfällt der Index n in den Kraftwerten und die Mittelung der Kurven erfolgt dann bei konstanten Kraftinkrementen (1N) ganz einfach nach:

$$\overline{x}_i = \sum_{n=1}^8 x_n(F'_i) \quad \text{und} \quad \overline{d}_i = \sum_{n=1}^8 d_n(F'_i) \quad (8.17a), (8.17b)$$

- n : Nummer der Messreihe,
- i : Index des Abtastwertes innerhalb einer Messreihe

Die folgenden Tabellen zeigt als Beispiel zwei (von 8) Messreihen und davon nur den anfänglichen Teil.

1. Messreihe			
i	U_T	$F_{i,1}$	$x(F_{i,1})$
	[V]	[N]	[μm]
1	0	0,0	0,00
2	2	2,6	0,35
3	4	2,4	0,33
4	6	3,4	0,44
5	8	5,2	0,62
6	10	5,6	0,66
7	12	6,2	0,72
8	14	7,6	0,86
9	16	8,8	0,98
10	18	9,0	1,00

Tabelle 8.2a

2. Messreihe			
i	U_T	$F_{i,2}$	$x(F_{i,2})$
	[V]	[N]	[μm]
1	0	-0,4	-0,04
2	2	1,8	0,27
3	4	2,8	0,39
4	6	2,8	0,39
5	8	3,6	0,48
6	10	4,0	0,53
7	12	5,4	0,68
8	14	7,6	0,91
9	16	7,0	0,84
10	18	8,4	0,99

Tabelle 8.2b

Während U_T als vorgegebene Größe in jeder Messreihe die gleichen Werte annimmt, sind die Kraftwerte $f_{i,n}$ und die damit verbundenen Expansionen $x_{i,n} = x(F_{i,n})$ mit einer rauschartigen Fluktuation behaftet. Deshalb lassen sich die Messreihen nicht direkt mitteln.

Tabelle 8.3 zeigt die interpolierten Werte mit $\Delta F' = 1N$ und Abbildung 8.11 die grafische Darstellung.

1. und 2. Messreihe interpoliert
Tabelle 8.3

F'_1	$x(F'_1)$	F'_2	$x(F'_2)$
0,0	0,00	0,0	0,00
1,0	0,17	1,0	0,17
2,0	0,28	2,0	0,30
3,0	0,39	3,0	0,41
4,0	0,50	4,0	0,53
5,0	0,60	5,0	0,63
6,0	0,70	6,0	0,74
7,0	0,80	7,0	0,84
8,0	0,90	8,0	0,95
9,0	1,00	9,0	1,05
10,0	1,10	10,0	1,15

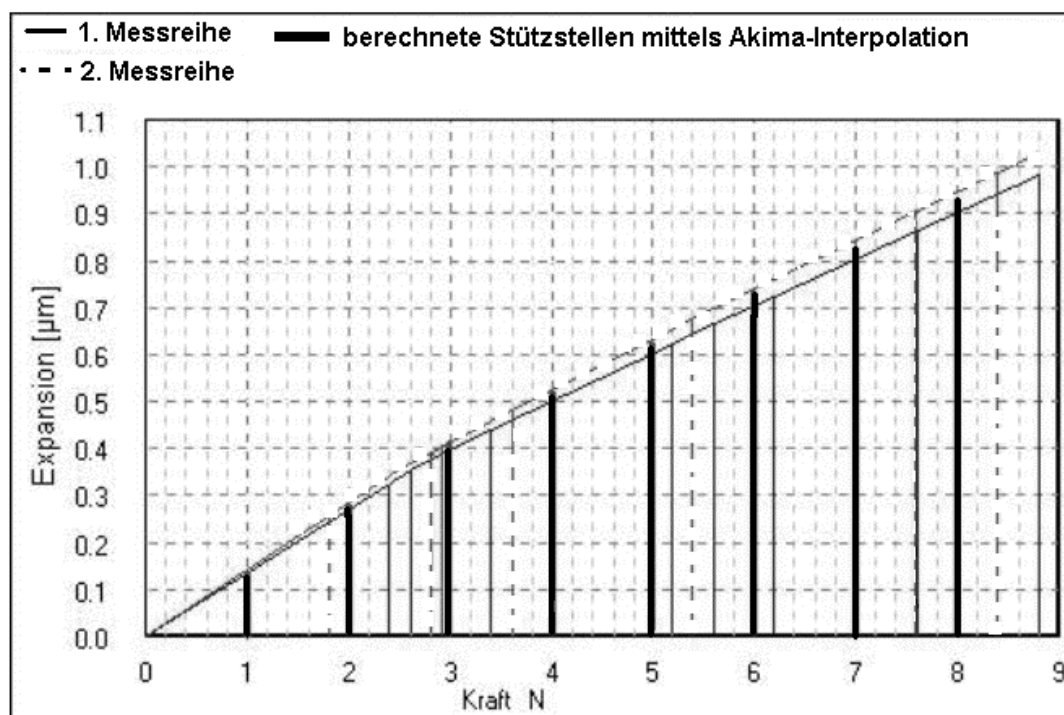


Abb. 8.11

berechnete Stützstellen nach Akima-Interpolation
mit einer Schrittweite von 1N

Ergebnisse:

In Gleichung (8.16) wurden die über 8 Messreihen gemittelten Werte der Expansion und Kompression der Körper „steel2000“ und „steel1200“ eingegeben und der Expansions-Korrekturfaktor berechnet.

Der Expansions-Korrekturfaktor liegt nahe bei Eins aber nicht genau. Der PEA wird mit Angaben über den Nennstellweg ausgeliefert. Es gibt aber Exemplarstreuungen. Die Messwerte bei kleinen Kräften erzeugen natürlich rauschartige Fehler, denn hier stehen in Zähler und Nenner in Gleichung (8.16) kleine Zahlen. Bei größeren Kräften sollte der Expansions-Korrekturfaktor flach verlaufen, was tatsächlich auch der Fall ist.

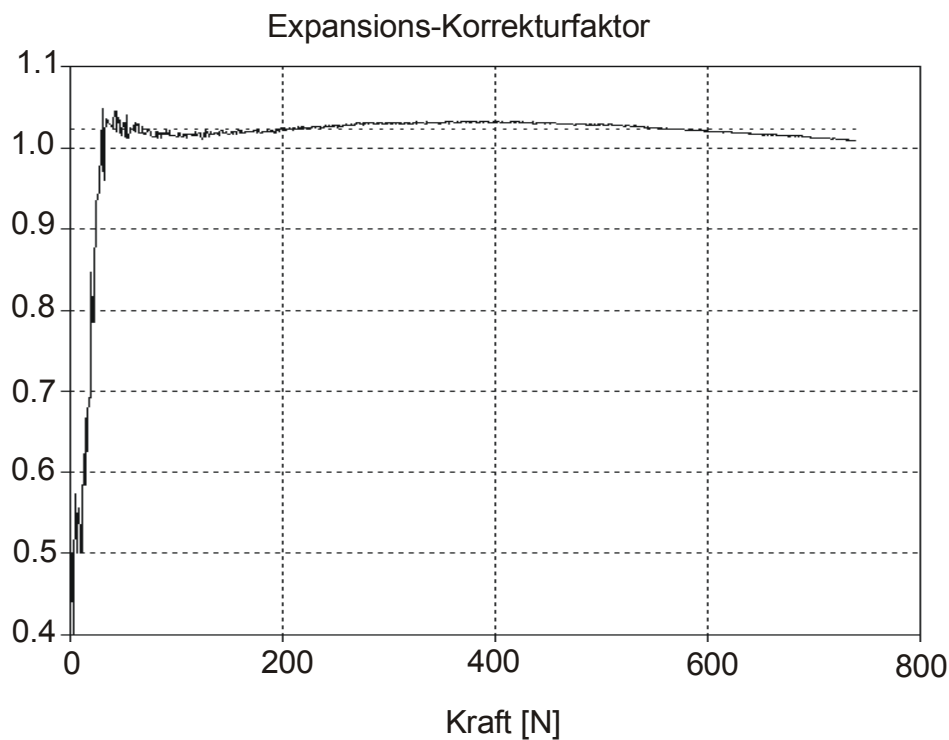


Abb. 8.12
Kraftabhängigkeit
des Expansions-
Korrekturfaktors

Als Expansions-Korrekturfaktor wurde der Mittelwert der Kurve in Abbildung 8.12 ab 200N genommen.

Die Messwerte mit dem Referenzkörper „steel2000“ wurden zur Berechnung des Integrals der Tara- Nachgiebigkeit nach Gleichung (8.15b) verwendet:

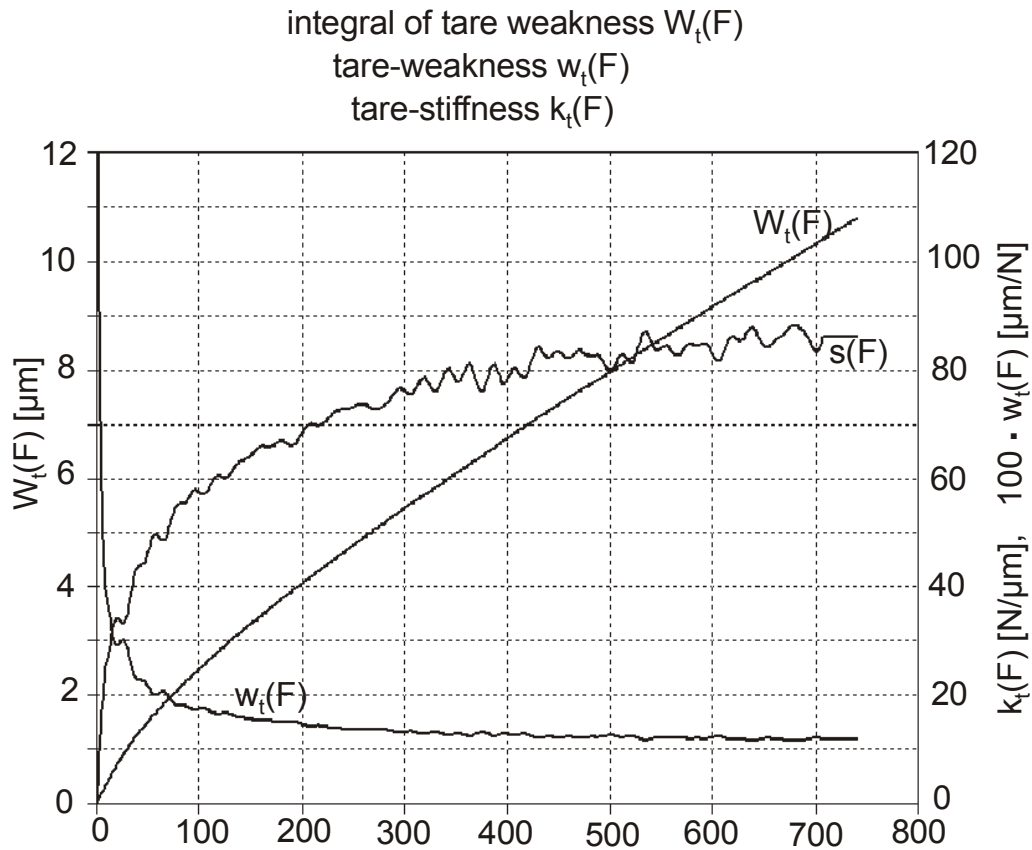


Abb. 8.13

Kraftabhängigkeit von Tara-Nachgiebigkeit/ -Steifigkeit

Abbildung 8.13 zeigt noch die Tara-Nachgiebigkeit $= \partial W_t(F) / \partial F$ ⁽¹⁾ und die Tara-Steifigkeit $k_t(F) = w_t(F)^{-1}$.

Bei einer Kraft von Null ist auch die Tara-Steifigkeit Null, weil bei der ersten Berührung nur wenige Atome zusammenkommen (siehe Anfang von Kapitel 8.). Folglich muss die Tara-Nachgiebigkeit unendlich sein. Doch dann ist $w_t(F)$ nicht integrierbar. Auf dieses Problem wird in Abschnitt 8.8. eingegangen.

Hat man das Integral der Tara-Nachgiebigkeit abgespeichert, lassen sich die Messergebnisse mit anderen Referenzkörpern auch nach Gleichung (8.14) $d(F) = W_t(F) - x(F)$ berechnen. Den Vergleich der berechneten Kompressionen mit den gemessenen zeigt folgende Abbildung:

⁽¹⁾ Die numerische Berechnung der ersten Ableitung auf einem Computer erfordert (wie fast immer bei digitalisierten Messsignalen) einen strengen Glättungsalgorithmus, weil das Integral selbst schon nicht frei von rauschartigen Fehlern ist. Es wurde wie folgt vorgegangen:
- Faltung (Konvolution) mit einer Glättungsfunktion, die der Impulsantwort eines FIR (finite impulse response)-Software-Tiefpassfilters entspricht (nach S. Stearns, 1979, Kapitel 8)
- erste Ableitung von abschnittsweise approximierenden Splines (G. Engeln-Müllges, F. Reutter, 1990, Kapitel 13)

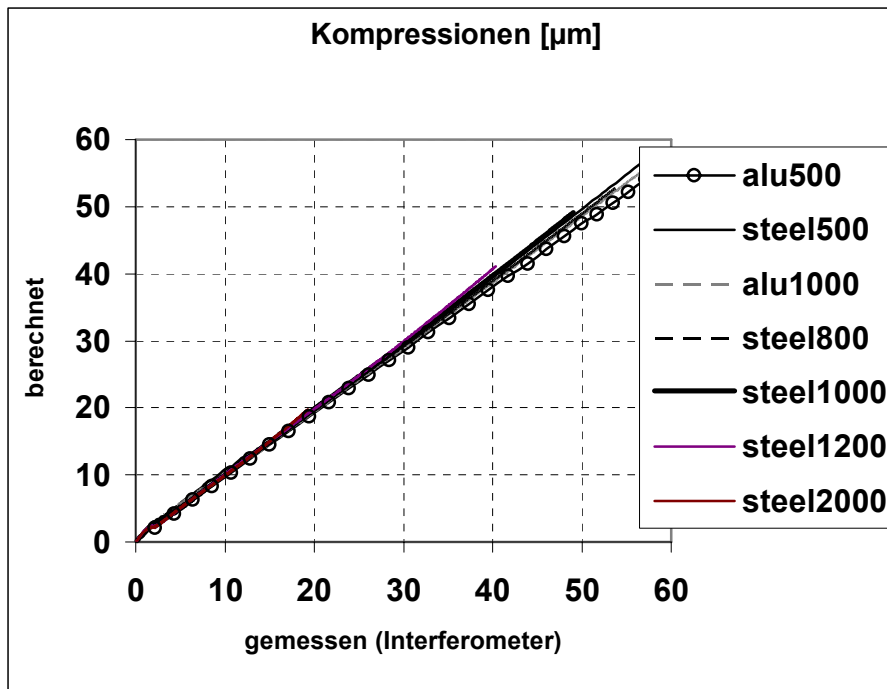


Abb. 8.14

berechnete und gemessene Kompressionswerte

Die berechneten Werte sind in Abbildung 8.14 gegen die gemessenen Kompressionswerte aufgetragen. Die folgende Tabelle zeigt den Vergleich zahlenmäßig:

Referenz-Körper	Korrelations-Koeffizient	Steigung gemessene/ berechnete Werte	rel. Fehler [µm/µm]
Alu 500	0.99998	1.06058	0.0606
Steel 500	0.99982	1.01672	0.0167
Alu 1000	0.99989	1.03759	0.0376
Steel 800	0.99993	1.03046	0.0305
Steel 1000	0.99990	1.00945	0.0095
Steel 1200	0.99978	0.99399	-0.0060
Steel 2000	0.99948	0.99532	-0.0047

Tabelle 8.4

Die Werte von Korrelation und Steigung liegen alle dicht bei 1 und dürften wohl die Richtigkeit des Tara-Nachgiebigkeit-Modells bestätigen. Gemessene und berechnete Kompressionen des Referenzkörpers „steel2000“ stimmen nicht perfekt überein. Das kann daran liegen, dass der Expansions-Korrekturfaktor ab 200N nicht extrem flach verläuft (Abbildung 8.12). Die Restfehler sind wahrscheinlich eher auf Unzulänglichkeiten des Belastungsgerätes selbst als auf Fehler des Modells zurückzuführen. Vermutlich würden die Fehler beim Einsatz von Saphir-Keilen (Abbildung 3.18) noch kleiner ausfallen. Ein Modell (eine Theorie) gilt dann als bestätigt, wenn es Vorhersagen ermöglicht, die dann auch tatsächlich mit der Messung (Experiment) übereinstimmen. Dieser Fall liegt hier vor.

Nach Ausarbeitung dieses Modells und dessen Test hatte ich die Vorgänge, die den Expansionsverlust verursachen, sehr gut verstanden. Zuvor waren unsere Beobachtungen doch recht unverständlich. Der Effekt der gewölbten Plankonvexlinse wurde unterschätzt.

8.5 Anfangsbedingung, Vorlast

Wie schon erwähnt, muss bei einer Berührung PEA und Belastungskolben bei einer Kraft von Null die Tara- Nachgiebigkeit unendlich sein und $w_t(F)$ wäre folglich nicht integrierbar.

Um diesen Konflikt zu vermeiden, haben wir die **Berührung** durch einen Kraftwert von 10 N definiert und nach Erscheinen dieses Wertes die Anzeige von Kraft und Expansion auf Null gesetzt. Die Kraftachse in Abbildung 8.13 beginnt also eigentlich nicht bei Null, sondern bei 10 N und eine Singularität der Tara-Nachgiebigkeit ist nur andeutungsweise zu sehen. In der Praxis muss immer eine gewisse Vorlast erzeugt werden, um alle Flächen in Kontakt zu bringen. Hat man sich erst einmal auf 10 N geeinigt, dann gilt fortan dieser Wert für die Kalibrierung und für alle Messungen, da sonst die Gerätefunktion $W_t(F)$ mit falschen Kraftwerten adressiert würde. Das Benutzerprogramm fordert vor einer Beginn der Messung zur Einstellung dieser Vorlast auf, siehe dazu Kapitel 11, Abbildung 11.1. In Kapitel 9. „Kalibrierung“ wird hierauf noch näher eingegangen.

Das untere Ende des PEA kann auch durch Erhöhung der Treiberspannung nach unten gefahren werden (Ausdehnung des PEA). Solange der PEA aber noch nicht auf den Knochen drückt, sind die Werte der Expansion ungültig und müssen auf Null gehalten werden, wie dies in Abbildung 8.15 dargestellt ist.

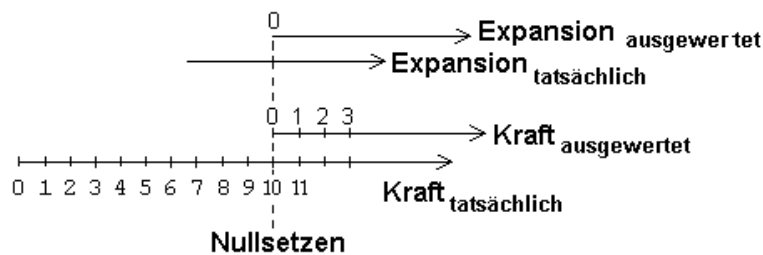


Abb. 8.15

Anfangsbedingungen bzw. „Kontakt“ werden durch eine Kraft von 10 N definiert.

9. Kalibrierung

9.1 Kalibrierung der Kraftmessung

Wie bereits in 3.4.1 beschrieben, verliert der Kraftsensor einen Teil seiner Empfindlichkeit nach Montage mit einer Schraube, weil diese einen Kraftnebenschluss darstellt. Damit wird auch die Empfindlichkeitsangabe aus dem Datenblatt unbrauchbar.

Abbildung 9.1 zeigt die Anordnung zur Kraftkalibrierung, welche unten an das MBG anstelle dessen Bodens angeflanscht wird. Acht Gewichte wurden präzise gewogen und nacheinander auf die linke Seite des Hebels gelegt. Das Hebelverhältnis beträgt genau 12:1. Vom kürzeren Hebel wird die Kraft über einen Bolzen und den PEA auf den Kraftsensor übertragen. Mit dem Positioniergewinde wird eine möglichst waagerechte Position des Hebels eingestellt.

Die Lager sind nach dem Prinzip “Kerbe auf Keil” realisiert, damit man genau weiß, wo sich die “Lagerachse” wirklich befindet.

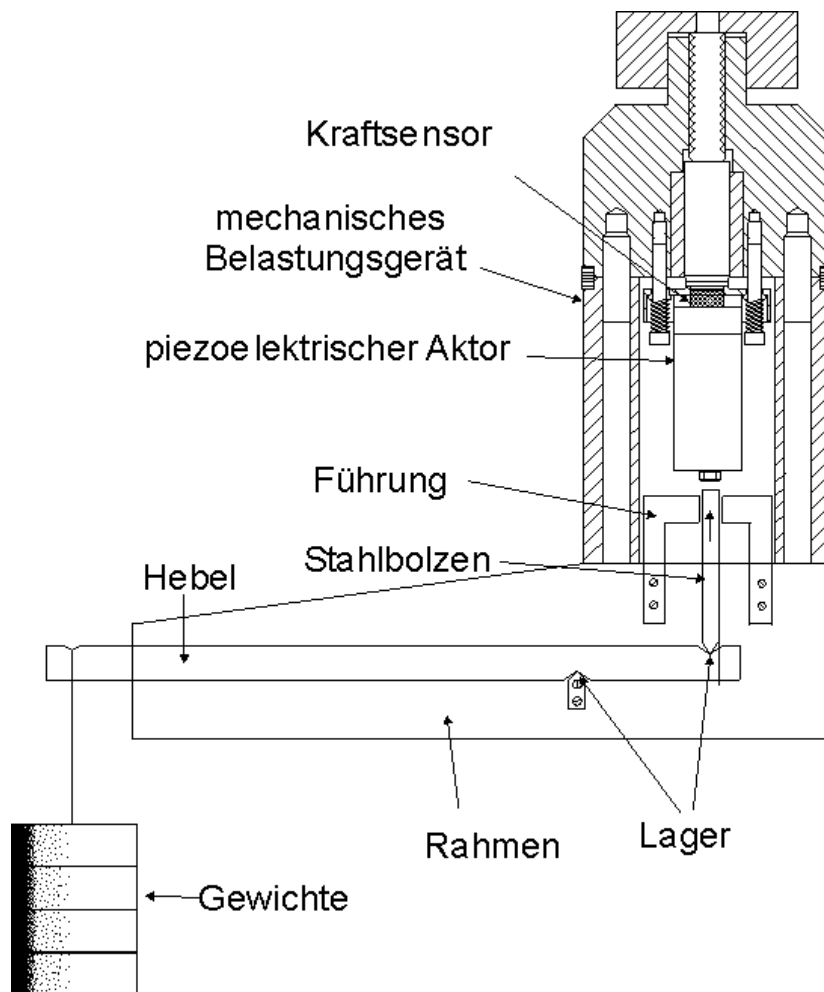


Abb. 9.1
Anordnung zur Kalibrierung der Kraft

Die Korrelation zwischen Kraft und den entsprechenden digitalisierten Werten war mit 8 Gewichten größer als 0,9999. Zur Kalibrierung ist nur der Skalierungsfaktor zwischen diesen Größen erforderlich. Er wurde aus linearer Regression bestimmt. In 12-bit Darstellung beträgt die theoretische Auflösung 0,37N.

9.2 Kalibrierung der Kompressionsmessung

Zur Kalibrierung der Kompression wird die in Abbildung 8.9 dargestellte Anordnung mit dem Interferometer und den 7 Referenzkörpern verwendet. Anstelle das Integral der Tara-Nachgiebigkeit den Benutzerprogramm beizufügen, habe ich mich entschlossen, die Messwerte F, x, d als Tabelle zu übergeben, wobei jeder Referenzkörper die gleiche Gewichtung bekommt, anstelle der Verwendung der Daten von nur zwei Referenzkörpern, die theoretisch allein für die Berechnung der Tara-Nachgiebigkeit und eventuell eines Expansions-Korrekturfaktors ausreichen würden. Dazu wurden die Kompressionsmesswerte

x aller gemittelten Kuren von 7 Referenzkörpern aus quasi-statischer Messung (siehe Kapitel 11.2) in eine Tabelle geschrieben, deren Zeilen- bzw. Spaltenindex der Kraft bzw. der Expansion entspricht.

Ein besonderer „Referenzkörper“ entsteht gratis, wenn der Taststift unmittelbar die Plankonvexlinse berührt, also gar kein Referenzkörper eingeführt ist: Dies ist der Spezialfall der simulierten Steifigkeit von Null. In diesem Fall sind also Kompression und Expansion gleich. Die Messdaten des Interferometers können in diesem Spezialfall zur Kalibrierung der Expansionsanzeige herangezogen werden. Es ist klar, dass das Interferometer aufgrund seines Funktionsprinzips mit Temperaturkompensation des Wellenlängendriffs und einer Auflösung von 10nm Messdaten von höchster Vertrauenswürdigkeit liefert.

In der grafischen Darstellung sind die Kompressionen vertikal nach oben über der Kraft-Expansions-Ebene aufgetragen:

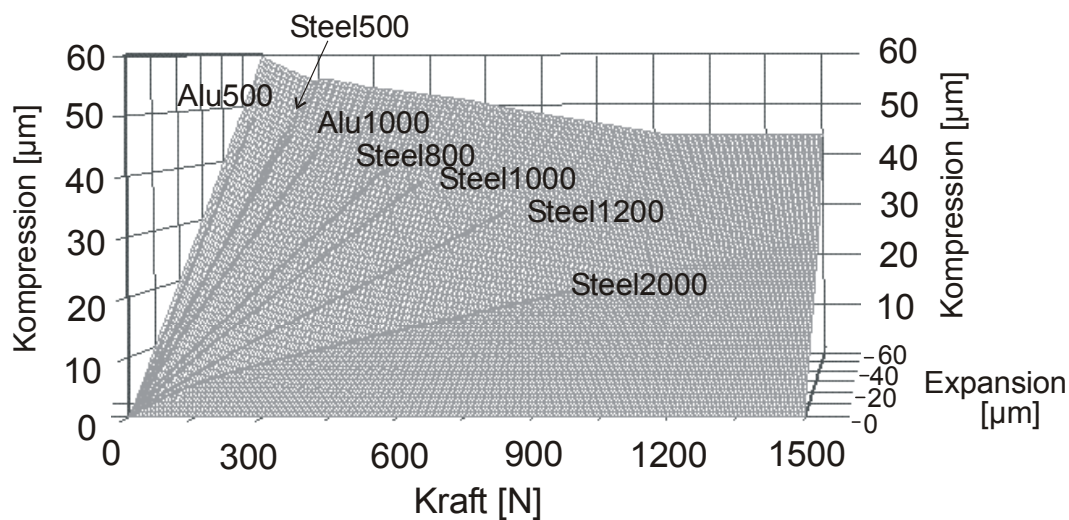


Abb. 9.2

Kompression von 7 Messkurven (Referenzkörper) über der Kraft-Expansions-Ebene sowie die Füllung der Zwischenräume durch Interpolation

Die bei jedem Messdurchlauf gewonnene große Anzahl von ca. 300 Werte-Tripplern erlauben eine lineare Interpolation in Kraft-Richtung. Weil es aber nur 7 Referenzkörper gab, ist die Frage, wie in Expansions-Richtung interpoliert werden muss, um die Kraft-Expansions-Ebene vollständig zu füllen. Gleichung (8.13b) zeigt aber die Linearität zwischen d und x bei konstanter Kraft, so dass auch in dieser Richtung linear interpoliert werden kann. Aus den Messkurven (auch hier wieder über jeweils 8 Messdurchläufe gemittelt) der 7 Referenzkörper und dem Spezialfall ohne Kraft (Taststift misst die Expansion direkt) wurde durch lineare Interpolation eine komplette „look-up-table“ generiert und dem Benutzerprogramm zur Verfügung gestellt. Die Schrittweite der Tabelle beträgt in Krafrichtung 1 N und in Expansionsrichtung $\frac{1}{4} \mu\text{m}$. Eine feinere Aufteilung kann das Benutzerprogramm durch lineare Interpolation selbst vornehmen.

Die Genauigkeit der Kompressions-Kalibrierung in den interpolierten Zwischenräumen kann nicht befriedigend bestätigt werden, weil kein unabhängiges Kontrollverfahren existiert, welches nicht auf Referenzkörper angewiesen ist.

Die Standardabweichung der Messkurven aller Referenzkörper kann jedoch einen Hinweis auf den Restfehler des Verfahrens liefern. Abbildung 9.3 zeigt die Messkurven (Mittelwerte) einiger Referenzkörper mit typischen Standardabweichungen an verschiedenen Stellen der Kraft.

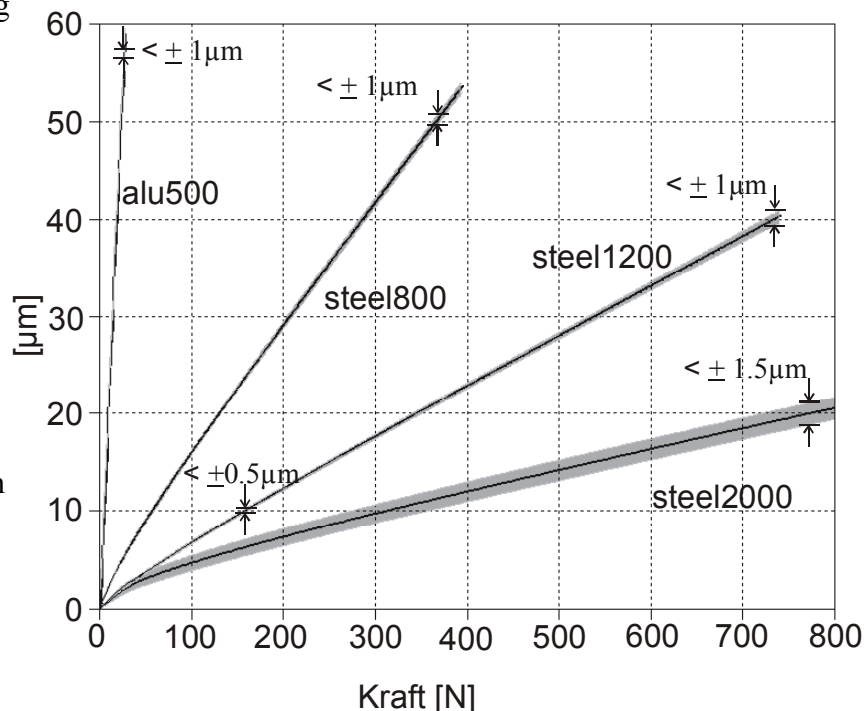


Abb. 9.3
gemessene Kompressionen
Standardabweichungen der Kompressionsmessungen

Betrachtet man noch unterschiedliche Kraftbereiche und zieht man die Steifigkeit der jeweiligen Referenzkörper heran (bzw. deren simuliertes Elastizitätsmodul), so kann man etwa die folgende Aussage über den Restfehler der Kompressionskalibrierung machen:

E-Modul-Bereich [MPa]	Kompressionsfehler [µm]	
	unter 400N	über 400N
0 – 100	± 1 µm	± 1 µm
100 - 1000	± 0,5 µm	± 1 µm
> 1000	± 1,5 µm	± 1,5 µm

Tabelle 9.1

Wir erwarten für unsere Trabekelknochen eine Steifigkeit, die in Einheiten eines formalen Elastizitätsmoduls ausgedrückt im Bereich von 100..800 MPa liegen sollte. Dann wäre der Fehler nicht größer als ca. 1µm. Dies entspricht der geschätzten Rauigkeit der polierten Metallflächen der Teile des MBGs.

Für unsere internationale Forschergruppe haben wir inzwischen mehrere ZETOS-Systeme gebaut. Jeder Anwender bekommt selbstverständlich die Kalibrierdaten seines individuellen Systems mitgeliefert und kann Kalibrierdaten von anderen Geräten nicht verwenden. Da alle Kalibrierdaten auf digitalisierte Werte zurückgehen und nicht etwa auf Spannungen, ist die jeweilige Elektronik mit einbezogen. Der Referenzkörper „steel1200“ wird zusammen mit der Marburger Messkurve mit jedem System ausgeliefert (danach wird für uns in Marburg ein neuer Referenzkörper „steel1200“ gebaut). Mit diesem Körper kann der Anwender die

Verstärkung des Expansionssignals jederzeit korrigieren, falls eine Drift aufgetreten sein sollte. Auf diese Weise kann die Expansionsverstärkung und damit der Zugriff auf die look-up-table immer wieder an die Marburger Messungen mit dem Interferometer angebunden werden. Einen Kraft-Standard besitzen wir zurzeit noch nicht und müssen daher der Stabilität des Kraftsensors und des zugehörigen Verstärkers vertrauen.

Man könnte aber einen Referenzkörper bauen, der sich sowohl als Kompressions- als auch als Kraftstandard eignet:

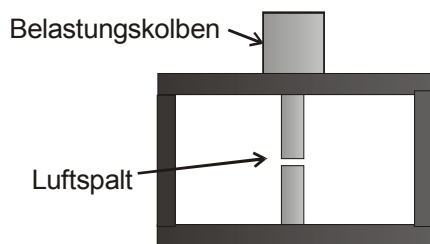


Abb. 9.4

nach Überwindung des Luftspalts
erhöht sich die Steifigkeit

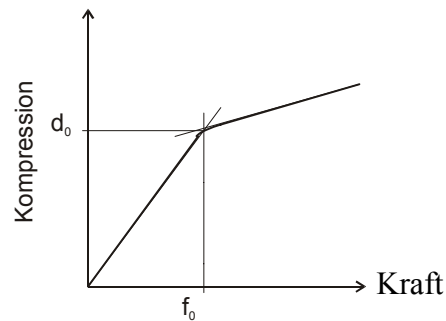


Abb. 9.5

Kennlinie des Referenzkörpers für
Kraft und Kompression

Abbildung 9.4 zeigt einen Referenzkörper bekannter Abmessung und Form mit Aluminiumdeckel. In der Mitte sind noch zusätzlich zwei dünne Aluminiumsäulen eingesetzt, die durch einen schmalen Luftspalt von ca. $30\mu\text{m}$ getrennt sind. Stoßen diese Säulen nach Kompression aufeinander, so wirken sie bei weiter zunehmender Kraft als Verstärkung der Steifigkeit. Bei sehr guter Planparallelität des Luftspalts müsste sich in der Kennlinie in Abbildung 9.5 ein Knick zeigen. Dieser Knick müsste immer an der gleichen Stelle der Kraft und der Kompression (F_0, d_0) auftreten und wäre somit als Justierstandard sowohl für Kraft als auch für Kompression bzw. Expansion geeignet. Ist der Luftspalt nicht ideal planparallel, so entstände anstelle des Knicks ein Bogen und der Referenzpunkt (F_0, d_0) sollte als Schnittpunkt der verlängerten Geraden in Abbildung 9.5 zu finden sein.

10. Reproduzierbarkeit

10.1 Reproduzierbarkeit der Kraftmessung

Hebt man in der Anordnung nach Abbildung 9.1 den Hebel auf der linken Seite und senkt ihn wieder ab, mit zwischenzeitlichem Nullsetzen des Ladungsverstärkers, so ergeben die Messdaten der Kraft eine Streuung von weniger als 0,3%.

10.2 Reproduzierbarkeit der Expansionsmessung

Dieses Kapitel ist weit komplizierter. Zunächst ist es insbesondere bei Körpern kleiner Steifigkeit sehr wichtig, dass die Vorlast (siehe Kapitel 8.5 „Anfangsbedingung, Vorlast“ und Abbildung 8.14) möglichst gut eingehalten wird und dies hängt von der Sorgfalt des Benutzers ab. Man muss tatsächlich hier „mit Gefühl“ arbeiten; der Benutzer benötigt ein Training, um die Kraftvorlast sorgfältig einzustellen. Man stellt in der Praxis eine etwas

größere Vorlast ein und geht dann auf den Nennwert zurück. Im Anhang, Teil Elektronik, ist die geplante Motorregelung beschrieben, mit der die Vorlasteinstellung automatisch erfolgen soll.

Wir haben eine eventuelle Winkelabhängigkeit untersucht, in der zugleich die Reproduzierbarkeit der Kompressionsmessung mit eingeht.

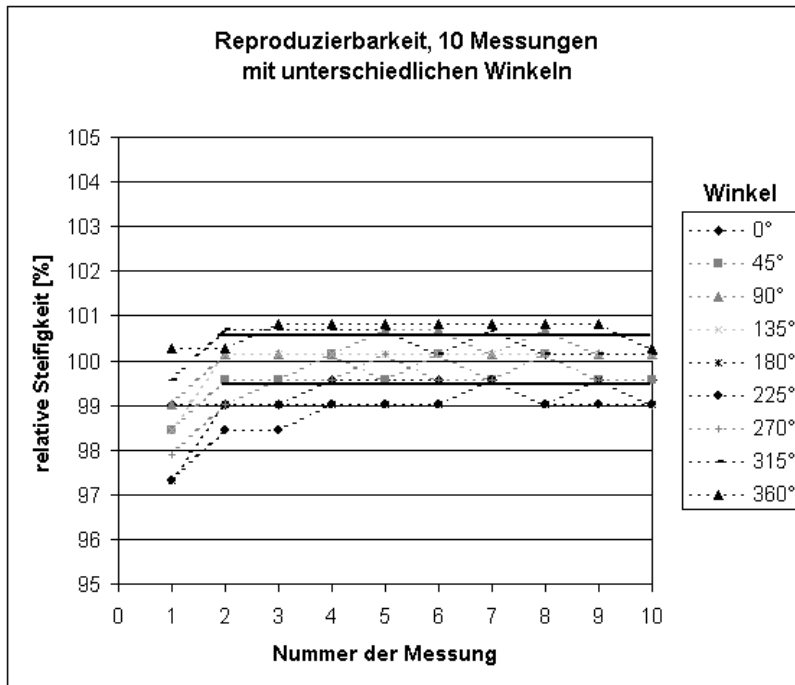


Abb. 10.1
Test der Winkelabhängigkeit der Messung mit einem Aluminium-Körper

Abbildung 10.1 zeigt die Ergebnisse einer Messung an einem Aluminium-Zylinder mit 10 Messungen, durchgeführt als quasi-statische Messung. Es ergibt sich eine Standardabweichung von 0,6 %, wenn man die erste Messung weglässt. Wir haben auch im Falle der Messung von Knochen die Erfahrung gemacht, dass die Werte des ersten Tages (es wird immer nur eine Messung bzw. dynamische Stimulation pro Tag durchgeführt), offenbar Artefakte enthält. Wahrscheinlich sind „Setzeffekte“ dafür verantwortlich. Offenbar dient die erste Belastung i.w. dazu, die Knochenkammer mit ihren Bauteilen optimal an die Umgebung anzudrücken. Wir gehen heute davon aus, dass bei Verwerfung der ersten Messung (Abbildung 10.1) als Reproduzierbarkeit der Expansionsmessung die Ergebnisse nach Tabelle 9.1 angesehen werden können.

Es stehen inzwischen viele Ergebnisse der Reproduzierbarkeit einer Langzeitmessung zur Verfügung, weil zu Beginn einer Messreihe zuerst die Expansionsverstärkung mit einem Referenzkörper „steel1200“ justiert wird. Von Ausreißern (wahrscheinlich Bedienungsfehler) abgesehen, wurde keine Abweichung der gemessenen Steifigkeit dieses Referenzkörpers > 1 % von seinem Nennwert aus der 1. Messung gefunden.

Zum Abschluss dieses Kapitels soll noch einmal betont werden, dass all die hier beschriebenen Effekte ausschließlich auf **statischen** bzw. **langsamen** Prozessen basieren. Das gesamte mechanische Belastungsgerät (MBG) könnte eigene Resonanzfrequenzen zeigen. Ferner kann davon ausgegangen werden, dass die Verstärker für die Sensoren von Kraft und Expansion bei höheren Anregungsfrequenzen Phasenverschiebungen zeigen.

10.3 Zusammenfassung Mechanik

Die Expansionsverluste des mechanischen Belastungsgerätes wurde durch die Tara-Nachgiebigkeit erklärt. Dieses ist eine nichtlineare Funktion der Kraft.

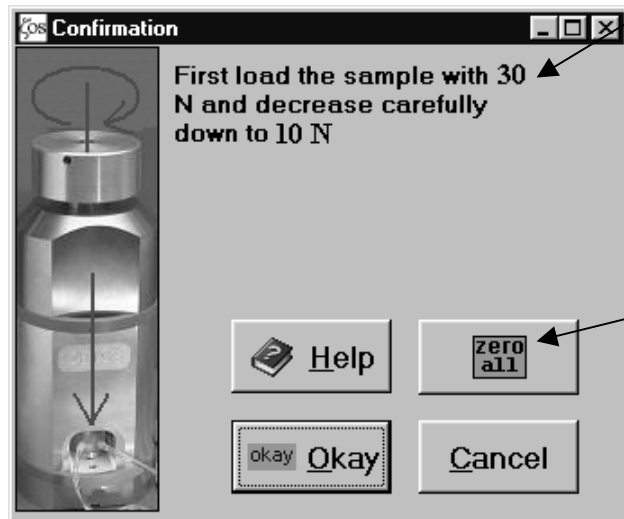
Mit nur einem Referenzkörper ist die Funktion über Werte-Trippl Expansion, Kompression und Kraft bestimmbar. Ist die Expansionsanzeige nicht genau kalibriert, müssen zwei Referenzkörper verwendet werden.

Mit der look-up-table erreichen wir eine Interpolation über den vollen Messbereich der Steifigkeit aus den Daten der Messung mit viele Referenzkörpern unterschiedlicher Steifigkeit.

Die Existenz der Singularität der Tara-Nachgiebigkeit bei der Kraft Null zwingt zur Einhaltung einer Vorlast als Kontaktbedingung.

11. ZETOS- Belastungs- und Messprozeduren

In diesem Kapitel werden die Belastungs- und Messprozeduren des ZETOS-Benutzerprogramms vorgestellt. Sie alle beginnen mit der Aufforderung an den Benutzer,



die Knochenkammer manuell zuerst kurzzeitig mit ca. 30 N vorzubelasten und dann auf die übliche Kontaktkraft von 10 N zurückzugehen. Damit ist der richtige Zugriff auf die Kalibrierdaten sichergestellt (siehe Vorlast, Kapitel 8.5) und alle Teile des mechanischen Belastungssystems befinden sich in Kontakt. Vor und nach Einstellung dieser Vorlast müssen die Verstärker für Kraft und Expansion auf Null gesetzt werden (maschinelle Einstellung der Vorlast: siehe Anhang A.2.9).

Nach Ende der Messprozedur erscheint ein entsprechendes Bild mit der Aufforderung, die Knochenkammer zu entlasten.

Abb. 11.1 Aufforderung zur Vorlasteinstellung

11.1 statische Last

Bei statischer Last (SL) wird die Treiberspannung des piezoelektrischen Aktors (PEA) in kleinen Schritten (ca. 2 Volt) erhöht, bis ein bestimmter Wert der Kraft oder der Kompression erreicht ist. Dieser Wert wird über eine einstellbare Zeit konstant gehalten. Danach fällt die Treiberspannung des PEA wieder langsam ab. Messwerte werden der Elektronik dabei nicht entnommen. Diese Prozedur der Applikation statischer Last erfolgt voll unter Kontrolle des Benutzerprogramms. In der Elektronik laufen also keine schnelleren Echtzeitprozesse ab. Ursprünglich für reine Testzwecke gedacht, besteht der Nutzen dieser Prozedur vermutlich darin, dass die Knochenkammer im mechanischen Belastungsgerät in eine Position maximaler Kontaktfläche gebracht wird. Es wird später noch gezeigt, dass diese Maßnahme einer Vorbelastung vor Aufnahme einer größeren Messserie von großem Vorteil ist, denn die Qualität der Daten steigt bei möglichst guter Position der Knochen in der Kammer, d.h.: mit maximaler Kontaktfläche. Als Regel habe ich eine statische Belastungszeit von 60 Sekunden gewählt.

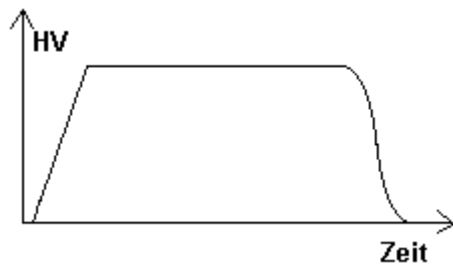


Abb. 11.2
Verlauf der Treiberspannung
des PEA bei statischer Last

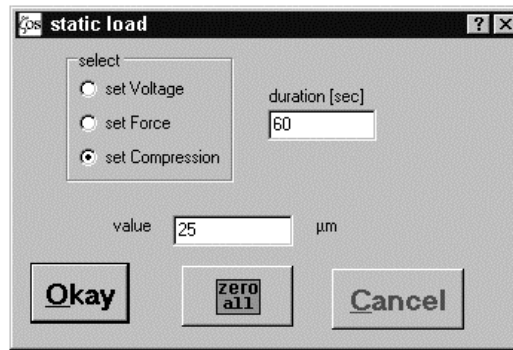


Abb. 11.3
Abfragefenster für Parameter der
statischen Last

11.2 quasi-statische Messungen

Bei quasi-statischen Messungen (in Benutzerkreisen „quasi-static load“, (QSL) genannt) wird die Treiberspannung des piezoelektrischen Aktors ebenfalls in kleinen Schritten erhöht, wobei vor jedem neuen Schritt die vorliegenden Messwerte für Kraft und Expansion aus der Systemelektronik abgefragt werden. Die Umrechnung von Expansion in Kompression erfolgt im Benutzerprogramm anhand der look-up-table (siehe Kapitel 8.). Diese Messungen dienen der Bestimmung des Elastizitätsmoduls der Knochen. Die quasi-statischen Messungen erfolgen langsam: sie dauern 30-60 Sekunden bei einer Schrittfrequenz von 4 Hz (250ms). Im Kreise der Benutzer wurde befürchtet, dass bereits kleine Stimulationen schon ab einer Frequenz von wenigen Hertz eine biologische Reaktion im Knochen auslösen könnte. Bei R. S. Lakes (3), 2003, ist zu lesen: „Repetitive dynamic loads on bone trigger remodelling; static loads do not“.

Da eine quasi-statische Messung (QSL) i. d. R. mindestens täglich erfolgt aber den Knochen nicht stimulieren soll, ist sorgfältiges Vorgehen erforderlich. Schnelle Änderungen der Treiberspannung des PEAs müssen also vermieden werden wie auch zu große Dehnungen der Knochen. Das Benutzerprogramm enthält dazu entsprechende Sicherheiten, wozu auch einstellbare Grenzwerte für Kraft und Kompression gehören.

Die Vermeidung kleiner steilflankiger Sprünge auf der 12-bit Quantisierungsebene bewirkt ein Glättungsfilter nach dem Ausgang des D/A-Wandlers, welches hier aus einem einfachen Tiefpass erster Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 64 Hz besteht.

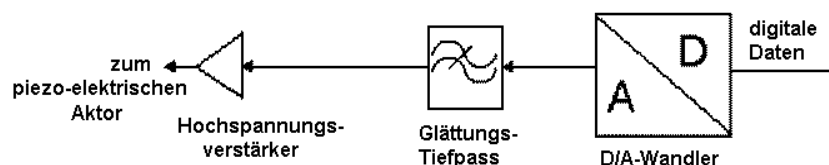


Abb. 11.4
Anti-Aliasing Filter zur Glättung/Rundung der
Quantisierungsstufen

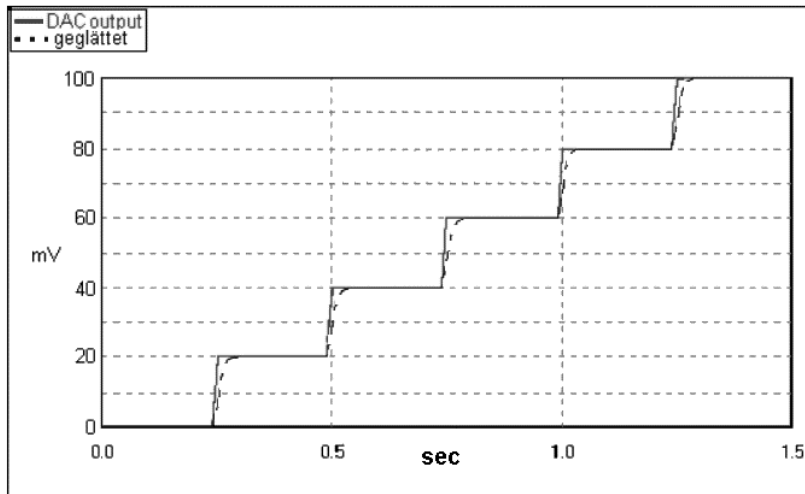


Abb. 11.5
Wirkung des Anti-Aliasing Filters:
Stufen und deren Rundung
(gestrichelt), 250ms, 4 Hz

Am Ende einer quasi-statischen Messung wurde früher der PEA abrupt zurückgefahren, indem dem D/A-Wandler eine Zahl entsprechend Null-Volt übergeben wurde. Auch dies geriet in Verdacht, denn eine solche schnelle Flanke hat ja schließlich ein Kurzzeitspektrum mit höheren Frequenzanteilen. Deshalb wurde die abrupte Flanke durch eine kosinusförmige Flanke (rot in Abbildung 11.6) ersetzt.

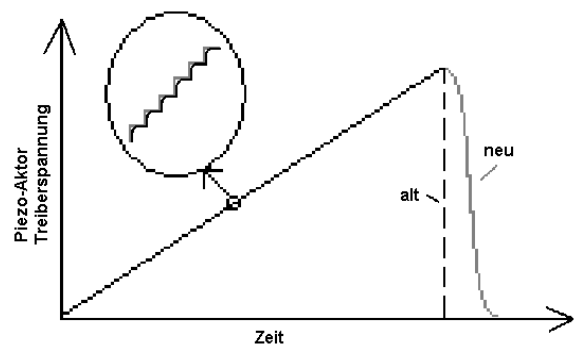


Abb. 11.6 quasi-statische Messung mit Rampe und cos-förmigem Abfall (grau)

Will man lediglich Steifigkeit bzw. Elastizitätsmodul messen und diesen Vorgang klar von einer gewollten dynamischen Stimulation der Knochen unterscheiden, darf das Spektrum nur sehr niederfrequente Anteile vorweisen.

Abbildung 11.7 zeigt das Spektrum am Eingang des Hochspannungsverstärkers (high-voltage amplifier in Abbildung 11.4) ohne Glättungsfilter und mit dem früheren abrupten Zurückfahren des PEA. Abbildung 11.8 dagegen zeigt das Spektrum mit Glättungsfilter und Kosinusflanke am Ende der Messung.

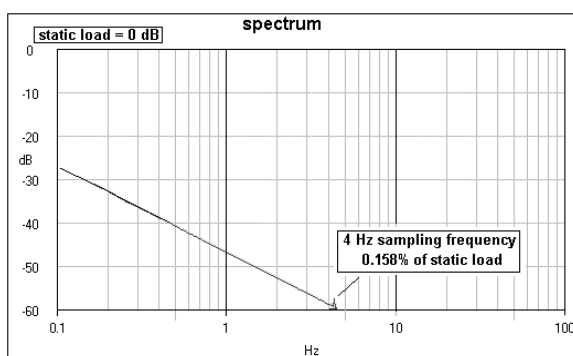


Abb. 11.7

Spektrum der PEA-Treiberspannung ohne Anti-Aliasing Filter, mit abruptem Ende der quasi-statischen Messung

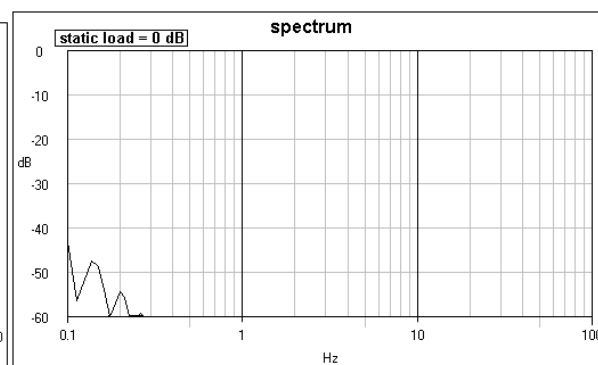


Abb. 11.8

Spektrum der PEA-Treiberspannung mit Anti-Aliasing Filter und mit cos-Flanke am Ende der quasi-statischen Messung

Das Spektrum in Abbildung 11.8 zeigt in der doppelt logarithmischen Darstellung nur sehr wenig Leistung ab 0,1 Hz, womit die Bezeichnung „quasi-statisch“ gerechtfertigt ist. Die in Abbildung 11.5 dargestellten Signale sind mit Methoden der Digitalen Signalverarbeitung Computer-generiert und daher einer FFT zur Berechnung des Spektrums unmittelbar zugänglich.

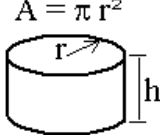
11.2.1 Messung des Elastizitätsmoduls bei quasi-statischer Messung

Diese Messung des Elastizitätsmoduls erfolgt in der Regel direkt im Anschluss an eine dynamische Stimulation (siehe Kapitel 11.3) mit einer quasi-statischen Messung. Der Maximalwert der Belastung ist dabei i.a. auch nicht größer als in der vorangegangenen Stimulation.

Aus den simultan erfassten Werten von Kraft und Expansion (umgerechnet in Kompression) wird die Steifigkeit k berechnet und daraus das Elastizitätsmodul der Knochenprobe.

$$E = \frac{h}{A} \cdot k$$

h: Höhe
A: Stirnfläche der Knochenscheiben



$$A = \pi r^2$$

(11.1)

Die Knochenscheiben verhalten sich aber nicht so elastisch wie gute Federn. Außerdem treten im Bereich kleiner Kräfte noch Fehler bedingt durch Rauigkeiten der Oberflächen auf. Man kann davon ausgehen, dass die Oberflächenrauigkeit einige μm Kompression absorbiert und erst bei größeren Kräften ein homogenes Kraftfeld auf die gesamte Stirnfläche des zylindrischen Knochenkörpers einwirkt (siehe dazu Kapitel 2, Abbildung 2.3 und Kapitel 12.3, Kapitel 12.5).

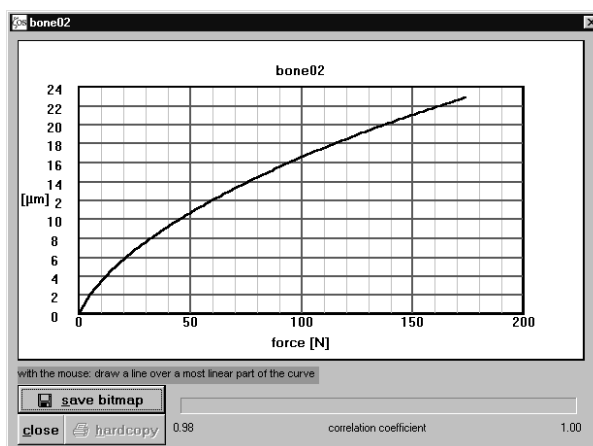


Abb. 11.9a

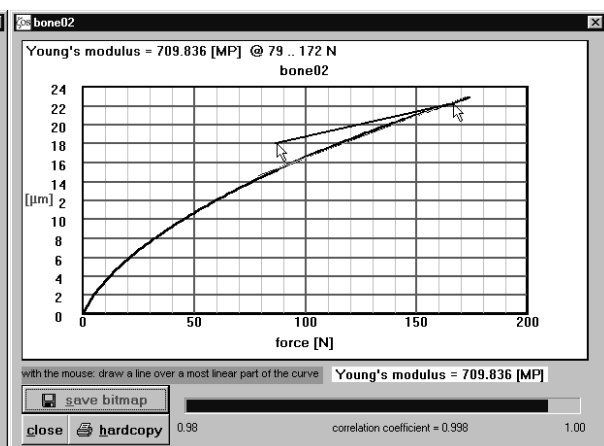


Abb. 11.9b

Auswahl eines linearen Intervalls zur Bestimmung von Steifigkeit bzw. E-Modul, links: mit der Maus wird eine Linie über einen möglichst linearen Teil der Messkurve gezogen. Rechts: die Linie wird dann mittels Linearer Regression an die Messkurve angepasst. Der Korrelationskoeffizient wird angegeben.

Der Benutzer muss mit der Maus einen linearen Teilbereich aus der Messkurve auszuwählen. Dieser Bereich liegt in der Regel in der rechten Hälfte der Darstellung nach Abbildung 11.9.

Ist erstmals bei einem bestimmten Knochenkörper (alle sind mit Namen versehen, die dem Programm bekannt sind) diese Auswahl getroffen worden, dann wird dieses Intervall automatisch voreingestellt, wenn der betreffende Knochen wiederholt gemessen wird. Man hat dabei die Auswahl, ob immer das gleiche Kraft- oder immer das gleiche Kompressionsintervall genommen werden soll.

Der Wert der Steifigkeit folgt direkt aus der Steigung einer Regressionsgeraden über alle Wertepaare Kraft, Kompression aus dem ausgewählten Intervall mit dem Vorteil der Rauschunterdrückung um \sqrt{n} , wobei n die Anzahl der Wertepaare in diesem Intervall ist.

Es gibt auch den Befehl für eine Serie von mehreren Messungen des Elastizitätsmoduls aufeinander folgend, wobei das mechanische Belastungsgerät zwischendurch immer völlig entlastet werden soll. Zum Abschluss wird dann die Kurve der Mittelwerte sowie die +/- Standardabweichung (gestrichelt) dargestellt. Die Berechnung der „Mittelwertkurve“ erfolgt nach der Methode, die bereits in Kapitel 8.4 genannt wurde: mit Akima-Interpolation. Hier das Beispiel einer Messung mit einem Referenzkörper.

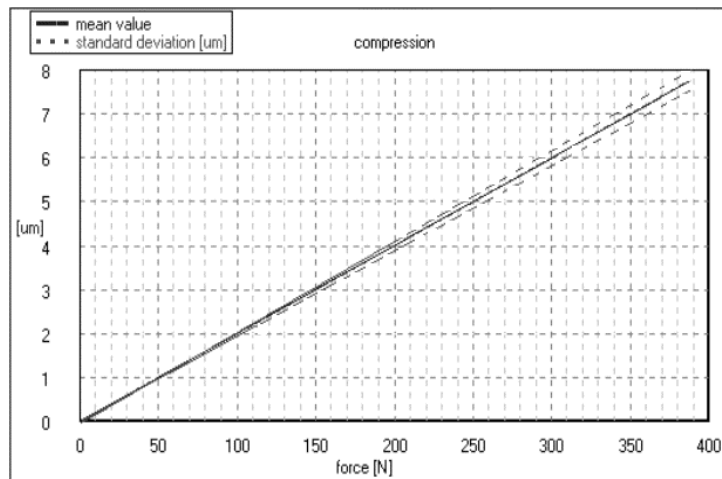


Abb. 11.10

Mittelwert und Standardabweichung (gestrichelt) aus mehreren Messungen

11.3 dynamische Stimulation

Bei dynamische Stimulationen (in Benutzerkreisen „Dynamic Load“, DL genannt) wird der Knochen einer periodischen Schwingung über jeweils einige Minuten (typisch 5..10 Minuten) pro Tag ausgesetzt. Dabei werden auch Messwerte von Kraft und Kompression gewonnen, die wir seit längerer Zeit verwerfen; wir messen das Elastizitätsmodul aus quasi-statischer Messung, weil diese durch Auswahl eines linearen Bereichs genauer ist. Der Prozess der dynamischen Stimulation ist ein „Echtzeit“-Prozess und wird deshalb vollständig vom Mikrocontroller der Elektronik kontrolliert. Die Abtastwerte des Stimulationssignals werden in passend skalierten Werten zuvor vom PC in die Elektronik heruntergeladen.

Das Benutzerprogramm enthält einen Funktionsgenerator, der Standard-Schwingungsmuster wie Sinus, Dreieck und Rechteck erzeugen kann.

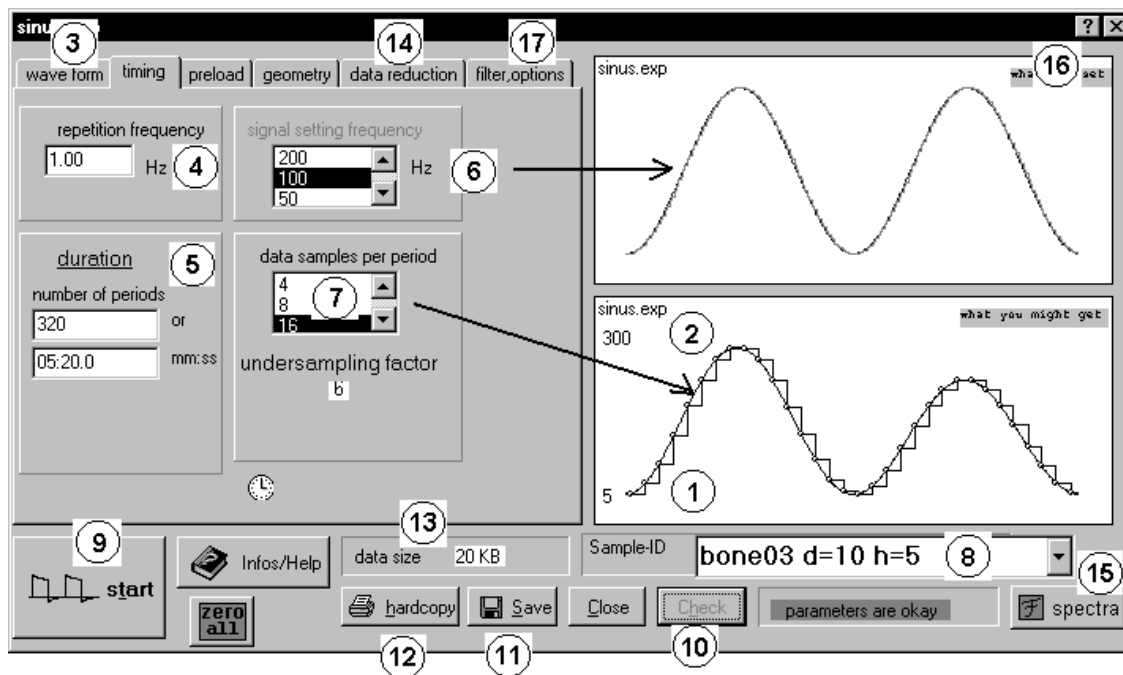


Abb. 11.11
 Ansicht des Funktionsgenerators mit vielen Einstellmöglichkeiten

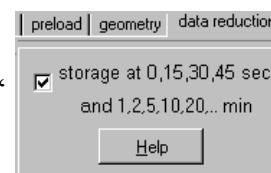
Abbildung 11.11 zeigt als Beispiel den Fall einer Sinusanregung, mit einer eingestellten Grundlast von $5\mu\text{m}$ Kompression und maximaler Kompression von $30\mu\text{m}$. Man kann auf dem Blatt „waveform“ (3) aber auch eine Kraft-geführte Stimulation sowie andere Signalformen einstellen.

Die wichtigsten Einstellmöglichkeiten (Abbildung 11.11) sind:

- (4) Wiederholungsfrequenz
- (5) Zeitdauer, die man entweder in Anzahl Perioden oder im Format mm:ss (Minuten, Sekunden) eingeben kann.
- (6) Die Abtastfrequenz des D/A-Wandlers, der den PEA treibt
- (7) Die Abtastfrequenz des A/D-Wandlers, der für die Messwerterfassung zuständig ist. In diesem Beispiel gibt es nur 16 Abtastungen pro Periode, wobei im Maximum und im Minimum immer eine Abtaststelle liegt.
- (8) Hier wird aus einer Liste der Name einer Knochenprobe ausgewählt. Der Durchmesser dieser Probe beträgt 10mm und die Höhe 5mm (dieses sind die Standardwerte).
- (9) Bevor dieser Knopf zum Start der Stimulation/Messung gedrückt werden kann, müssen alle eingestellten Parameter auf Gültigkeit geprüft werden (10).

Die Parameter lassen sich in einer Datei abspeichern. Das ganze Fenster lässt sich für Dokumentationszwecke auch ausdrucken (12).

Die gesamte Datenmenge ist trotz der langen Messzeit von fast 3 Minuten (5) doch extrem klein (13), weil auf dem Blatt „data reduction“ eine Option aktiviert wurde, die nur zur Zeit 0, 15, 30 und 45 Sekunden und 1, 2,... Minuten die Speicherung der Abtastwerte einer Periode veranlasst. Diese Option wird gerne benutzt, denn man braucht oft nicht so viele Daten.



Drücken des Knopfes (15) führt zur Darstellung des Spektrums.

Das Fragezeichen (16) kann mit der Maus auf Eingabefelder, Schalter usw. gelegt werden, um kontextsensitive Erläuterungen aus der Hilfedatei anzuzeigen.

11.3.1 Benutzer-definierte Stimulationssignale

Das Blatt „wave form“ (3) des Funktionsgenerators (Abbildung 11.11) erlaubt die Auswahl von geläufigen Schwingungsmustern (Sinus, Dreieck, Rechteck) und stellt eine Listenauswahl von Dateien zur Verfügung, die Benutzer-definierte Signale enthalten. Diese wurden zuvor mit dem Generator für Benutzer-definierte Signale (Abbildung 11.12) bearbeitet.

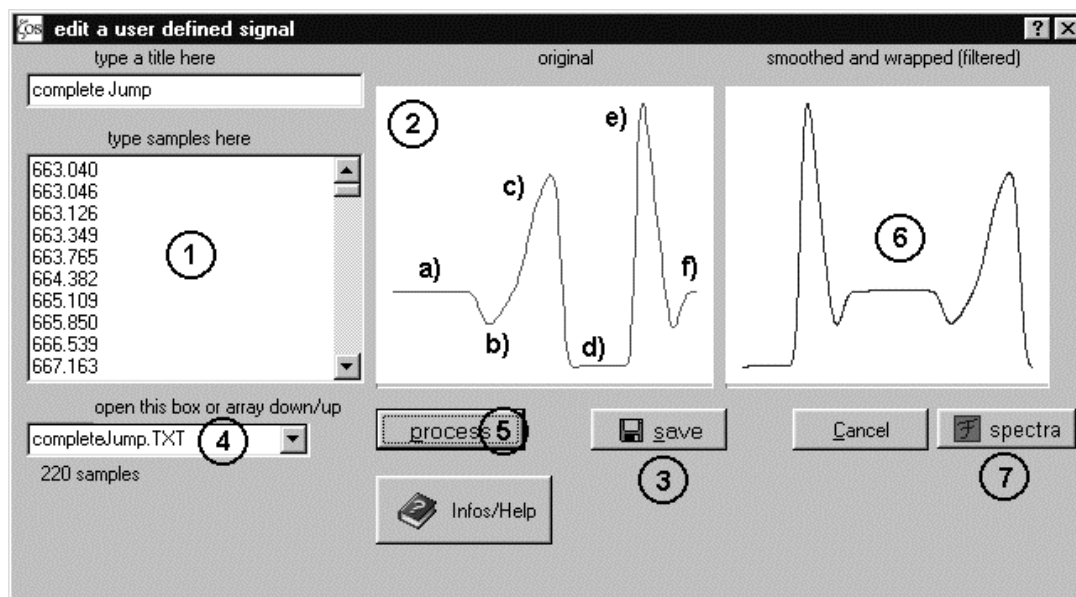


Abb. 11.12
Editor und Prozessor für Benutzer-definierte Signale

In einem Editorfenster (1) kann der Benutzer Zahlen (getrennt durch Leerzeichen oder Zeilenumbruch) eingeben, die als Abtastsignale eines Zeitsignals (2) bei äquidistanten Abtastintervallen interpretiert werden. Die Eingabe kann abgespeichert (3) werden. Die in diesem Beispiel gezeigten Zahlen in (1) sehen aber nicht so aus, als wären sie per Hand eingegeben worden. Falls schon (mindestens) eine Datei mit ASCII-kodierten Werten vorliegt, kann sie aus einer Liste (4) ausgewählt werden. Die in diesem Beispiel dargestellten Daten sind Kraftwerte, die von einer Kraftmessplattform gewonnen wurden. Sie stellen den Kraftverlauf beim Springen eines Menschen dar (L. Thorwesten, 2000; U. Frink *et al.*, 1991). Hier handelt es sich also um ein physiologisches Signal und nicht um ein künstliches. Die einzelnen Phasen des Sprungs sind:

- a): Stillstand (Körpergewicht)
- b): Ausholen zum Sprung, scheinbare „Gewichtserleichterung“ durch Trägheitskräfte
- c): Abstoß zum Sprung
- d): Flug, Körper ohne Bodenkontakt
- e): Landung mit starker Abbremsung
- f): Stillstand wie a).

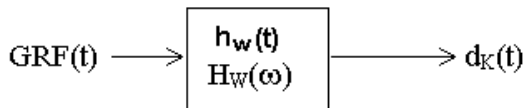
Der Schalter „process“ (5) bewirkt:

- eine Überabtastung auf eine einheitliche Signallänge von $1024 = 2^{10}$ Werten mittels der bereits erwähnten Akima-Interpolation
- eine Normierung der Werte auf den „Einheits“-Bereich 0 bis 1.
- eine leichte Glättung mit einem FIR-Tiefpassfilter (S. D. Stearns, 1979, Kapitel 8) mit nicht zu tiefer Grenzfrequenz.
- eine zyklische Drehung des Signals derart, dass es mit Null beginnt und mit Null wieder endet (6). In einer dynamischen Stimulation wird ein solches Signal ja ohnehin periodisch dargeboten. Also sollte es mit Null beginnen und enden, um keine Ein-/Ausschaltflanken entstehen zu lassen.

Mit dem Schalter (7) kann das Spektrum dargestellt werden. Ein derart bearbeitetes Signal steht dem Funktionsgenerator nach Abbildung 11.11 zur Verfügung. Erst dort erfolgt die Festlegung von Amplitude (als Kraft oder Kompression), Wiederholungsfrequenz, Dauer usw. und die Übergabe an eine dynamische Stimulation.

11.3.2 Ground Reaction Force und Knochen-Kompression

Die von uns eingesetzten Stimulationssignale „Walking“, „Running“ und „Jumping“ sind Kraftsignale, die auf einer Kraftmessplattform gemessen wurden, sog. „Ground Reaction Forces“, $GRF(t)$. Die damit einhergehenden Knochen-Kompressionen $d_K(t)$ im menschlichen Körper haben sicherlich nicht genau die gleiche Kurvenform des Zeitsignals, weil die Weichteile des Körpers (Fuß) zwischen Kraftmessplattform und Knochen eine Frequenzübertragungsfunktion $H_W(\omega)$ besitzen, welche das GRF-Signal verformt.



Dieses Problem taucht in der Biomechanik häufig auf. Zur Umrechnung $GRF(t) \rightarrow d_K(t)$ benötigt man die Übertragungsfunktion $H_W(\omega)$ bzw. die Impulsantwort $h_w(t) := \mathcal{F}^{-1}\{H_W(\omega)\}$ des Weichteilsystems.

$$H_W(\omega) = \mathcal{F}\{d_K(t)\} / \mathcal{F}\{GRF(t)\} \quad (11.2)$$

Die Umrechnung $GRF(t) \rightarrow d_K(t)$ im Zeitbereich wäre dann:

$$d_K(t) = h_w(t) * GRF(t) \quad (11.3)$$

In-vivo-Messungen der direkten Knochen-Kompression wurden von CH. Turner, *et al.*, 1995, an Hunden vorgenommen, was bei Menschen unzumutbar ist. Bei gleichzeitiger Messung von außen wirkender Kraft (GRF) und der inneren Knochenkompression d_K hätte man die Möglichkeit, innerhalb einer gewissen Bandbreite die Frequenzübertragungsfunktion zu bestimmen.

Diese Methode setzt die Linearität des Weichteilsystems voraus und funktioniert nur bei solchen Spektren der GRF, die (bis zu einer maximalen Grenzfrequenz) keine Nullstellen aufweisen.

Die Frequenzübertragungsfunktion von biologischen Geweben wird i.a. keine einfache Funktion sein, weil solche Gewebe ein breitbandiges Relaxationszeitspektrum besitzen (siehe z.B. CH. Hartung(2), 2003), was bei technischen Übertragungssystemen mit diskreten Bauteilen nicht vorkommen kann. Ferner muss die Übertragungsfunktion nichtlinear sein, weil die Kontaktfläche des Weichteilsystems zur Kraftmessplattform von der Kraft abhängt.

Da wir nicht über die Möglichkeit der Umrechnung von GRF zu innerer Knochenkompression verfügen, verwenden wir die original gemessenen Kraftsignale und stellen sie lediglich in gewünschten Werten der Dehnung dar.

11.3.3 Filteroption für dynamische Stimulationssignale

Das Blatt „filter, options“ (17) des Funktionsgenerators (Abbildung 11.11) stellt noch Filter zur Verfügung, was jedoch im Falle eines Sinussignals keinen Sinn macht. Daher hier ein anderes Beispiel für ein physiologisches Signal: „Walking“ Abbildung 11.13:

Die einzelnen Phasen des Gehens sind:

- a): Aufsetzen auf Kraftmessplattform mit der Ferse
- b): sog. „passiver peak“, eine Muskelkontraktion
- c): Abrollen über die Ferse
- d): Standgewicht
- e): Abrollen über Vorderfuß einschl. Beschleunigung
- f): Verlassen der Kraftmessplattform

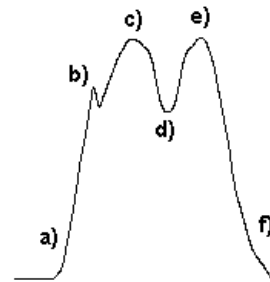


Abb. 11.13
die einzelnen Kraftphasen beim Gehen

Die Filteroption erlaubt die Auswahl eines FIR- (finite impulse response) Tief- oder Hochfilters (S. D. Stearns, 1979, Kapitel 8) mit einstellbarer Grenzfrequenz (siehe Abbildung 11.14). Die Ordnung des Filters ist auf 20 festgelegt. Solche Filter können sehr steile Flanken besitzen und haben die Eigenschaft eines linearen Phasengangs. Lineare Phase bedeutet konstante Gruppenlaufzeit (E. Meyer, D. Guicking, 1974, Kapitel 11.11.2; Wunsch, 1970, Kapitel 3.1.6). Abgesehen von einer Signaldurchlaufverzögerung wird i.w. nur die Amplitude der spektralen Komponenten beeinflusst, nicht aber die Phase, was hier als Vorteil gelten soll (Bei nicht zu tiefer bzw. nicht zu hoher Grenzfrequenz kann man die gefilterten Signale noch „wieder erkennen“). Um den Einschwingvorgang zu überspringen, wurde das vollständige Schwingungsmuster, welches einer Periode entspricht, zweimal nacheinander dem Filtereingang übergeben. Vom Ausgang wurde dann nur der zweite Durchlauf abgespeichert und dabei durch Rückindizierung der Werte im zugehörigen Speicherfeld die Signaldurchlaufverzögerung ausgeglichen.

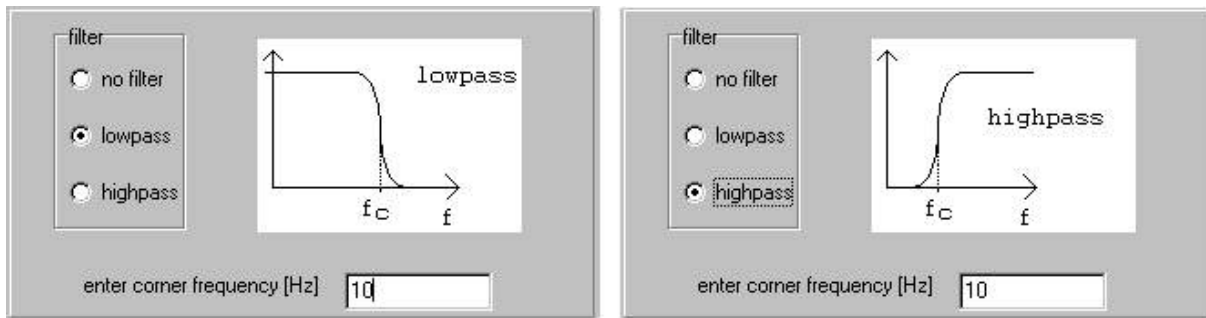


Abb. 11.14

Filteroption des Funktionsgenerators, links Tiefpass-, rechts Hochpass-Filter
 Am Beispiel des „Walking“-Signals soll der Effekt der Filter demonstriert werden:

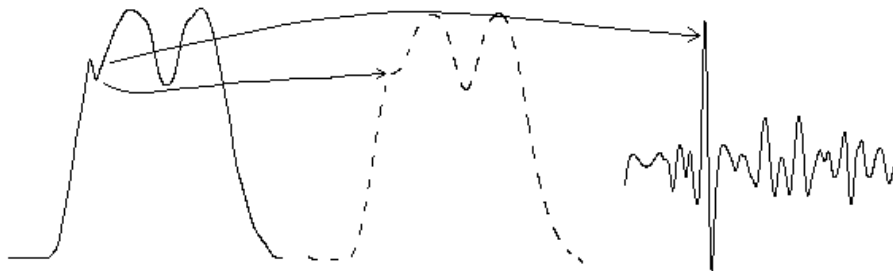


Abb. 11.15

Effekte der Filterung: Original (links), Tiefpass (Mitte, gestrichelt), Hochpass (rechts)

In Abbildung 11.15 ist das Original schwarz dargestellt und das tiefpass-gefilterte Signal rot (Grenzfrequenz 10Hz). Man erkennt den glättenden Effekt im Bereich des passiven peaks. Das Hochpass-gefilterte Signal mit gleicher Grenzfrequenz ist blau dargestellt (alle mit einheitlicher Amplitude). Der passive peak ist unverändert vorhanden neben restlichen Fluktuationen, die wahrscheinlich auch Quantisierungsrauschen enthalten. Die zugehörigen Spektren in doppelt logarithmischer Darstellung zeigt Abbildung 11.16.

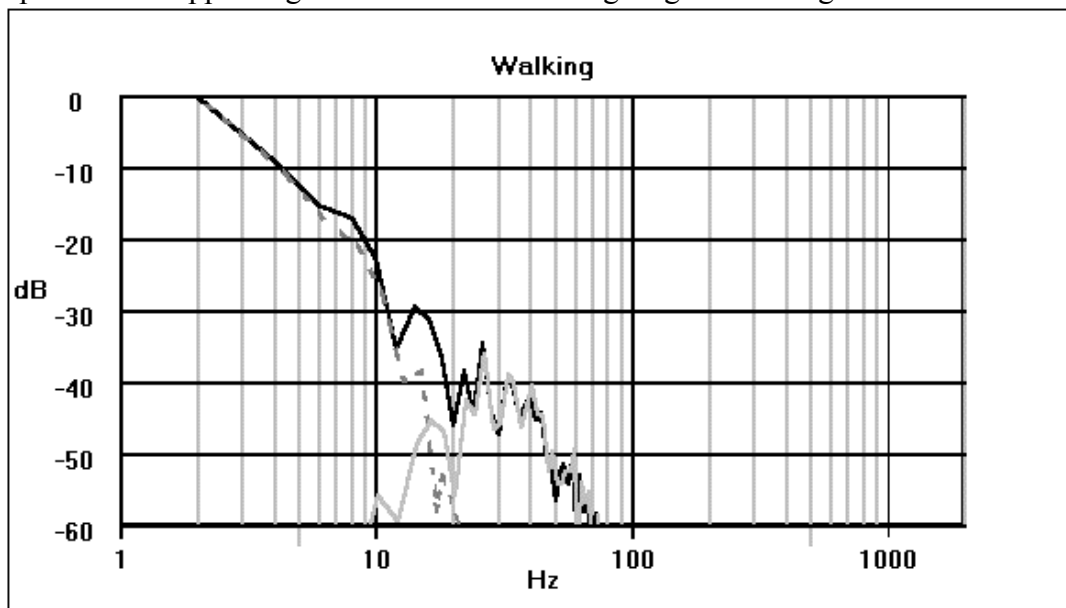


Abb. 11.16

Spektren zu Abbildung 11.15: Original (schwarz), Tiefpass (gestrichelt), Hochpass (grau)

Diese Filteroptionen dienen der Erforschung, ob hochfrequente Komponenten eines physiologischen Stimulationssignals als Hauptverursacher eine biologische Antwort hervorrufen können, denn es gibt Vermutungen, dass dies der Fall sein könnte (siehe Kapitel 12.).

Abbildung 11.17 zeigt mehrere Kraftsignale verschiedener Springer und im Vergleich dazu richtig skaliert das „Walking“-Signal. Dass die „Jumping“-Signale eine größere Amplitude aufweisen, ist unmittelbar klar. „Jumping“ stimuliert ca. 5-mal stärker.

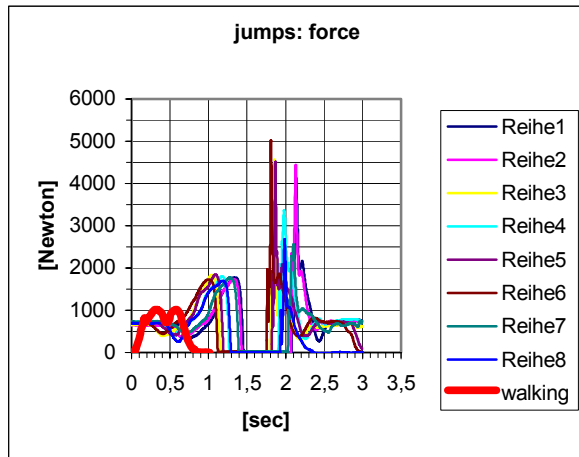


Abb. 11.17

Sprungsignale mehrerer Springer im Vergleich dazu rot: Gehen

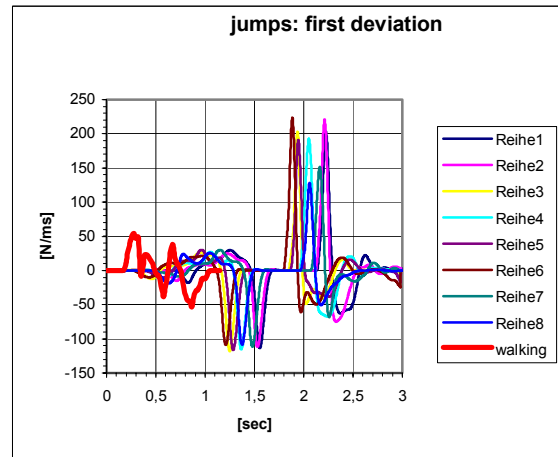


Abb. 11.18

erste Ableitung der Kraftsignale nach der Zeit

In Abbildung 11.18 sind die ersten Ableitungen nach der Zeit aufgetragen, eine Größe, die manchmal auch „Impuls“ [N/sec] genannt wird¹⁾ – nicht zu verwechseln mit dem Impuls im Newtonschen Sinne von $\mathbf{p} = m \cdot \mathbf{v}$ [Nsec]. Die folgende Tabelle zeigt kennzeichnende Unterschiede dieser beiden physiologischen Stimulationsmuster:

Muster	kleinste Flankenzeit	größte Kraft	größter Impuls
Walking	200ms	1000N	+/-50N/sec
Jumping	50ms	5000N	+220/-110N/sec



Abb. 11.19

Mit der Filteroption kann man durch Aktivieren des Hochpassfilters ggf. soweit gehen, dass das Signal fast so aussieht, wie die in Abbildung 11.18 dargestellte erste Ableitung (Abbildung 11.19). Damit kann der Einfluss der Größen wie „Spektrum“, „Impuls“ auf eine biologische Reaktion gezielt untersucht werden.

Die Dissertationen von z.B. H.P. Klapdohr, 2003 und A. Metzner, 2003 zeigen erwartungsgemäß signifikant unterschiedliche Zunahmen der Steifigkeiten zwischen den Fällen der Stimulation „Walking“ und „Jumping“. Als drittes Muster eines physiologischen Vorgangs steht „Running“ zur Verfügung.

¹⁾ In der Biomechanik verwendet man auch den Begriff „Ruck“ als erste zeitliche Ableitung der Beschleunigung.

11.3.4 Darstellung der Messwerte aus dynamischer Stimulation

Aufgrund der oft langen Stimulationszeit bis zu 10 Minuten wird ein langes Signal gemessen, welches sich nicht mehr übersichtlich auf nur einer Bildschirmseite darstellen lässt. Deshalb wurde eine Plot-Routine bereitgestellt, mit der man auf der Zeitachse springen kann. Zusätzlich sind Schalter zur Vergrößerung/Verkleinerung (zoom/unzoom) für die Zeit- und die Werteachse vorhanden. In Abbildung 11.20 sind diese Schalter gezeigt. Die blaue Linie stellt das Elastizitätsmodul dar, welches in jeder Periode nur einmal aus den vorgefundenen Maximal- und Minimalwert von Kraft und Kompression berechnet wird. (Der Anfang der blauen Kurve in Abbildung 11.20 ist fehlerhaft, weil der Periodenanfang nicht immer richtig zu finden ist.)

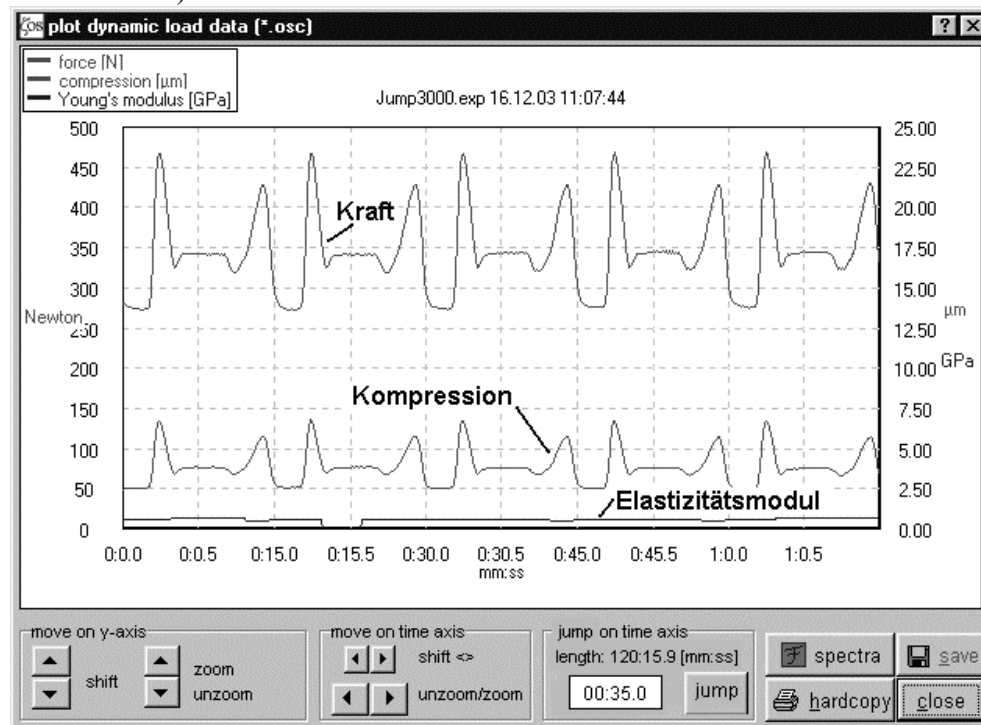


Abb. 11.20

Beispiel eines Plots der Messwerte einer dynamischen Messung mit Rechteckstimulation

Die Darstellung der Spektren von Kraft und Kompression ist hier ebenfalls möglich.

In allen Fällen der graphischen Darstellung von Signalen bzw. Messwerten kann mit Klick der rechten Maustaste auf das Bild ein pop-up-Menü eröffnet werden, wo man die Auswahl zwischen der Abspeicherung des Bildes ¹⁾ oder einer Kopie in die Windows-Zwischenablage hat. Alle Daten werden im ASCII-Format auf Festplatte geschrieben.

11.3.5 periodische Stimulation mit einstellbaren Pausen

Die aktuellste Modifikation der Prozedur der dynamischen Stimulation geht auf Wunsch unseres Partners Prof. E. L. Smith zurück: Anstelle einer unmittelbaren zyklischen

¹⁾ im Windows-bitmap-Format und neuerdings auch als komprimiertes JPEG.

Wiederholung des Belastungsmusters erfolgt nach jeder Periode eine einstellbare Pause, in der nur die Vorlast geregelt gehalten wird:

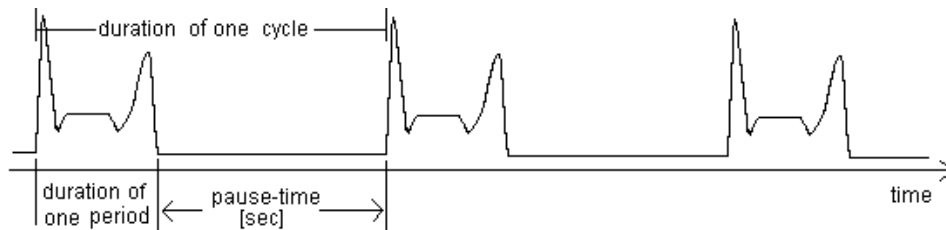


Abb. 11.21 dynamische Stimulation mit Pausen

In einem Eingabefenster zur Aufnahme der Parameter wird dem Benutzer obiges Bild gezeigt.

Hintergrund ist die Erkenntnis von S. Srinivasan *et al.*, 2002, S. Srinivasan, T. S. Gross, 2004, dass auch niedrige Dehnungswerte von einigen Dutzend microstrain schon zur Knochenstimulation führen, wenn zwischen den einzelnen Stimulus-Perioden Pausen von typisch 10..15 Sekunden eingelegt werden, was mit dieser neu geschaffenen Option auch am ZETOS-System getestet werden kann. Die Pausen bewirken eine „Regeneration“ der Steifigkeit durch Rückfluss von Flüssigkeit während der Stimulationspausen.

11.4 Relaxationsmessungen

Die Initiierung der Relaxation sollte durch einen möglichst kurzen Kompressionssprung erfolgen (siehe Kapitel 7.6.1), der aber dennoch Zeit für die Erfassung von Messdaten während des Sprungs erlaubt. Durch den schnellen Sprung sollen sehr kurze Zeitkonstanten nicht unerkant bleiben. Dazu musste das Programm des Mikrocontrollers ebenfalls verändert werden: Die Zeitmessung durch Windows-Funktionen erwies sich als zu ungenau. Zudem haben diese Funktionen offenbar eine zu lange und unregelmäßige Verweilzeit der CPU auf Systemebene. Die vom Mikrocontroller abgerufenen Daten für Kraft, Expansion (Kompression) werden seitdem mit einem Zeitstempel versehen, der nichts anderes als eine 4 Byte- Integerzahl ist, welche die Anzahl Interrupt-Takte seit dem letzten Rücksetzen angibt. Interrupt erfolgt in der Elektronik streng zyklisch mit einer Frequenz von standardmäßig 1kHz. Die der Spannung und Expansion entsprechenden elektronischen Signale werden exakt gleichzeitig abgetastet (siehe Anhang A.1.3, Abbildung A.1.6) und sind somit frei von Phasenfehlern zueinander. Die im Computer abgespeicherten Daten enthalten die Werte Kraft, Kompression und Zeit, gefolgt von einer Zahl, welche für die Auswertung der Daten die jeweilige „Phase“ des Messablaufs kennzeichnet.

Wenn mit den oben beschriebenen Maßnahmen das ZETOS-System für Kurzzeit-Relaxationsmessungen optimiert ist, so muss doch angemerkt werden, dass uns lange Zeitkonstanten verborgen bleiben, denn der von uns verwendete Kraftsensor reagiert zwar sehr schnell ($1/15$), hat aber die bereits beschriebene Eigenschaft des Drifts aufgrund von Ladungsverlust.

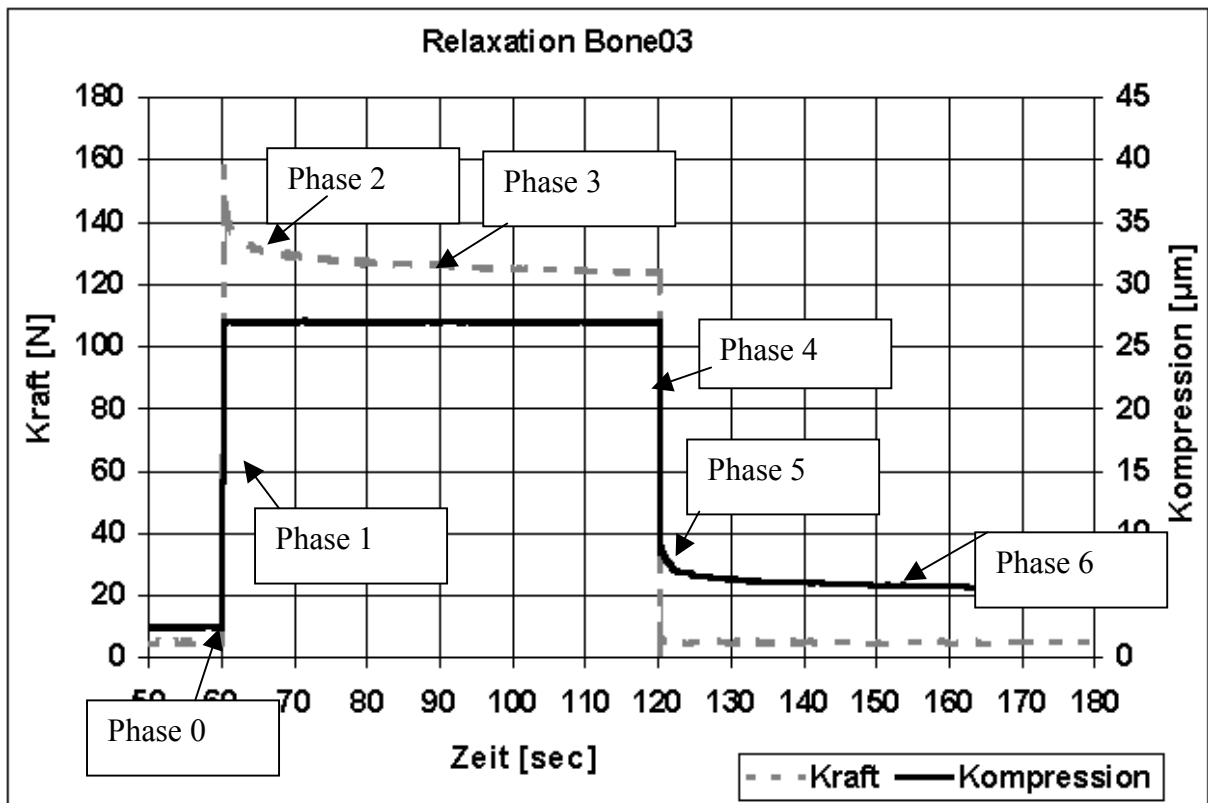


Abb. 11.22 Beispiel des Ablaufs einer Relaxationsmessung

Die einzelnen Phasen sind:

Phase 0:

Regelung der Kraft auf 5 N (einstellbar) in „timer-event“-Routine¹⁾ 60 Sekunden, davon die letzten 10 Sekunden mit Datenabspeicherung

Phase 1:

Schneller geregelter Anstieg auf eine Kompression von 25µm (einstellbar) mit Datenerfassung ca. alle 5..8 ms, typische Anstiegszeiten: 100..150ms

Phase 2:

Geregeltes Halten der Maximalkompression von ca. 25µm über 20 Sekunden mit schneller Datenerfassung

Phase 3:

Geregeltes Halten der Maximalkompression von ca. 25µm bis zu einer Messzeit von insgesamt 120 Sekunden mit Datenerfassung alle ca. 100ms in timer-event

Phase 4:

Schneller geregelter Abfall wieder zurück auf eine 5 N mit Datenerfassung- und Abspeicherung

¹⁾ Windows- timer-interrupt, ca. alle 100ms und Abarbeitung einer normalen Routine. Ansonsten kann das Programm auf andere Ereignisse, z.B. Maus- Tastaturereignisse reagieren oder ggf. den Bildschirminhalt auffrischen.

Phase 5:

Geregeltes Halten der Kraft auf 5N über 20 Sekunden mit schneller Datenerfassung

Phase 6:

Geregeltes Halten der Kraft auf 5 N bis zum Ende der Messzeit von insgesamt 180 Sekunden mit Datenerfassung alle ca. 100ms in timer-event

Die Phasen 1,2,3 werden in Fachkreisen als „ramp and hold“ bezeichnet.

Die schnelle Datenerfassung (Phase 1,2 und 4,5) erfolgt in einer Programmschleife des Benutzerprogramms, die von Windows nur im Falle Ereignisse höherer Priorität unterbrochen wird. Der Task-Manager würde melden: „Das Programm reagiert nicht, wahrscheinlich ist es überlastet“ und der Benutzer sieht keine Veränderung auf dem Bildschirm. Daten werden ca. alle 5..8 ms von der Elektronik abgefragt. Dem entspricht eine mittlere Abtastfrequenz von 154 Hz. In diesen Phasen ändern sich die Messwerte schnell und erfordern daher eine erhöhte Abtastfrequenz. In den anderen Phasen mit timer-event wird der Bildschirm aufgefrischt und man sieht wieder angezeigte Messwerte. In diesen Phasen kann der Benutzer die Messung ggf. auch abbrechen. Hier erfolgt die Datenerfassung langsamer (ca. 10Hz Abtastfrequenz) und mit starkem jitter, was aber wegen des mit übertragenen Zeitstempels kein Nachteil ist. Die langsame Abtastung soll auch bewirken, dass die Dateien nicht unnötig groß werden.

Die Regelung wurde mit einem der metallischen Referenzkörper getestet, der rein elastisch ist. Dazu wurde während des Ablaufs der Relaxationsmessung ruckartig in beide Richtungen mit einer kurzen Pause dazwischen ein wenig an der Stellschraube des mechanischen Belastungsgerätes gedreht. Der Kraftverlauf in Abbildung 11.23 zeigt diese Störungen an. In Phase 2, der schnellen Regelung ist keine Änderung der Kompression zu erkennen, während in Phase 3 die langsamere Regelung (Pfeile) durchaus erkennbar ist.

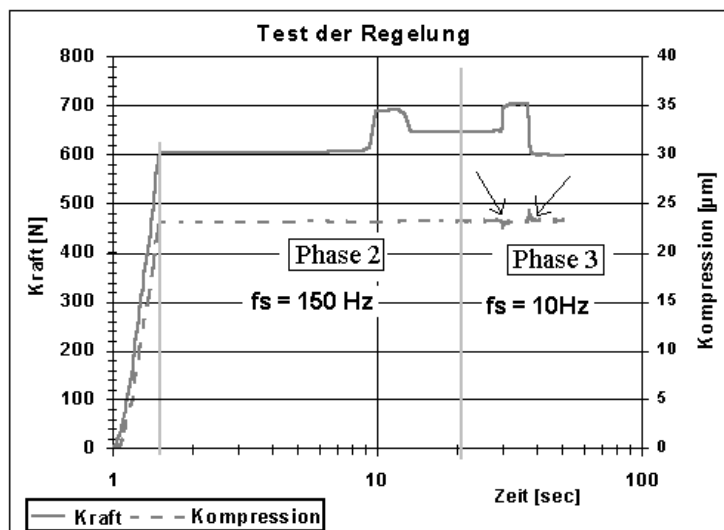


Abb. 11.23
Test der Regelung mit einem metallischen Körper

Relaxationsvorgänge sind bei Einsatz dieses Metallkörpers nicht zu beobachten. Das Belastungsgerät selbst also auch frei von Relaxationserscheinungen, was eine wichtige Voraussetzung für die Anwendung ist.

Die Knochenkammer könnte andere Störquellen enthalten, welche Relaxationserscheinungen vorzutäuschen vermögen, z.B. die Gummidichtung des Belastungsstempels. Anstelle eines Knochens wurde ein Kupfer-Zylinder gleicher Abmessungen in die Knochenkammer gelegt.

Abb. 11.24
Testmessung mit einem
Kupfer-Zylinder

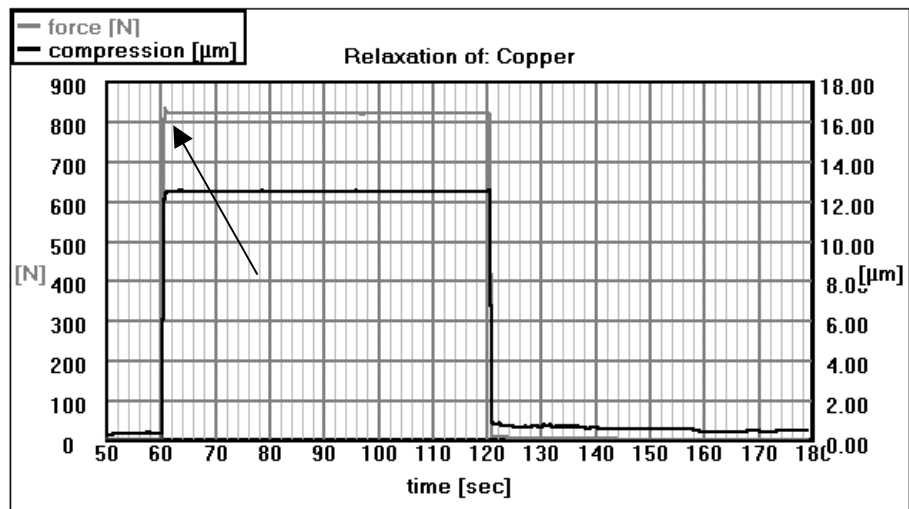


Abbildung 11.24 zeigt, dass auch in diesem Fall keine störende Relaxation vorliegt. Es ist jedoch ein sehr kleiner Überschwinger der Regelung zu erkennen (Pfeil), der sich auch im Kraftverlauf bemerkbar macht (Abhilfemaßnahmen siehe Kapitel 13.4: Fehlerdiskussion).

12. Durchführung und Auswertung: dynamische Stimulation und quasi-statische Messungen

12.1 Ziel der Experimente

Die größte Aufmerksamkeit der hier beschriebenen Messreihe an Knochenproben galt der erstmaligen Relaxationsmessung mit dem ZETOS-System. Dynamische Stimulation („dynamic load“, DL) mit verschiedenen Stimulationsmustern und direkt anschließender quasi-statischer Messung (QSL) des Elastizitätsmoduls wurden schon häufiger durchgeführt. Ein weiterer Umstand für die untergeordnete Bedeutung der QSL-Messung war die Tatsache, dass wir derzeit nur über eine 12-kanalige Pumpe und nur über 14 Knochenkammern verfügten - zu wenig zur Bildung für drei Gruppen von Knochen mit einer statistischen Aussagekraft. Wir können die Ergebnisse daher nicht veröffentlichen und nutzen sie zu eigener Erkenntnis und Erfahrung. Da wir aber kurzfristig die Gelegenheit hatten, einen humanen Knochen (Femur-Kopf) nach einer Operation in der Orthopädischen Klinik zu bekommen ¹⁾, sollte auf jeden Fall eine Messreihe begonnen werden. Humane Knochen sind selbstverständlich besonders interessant. Man muss aber davon ausgehen, dass solche Knochen biologisch inaktive oder vermindert aktive Bereiche enthalten, denn es liegt in solchen Fällen ein pathologischer Befund vor. In diesem Fall erfolgte ein totaler Hüftersatz bei einer 71-jährigen Frau, die an Coxarthrose (Hüft-Arthrose) litt, einer degenerativen Veränderung des Hüftgelenkes durch Abrieb des Gelenkknorpels. Akute Infektionen waren hier nicht zu erwarten.

Außer der wichtigen Relaxationsmessungen (siehe Kapitel 14.) gab es jedoch einige Neuheiten:

1. Vergleich der Änderungen des Elastizitätsmoduls bei Stimulation „jumping“-ungefiltert und „jumping“-Hochpass-gefiltert (siehe Kapitel 11.3.2, Signalverlauf Abbildung 12.1) In einer früheren Messung wurde entweder „walking“ statt „jumping“ angewandt (K. Koller) oder Vergleich der Effekte bei „jumping“ 1000 $\mu\epsilon$ - „jumping“ 3000 $\mu\epsilon$ (jeweils ungefiltert) bei H.P. Klapdor, 2003.
2. der erstmalige Einsatz der Prozedur : „statische Last“ (SL)
3. der erstmalige Einsatz von drei quasi-statischen Messungen hintereinander mit Mittelwertbildung
4. Nichtlinearitätserscheinungen wurden nicht als gegeben hingenommen, sondern werden hier erstmals genau und ausführlich untersucht und erklärt. Die Messwerte des ZETOS-Systems werden dadurch besser als bisher verstanden. Ferner wird eine alternative Methode zur Berechnung des Elastizitätsmoduls vorgestellt, welches aus der Berechnung der den Knochen zugeführten potentiellen Energie folgt.

zu 1.

Gemäß eines Zitats aus R. S. Lakes (3), 2003 “Repetitive dynamic loads on bone trigger remodeling; static loads do not.”, entstand die Frage, ob bei einer dynamischen Last möglicherweise der höherfrequente Anteil allein zur Stimulation der Knochenaktivität ausreichen könnte. (Im Falle von Gelenkknorpel nennt J.E.A. Bertram, 2001, Frequenzen von

¹⁾ Die Zustimmung des Patienten und der Ethik-Kommission muss in solchen Fällen vorliegen.

80-120 Hz als Stimulationsauslöser und K. Ward *et. al.*, 2004, verwendeten eine mit 90Hz schwingende Plattform mit therapeutischen Erfolg bei behinderten Kindern.)

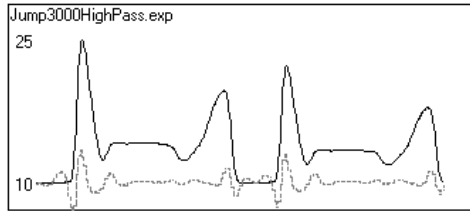


Abb. 12.1
 „Jumping“-Signal,
 schwarz: ungefiltert
 grau gestrichelt: Hochpass-gefiltert

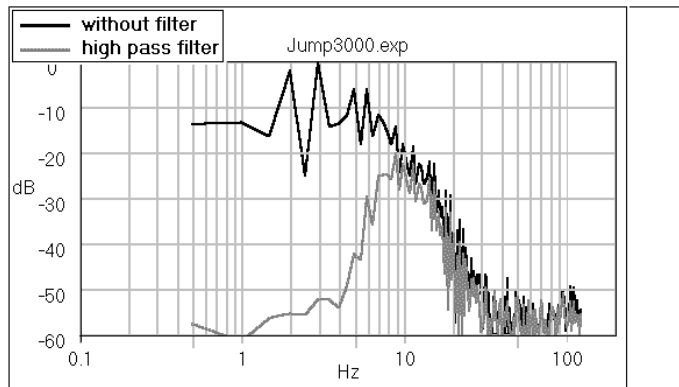


Abb. 12.2
 Spektren der „Jumping“-Signale

Eine Gruppe Knochen wurde mit dem ungefilterten „jumping“-Signal stimuliert, eine andere Gruppe mit dem gleichen Signal, jedoch Hochpass-gefiltert. Die Grenzfrequenz betrug 7,5 Hz. Das gefilterte Signal wies natürlich insgesamt eine kleinere Amplitude auf (Abbildung 12.1), die nicht auf 3000 $\mu\epsilon$ korrigiert wurde. Eine dritte Gruppe diente als Kontrollgruppe. An ihr fand keine dynamische Stimulation statt. Mit 12 Knochen konnten also nur 4 Knochen pro Gruppe gebildet werden. Normalerweise verwenden wir 6 Knochen pro Gruppe im Falle eines Femur-Kopfes und möglichst 10 Knochen pro Gruppe bei größeren Rinderknochen ¹⁾.

zu 2.

Frühere Messreihen zeigten vom ersten zum zweiten Tag oft sehr große Sprünge des Messwertes des Elastizitätsmoduls, manchmal sogar mehr als 200 %. Solch heftige schnelle biologische Reaktionen mit Versteifung des kalzifizierten Knochengewebes sind unmöglich und ich vermutete mechanische Artefakte derart, dass die Knochen zuerst einmal die optimale Position in der Knochenkammer einnehmen müssen, die sich durch maximale Kontaktfläche (bei kleiner Last) auszeichnet. Am ersten Tag war der Knochen wahrscheinlich noch nicht optimal in der Kammer platziert, sodass ein zu kleiner Startwert des Elastizitätsmoduls gemessen wurde. Ich wollte testen, ob die optimale Position mit der Prozedur der nicht stimulierenden „statischen Last“ (siehe Kapitel 11.1) schonend erreicht werden könnte.

zu 3.

Ferner zeigen unsere Messreihen zwar einen linearen Trend der Zunahme des Elastizitätsmoduls in der Zeit über viele Tage, jedoch mit deutlichen rauschartigen Variationen und ich wollte testen, ob dieser Effekt durch mehrmalige Messung des Elastizitätsmoduls hintereinander und Mittelwertbildung verkleinert werden kann.

Vorweg schon dies: Maßnahme 2. zeigte eine Verbesserung, Maßnahme 3. jedoch nicht.

¹⁾ Statistiker empfehlen uns 40 Knochen pro Gruppe, was nur von einem automatisch arbeitenden System zu bewältigen ist.

12.2 Auswirkung der Veränderung des Belastungsfeldes

Nach der Theorie des Beanspruchungs-adaptiven Knochenwachstums – die Eigenschaften der Knochen, sich mit ihrer äußeren Gestalt und inneren Architektur den mechanischen Beanspruchungen „optimal“ anzupassen – erwarten wir eine Zunahme der Steifigkeit in der neuen Belastungsrichtung der isolierten Knochenkörper durch Umorientierung und/oder Verstärkung der inneren Architektur in der neuen Belastungsrichtung.

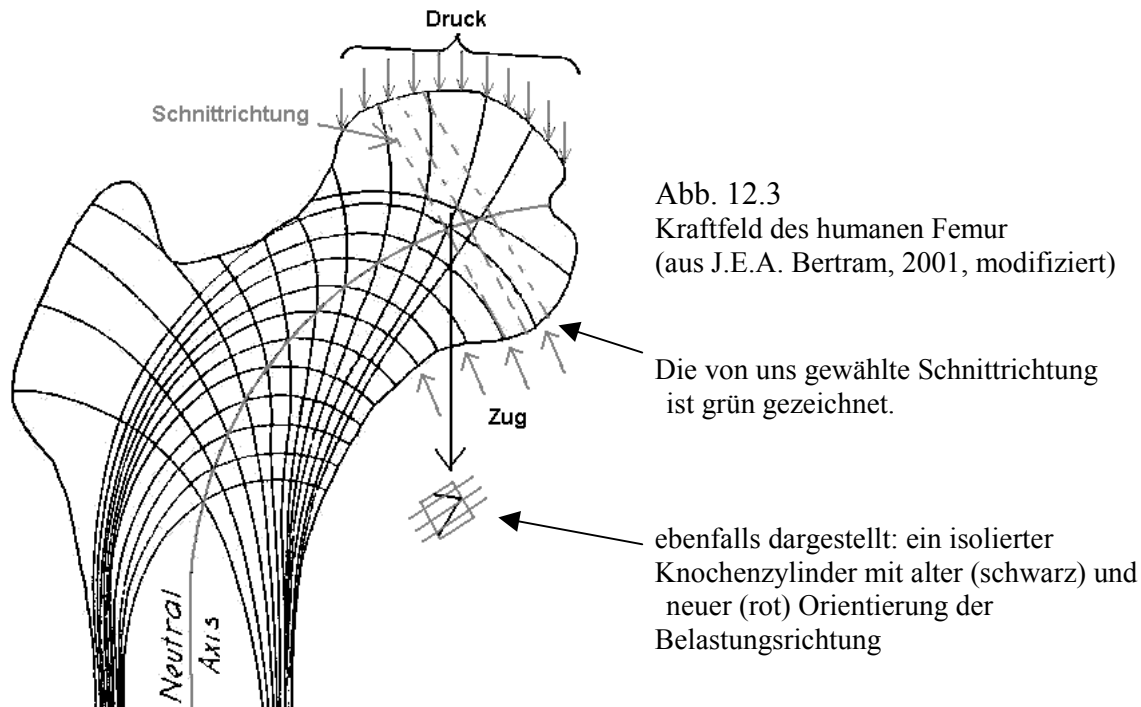
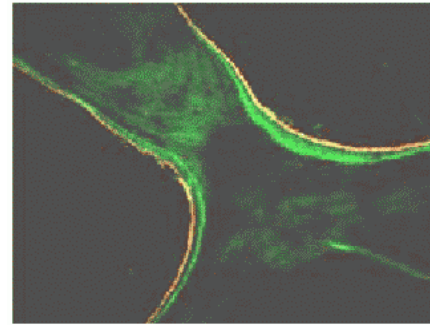


Abbildung 12.3 zeigt „principle lines of compression and tension stress“ (J.E.A. Bertram, 2001) und soll nun diskutiert werden. Der Begriff „neutral axis“ ist in diesem Zusammenhang verwirrend, weil er i.a. im Zusammenhang mit Biegung auftritt und eine dehnungsfreie Linie bzw. Fläche kennzeichnet. Das in Abbildung 12.3 gezeigte Feld ist ein Kraftfeld. Der Übergang zum unteren röhrenförmigen Teil des Knochens ist deutlich zu erkennen. Dieses Kraftfeld durchsetzt einen Bereich, in dem überwiegend Trabekelknochen zu finden sind. Die geordneten Vorzugsrichtungen dieses inhomogenen Kraftfeldes sind deutlich zu erkennen, was natürlich nur eine stark idealisierte Darstellung ist, wie sie im Falle homogener Körper auftreten kann. Trabekel besitzen ja die typische Eigenschaft der Irregularität ihrer geometrischen Struktur mit zahlreichen Verstreungen, die nicht der Kraftfeldrichtung nach Abbildung 12.3 folgen. Wolff's Schluss vom Teil (Knochenelement) zum Ganzen aufgrund der von außen einwirkenden mechanischen Belastung scheint auf einer Skala typischer Bälkchenlängen der Trabekel nicht so ganz plausibel zu sein, weil man den Zusammenhang zwischen der äußeren Last und der Form kleiner Trabekelstückchen nicht erkennt. Wir wissen aber, dass auf einer gröberen Skala (> 3mm erforderlich, siehe auch Kapitel 5.1) Vorzugsrichtungen der Steifigkeit existieren (R. Müller, and W. C. Hayes, 2004).

Nach Entnahme der Knochenproben entlang der grün dargestellten Schnittflächen entstehen isolierte Knochenzylinder ohne Kontakt zu benachbarten Knochenteilen auf den Zylinder-Mantelflächen. Diese Tatsache sowie die neue Belastungsrichtung senkrecht zur Schnittfläche hat eine Veränderung des Kraft- bzw. Dehnungsfeldes in der Knochenprobe zur Folge. Die Reaktion des Knochens sollte sich mechanisch durch Erhöhung der Steifigkeit in Belastungs- und Messrichtung ausdrücken.

Wir wissen aus früheren Messreihen, dass die Änderung der Steifigkeit in Messrichtung tatsächlich ein metabolischer Effekt ist, denn es besteht eine Korrelation zur Änderung der chemischen Zusammensetzung des Mediums, welche metabolische Vitalität (der Zellen) anzeigt. Ferner wurde gelegentlich direktes Wachstum einer Trabekelfläche bei histologischen Untersuchungen nachgewiesen.

Dazu wurde vor und nach der Messreihe das Versorgungsmedium mit Fluoreszenzfarbstoffen unterschiedlicher Emissionsspektrum angereichert. Die fluoreszenzmikroskopische Betrachtung bei der Histologie zeigt dann beide Farbstoffe in verschiedenen Farben an. Der reine Zuwachs an Trabekel-Querschnittsfläche erscheint nur einfarbig. Man findet solche sog. Doppelmarkierungen („double-label“) nicht kontinuierlich in allen histologischen Schnitten auf der ganzen Fläche; sie müssen „gesucht“ werden.



double-label
Foto: AO-Research, Davos

Die Erhöhung der Steifigkeit ist auch nicht nur auf Trabekelwachstum zurückzuführen. Es findet auch Umordnung statt, also „bone-remodeling“ im engeren Sinne.

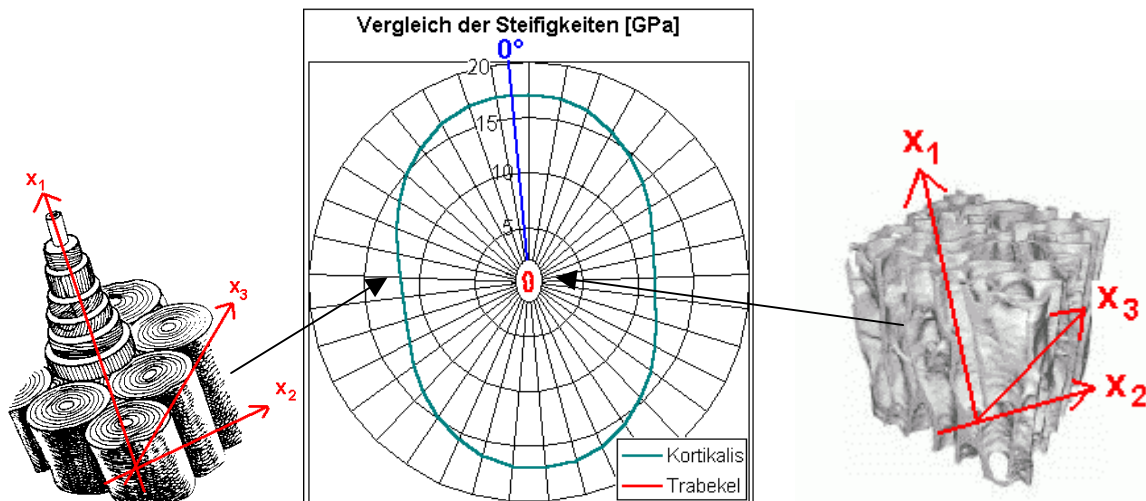


Abb. 12.4 Vergleich der Steifigkeit (E-Modul) der Knochenarten Kortikalis \leftrightarrow Trabekel

Abbildung 12.4 zeigt qualitativ einen Vergleich der Steifigkeiten der Knochenarten Kortikalis und Trabekel. Die grüne Kurve stellt eine geschätzte Winkelabhängigkeit des Elastizitätsmoduls bei eindimensionaler Belastung aus Angaben der Moduln der Steifigkeitsmatrix nach S. J. Hollister (1), 2003, in Falle des Kortikalis (Bild links) dar. Die Schnittrichtung steht senkrecht auf der Osteonen-Richtung. Im Falle des Trabekel-Knochens (Bild rechts) liegen die Werte des E-Moduls (rote Kurve) unter 1GPa (aus unseren früheren Messreihen mit dem ZETOS-System). Abbildung 12.4 zeigt keine Messkurven der Winkelabhängigkeit. Aus der zitierten Arbeit wurden lediglich Zahlenwerte für senkrechte Messrichtung und quer dazu mit der cos-Funktion verbunden. Die Winkelabhängigkeit beruht hier also auf Vermutungen und ist deshalb nur qualitativ zu verstehen.

Die x_1 -Richtung rechts im Bild soll hier die frühere Vorzugsrichtung der Belastung andeuten, während die Schnittrichtung dazu nicht senkrecht verläuft, wie es der Intension unserer Messungen entspricht.

12.3 Vorlast-Bedingungen und Belastungsamplitude

Allen Messungen ist eine Vorlast von 10 N zugrunde gelegt (siehe Anfangsbedingungen zur Adressierung der look-up-table bzw. „Kontakt“-Bedingungen, Kapitel 8.5). Damit ist bereits eine kleine Kompression von einigen Mikrometern, abhängig von der Steifigkeit der Knochen verbunden. Wir haben aus Erfahrung zusätzlich noch eine weitere Vorlast mit dem piezoelektrischen Aktor von einigen Mikrometern erzeugt, die für alle Knochen gleich ist und dazu beitragen soll, die Kompressionsabsorption bedingt durch die Rauigkeit der Oberflächen zu überwinden (siehe Kapitel 2., Abbildung 2.3). Mit Hilfe eines konfokalen Mikroskops konnten Frau Marita Kratz und der Student Kai Koller in unserer Abteilung Extrem-Unterschiede der Oberflächenrauigkeit bis zu 15µm messen. Diese Extreme betreffen aber nur einzelne Trabekelstückchen. Als mittleres Maß der Oberflächenrauigkeit wäre die Angabe einer Standardabweichung sinnvoller. Aus Gesprächen im Kreise der ZETOS-Anwender schien mir ein Schätzwert von 5µm eine geeignete Arbeitsgrundlage zu sein. Da es zwei Stirnflächen gibt, habe ich mich neben der 10N Grundlast für eine zusätzliche Vorlast von 10µm entschieden, die auf alle Knochenproben angewandt wurde. Diese Vorlastbedingungen werden nun allgemein akzeptiert.

Nach der Mechanostat-Hypothese von Frost (siehe Kapitel 5.2) entschieden wir uns für Belastungsamplituden von $3000 \mu\epsilon \leftrightarrow 15\mu\text{m}$, einem großen Wert, jedoch mit Sicherheitsabstand zur pathologischen Überlastgrenze, falls die Oberflächenrauigkeit doch etwas kleiner als 5µm sein sollte.

Damit ergibt sich additiv eine Amplitude der Kompression von $10\mu\text{m} + 15\mu\text{m} = 25\mu\text{m}$. Die dynamische Stimulation verläuft im Bereich $10\mu\text{m}$ (Vorlast) .. $25\mu\text{m}$, wie Abbildung 12.6 zeigt. (Anfang und Ende der dynamischen Stimulation sind selbstverständlich auch mit gerundeten Flanken von 0 auf $10\mu\text{m}$ umrahmt.)

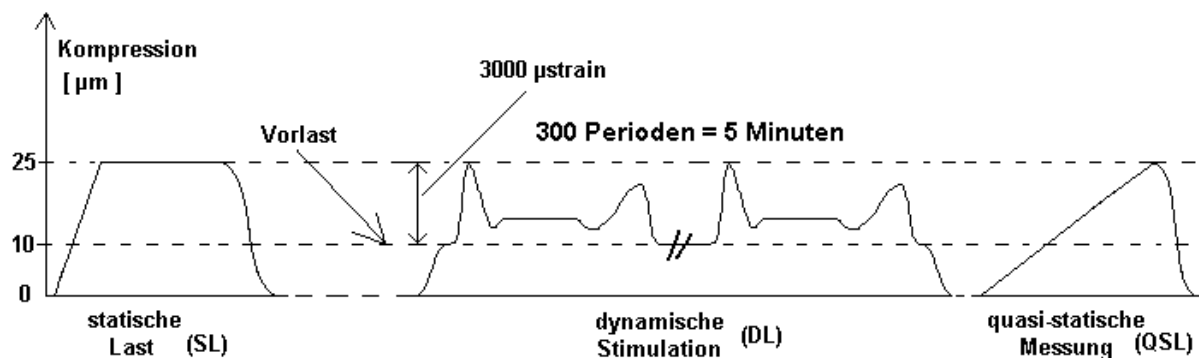


Abb. 12.6 Amplituden der Belastungen

12.4 Durchführung und Auswertung der Experimente

12.4.1 statische Last

Um die Wirkung der statischen Last hinsichtlich anfänglicher Positionsfehler der Knochen in der Knochenkammer zu testen, wurde an zwei Tagen vor Beginn der Langzeitmessreihe die Steifigkeit der Knochen durch QSL bei Verwendung der Daten aus dem Kompressionsintervall $20..25\mu\text{m}$ gemessen. Es wurden jeweils drei Messungen durchgeführt und daraus

Mittelwert und Standardabweichung gebildet. Die Knochen „bone01“ bis „bone06“ wurden zuvor 3-mal statisch mit 25µm über 50 Sekunden belastet, mit Pausen von jeweils ca. 10 Sekunden dazwischen. Bei den Knochen „bone07“ bis „bone12“ wurde dies nur am zweiten Tag vorgenommen.

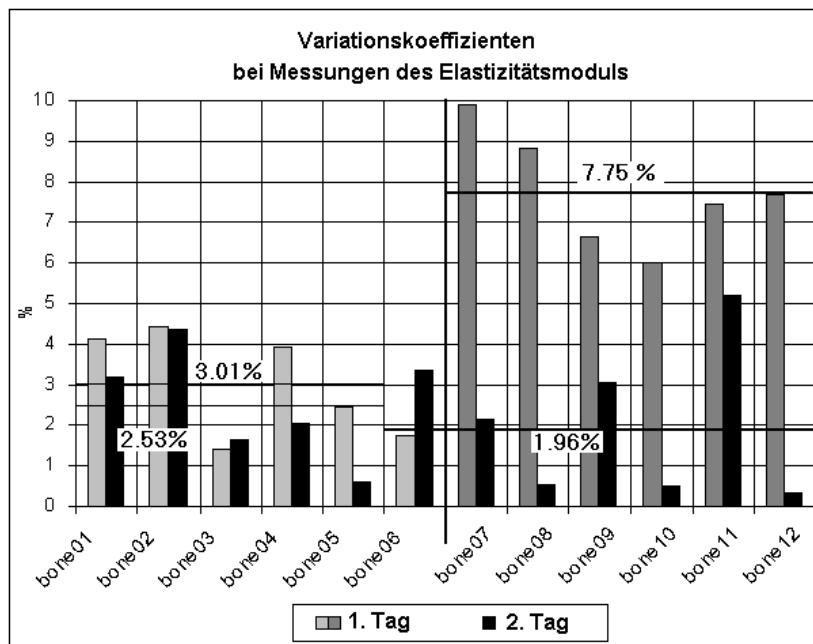


Abb. 12.7 Variationskoeffizienten aus Steifigkeitsmessungen bone01..bone06 an beiden Tagen 3 x statischer Last bone07..bone12 nur am zweiten Tag

Abbildung 12.7 zeigt die Ergebnisse der Behandlung durch statische Last. Die Standardabweichungen sind dort in relativen Einheiten als Variationskoeffizient aufgetragen: Division der Standardabweichung durch den jeweiligen Mittelwert und Angabe in %. Während die Knochen „bone07“ bis „bone12“ am ersten Tag mit großen Abweichungen – im Mittel 7,75 % - auffielen, zeigen sie am zweiten Tag viel kleinere Werte von nur noch 1,96 % im Mittel. Die Knochen bone01 bis bone06 wurden an beiden Tagen einer statischen Last ausgesetzt und zeigten sofort kleine Variationskoeffizienten, wodurch gezeigt ist, dass die Vorbehandlung mit statischer Last tatsächlich zu einer Verbesserung der Messqualität und zu brauchbaren Ergebnissen der Messung des Elastizitätsmoduls schon am ersten Tag führt. Die Vermutung, dass die Knochen durch statische Vorbelastung in eine gute Position in der Knochenkammer gebracht werden, die zu besser reproduzierbaren Messergebnissen führt, ist also wahrscheinlich richtig.

Die Vorbelastung hat vermutlich den zusätzlichen Effekt der Beseitigung des Flüssigkeitsfilms und des Sägestaubs zwischen den Kontaktflächen. Vielleicht brechen auch noch kleine Spitzen der Trabekel ab und verlagern sich zusammen mit Sägestaub (Knochenmaterial) in den Zwischenräumen. ¹⁾

¹⁾ Wir haben festgestellt, dass eine Schicht von 80..120µm nahe der Sägeflächen biologisch tot ist, gefolgt von Apoptose (programmierter Zelltod) bis zu einer Tiefe von 0,5mm. (D. B. Jones in ESA-MAP-endreport, 2004)

12.4.2 dynamische Stimulation und quasi-statische Messung des E-Moduls

Die 12 Knochen wurden gemischt, in drei Gruppen unterteilt und mit folgendes Sequenzen belastet:

Gruppe 1:

einmal pro Tag:

- statische Last („Static Load“, SL), 60 sec, ca. 10 sec Pause
- dynamische Stimulation („Dynamic Load“, DL): „jumping“ $3000\mu\epsilon$ über 5 Minuten, ca. 10 sec Pause
- 3 aufeinanderfolgende Messung des Elastizitätsmoduls aus quasi-statischer Last (QSL) mit Mittelwertbildung
dazwischen jeweils ca. 10 s Pause

Gruppe 2:

einmal pro Tag:

- statische Last, 60 sec, ca. 10 sec Pause
- dynamische Stimulation: „jumping“ $3000\mu\epsilon$, Hochpass-gefiltert $f_g=7,5\text{Hz}$ über 5 Minuten, ca. 10 sec Pause
- 3 aufeinanderfolgende Messung des Elastizitätsmoduls mit Mittelwertbildung
dazwischen jeweils ca. 10 s Pause

Gruppe 3:

Jeden 4. Tag:

- statische Last, 60 sec, ca. 10 sec Pause
- 3 aufeinanderfolgende Messung des Elastizitätsmoduls mit Mittelwertbildung
dazwischen jeweils ca. 10 s Pause

Die folgenden Abbildungen zeigen die Ergebnisse der quasi-statischen Messung des scheinbaren Elastizitätsmoduls an einigen Beispielen.

Dateibezeichnungskonvention: Bone05, gemessen am 26.11.2003, 13:42 Uhr

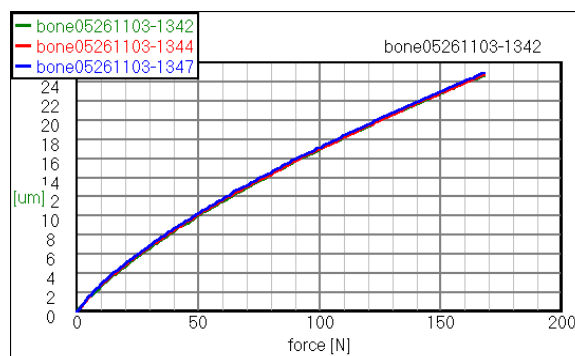


Abb. 12.8a

3QSL-Messungen des Elastizitätsmoduls

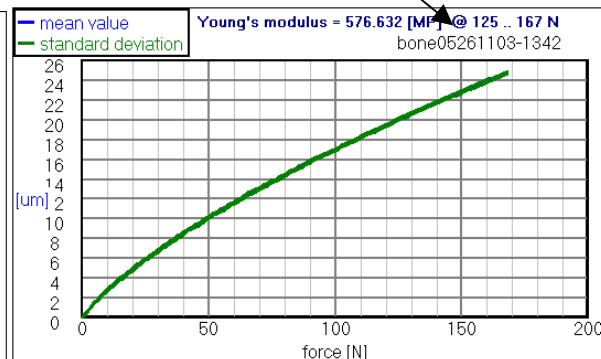


Abb. 12.8b

Mittelwert und Standardabweichung dazu

Man erkennt die doch recht geringe Standardabweichung. Relative Standardabweichungen von mehr als 5% wurden nicht gemessen.

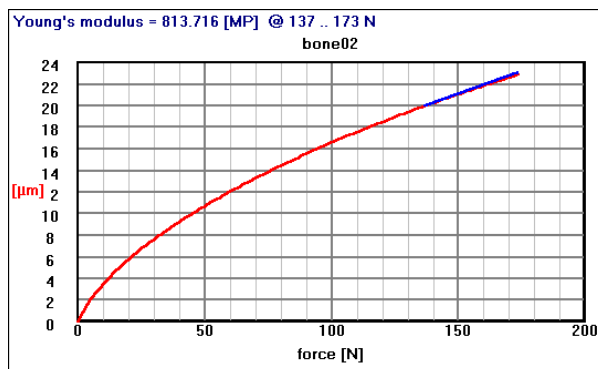


Abb. 12.9

Beispiel eines Knochens mit großer Nichtlinearität

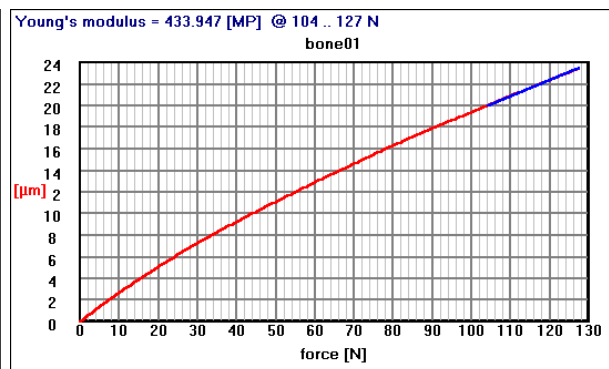
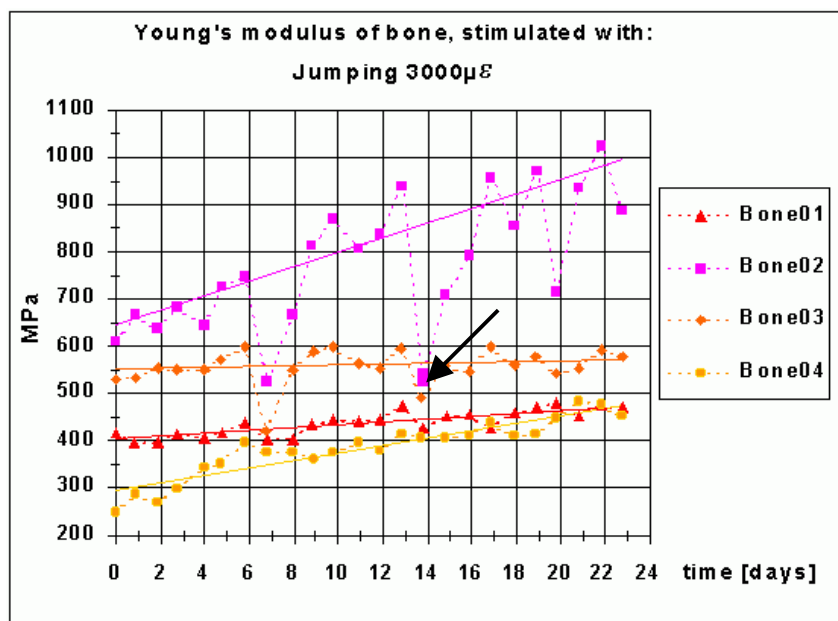


Abb. 12.10

Beispiel eines Knochens mit geringer Nichtlinearität

Vor der Zusammenfassung und Diskussion der Messergebnisse möchte ich die bereits angeführte untergeordnete Bedeutung der DL-QSL-Messungen wiederholen und sie lediglich als Beschreibung der Methodik verstanden wissen. Die Messergebnisse werde ich nicht veröffentlichen, weil die Anzahl der Knochenproben für statistisch gesicherte Aussagen unzureichend war und in dieser Messreihe Effekte auftraten, die wahrscheinlich auf die Tatsache zurückzuführen sind, dass ein Femur-Kopf, der bei einer Operation entnommen wurde, keine gesunde Reaktion zeigt (siehe dazu Varianzanalyse am Ende dieses Kapitels).

Abb. 12.11
Verlauf des E-Moduls der ersten Gruppe:
„Jumping“ 3000µε ungefiltert



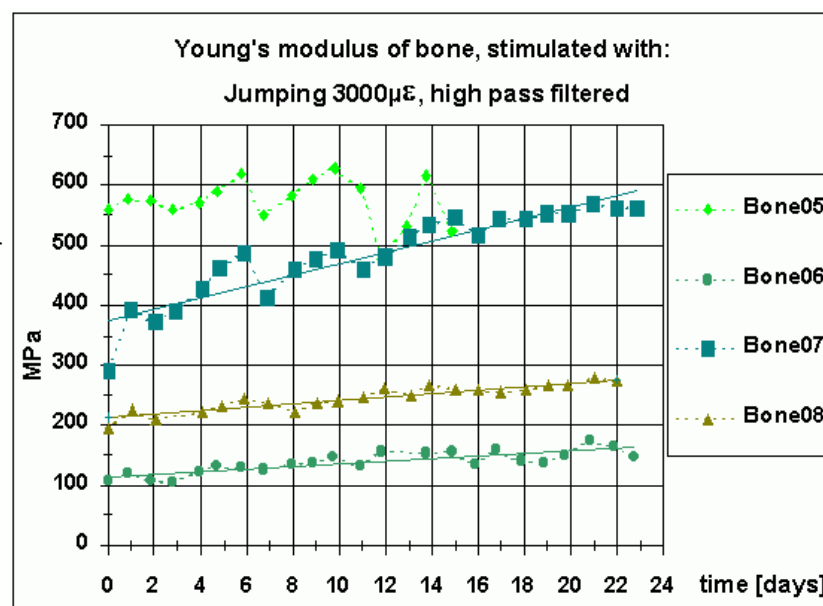
In Abbildung 12.11 sind die Messergebnisse der Knochen der ersten Gruppe dargestellt. Diese wurden mit täglich 5 Minuten mit dem Signal „jumping3000µε“ belastet. Am 7. Tage trat ein Einbruch der Messwerte bei zwei Knochen auf. In der zweiten Gruppe (s.u.) sind ebenfalls zwei Knochen davon betroffen. Solche Effekte hatten wir schon bei früheren Messreihen gefunden, wobei aber eine Kontrollmessung mit einem Metallkörper immer wieder die korrekte Funktion des Messsystems zeigte. Der Knochen „bone02“ zeigt mehrere solcher Einbrüche. Am Tag 14 wurde das Elastizitätsmodul zweimal gemessen, erkennbar an

der rechteckförmigen Messwertmarkierung, die normalerweise quadratisch ist (siehe Pfeil). Hier liegen zwei Messwerte übereinander, die sich tatsächlich nicht stark unterscheiden.

Die Analyse des Mediums zeigte auch keine Auffälligkeiten, ebenso eine Sichtkontrolle des Inneren der Knochenkammer ¹⁾. Der Einbruch der Steifigkeit war im Falle des Knochens „bone02“ so groß, dass ich schon bei der manuellen Einstellung der Vorlast mit der Hand, einen auffällig „weichen“ Widerstand spürte. Diese Beobachtungen hatten wir auf einem Treffen der ZETOS-Benutzer in Edinburgh im April 2004 diskutiert. Möglicherweise traten mechanische Schäden auf. Es ist unklar, wie dies in den Ruhephasen zwischen den Messungen erfolgen kann, denn „bone02“ zeigte schon bei der Vorlasteinstellung ein auffällig weiches Verhalten. Wir wollen in künftigen Messreihen in solchen Fällen den Knochen aufschneiden und das Innere mikroskopisch auf Schäden untersuchen.

In Abbildung 12.11 – wie auch in den folgenden Darstellungen der Messwerte – ist eine Gerade nach linearer Regression eingezeichnet, wobei die Messwerteinbrüche als Ausreißer betrachtet und daher ausgelassen wurden.

Abb. 12.12
Verlauf des E-Moduls der zweiten Gruppe: „Jumping“ 3000µε, Hochpass- gefiltert



In Abbildung 12.12 sind die Messergebnisse der zweiten Gruppe dargestellt, bei der das Hochpass-gefilterte Signal appliziert wurde. Die Messungen an Knochen „bone05“ wurden am 15. Tag eingestellt, weil dieser Knochen nicht mehr mit Medium versorgt wurde. Die Schläuche waren mit einem Pilz völlig verstopft. Dieser Knochen war offensichtlich krank.

Die Streuung der Messwerte um die Ausgleichsgerade ist bei dreimaliger QSL-Messung und Mittelwertbildung immer noch auffällig, jedoch tendenziell etwas kleiner als in z.B. bei C. M. Davies, D. B. Jones *et al.*, 2001, von den beschriebenen Einbrüchen insbesondere im Falle „bone05“ abgesehen. Einige Knochen zeigen eine extrem kleine Zunahme der Steifigkeit wie z.B. „bone03“. Die Streuungen in den Steigungen der Ausgleichsgeraden sind nicht ungewöhnlich, hier jedoch besonders stark, was bei einem Knochen mit krankhaftem Befund nicht überrascht. In Gesprächen mit Dr. Brendon Noble, Leiter der Mechanostransduction Group, University Edinburgh, am 11.03.2004 stimmten wir darin überein, dass es Knochenproben gibt, deren Belastungsrichtungen sich vor und nach der Entnahme aus der Gesamtheit möglicherweise kaum verändern und es wäre interessant festzustellen, um welche

¹⁾ unter sterilen Bedingungen vorgenommen

Orte in Abbildung 12.3 es dabei handelt. Dazu müssten aber viele möglichst gleich große Femur-Köpfe untersucht werden, weil man Mittelwerte der Steifigkeitsänderungen an Knochen gleicher Entnahmestelle benötigt.

Abb. 12.13
Verlauf des E-Moduls
der Kontrollgruppe

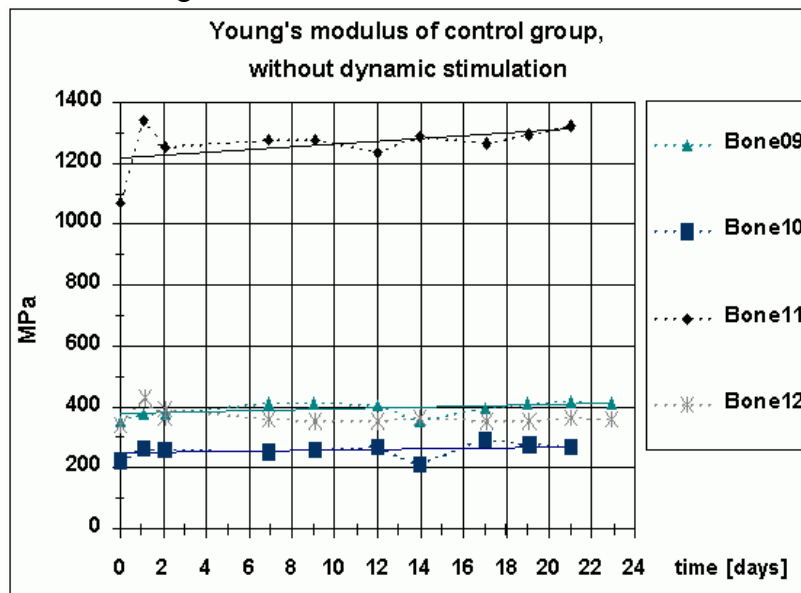


Abbildung 12.13 zeigt die Messergebnisse aus der Kontrollgruppe. Der große Unterschied in den Werten des Elastizitätsmoduls ist ebenfalls nicht ungewöhnlich (siehe dazu Abbildung 5.6 in Kapitel 5.1). Die Dichte der Trabekel ist im Femurkopf keineswegs konstant. Zusätzlich hat der Flächenanteil der Trabekel auf der gesamten kreisrunden Schnittfläche der zylindrischen Knochenproben einen proportionalen Einfluss auf die Steifigkeit. Der Flächenanteil der Trabekel beim Schnitt ist aber eine zufällige Größe:

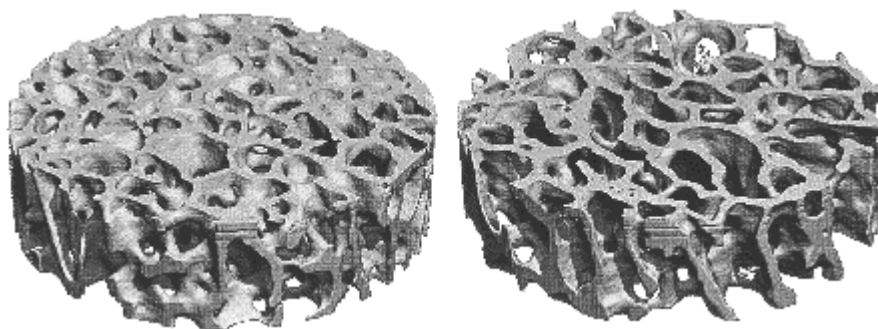


Abb. 12.14
μCT-Aufnahmen von Knochenscheiben mit unterschiedlicher Schnittfläche

In Abbildung 12.14 sind deutliche Unterschiede der Schnittflächen A_{SF} zweier Knochenproben zu erkennen. Der rechts gezeigte Knochen hat größere Hohlräume. Interessiert man sich gezielt für das Elastizitätsmodul im Sinne einer Materialkonstante unter der Annahme der Homogenität der Steifigkeit der kalzifizierten Teile, dann müsste anstelle von Gleichung (11.1): $E = k h / (\pi r^2)$ die folgende Gleichung benutzt werden:

$$E = k \frac{h}{A_{SF}} \quad \text{mit } h: \text{Höhe } A_{SF}: \text{Schnittfläche der Knochenscheiben} \quad (12.1)$$

Wir können jedoch die Schnittfläche nicht messen und benutzen daher zur Normierung der Steifigkeit die volle Kreisfläche. Näheres zum „Kontaktflächenproblem“ in 13.1.

Die folgende Tabelle zeigt die relative Änderung der Steifigkeit (s-rel) der Knochenproben:

Knochen-Name	Korrelationskoeffizient r	rel.Änderung der Steifigkeit [%/Tag]	Gruppen- Mittelwert [%/Tag]	Standardabweichung [%/Tag]
bone01	0,847482808	0,785		
bone02	0,915862948	2,379	s-rel₁	
bone03	Ausreißer(s.u)		1,968	1,040
bone04	0,92631966	2,738		
bone05				
bone06	0,826120461	1,796	s-rel₂	
bone07	0,920715592	2,520	1,903	0,571
bone08	0,920938007	1,394		
bone09	0,551405975	0,446		
bone10	0,384401084	0,488	s-rel₃	
bone11	0,445724702	0,353	0,252	0,360
bone12	-0,36297881	-0,282		

Tabelle 12.1

Die lineare Regression der Messwerte und Umrechnung in Elastizitätsmodul [MPa] mit Gleichung (11.1) pro Knochen liefert die Steigung s(t) und den y-Achsenabschnitt E(0), einem Schätzwert für die Messung am ersten Tag – dem „100%“-Wert. Als relative Änderung der Steifigkeit in obiger Tabelle ist folgender Ausdruck zu verstehen:

$$s\text{-rel} = 100\% \frac{s(t) \text{ [MPa/Tag]} }{E(0) \text{ [MPa]}}$$

Durch diese Normierung werden die Unterschiede der anfänglichen Steifigkeit der Knochen ähnlich wie im Falle des Variationskoeffizienten eliminiert. Die Korrelationskoeffizienten sind bei kleiner relativer Änderung und der Streuung recht klein. Die Gruppenmittelwerte der rel. Änderungen zeigen einen deutlichen Effekt:

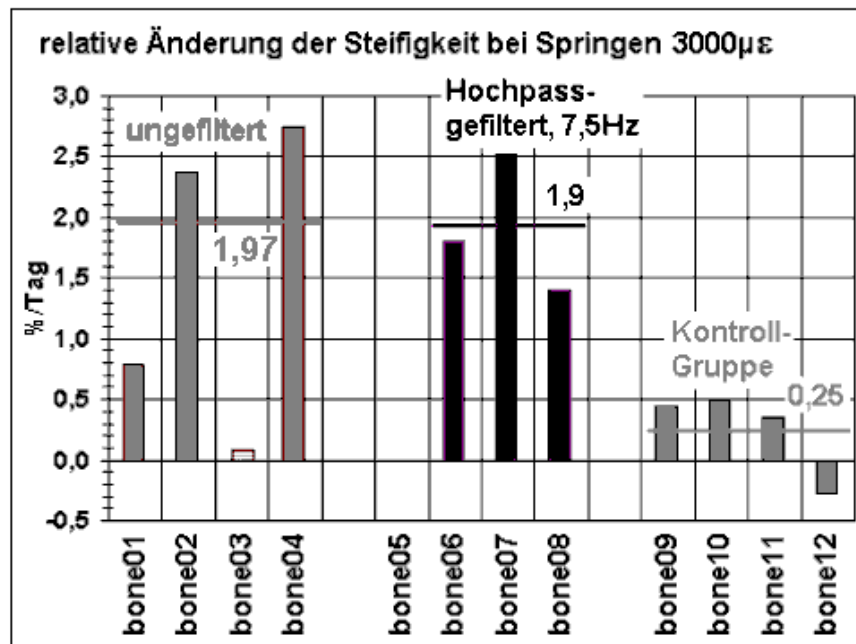


Abb. 12.15
Relative Änderungen der Steifigkeiten (s-rel), gruppiert mit dem jeweiligen Mittelwert als waagerechte Linie „Bone03“: Ausreißer

Der Knochen „Bone03“ wurde als Ausreißer aus der Statistik herausgenommen, weil er keine Reaktion zeigte. Solche Ausreißer sind nicht selten und wir vermuten, dass es Knochen gibt, bei denen die neue Belastungsrichtung im Experiment mit der alten Belastungsrichtung übereinstimmt. Nach Abbildung 12.3 könnte es sich um ein Mittelstück handeln, falls Zug- und Druckbelastungen gleich groß sein sollten. Allerdings stellt „Jumping“ als Bewegungsmuster eher eine Ausnahmebelastung dar. Erklärungen für solche Ausreißer sind zurzeit noch sehr hypothetisch.

Aufgrund der zu den Gruppen-Mittelwerten der rel. Änderung gehörenden großen Standardabweichungen zeigt eine Varianzanalyse, dass die Nullhypothese: „Die rel. Änderungen in den einzelnen Gruppen sind gleich.“

$$H_0: s\text{-rel}_1 \approx s\text{-rel}_2 \approx s\text{-rel}_3$$

mit einer 5 %-igen Irrtumswahrscheinlichkeit verworfen werden muss.

Anova: Einfaktorielle Varianzanalyse						
ZUSAMMENFASSUNG						
Gruppen		Anzahl	Summe	Mittelwert	Varianz	
jumping unfiltered	s-rel₁	3	5,9029	1,9676	1,0806	
jumping, high-pass filtered	s-rel₂	3	5,7094	1,9031	0,3256	
control group	s-rel₃	4	1,0063	0,2516	0,1295	
ANOVA						
Streuungsursache	Quadratsummen (SS)	Freiheitsgrade (df)	Mittlere Quadratsumme (MS)	Prüfgröße (F)	P-Wert	kritischer F-Wert
Unterschiede zwischen den Gruppen	6,8108	2	3,4054	7,4471	0,0185	4,7374
Innerhalb der Gruppen	3,2009	7	0,4573			
Gesamt	10,0117	9				

Tabelle 12.2

einfaktorielle Varianzanalyse mit dem Programm EXCEL, Funktion ANOVA (= ANalysis Of VAriance)

Der in Tabelle 12.2 berechnete F-Wert ist größer als der kritische Wert F_{crit} (in diesem Falle 95 % des Integrals einer F-Verteilung (siehe Pfeile), wodurch die Nullhypothese verworfen werden muss (zur Varianzanalyse siehe z.B. J. Bortz, 1993).

Es liegt also ein signifikanter Unterschied zu mindestens einer Gruppe vor: der Kontrollgruppe ¹⁾.

¹⁾ Die Voraussetzung einer Normalverteilung der Eingangsdaten zur Varianzanalyse konnte mit der geringen Zahl der Knochen in dieser Messreihe nicht kontrolliert werden.

12.5. Zusammenfassung DL und QSL

Die Vermutung, dass allein die höherfrequenten Spektralanteile eines dynamischen Stimulationssignals bone-remodeling auslösen können, wurde anhand von „Jumping“ bestätigt.

Die Programmfunktion „Statische Last“ verringert die Streuungen der QSL-Messergebnisse, indem offenbar eine Position mit großem Flächenkontakt der Knochenproben in der Knochenkammer hergestellt wird.

13. Deutung der Nichtlinearitäten

13.1 die variable Kontaktfläche

In Kapitel 2., Abbildung 2.3, wurde erstmals auf die große Bedeutung möglichst planparalleler Schnittflächen hingewiesen. In Abschnitt 12.3 wurde die Bedeutung der kompressiven Vorlast aus der Rauigkeit der Schnittflächen begründet.

Unsere Messergebnisse zeigen immer eine mehr oder weniger stark ausgeprägte Nichtlinearität der Kraft-Kompressions-Relation (siehe Abbildung 12.8 bis 12.10) im niedrigen Dehnungsbereich, wogegen sonst in der Fachliteratur lineares Verhalten zu finden ist.

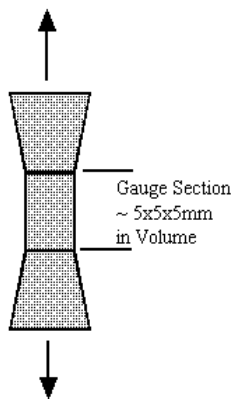


Abb. 13.1a
Zugmessung nach
S. J. Hollister (1), 2003
kortikaler Knochen
(DMS-Sensoren)

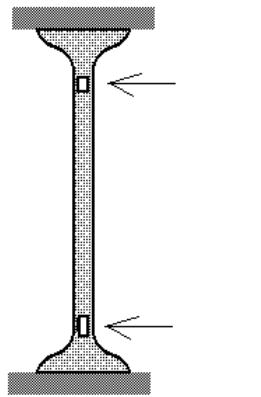


Abb. 13.1b
Druckmessung nach
S. Hengsberger, 2003
kortikaler Knochen
(optische Sensoren)

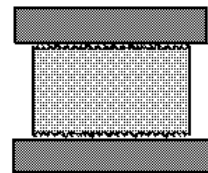


Abb. 13.1c
ZETOS-Messung
Trabekelknochen
(externe Sensoren)

Die Abbildungen 13.1a/b zeigen besondere Messanordnungen für Zug (S. J. Hollister (1), 2003) bzw. Druck (S. Hengsberger, 2003) an langen kortikalen Knochen, wobei die Messstellen direkt am Knochen angebracht sind und innerhalb der Schnittflächengrenzen liegen. Beim ZETOS-System (Abbildung 13.1c) kann kein Sensor direkt am Knochen angebracht werden, denn die Höhe der Knochenzylinder ist relativ klein und der Knochen befindet sich im Nährmedium in einer Knochenkammer. An den porösen Knochenzylindern können keine Dehnungsmessstreifen aufgeklebt werden und es besteht nicht einmal ein optischer Zugang. Die Messstellen liegen also außerhalb und umschließen deshalb auch die rauen Schnittflächen.

Vermutlich verhalten sich die kalzifizierte Teile der Trabekelknochen an sich, d.h.: aufgrund ihrer Materialeigenschaft ebenfalls linear im Hookeschen Sinne wie dies die Messungen von S. J. Hollister und S. Hengsberger ergeben haben. Bei der Kompression eines linear-elastischen Körpers mit rauen Oberflächen wie in Abbildung 13.1c nimmt die Kontaktfläche stetig zu und erreicht praktisch nie das Maximum A_{\max} . Bei Zylindern ist $A_{\max} = \pi r^2$. Bei porösen Trabekelknochen wäre A_{\max} die Oberfläche der kalzifizierten Trabekel nach einem ideal planen Schnitt, ohne Rauigkeit bzw. im Falle sehr großer Kompressionskraft unter der Annahme vernachlässigbarer Steifigkeit des Knochenmarks in den Poren.

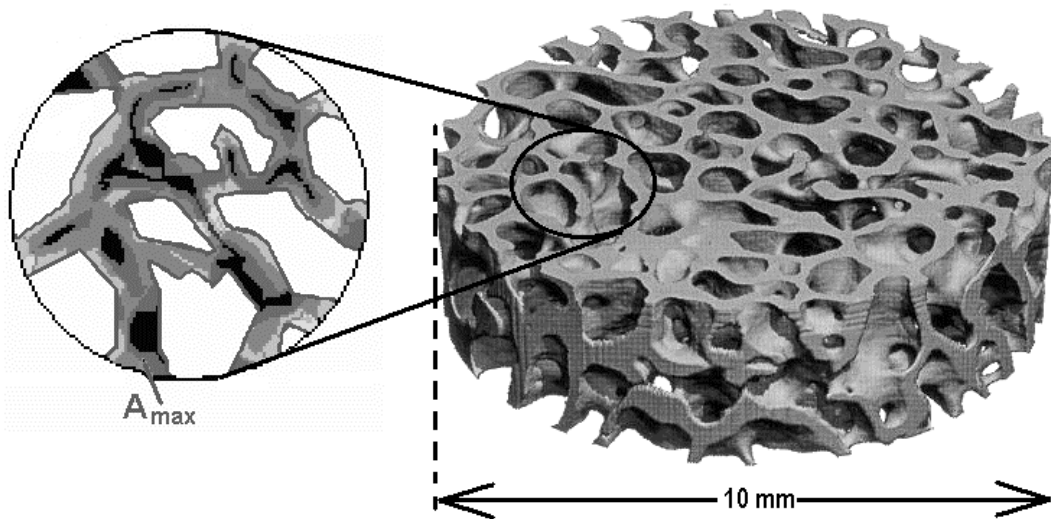


Abb. 13.2

Verdeutlichung der Rauigkeit der Schnittfläche bei Trabekelknochenzylindern in Grauwerten
links:

weiß: Knochenmark

schwarz: Kontakt bei kleiner Kraft

graue Randlinien:

Flächenanteil der Trabekel, maximale Kontaktfläche A_{max} , Kontakt bei sehr großer Kraft

rechts: geometrische Stirnfläche: Kreis mit einem Durchmesser von 10mm

In Abbildung 13.2 rechts soll dargestellt werden, dass bei Draufsicht auf einen gesägten Knochenzylinder die Stirnfläche „wie ein Gebirge“ erscheint (Grauwerte). Die gesamte nicht weiße Fläche (A_{max}) würde sich bei einem gedachten idealen Schnitt ohne Rauigkeit ergeben oder approximativ bei großer Kontaktkraft, die jedoch nicht zur Zerstörung der Trabekel führen darf.¹⁾

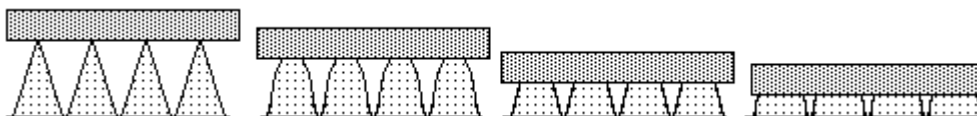


Abb. 13.3: stetige Zunahme der Kontaktfläche unter Kraffteinwirkung

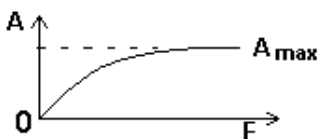
Obige Abbildung verdeutlicht die Zunahme der Kontaktfläche noch einmal anhand von spitzen elastischen Kegeln. Neben den unmittelbaren Eindrücken der Spitzen ist noch eine Verbreiterung der Kegel durch Querkontraktion (siehe Kapitel 6.6) möglich. Beides trägt zur Vergrößerung der Kontaktfläche bei zunehmender Kontaktkraft bei. Scherkräfte zwischen benachbarten Volumenelementen bewirken eine Mitnahme solcher Volumenelemente, die keinem unmittelbaren Drucken von oben ausgesetzt sind, was sich wie eine scheinbare

¹⁾ Zur Angabe des Elastizitätsmoduls verwenden wir die Höhe (5mm) und die gesamte Stirnfläche des Knochenzylinders (10mm Durchmesser) (Abb. 13.2 rechts) nach Gleichung (12.1) in Abschnitt 12.4.2. Laut Tabelle 5.1 verweisen dies Maße auf die höchste Hierarchieebene, bei der wir durch ausreichende Mittelung über Volumen und Fläche quasi von einem homogenen kontinuierlichen Festkörper ausgehen dürfen, was die Angabe eines Elastizitätsmodul rechtfertigt.

Vergrößerung der Kontaktfläche auswirkt (ähnlich wie in Kapitel 8., Abbildung 8.4). Anstelle direkter Scherkräfte benachbarter Volumenelemente in einem kontinuierlichen Material können auch quer oder schrägt verlaufende Trabekelbälkchen diese Aufgabe des Mitnahmeeffekts übernehmen.

Die folgenden Darstellungen sind Ergebnisse von Modellrechnungen mit einem Ansatz, bei dem die Kontaktfläche A eines rauen Übergangs wie in Abbildungen 13.2 und 13.3 unter Krafteinwirkung bei Null beginnt und sich streng monoton stetig asymptotisch dem geometrischen Maximum A_{\max} nähert. Der Begriff „Kontaktfläche“ soll hier allgemeiner auch mit Einbeziehung der „virtuellen Kontaktflächenvergrößerung“ durch die oben erwähnten Mitnahmeeffekte zu verstehen sein.

Mathematisch habe ich als ersten Ansatz eine Kriechfunktion ähnlich Gleichung 7.35 gewählt:

$$A(F) = A_{\max} (1 - \exp(-F/F_0)) \quad (13.1)$$


Es wurde mit einem statischen Modell des Knochenzylinders gerechnet, welcher einem linear-elastischen Kern mit konstanten Elastizitätsmodul besitzt, jedoch mit variabler Kontaktfläche nach außen gemäß Gleichung (13.1), Abbildung 13.4. Die variable Kontaktfläche soll durch Rauigkeit zu verstehen sein, wobei das Material der Oberfläche ebenfalls das gleiche Elastizitätsmodul wie der Kern besitzen soll.

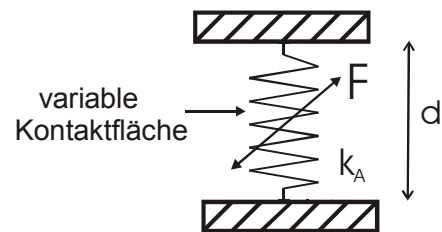


Abb. 13.4

Die Steifigkeit ist dann proportional zur Kontaktfläche $A(F)$:

$$k(F) = k_0 A(F)/A_{\max} \quad (13.2)$$

Der Wert k_0 stellt die Steifigkeit dar, die sich aus dem Elastizitätsmodul als Materialkonstante im Falle homogener Krafteinleitung über die ganze Fläche A_{\max} ableitet:

$$k_0 := E \frac{h}{A_{\max}} \quad (13.3)$$

(h ist die mittlere Zylinderhöhe, in der Praxis das Abstandsmaß der Schneidemaschine.) Unter dem Begriff „innere Kompression“ sei die Kompression eines Volumenelementes der Höhe h im Knochenkern zu verstehen, der von Effekten der Oberflächenrauigkeit abgeschirmt ist.

$$d_{\text{innen}} = \frac{F}{k_0} \quad \epsilon_{\text{innen}} = \frac{d_{\text{innen}}}{h} = \frac{F}{h \cdot k_0} \quad (13.4) \quad (13.5)$$

Die innere Dehnung ist durch Gleichung (13.5) erklärt.

Die „äußere Kompression“ $d(F)$ umfasst den gesamten Körper. Sie ist per Integration zu berechnen, wie auch in Kapitel 8, Gleichung (8.15a)

$$d(F) = \int_0^F w_A (10 + F') \partial F' \quad (13.6)$$

Darin bedeuten: w_A : Nachgiebigkeit des Körpers mit variabler Kontaktfläche ($w_A = 1/k_A$). Die Summe $10 + F'$ berücksichtigt die übliche manuelle Vorlast von 10N (siehe Abschnitt 12.3), weil die Nachgiebigkeit bei der Kraft Null eine Singularität besitzt (Erinnerung: Kapitel 8.5 mit Abbildung 8.15).

Mit Gleichung (11.2) (dort ist $A = \pi r^2$ zu setzen), $w = 1/k$ und Gleichung (13.1) nimmt Gleichungen (13.6) folgende Gestalt an:

$$d(F) = \frac{h}{E_{\text{mod}} \pi r^2} \int_0^F \frac{\partial F'}{1 - \exp\left(-\frac{(F'+10)}{F_0}\right)} \quad (13.7)$$

Diese Gleichung ist Grundlage der folgenden Modellrechnungen. Die Parameter der Modellierung sind das Elastizitätsmodul E_{mod} und der Kraft-Parameter F_0 in Gleichung (13.1)

Aus F_0 und dem Elastizitätsmodul E_{mod} lässt sich eine Größe x_0 [μm] berechnen, die vielleicht indirekt als Schätzwert der Standardabweichung der Rauigkeit angesehen kann. Die obigen Parameter haben insofern also alle in irgendeiner Weise eine physikalische Bedeutung. E_{mod} wäre als Materialkonstante einer Körpers zu verstehen, der nur aufgrund der Oberflächenrauigkeit ein nichtlineares Verhalten in der außen gemessenen Kompression zeigt.

Die Abbildungen 13.5a..d zeigen den Verlauf der äußeren Kompression d (dick rot) der Simulation bei verschiedenen Knochen. Man erkennt die i.a. gute Übereinstimmung mit den QSL-Messergebnissen der jeweiligen Knochen (dünn blau). Die grünen Kurven stellen das Dehnungsverhältnis $\varepsilon_{\text{innen}}/\varepsilon_{\text{außen}}$ dar. Die Dehnung des Kerns $\varepsilon_{\text{innen}}$ ergibt sich einfach aus der Kraft und Anwendung des Hookeschen Gesetzes. Die schwarzen Kurven zeigen das auf A_{max} normierte Flächenverhältnis mit den Ansatz nach Gleichung (13.1).

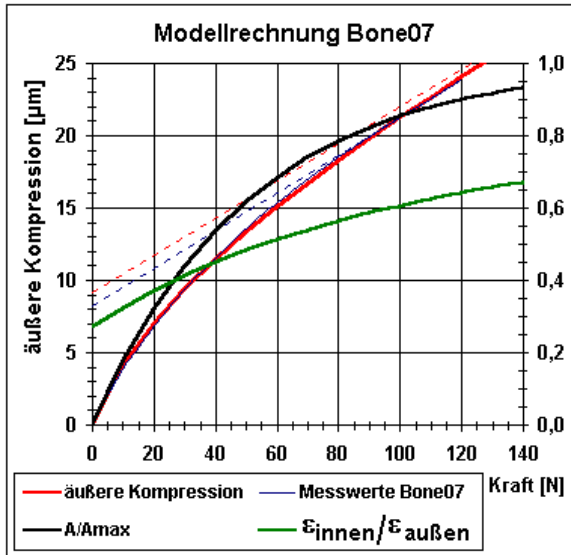


Abb. 13.5a

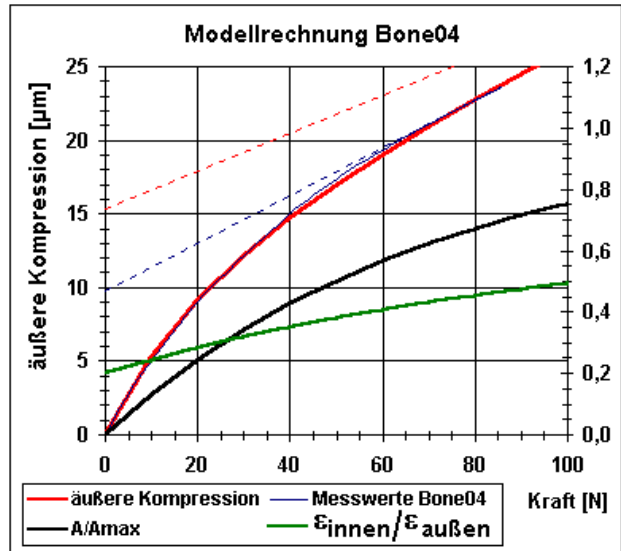


Abb. 13.5b

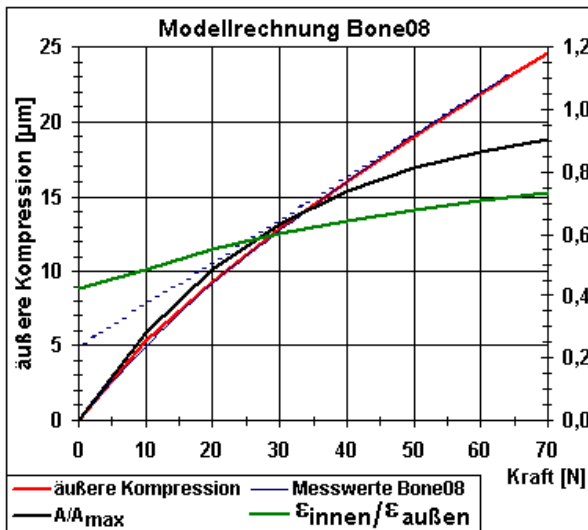


Abb. 13.5c

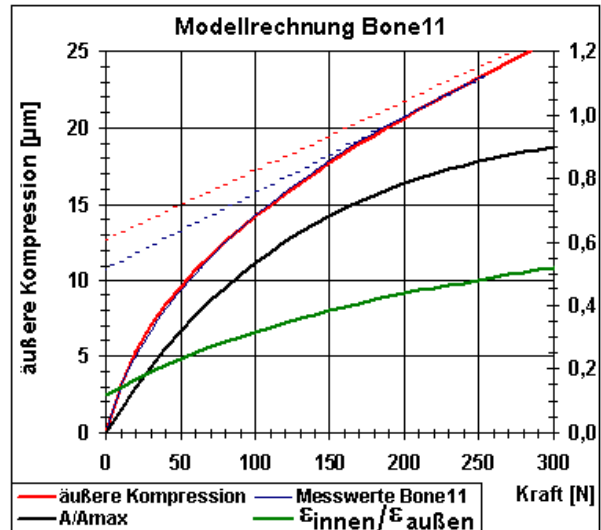


Abb. 13.5d

Ergebnisse der Simulation

dünn blau: Messwerte
grün: Dehnungsverhältnis $\epsilon_{\text{innen}}/\epsilon_{\text{außen}}$

dick rot: deren Anpassung im Modell
schwarz: Flächenverhältnis A/A_{max}

Die folgenden Abbildungen zeigen das relative Dehnungsverhältnis $\epsilon_{\text{innen}}/\epsilon_{\text{außen}}$ und das normierte Flächenverhältnis A/A_{max} mit der äußeren Kompression als Abszisse:

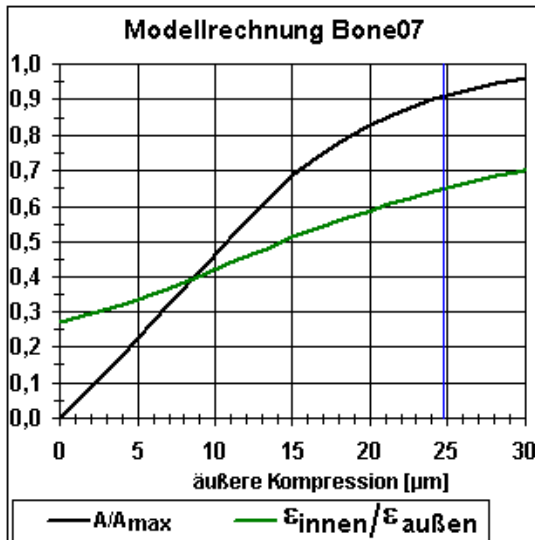


Abb. 13.6a

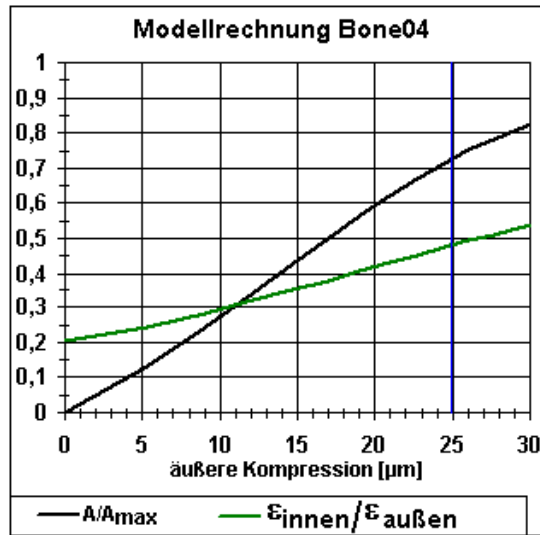


Abb. 13.6b

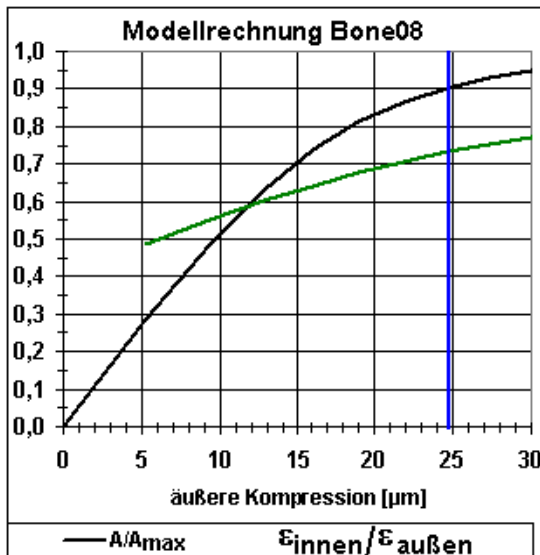


Abb. 13.6c

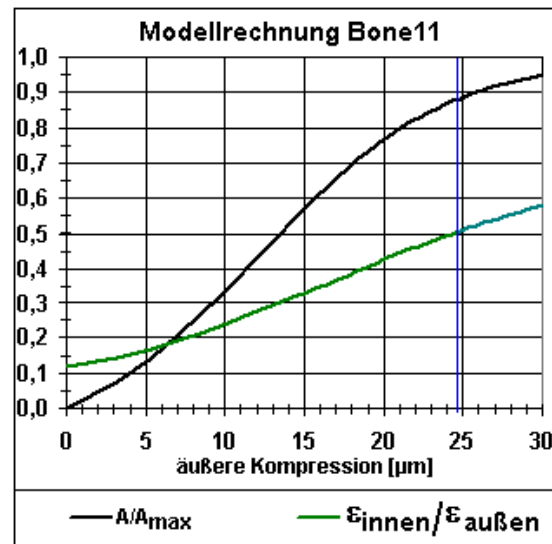


Abb. 13.6d

Ergebnisse der Simulation grün: Dehnungsverhältnis $\epsilon_{\text{innen}}/\epsilon_{\text{außen}}$
 schwarz: Flächenverhältnis A/A_{max}
 blaue Senkrechte: Messbereichsende

Knochen	F_0 [N]	x_0 [μm]	E-Modul gemessen E_{mess} [MPa]	E-Modul aus Modell E_{mod} [MPa]	Fehler [%]
Bone07	40	5,9	438	430	-1,8
Bone04	58	7,5	416	490	17,8
Bone08	72	18,5	220	245	11,3
Bone11	200	7,4	1222	1700	39,1

Tabelle 13.1

Tabelle 13.1 zeigt die durch Modellierung bestimmten Werte des Elastizitätsmoduls und die gemessenen Werte. Die Fehlerangaben sind auf die gemessenen Werte bezogen. Im Falle der

Knochen Bone04 und Bone11 sind die Werte E_{mod} aus dem Modell (Parametereingabe zur Kurvenanpassung) deutlich höher als die gemessenen Werte. Ein Blick auf die Abbildungen 13.6a bis 13.6d kann erklären, warum das der Fall ist: Die in diesen Abbildungen gezeigte blaue senkrecht Linie zeigt das Ende des gemessenen Bereichs. Die Flächenverhältnisse sind aber an dieser Stelle der äußeren Kompression noch nicht genau genug zu Eins konvergiert. Der Knochen 11 hätte also bis $33\mu\text{m}$ und der Knochen Bone04 bis $40\mu\text{m}$ belastet werden müssen, um einen höheren Wert des gemessenen Elastizitätsmoduls zu erhalten, der wahrscheinlich besser der Materialeigenschaft entspricht. Eine solch hohe Belastung hätte aber die physiologische Grenze überschritten. Bone07 ist dagegen ein Beispiel für gute Übereinstimmung beider Werte des Elastizitätsmoduls und am Ende der Kompressions-Belastung ist eine bessere Annäherung des normierten Flächenverhältnissen an Eins erreicht.

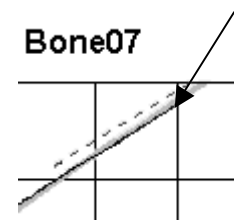
Sollte sich der Ansatz der Kontaktflächenfunktion in Gleichung (13.1) für alle Messungen bewähren, so könnte die Steifigkeit durch Modellierung ermittelt werden. In einem Programm, welches die gemessene und die modellierte Kurve darstellt, würde man durch Variation der Parameter die beste Übereinstimmung einstellen und könnte dann die Steifigkeit bzw. Elastizitätsmodul ablesen. Dieser Wert des Elastizitätsmoduls setzt zwar noch die Homogenität voraus, wäre aber unabhängig von der Rauheitsbeschaffenheit der Schnittflächen.

Die von uns nach der konventionellen Methode (lineare Regression Kompression gegen Kraft im Intervall $[20..25\mu\text{m}]$) gemessenen Werte sind offenbar nicht als Elastizitätsmodul eines äquivalenten homogen isotropen Körpers zu verstehen, weil der Messbereich zur Erzielung maximaler Kontaktfläche mit Rücksicht auf physiologische Aussteuerungsgrenzen zu klein war.

Obige Berechnungen wurden mit Microsoft-EXCEL durchgeführt und es zeigte sich, dass der zum Modell gehörende Algorithmus hinsichtlich des gesuchten Parameters E_{mod} nicht besonders scharf ist. Er ist somit ungenau (insbesondere bei kleinen Steifigkeiten). Die Anpassung der Messkurven wurden durch Ausprobieren verschiedener Eingaben von F_0 und E_{mod} optimiert, wobei sich beide Eingabevariablen gegenseitig beeinflussen. Wie in Abbildung 13.5a zu erkennen ist, wird die Messkurve (schwarz) rechts oben nur unzureichend approximiert (grau).

Die Steigung dieses Teils der Messkurve ist aber sehr entscheidend für die konventionelle Bestimmung des Elastizitätsmoduls.

Ausschnitt aus
Abb. 13.5a



Die Approximation des ersten Teils der QSL-Messkurven bei kleinen Kräften war auch nicht immer befriedigend. Deshalb wurden weitere Versuche mit anderen rein empirischen Kontaktflächen-Funktionen unternommen, um möglichst alle Messkurven über den gesamten Bereich sehr gut zu approximieren.

getestete Beispiele:

$$A(F)/A_{\text{max}} =$$

einfache Exp.-Funktion

$$1 - \exp(-F/F_0) \quad (\text{wie beschrieben})$$

dto. mit verzerrter Kraftachse

$$1 - \exp(-F/(F_0 * (1 + (F/F_1)^e))), \quad e \in [0,4..0,6]$$

Arkustangens

$$\arctan(F/F_0)/(\pi/2)$$

Tangenshyperbolicus

$$\text{tanh}(F/F_0)$$

Reihe mit Exp.-Funktionen

$$1 - (c_0 \exp(-F/F_0) + c_1 \exp(-F/F_1) + (1-c_0-c_1) \exp(-F/F_2))$$

All diese Funktionen beginnen bei Null und nähern sich streng monoton steigend dem Grenzwert Eins. Anstelle von Gleichung (13.7) wurde dabei allgemein wie folgt gerechnet:

$$d(F) = \frac{h}{E_{\text{mod}} \pi r^2} \int_0^F \frac{\partial F'}{\frac{A}{A_{\text{max}}} (10 + F')} \quad (13.8)$$

mit $A(F)/A_{\text{max}}$ eine der oben aufgeführten empirischen Kontaktflächenfunktionen.

Die Bestimmung des Elastizitätsmoduls E_{mod} erfolgte durch Bestimmung der Steigung nach Linearer Regression des Integrals in obiger Gleichung gegen $d(F)$, wobei die Umformung von Gleichung (13.8) nach E_{mod} zugrunde liegt:

$$E_{\text{mod}} = \frac{h}{\pi r^2} \int_0^F \frac{\partial F'}{\frac{A}{A_{\text{max}}} (10 + F')} / d(F) \quad (13.9)$$

Die oben zuletzt genannte empirische Funktion enthält die meisten Parameter und lieferte wohl deshalb die besten Ergebnisse der Approximation der Messkurven über den ganzen Messbereich. Die Schärfe der Einstellung des Parameters E_{mod} wurde besser, wenn neben der Kompression selbst auch noch gleichzeitig deren erste Ableitung nach der Kraft approximiert wurde:

$$\frac{\partial d(F)}{\partial F} = h / (E_{\text{mod}} \pi r^2 A(10+F)/A_{\text{max}}) \quad (13.10)$$

Wenn die Kontaktflächenfunktion für große Kräfte gegen Eins konvergiert, dann gilt offensichtlich:

$$w = \lim_{F \rightarrow \infty} \frac{\partial d(F)}{\partial F} = h / (E_{\text{mod}} \pi r^2) \quad (13.11)$$

in Übereinstimmung mit Gleichung (11.1) (denn $\partial F/\partial d$ ist dort die Steifigkeit) und in Übereinstimmung mit der konventionellen Methode der linearen Regression im Bereich großer Kräfte.

Die Approximationsversuche mit verschiedenen Kontaktflächenfunktionen lieferten zwar eine bessere Schärfe zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls E_{mod} , wenn zugleich $d(F)$ und $\partial d(F)/\partial F$ approximiert wurde, jedoch ergab sich für E_{mod} sehr oft ein sehr großer Wert, der vom gemessenen stark abwich und unglaublich erschien. Das Problem liegt allgemein darin, dass empirische Kontaktflächenfunktionen aufgrund ihrer Krümmung zwar eine gute Approximation der Messdaten innerhalb des Messbereichs darstellen können, die Konvergenz gegen Eins (z.B. $> 0,99$ für 1%-Genauigkeit) aber erst bei extrem hohen Kräften erfolgt. Es fehlt einfach an Messwerten, bei denen bereits eine sehr gute Annäherung an die maximale Kontaktfläche erreicht ist. Die empirischen Kontaktflächenfunktionen erlauben i.a. keine Extrapolation der Messwerte bis weit über den Messbereich hinaus (siehe dazu noch einmal die Abbildungen 13.6).

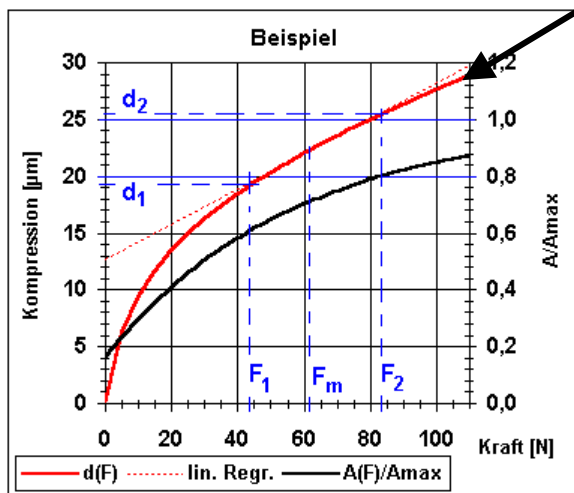


Abb. 13.8a

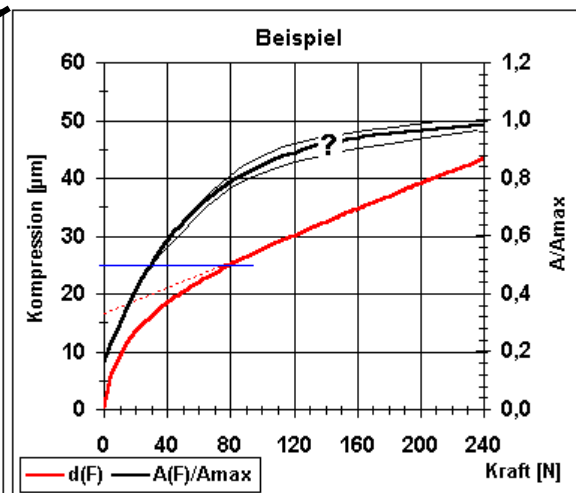


Abb. 13.8b

Diese Aussagen sollen anhand der beiden obigen Abbildungen noch einmal verdeutlicht werden: Nach der konventionellen Methode bestimmen wir den Wert des Elastizitätsmoduls aus der Steigung der Messkurve mittels linearer Regression im Intervall $[20..25\mu\text{m}]$. Die Ausgleichsgrade (gestrichelt in Abbildung 13.8a), schneidet die Messkurve i.a. nicht bei $20\mu\text{m}$ und $25\mu\text{m}$, sondern leicht versetzt in den Punkten (F_1, d_1) , (F_2, d_2) . Die Ausgleichsgerade ist ja keine Sehne, welche die Messkurve bei $20\mu\text{m}$ und $25\mu\text{m}$ schneidet. Durch Parallelverschiebung ließe sich im Falle einer glatten Kurve ein Punkt F_m finden, bei der eine Tangente die gleiche Steigung hat (ähnlich Mittelwertsatz der Differentialrechnung). Dadurch wurde die Steigung an der Stelle F_m bestimmt, doch F_m liegt nicht im Unendlichen. In Abbildung 13.8b ist ebenfalls eine gestrichelte Linie eingezeichnet, welche als Asymptote bei unendlicher Kraft zu verstehen ist. Die Steigung dieser Geraden wäre nach Gleichung (13.11) also die richtige zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls. Mit Rücksicht auf den physiologischen Bereich bleibt uns der Bereich oberhalb von $25\mu\text{m}$ verschlossen und die Modellrechnungen beschränken sich auf die Approximation der Messdaten bis ca. $25\mu\text{m}$ ¹⁾. Dies erlaubt keine Aussage darüber, wie schnell die Kontaktflächenfunktion oberhalb von $25\mu\text{m}$ konvergiert und wie die Eignung der empirischen Kontaktflächenfunktion zur Extrapolation zu bewerten ist („?“ in Abbildung 13.8b). Es ist wirklich schwer, eine empirische Kontaktflächenfunktion zu finden, mit der sich das Elastizitätsmodul nach Gleichung (13.9) berechnen lässt, denn dort sind beliebige Integrationsgrenzen zugelassen. Wir können den Verlauf der empirischen Kontaktflächenfunktion im Bereich sehr großer Kräfte nicht überprüfen und dies führt schließlich zum Scheitern des Versuchs, den wahren Wert des Elastizitätsmoduls im Sinne einer Materialkonstante aus den Daten des niedrigen physiologischen Belastungsbereich durch Modellierung zu gewinnen. Die folgende Abbildung zeigt gestrichelt die unterschiedlichen Tangenten und deren verschiedene Steigungen:

¹⁾ Es gibt noch andere Grenzen: die Bruchgrenze sowie die Tatsache, dass bei hohem Druck eine spürbare Verdichtung des Körpers stattfindet, mit der Folge zunehmender Steifigkeit.

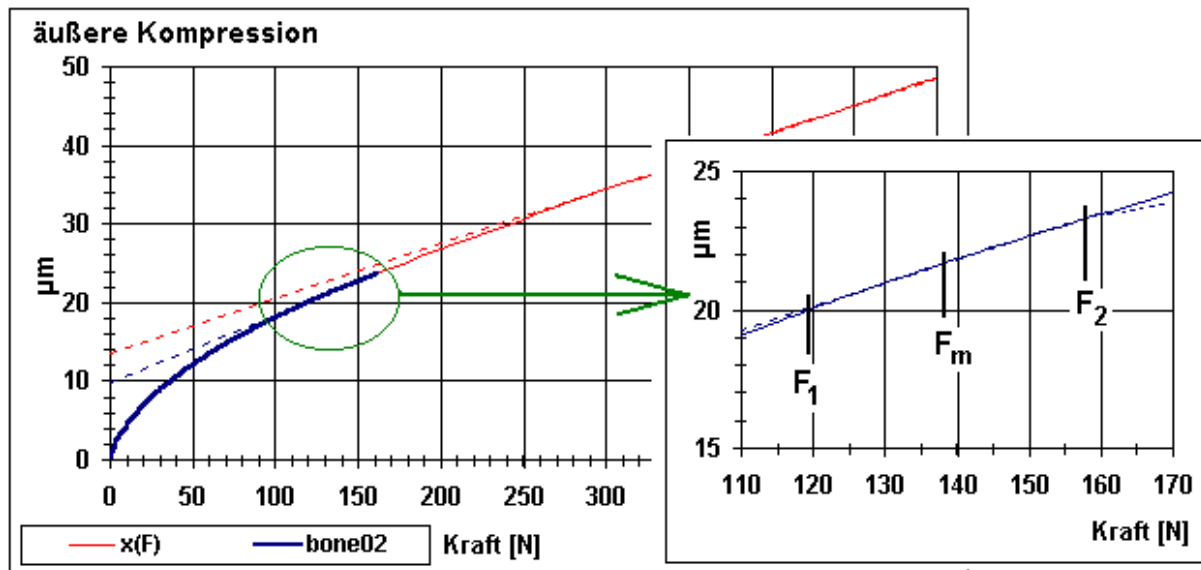


Abb. 13.9

- blau: QSL-Messkurve
- rot: Verlängerung ins Unendliche
- blau gestrichelt: Tangente an F_m
- rot gestrichelt: Tangente im Unendlichen

Stets gilt für die Beziehung des gemessenen Elastizitätsmoduls E_{mess} zum wahren Wert im Sinne einer Materialkonstanten:

$$E_{\text{mess}}(F_m) \sim (\partial d(F)/\partial F)^{-1}(F_m) < E_{\text{Material}} \sim (\partial d(F)/\partial F)^{-1}(\infty) \quad (13.12)$$

13.2 Aussagen aus der ersten Ableitung der Kompression nach der Kraft

Die Bestimmung des Elastizitätsmoduls durch Approximation der Messkurven mittels einer empirischen Kontaktflächenfunktion wurde aufgegeben. Ich wollte untersuchen, ob aus der ersten Ableitung der Kompression nach der Kraft – der kraftabhängigen Nachgiebigkeit – direkt eine invariante Funktion gewonnen werden kann, die sich in Laufe der Zeit über den gesamten Messzeitraum nicht ändert und als „gemessene“ Kontaktflächenfunktion angesehen werden kann.

Die erste Ableitung aus den Messdaten wurde als Mittelwert des links- und rechtsseitigen Differenzenquotienten dargestellt:

$$\frac{\partial d(F_i)}{\partial F} \approx \frac{1}{2} \left(\frac{d_i - d_{i-1}}{F_i - F_{i-1}} + \frac{d_{i+1} - d_i}{F_{i+1} - F_i} \right) = \frac{d_{i+1} - d_{i-1}}{F_{i+1} - F_{i-1}} \quad (13.13)$$

Die Messdaten stammten aus einer 3-maligen QSL-Messung mit Mittelwertbildung nach Akimainterpolation (siehe Kapitel 8.4) wie in Kapitel 11.2.1 beschrieben. Nach dieser Interpolation, die sich durch geringe Neigung zu Überschwingern auszeichnet, lagen

Stützstelle mit 1 N Abstand auf der Kraftachse vor. Mit Anwendung von Gleichung (13.13) erfolgt also eine Differenzierung vorab geglätteter Kurven, sodass keine allzu große aufräuhende Wirkung der Differentiation nach dieser einfachen Methode zu erwarten ist. Gleichung (13.13) kann unmittelbar in Microsoft-EXCEL angewandt werden, ohne ein Programm der numerischen Differentiation durch Differentiation ausgleichender Splines (z.B. G. Engeln-Müllges, F. Reutter, 1990) schreiben zu müssen.

Die differenzierten Messkurven wurden durch Auflösung der Gleichung (13.10) nach $A(10+F)/A_{\max}$ wie folgt verarbeitet:

$$A(10+F)/A_{\max} = \frac{h}{\pi r^2 \cdot E_{\text{mess}}} \div \frac{\partial d(F)}{\partial F} \quad (13.14)$$

Darin ist E_{mess} der Wert des konventionell gemessenen Elastizitätsmoduls.

Die folgenden Abbildungen zeigen die Ergebnisse anhand einiger Beispiele:

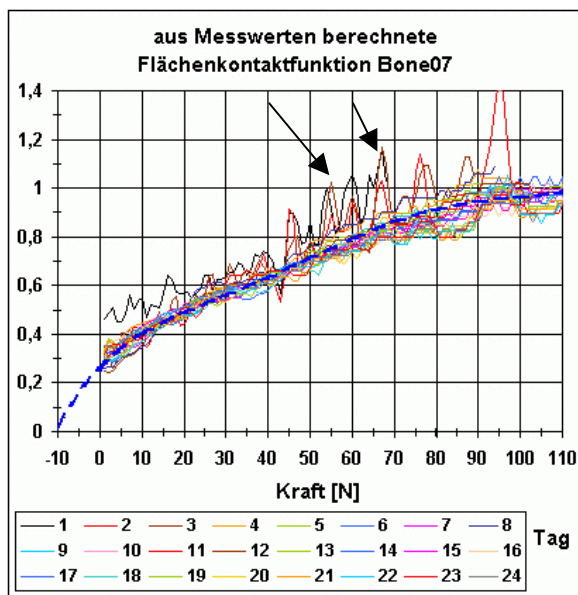


Abb. 13.10a

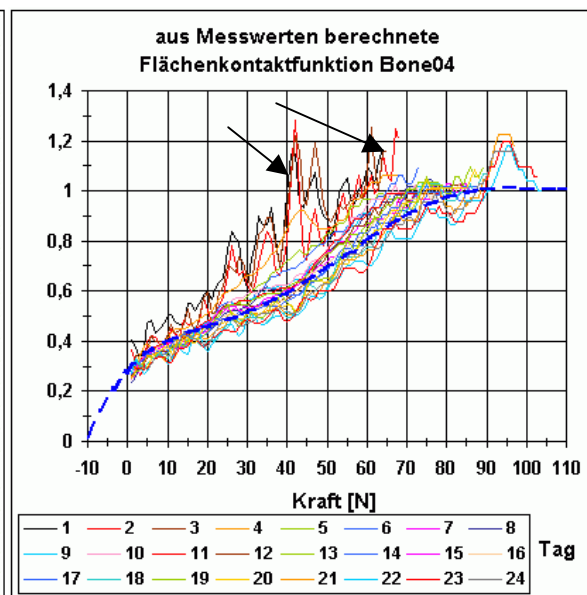


Abb. 13.10b

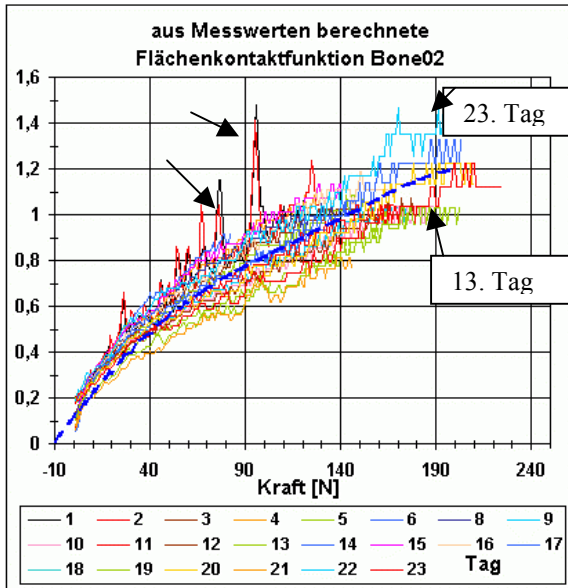


Abb. 13.10c

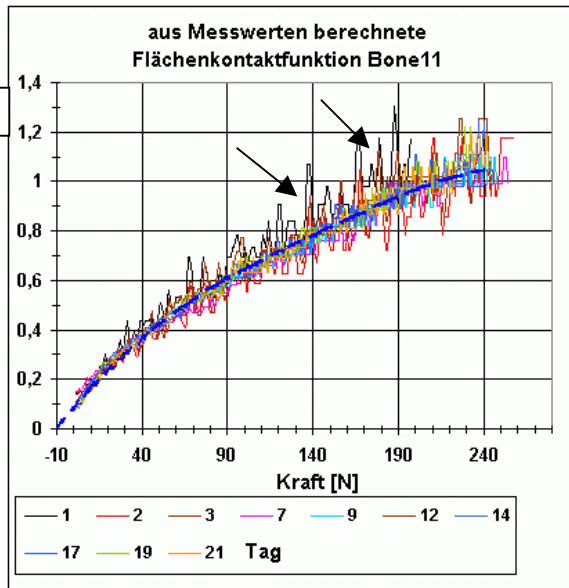


Abb. 13.10b

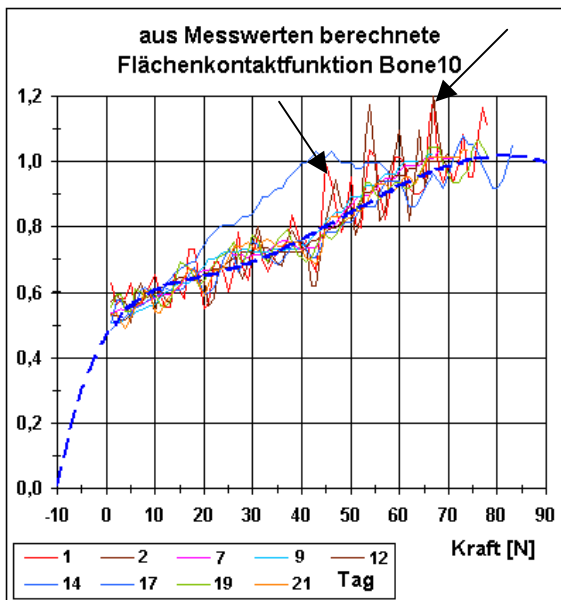


Abb. 13.10d

aus den Messkurven berechnete Flächenkontaktfunktionen

An den ersten beiden Tagen (rot, braun) liegen noch größere Rauigkeiten vor. Überraschend ist dennoch die manchmal gute Reproduzierbarkeit (Pfeile). An diesen Tagen wurde nur der Effekt der statischen Last getestet. Mit dem dritten Tag erscheinen die Rauigkeiten kleiner. Offenbar hatte die dynamische Stimulation vor den QSL-Messungen dieses bewirkt. Die zu verschiedenen Tagen gehörenden Kurven in den Abbildungen 13.10a bis 13.10d liegen „rauschartig“ übereinander, sodass nicht beurteilt werden kann, ob sie tendenziell ggf. mit der Zeit abflachen oder ansteigen. Die nach Gleichung (13.14) berechneten Kurven stellen vielleicht tatsächlich Invarianten dar, jedoch im Rahmen einer Standardabweichung ihrer Streuungen. Allerdings sind die Streuungen (der Endwerte am Kraftbereichsende) deutlich kleiner als der Unterschied der gemessenen Elastizitätsmodule am Anfang und am Ende der Messreihe.

Man muss jedoch bedenken, dass zur Normierung der ersten Ableitung der Wert E_{mess} des konventionell gemessenen Elastizitätsmoduls in Gleichung (13.14) benutzt wurde und dieser

ist - wie schon erwähnt - auch kein exakter Wert im Sinne einer Materialeigenschaft. Somit bleibt unklar, ob die in den Abbildungen 13.10 dargestellten Kurven Invarianten sind oder nicht. Die Gleichungen (13.14) und (13.9) sind zueinander äquivalent - also nur eine Gleichung mit zwei Unbekannten $A(F)/A_{\max}$ und E . Es fehlt eine unabhängige genaue Methode zur Messung des tatsächlichen Elastizitätsmoduls oder der Flächenkontaktfunktion und damit eine weitere unabhängige Gleichung. Mit den ZETOS-Daten lassen sich die Größen nicht exakt separieren.

Lediglich der Vergleich der obigen Kurven aus den ersten beiden Tagen (keine dynamische Stimulation) und den anderen Tagen (mit dynamischer Stimulation – also längere Belastungszeiten) deutet darauf hin, dass eine Abnahme der Oberflächenrauigkeit stattfindet, zuerst stark, danach schwächer.

Es scheint möglich zu sein, dass die Änderung des gemessenen Elastizitätsmoduls (i.a. eine Zunahme) schwach mit einer Abnahme der Oberflächenrauigkeit einhergeht, die das Ergebnis der Änderung des Elastizitätsmoduls beeinflusst, weil geringere Oberflächenrauigkeit auch einen besseren Flächenkontakt bedeutet, was zur scheinbaren Erhöhung der gemessenen Steifigkeit führt.

Knochen	Zunahme E_{mess}	Streuung der gemessenen Kontaktflächenfunktion
Bone02	47%	13%
Bone04	62%	6,5 %
Bone07	57,6%	5,3%
Bone11	7,4%	7,3%
Bone10	3%	2%

Tabelle 13.2

Obige Tabelle zeigt die relative Zunahme des gemessenen Elastizitätsmoduls einiger Knochen und die Streuung der gemessenen Kontaktflächenfunktion aus dem jeweils letzten Wert der geglätteten Ausläufer dieser Funktionen. Hier erhalten wir eine bemerkenswerte Übereinstimmung beider prozentualen Werte im Falle der Knochenproben „Bone10“ und „Bone11“ (Pfeile). Diese Knochen stammen aus der Kontrollgruppe; sie wurden also keiner dynamischen Stimulation unterworfen. Wir erhalten hier einen Hinweis darauf, dass die gemessene Zunahme des Elastizitätsmoduls in der Größenordnung der Streuung der Kontaktflächenfunktion liegt. Es hat also vermutlich tatsächlich kein metabolischer Effekt des bone-remodelings im Knochenvolumen stattgefunden. Dies ist sicherlich eine sehr wichtige Aussage.

Die Streuung der gemessenen Kontaktflächenfunktion ist im Falle des Knochens „Bone02“ auffallend groß. Wie schon in Abschnitt 12.4.2 beschrieben, ist „Bone02“ ein „Problemfall“.

13.3 Berechnung des Elastizitätsmoduls aus der mechanischen Arbeit

Bei dynamischer Stimulation der Knochen über längere Zeit mit wachsendem Elastizitätsmodul verlängert sich die Maximalkraft, um eine bestimmte Kompression zu erreichen, wie dies anhand eines Beispiels gezeigt wird:

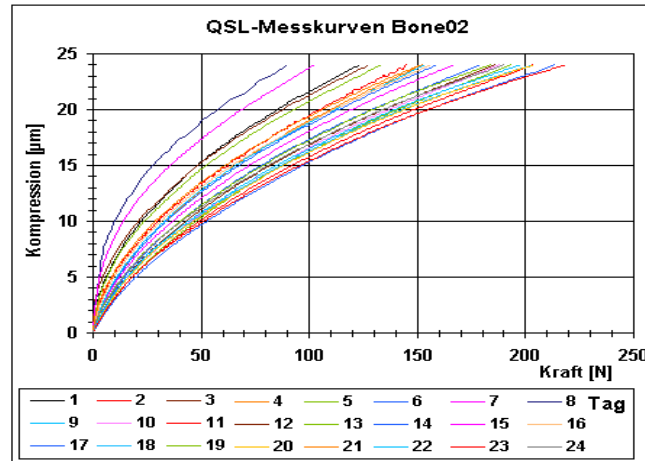


Abb. 13.11
Zunahme der Maximalkraft bei zunehmender Steifigkeit

Die oben gezeigten Kurven sind nicht selbstähnlich in dem Sinne, dass sie durch entsprechende Streckung in Kraft-Richtung ineinander übergehen, was auf dem ersten Blick so erscheinen mag.

Das Integral der Kompression über die Kraft stellt die aufgewandte mechanische Arbeit dar. Im Falle vernachlässigbarer Energiedissipation durch z.B. viskoelastische Effekte o.a. entspricht dies der (mechanischen) potentiellen Energie. Beschleunigungskräfte können vernachlässigt werden und damit auch die kinetische Energie. Für langsame Prozesse gilt dann:

$$E_{\text{pot}}(d_0) = \int_0^{F(d_0)} d(F') \partial F' \quad (13.15)$$

In unserem Fall ist $d_0 \approx 25 \mu\text{m}$.

Obiges Integral existiert immer ohne störende Singularität.

Falls eine sehr gut approximierende Kontaktflächenfunktion $A(F)$ gefunden würde, können wir Gleichung (13.8) in obige Gleichung (13.15) einbeziehen und erhalten:

$$E_{\text{pot}}(d_0) = \frac{h}{E\pi r^2} \int_0^{F(d_0)} \left(\int_0^{F(d_0)} \frac{\partial F'}{A(10+F')} \right) \partial F' \quad 1) \quad (13.16)$$

An obiger Gleichung stört die Tatsache, dass E im Nenner steht, denn ich hatte eine Proportionalität von E_{pot} und E erwartet. Außerdem erscheint als Integrationsgrenze $F(d_0)$ anstelle von d_0 selbst, sodass eine Substitution erforderlich wäre, falls $A(F)$ eine geschlossen darstellbare Funktion wäre, von der auch das Integral der reziproken Funktion existiert. Die

¹⁾ Zur Probe: Sei $A(F) \equiv A_{\text{max}} = \pi r^2$, dann erhalten wir zusammen mit Gleichung (13.4): $E_{\text{pot}}(F_0) = (w/2) F_0^2$ ($w = k^{-1}$) in Übereinstimmung mit dem bekannten Ergebnis der potentiellen Energie einer Feder.

Gleichung der potentiellen Energie wird einfacher, wenn man entgegen der bisherigen Gewohnheit die Kompression d als Funktions- und Integrationsvariable verwendet:

$$E_{\text{pot}}(d_0) = \int_0^{d_0} F(d') \partial d' \quad (13.17)$$

Die Steifigkeit nach Gleichung (13.2) schreiben wir nun wie folgt:

$$k(d) = k_0 A_d(d)/A_{\text{max}} \quad (13.18)$$

$A_d(d)$ ist wieder eine Kontaktflächenfunktion, welche bei 0 beginnt und streng monoton stetig gegen A_{max} konvergieren soll. Sie hat aber eine andere Krümmung, weil sie nun von d und nicht mehr von F abhängt. Gleichungen (13.17) und (13.18) zusammen mit der Beziehung $k_0 = E\pi r^2/h$ ergibt:

$$E_{\text{pot}}(d_0) = \frac{E\pi r^2}{h} \int_0^{d_0} \frac{A_d(d')d'}{A_{\text{max}}} \partial d' \quad (13.19)$$

Wenn $A_d(d)$ eine Invariante über längere Zeit ist, dann auch das Produkt $A_d(d)d$ und das Integral würde immer den gleichen Wert C liefern.

$$E_{\text{pot}}(d_0) = C \frac{E\pi r^2}{h} \quad (13.20)$$

nach Umformung:

$$E = \frac{h E_{\text{pot}}(d_0)}{C\pi r^2} \quad (13.21)$$

Falls $A_d(d)$ eine integrierbare Funktion ist, wäre durch obige Gleichung eine alternative Methode zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls gegeben.

C hängt vom Knochen ab, bzw. seiner Kontaktflächenfunktion. Versuchsweise habe ich eine Korrelation von E_{mess} (konventionell bestimmt) und $E_{\text{pot}}(d_0)$ über mehrere Knochen vorgenommen:

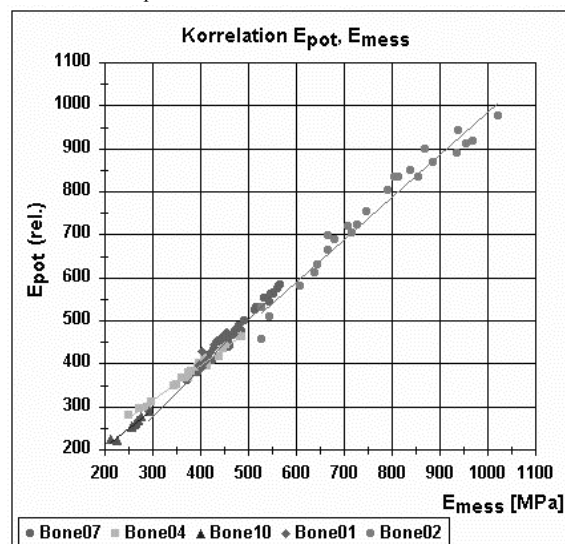


Abb. 13.12

Potentielle Energie $E_{\text{pot}}(d_0)$, normiert, aufgetragen gegen das konventionell gemessene Elastizitätsmodul E_{mess}

In Abbildung 13.12 wurden die Werte der potentiellen Energie $E_{\text{pot}}(d_0)$ für jeden Knochen derart normiert, dass deren Mittelwerte zahlenmäßig mit den Mittelwerten von E_{mess} aus der Messreihe eines Knochens übereinstimmen. Der empirische Korrelationskoeffizient zwischen den Größen E_{mess} und $E_{\text{pot}}(d_0)$ (normiert) über alle Knochen beträgt 0,995. Dieser Wert rechtfertigt die Anwendung des Integrationsverfahrens bzw. Verwendung von Gleichung (13.21). C kann aus einer Kalibrierung anhand mindestens eines Wertes E_{mess} nach dem konventionellen Verfahren bestimmt werden. Interessiert man sich jedoch nur für die relative Änderung der Steifigkeit der Knochen, kann diese Kalibrierung entfallen.

Die folgende Darstellung zeigt einen Vergleich der Ergebnisse aus beiden Verfahren:

Abb. 13.13
verschiedene Berechnungen
des Elastizitätsmoduls,
Zeitverlauf bei einigen
Knochen

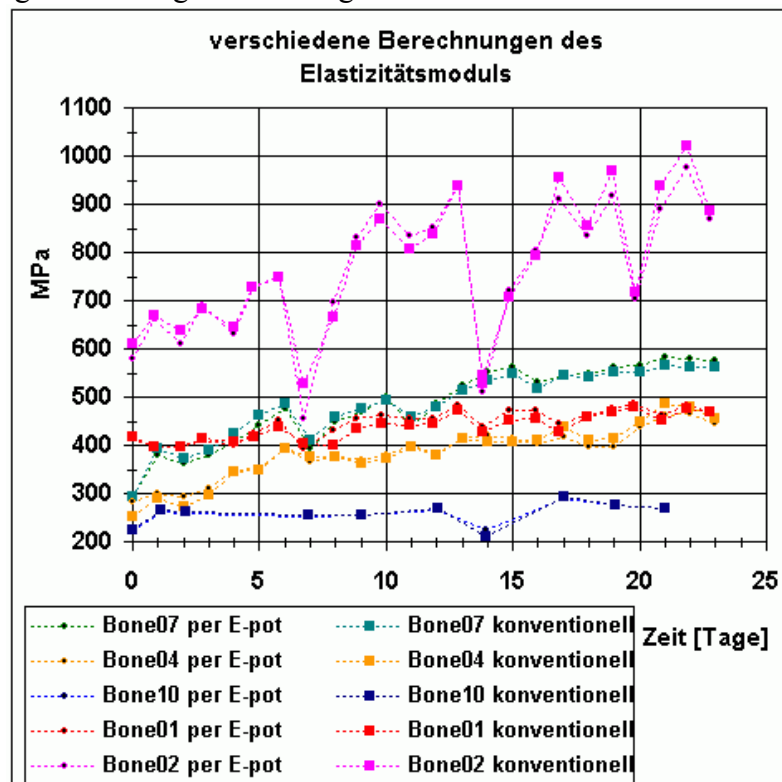


Abbildung 13.13 zeigt die gute Übereinstimmung der verschiedenen Methoden. Die Übereinstimmung ist überraschenderweise sogar im Fällen von unerklärlichen Ausreißern, wie bei Knochen „Bone02“ gegeben. Aufgrund der oben beschriebenen Normierung wurde die potentielle Energie in Einheiten von MPa dargestellt. Offenbar ist die Methode der Bestimmung des Elastizitätsmoduls aus der potentiellen Energie eine gute Alternative zur konventionellen Bestimmung. Sie hat den Vorteil, dass die Integration über die gesamte Messkurve erfolgt. Die Auswahl eines linear erscheinenden Teilintervalls der QSL-Messkurve entfällt. Dies erlaubt eine Anwendung z.B. bei dynamischer Stimulation, wenn das Elastizitätsmodul aus den dort anfallenden Daten bestimmt werden soll. Die folgende Abbildung zeigt mögliche Integrationsphasen von Null bis zum Maximum d_0 :

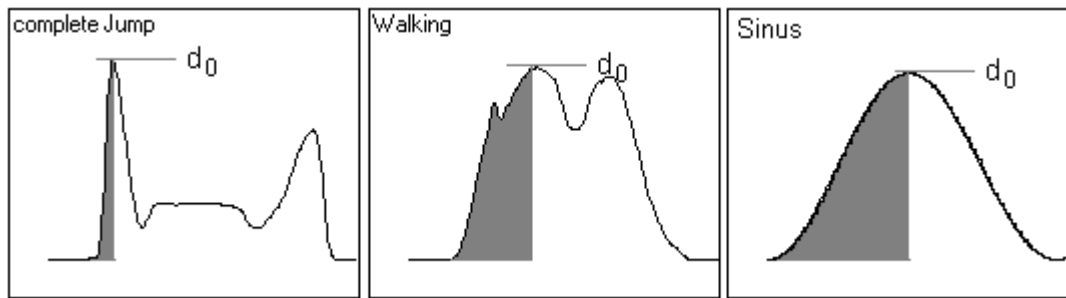


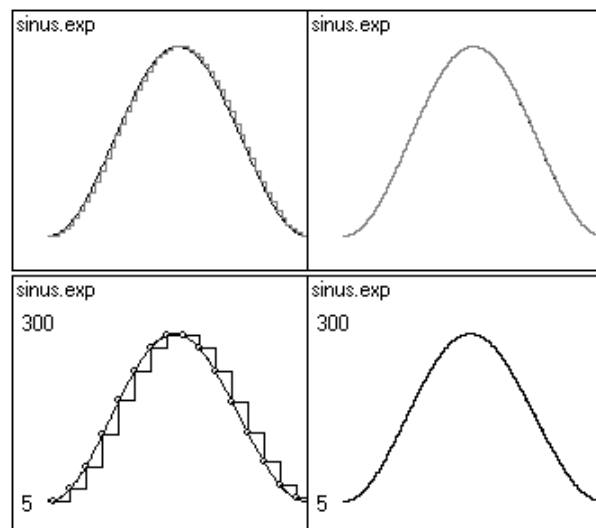
Abb. 13.14 mögliche Integrationsphasen (hier auf der Zeitachse dargestellt)

In den Integrationsphasen nach Abbildung 13.14 wurden absichtlich möglichst monotone Gebiete ausgewählt, um zur Sicherheit Hysteresis-Effekte auszuschließen. Im Falle von Relaxationserscheinungen der Knochen treten Phasenverschiebungen zwischen Kraft und Kompression auf. Dann tritt Energiedissipation auf und die aufgewandte Arbeit entspricht nicht mehr der potentiellen Energie (siehe dazu Kapitel 14.).¹⁾

In diesem Zusammenhang sei betont, dass die Integrationsmethode viele Messwerte benötigt. Daher sind hohe Abtastfrequenzen zu wählen.

Abb. 13.15
Einstellungen der Abtastfrequenzen im integrierten Funktionsgenerators des ZETOS-Benutzerprogramms

braun: Originalsignal
rot: Zeitquantisierung der Stimulation
blau: Zeitquantisierung der Messwert-Abtastung



Die links in Abbildung 13.15 gezeigten Abtastfrequenzen reichen für eine Fouriertransformation aus, weil das Shannonsche Abtasttheorem erfüllt ist. Zur numerischen Integration mittels Trapezregel ist die rechts in Abbildung 13.30 gezeigte dichte Abtastung genauer.

Falls Daten aus mehrfach aufeinander folgenden QSL-Messung vorliegen (siehe Kapitel 11.2.1 und Text zu Abbildung 11.10), so ist die Berechnung der potentiellen Energie sehr einfach, denn die Werte der Kompression werden dann in äquidistanten Inkrementen von 1 N auf der Kraftachse geliefert. Zudem ist der erste Wert der Kompression Null. Bei $n+1$ Datenpaaren (Index von 0 bis n , $d(n) = d_0$) kann numerische Integration nach der Trapezregel einfach wie folgt durchgeführt werden:

¹⁾ Die konventionelle Methode mittels quasi-statischer Messung ist jedoch auch mit Fehlern durch Relaxation behaftet.

$$E_{\text{pot}} = \Delta F \left(\sum_{i=0}^{n-1} d_i + \frac{1}{2} d_n \right) \quad (13.22)$$

Diese Formel ist z.B. in EXCEL sehr einfach zu realisieren ($\Delta F = 1\text{N}$).

Abschließend sei noch bemerkt, dass die Berechnung der potentiellen Energie aus den QSL-Messdaten einen kleinen Fehler enthält: Durch Vorlasteinstellung und anschließenden Nullsetzen aller Sensorsignale (siehe Anfang von Kapitel 11.) geht ein Teil der Energieinformation verloren. Dieser Verlust lässt sich nicht mehr durch einen Schätzwert ersetzen.

Man könnte versuchen, mit passenden Parametern F_0 , E_{mod} in Gleichung (13.7) auf negative Kraft bis zu -10N zur Kompensation der Vorlasteffekte zurückzurechnen. Das scheitert aber an der Singularität des Integranten, wenn das Argument der Exponentialfunktion Null wird¹⁾. Bei anderen empirischen Kontaktflächenfunktionen tritt dieses Problem ebenfalls auf. Auch mit einer Polynomextrapolation der Messdaten selbst gelang es mir nicht, die Beziehung von d zu F für den Bereich $F < 0$ (bzw. $F < 10\text{N}$) zu erraten. Die einzig sinnvolle Lösung scheint nur darin zu liegen, die Präzision des mechanischen Belastungsgerätes zu verbessern, so dass die Kraftvorlast reduziert werden darf, um alle Teile des mechanischen Belastungsgerätes in Kontakt zu bringen. Es besteht bereits ein Trend, Belastungsstempel aus Saphir mit optisch polierten Stirnflächen und sehr großer Steifigkeit zu verwenden. Zusammen mit der Saphir-Linse (siehe Kapitel 8., Abbildung 8.2) ist dieser Kontaktbereich hinsichtlich seiner Reproduzierbarkeit also qualitativ hochwertig. Bei Ersatz des Gewindes (Abbildung 8.5 oder Abbildung 3.17) durch Saphir-Keile (Abbildung 3.18) könnte die Kalibriertabelle (Abbildung 9.2) wahrscheinlich schon bei wenigen Newton Vorlast beginnen.

13.4 Diskussion von Ausreißern

Die Probe „Bone02“ ist auffällig in der zeitlichen Entwicklung des Elastizitätsmoduls, Abbildung 12.11, was als Ausreißer angesehen wurde. Dort zeigen sich sehr große Sprünge im Elastizitätsmodul.

Falls es sich dabei um Oberflächendefekte oder starke Oberflächenveränderungen handeln sollte, müssten die Darstellungen der gemessenen Kontaktflächenfunktionen in Abbildung 13.10c entsprechend große Veränderungen zeigen, was in dem Maße aber (ebenso in Tabelle 13.2) nicht der Fall ist. Die Darstellung der Messkurven von Kompression und Kraft in Abbildung 13.11 zeigt keinerlei Defekte durch Auffälligkeiten in der Form der Kurvenkrümmung an (von der Zunahme der Steifigkeit abgesehen). Schließlich stimmt der Verlauf der potentiellen Energie mit dem gemessenen Verlauf des Elastizitätsmoduls sehr gut überein (Abbildung 13.13).

Auf der Suche nach irgendwelchen Auffälligkeiten habe ich die Nachgiebigkeit $w(F) = \partial d(F)/\partial F$ und die potentielle Energie E_{pot} aller Messungen an „Bone02“ zusammen auf der Kompressionsachse dargestellt:

¹⁾ Die geschlossen darstellbare Lösung des Integrals erlaubt keine Integrationsgrenze von Null.

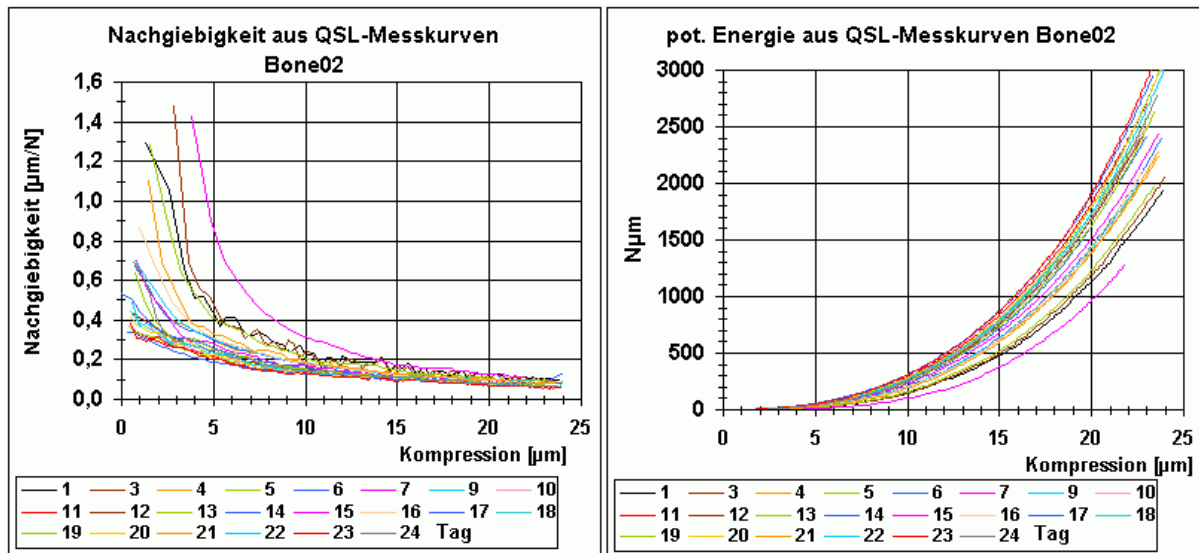


Abb. 13.16a Bone02: Nachgiebigkeiten Abb13.16b Bone02: potentielle Energie

Die Streuungen der Nachgiebigkeiten bei kleinen Kompressionen sind durchaus verständlich, denn hier haben kleine Abweichungen in der Vorlasteinstellung einen großen Einfluss. Ansonsten verhalten sich die Kurven der Nachgiebigkeit „brav“, wie auch die Kurven der potentiellen Energie in Abbildung 13.16b.

Im Falle eines Einbruchs des Elastizitätsmoduls, wie am 6. und 13. Tag bei „Bone02“ wird offenbar nichts anderes als ein insgesamt weicherer Körper gemessen, ohne Hinweise auf Oberflächendefekte. Es muss also ein Volumeneffekt vorliegen. Die Wiederholung der QSL-Messung von Bone02 am 14. Tag (siehe Abbildung 12.28: zwei nahezu deckungsgleiche Ergebnisse) spricht auch gegen einen Ausreißer im Sinne einer Fehlbedienung oder eines Gerätedefekts. Die Volumeneffekte sprechen für eine biologische Aktivität und solche Prozesse erfolgen nicht so stetig und nicht durch analytische Funktionen beschreibbar, wie viele physikalisch-technische Prozesse, wie z.B. das kontrollierte Wachstum eines Einkristalls.

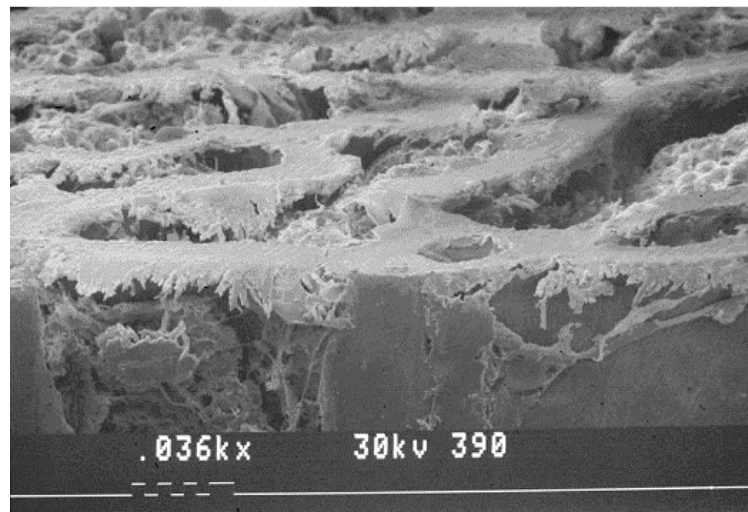
Eines unserer künftigen Ziele ist die simultane Messung des Sauerstoffverbrauchs der Knochen, um den Verlauf der biologischen Aktivität in einem parallelen Verfahren darstellen zu können. Während der hier beschriebenen Messung testete Frau M. Kratz ein 4-kanaliges Sauerstoffmessgerät an „Bone01“ und „Bone05“, jeweils am Medieneinlass und –Auslass der Knochenkammern. Die primären Daten des O₂-Sensors (Prinzip: optische „fluorescence-lifetime“, gemessen als Phasenverschiebung zwischen den Zeitsignalen der optischen Anregung und des Emissionssignals bei Sinusanregung) müssen anhand der momentanen Werte von Druck und Temperatur korrigiert werden, was nicht mittels zusätzlicher Sensoren im Messgerät kontinuierlich automatisch erfolgt. Der Benutzer selbst muss ständig Druck und Temperatur anderweitig messen und per Tastatur eingeben. Die gewonnenen Daten waren aus diesem Grunde sehr fehlerhaft und praktisch unbrauchbar.

13.5 Verbesserung der Schnittqualität

Momentan diskutieren wir Methoden zur Verbesserung der Schnittqualität. Ziel ist die Reduzierung der Standardabweichung der Rauigkeit. Ich erwarte eine Verkürzung des

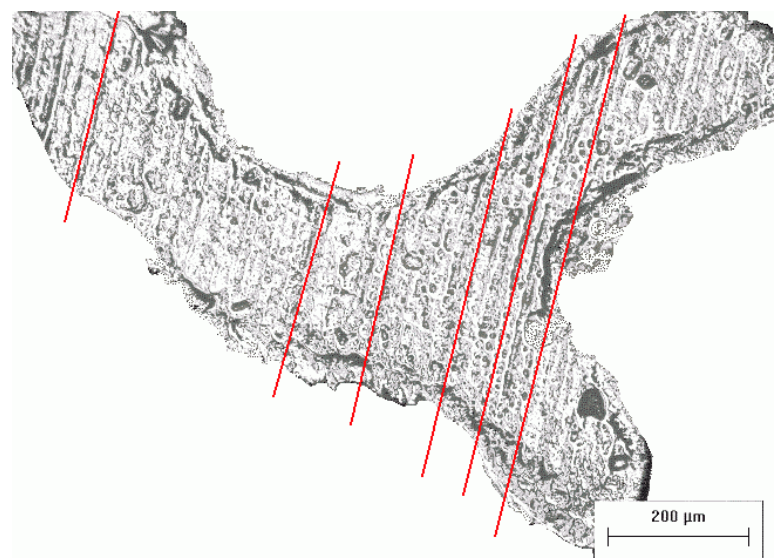
nichtlinearen Teils auf der Kraftachse unserer Messkurven zugunsten des linearen Teils und damit mehr Präzision bei der Bestimmung des Elastizitätsmoduls. Weitere Aktivitäten in dieser Richtung sollen nicht als Teil der hier dargestellten Arbeit betrachtet werden. Dieser Abschnitt dient lediglich dem Abschluss dieses Kapitels.

Abb. 13.17
elektronen-
mikroskopische
Aufnahme
einer
Schnittfläche
von M. Kratz



Interferenzmikroskopischen Aufnahmen von M. Kratz und K. Koller zeigen nahezu periodische Rillen auf der Sägefläche (rot in Abbildung 13.18). Die Oberflächenbeschaffenheit ist also nicht rein rauschartig, sondern enthält eine Periodizität. Dieser Effekt ist wahrscheinlich am schnellsten zu beseitigen, wodurch die Standardabweichung schon deutlich reduziert sein sollte.

Abb. 13.18
Interferenzmikroskopische
Aufnahme der Sägefläche
Eines Trabekelstückchens
Von M. Kratz und K. Koller;
modifiziert:
Hintergrund ausgeblendet
Farben zu Grauwerte
gewandelt
rot: Sägerillen



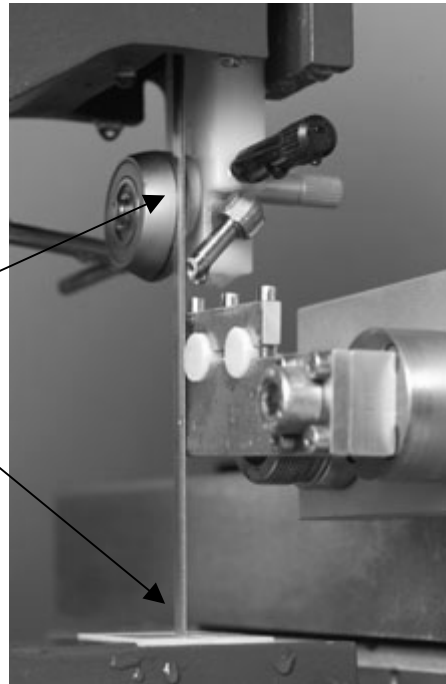
Die Periodizität der Sägerillen kann zwei Ursachen haben:

1. Sägeblattschwingungen
2. Unregelmäßigkeiten in der Dicke der Diamantbeschichtung des Sägeblatts

Genauere Quantifizierungen werde ich demnächst mit optischen Messmethoden vornehmen. Ursache 2. scheint mir wahrscheinlicher zu sein. Abhilfe wäre ein sehr langsamer Vortrieb, so dass die größten Diamantstaubkörnchen praktisch die gesamte Schnittfläche überstreichen.

Sägeblattführungen

Abb. 13.19
Histologie-Bandsäge,
zweiter Schnitt zweier
Knochenzylinder
Foto: AO-Research-
Institute, Davos



13.6 Zusammenfassung Nichtlinearitäten

Die konventionelle Bestimmung des statischen Elastizitätsmoduls aus QSL-Messkurven liefert immer zu kleine Werte.

Die Nichtlinearitäten wurden nun endlich verstanden. Sie lassen sich aus der Oberflächenrauigkeit erklären, wobei eine kraftabhängige Kontaktflächenfunktion existiert, die jedoch keine Hilfe zur alternativen Bestimmung des Elastizitätsmoduls durch Modellierung bietet. Es darf angenommen werden, dass die Trabekel selbst Linearität besitzen.

Die innere Dehnung im Knochenkern ist immer kleiner als die äußere und damit auch die eingestellte Amplitude der dynamischen Stimulation. Das Verhältnis beider kann aber nur bei bekannter Kontaktflächenfunktion berechnet werden. Modellrechnungen erlauben einen Kurvenfit der Messdaten.

Die Berechnung der potentiellen Energie aus dem Integral der mechanischen Arbeit der gesamten Messkurve führt zu einer brauchbaren Alternative zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls in relativen Einheiten und eignet sich zur Anwendung auf Messdaten aus dynamischer Messung. Absolute Werte ergeben sich durch Kalibrierung anhand der Daten aus konventioneller QSL-Messung. Energiedissipation muss berücksichtigt werden.

Im Falle von Ausreißern sind keine Besonderheiten der QSL-Messkurven erkennbar, was auf innere und damit biologisch gesteuerte Aktivitäten im Knochen hinweist.

14. Durchführung und Auswertung von Relaxationsmessungen

Relaxationsmessungen in longitudinaler Richtung wurden zusammen mit den Messreihen zur Erfassung der Veränderung des Elastizitätsmoduls (siehe Kapitel 12.) durch dynamische Stimulation vorgenommen, wobei die Knochenproben im Bioreaktor verblieben. Das Benutzerprogramm des ZETOS-Systems sollte entsprechend erweitert werden, um solche Messungen durchführen zu können. Ferner bestand die Aufgabe in der Entwicklung einer geschlossenen Methodik und eines Datenverarbeitungsprogramms, um viskoelastische Parameter bestimmen und Frequenzabhängigkeiten grafisch repräsentieren zu können. Wir beschränkten uns bei der ersten Relaxationsmessreihe, die hier dargestellt wird, auf einige Stichproben zur Bestimmung typischer Relaxationsparameter, ohne bereits deren Veränderung - falls diese auftreten sollten - über mehrere Tage durch dynamische Stimulation zu verfolgen.

Nach Abschluss aller Entwicklungsarbeiten können im späteren Routinebetrieb gezielte Längsschnittuntersuchungen durchgeführt werden mit der biologischen Antwort der Knochen auf dynamische Stimulation auf der Zeitachse.

Ziel der hier beschriebenen Messverfahren und Datenauswertungen ist die Bestimmung von Relaxationszeitenspektrum, Spektren von Speicher- und Verlustmodul („Modulspektren“) und der Vergleich dieser Spektren mit denen unserer dynamischen Stimulationssignale (siehe Kapitel 11.3.2), also eine Kombination mehrerer Möglichkeiten des ZETOS-Systems. Dadurch wollten wir erfahren, wie die quasi-statischen Messungen im Zusammenhang mit Relaxationserscheinungen zu verstehen und möglicherweise zu korrigieren sind und ob vielleicht eine nicht zufällige Korrelation zwischen den Modulspektren und den Spektren physiologischer Bewegungsabläufe besteht, die aus biologischer Sicht interpretiert werden muss. Wir bestimmen also insgesamt:

- Zahlen: Zeitkonstanten, Relaxationskoeffizienten, Elastizitätsmodulwerte
- Relaxationsfunktion
- Relaxationszeitenspektrum
- Modulspektren
- Frequenzabhängigkeit des Verlustfaktors

Andere Untersuchungen beschränken sich wesentliche Teilergebnisse. Man findet:

P.M. Buechner, R.S. Lakes, 2003: **Verlustfaktor ab 1 Hz**

P.M. Buechner, R.S. Lakes *et al.*, 2001: **Komplianz ab 1 kHz**

A. H. Hoffman, T. L. Brehio *et al.*, 1999: **Zeitkonstanten ab ca. 15 Hz**

Ch. Hartung (1), 2003: **Relaxationsfunktion ab 1 sec**

14.1 Auswertung der Relaxationsmessungen

14.1.1 Näherung mit diskretem Relaxationszeitenspektrum

Erster Schritt der Datenauswertung ist die Angabe der Relaxationsfunktion $G(t)$ nach Gleichung (7.49). Für die Auswertung verwenden wir praktische Einheiten (also Kraft, Kompression) und verwenden anstelle von Gleichung (7.49) den folgenden Kraftansatz nach Gleichung (7.53) aus der quasi-linearen Viskoelastizitätstheorie, QLV:

$$F(t) \approx F_p + \sum_i F_i \exp(-t/\tau_i) \quad (14.1)$$

(links: gemessene, rechts: approximierte Werte)

Wir nennen den Ausdruck rechts vom Gleichheitszeichen „Modellfunktion“ und bezeichnen F_p und die $\{F_i\}$ als „Kraftkoeffizienten“. Mit zwei Zeitkonstanten τ_1, τ_2 konnte mit einem für diese Zwecke geschriebenen Auswerteprogramm eine Approximation des gemessenen Kraftverlaufs in weiten Zeitabschnitten erreicht werden (bilinearer Ansatz).

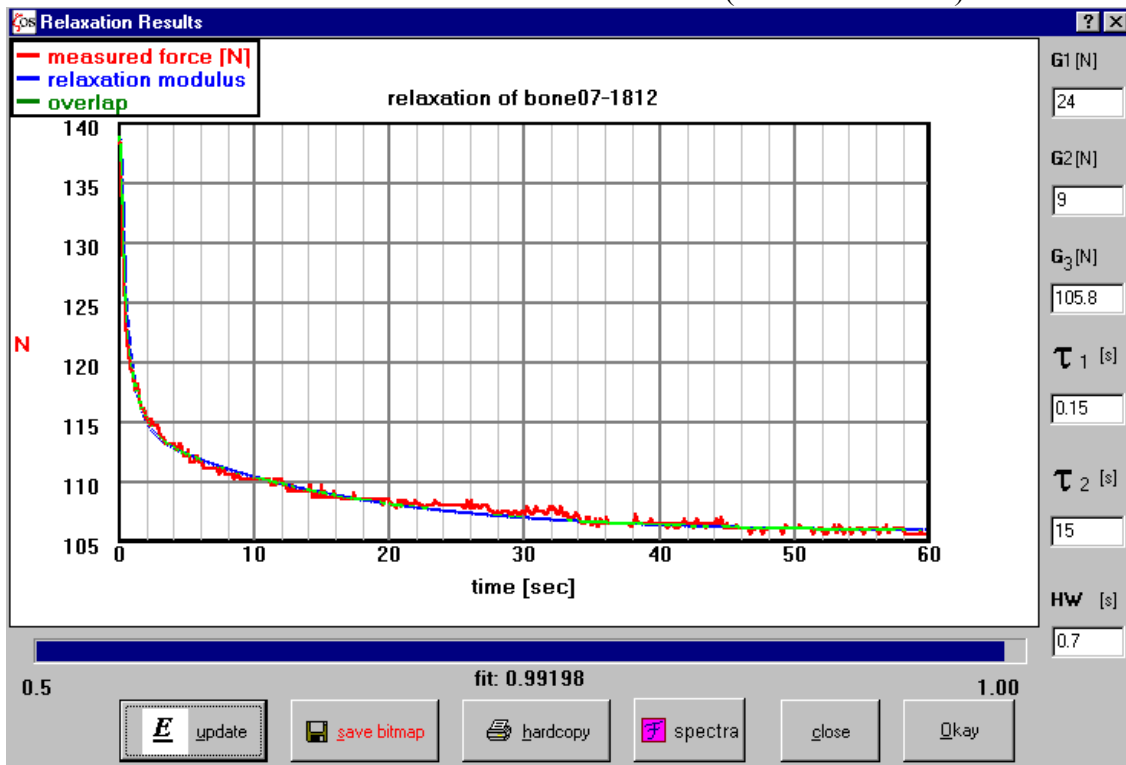


Abb. 14.1 Beispiel für die Auswertung einer Relaxationsmessung

Intelligenteren Verfahren zur Bestimmung des diskreten Relaxationszeitenspektrums wie z.B. nach S. Gerlach und A. Matzenmiller, 2002, können hier nicht benutzt werden, weil solche Verfahren Messzeiten erfordern, die je mindestens zwei Dekaden beidseitig um alle Zeitkonstanten liegen sollten. Eine Abtastperiode von 1ms (= kleinste Messzeit) und eine Gesamtmesszeit bis zu einer Stunde sind mit dem System in der nun bestehenden Ausführung nicht möglich. Wir können auch nicht den statischen Offset F_p direkt aus der Näherung $t \rightarrow \infty$ ablesen.

In Abbildung 14.1 ist das gemessene Kraftsignal rot dargestellt (Quantisierungsrauschen nach 12-bit Wandlung ist gut zu erkennen). Die blaue Kurve zeigt die approximierende Modellfunktion nach Gleichung (14.1). Die Zeitkonstanten und Relaxationskoeffizienten (Relaxationsparameter) werden in die kleinen Editorfelder rechts im Bild eingegeben. Um den Benutzer die Qualität der Anpassung anzeigen zu können, wurde ein „fit“ wie folgt definiert:

$$\text{fit} = \left[1 - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{\text{abs}(\Delta F_i)}{F_{\text{max}}} \right]^2 \quad (14.2)$$

n: Anzahl Messpunkte, mit ΔF sind hier die Abweichungen der Modellfunktion von den gemessenen Werten $F(t)$ gemeint.

Dieser Wert „fit“ ist immer positiv und kleiner oder gleich 1, ähnlich wie ein Korrelationskoeffizient, und wird als Zahl und als blauer Balken dargestellt (siehe obige Abbildung 14.1)

Mit diesem Programm lassen sich die Zeitkonstanten durch Modellierung (ausprobieren) gut bestimmen, jedoch stimmen die Relaxationskoeffizienten F_i , die zu den τ_i gehören, nicht mit dem Fall des ideal abrupten Heavysideschen Einheitssprungs überein, denn die Kompression in Phase 1 erfolgt ja entlang einer (schnellen) Rampe mit endlicher Dauer. Mit einem Modell ohne Masse (siehe Abbildung 7.10) ist jedoch der Grenzfall des Sprungs berechenbar und liefert einen Zahlenwert für den Grenzfall des Elastizitätsmoduls E_∞ ($\omega \rightarrow \infty$). Der Anstieg der Kompression erfolgt bei den Messungen meist annähernd linear (siehe Abbildung 14.2, grüne Kurve). Somit können wir Gleichung (7.37) für den Geschwindigkeitssprung anwenden.

Der Korrekturfaktor für die einzelnen Relaxationskoeffizienten F_i ergibt sich nach kurzer Rechnung der folgende Ausdruck mit T als Anstiegszeit:

$$F_i(0)/F_i(T) = T/(\tau_i(1-\exp(-T/\tau_i))) \quad (14.3)$$

Der Grenzwert des Ausdrucks auf der rechten Seite ist 1 für $T \rightarrow 0$, was man sofort sieht, wenn die Exponentialfunktion durch ihre Potenzreihenentwicklung bis zur 1. Näherung ersetzt wird.

Mit den Formeln in Kapitel 5. können wir zwei Grenzwerte der „Relaxations“-Elastizitätsmodule berechnen: E_0 (für $\omega \rightarrow 0$) und E_∞ (für $\omega \rightarrow \infty$). Wie im Falle der langsamen quasi statischen Messung (Kapitel 14.1) verwenden wir nur Daten aus dem Kompressionsintervall $[d_1..d_2] = [20\mu\text{m}..25\mu\text{m}]$ bzw. die in den Dateien nächst liegenden Messwerte und werden die Steifigkeit durch lineare Regression Kraft $[F_1..F_2]$ gegen Kompression $[d_1..d_2]$ berechnen

Lineare Regression liefert die Steigung = Steifigkeit k der dicken roten Geraden in Abbildung 14.3. Die Kompressionen d_1, d_2 werden durch ihre Schätzwerte d'_1, d'_2 ersetzt, die im linearen Bereich von den Messwerten nur wenig abweichen.

$$\text{Steifigkeit: } k = \frac{F(d_2) - F(d_1)}{d'_2 - d'_1} = \frac{\Delta F}{\Delta d'} \quad , \Delta d' \approx 5\mu\text{m}$$

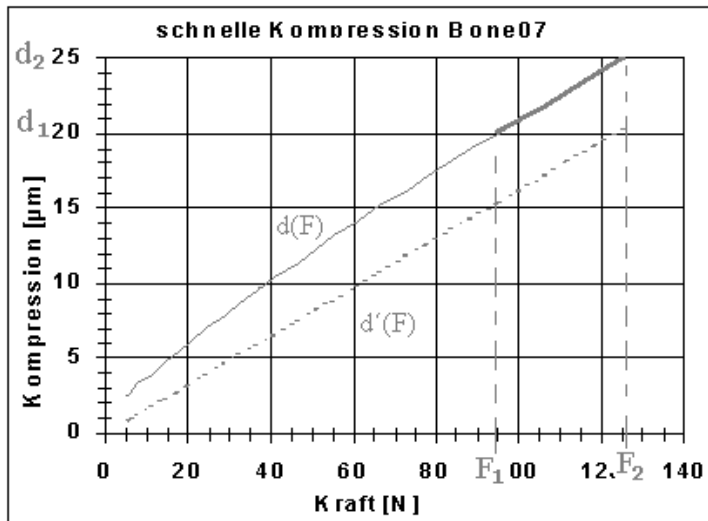
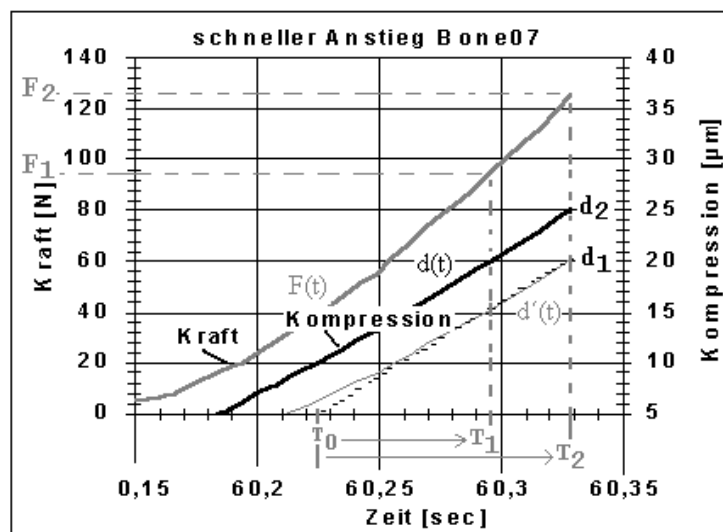


Abb. 14.2 Phase 1: Kompression, Kraft

Die Lineare Regression liefert auch den Kompressionsachsenabschnitt von $d(F)$. In Abbildung 14.2 ist noch eine gestrichelte Gerade eingezeichnet und zwar eine Nullpunktsgerade $d'(F)$ der Steigung k (Steifigkeit). Auf diese Weise wollen wir die Messergebnisse der Kompression linearisieren, um die quasi lineare Viskoelastizitätstheorie (QLV) anwenden zu können. Dahinter verbirgt sich die Annahme, dass die niemals ideal glatt geschliffenen Knochenoberflächen einen Teil der Kompression absorbieren und dass sich der Knochen ohne diese Gegebenheiten der Praxis linear verhalten würde.

Abb. 14.3
Darstellung der Messwerte aus Phase 1 als Funktion der Zeit
 $F(t)$: Kraft, gemessen
 $d(t)$: Kompression, gemessen
 $d'(t)$: Kompression, berechnet
gestrichelt: $d'(t)$,
Linearisierung anhand $[d'_1..d'_2]$



In Abbildung 14.3 ist die gemessenen Kompression $d(t)$ grün dargestellt. Man erkennt, dass das ZETOS-Benutzerprogramm durchaus in der Lage ist, eine lineare Rampe mit gut konstanter Schnelle $v = \partial d / \partial t$ zu erzeugen. Dieser Vorteil verschwindet jedoch bei der Umrechnung von $d(t)$ zu $d'(t)$ (blaue Kurve) nach der d - F -Linearisierung. Deshalb nehmen wir als nächsten Schritt noch einmal eine Lineare Regression in der d - t -Ebene vor. Wiederum wird die Steigung = Schnelle einem ausgezeichnetem Intervall $[d'_1..d'_2]$, das zu $[d_1..d_2]$ gehört, entnommen und die $d'(t)$ durch lineare Schätzwerte ersetzt. Dem entspricht die gestrichelte Gerade in Abbildung 14.3.

Diese Näherung im Zeitbereich dient dem einzigen Ziel, den Startzeitpunkt T_0 der genäherten Rampenanregung (konstante Geschwindigkeit) der linearisierten Werte d' zu bestimmen. T_0 ist der Zeitachsenabschnitt der gestrichelten Geraden. Ausgehend vom Startpunkt T_0 existieren zwei Anstiegszeiten T_1 (bei $F = F_1$, $d = d_1$) und T_2 (bei $F = F_2$, $d = d_2$), die wir nun berechnen und in Gleichung 14.3 zur Korrektur der Relaxationskoeffizienten F_i einzusetzen können.

Typische Werte der Korrekturfaktoren nach Gleichung 14.3 sind:

$$\begin{aligned} \tau_1: F_1(0)/F_1(T_2) &\approx 1.04 \dots 1.08 & \tau_2: F_2(0)/F_2(T_2) &\approx 1.002 \dots 1.004 \\ \tau_1: F_1(0)/F_1(T_1) &\approx 1.03 \dots 1.07 & \tau_2: F_2(0)/F_2(T_1) &\approx 1.001 \dots 1.003 \end{aligned}$$

Hier sieht man, dass die Korrekturfaktoren nicht weit von 1 entfernt liegen. Diese Tatsache rechtfertigt die Umrechnung der $d'(t)$ in lediglich lineare Schätzwerte – ein größerer Aufwand lohnt sich nicht.

Mit den so korrigierten Relaxationskoeffizienten haben wir aus der Rampenanregung den idealen Sprung näherungsweise konstruiert. Mit dem Kompressionsprung $\Delta d = d_2 - d_1$ ergeben sich die Grenzwerte des Elastizitätsmoduls wie folgt:

$$E_0 = G_1(0) \parallel G_2(0) \parallel G_p \text{ (Parallelschaltung, siehe Abbildung 7.10)}$$

$$E_\infty = G_p$$

Die folgende Tabelle zeigt viskoelastische Parameter einiger Knochenproben:

Knochen	τ_1 [sec]	τ_2 [sec]	$F_1(0)$ [N]	$F_2(0)$ [N]	F_p [N]	E_0 [MPa]	E_∞ [MPa]
bone01 (114.12.)	0,4	20	25,01	9,027	126	411,6	528,3
bone01 (18.12.)	0,2	19	20,532	8,527	130,5	413,6	509,5
bone03 (114.12.)	1,2	23	9,1326	8,721	126,5	499,1	570,7
bone03 (18.12.)	0,1	24	26,808	10,02	127,5	401,3	524,8
bone05 (014.12.)	0,4	19,5	24,097	11,74	124	467,5	610,5
bone07 (114.12.)	0,9	17	6,4382	9,229	118,5	485,7	551,4
bone07 (18.12.)	0,15	15	26,134	9,338	105,5	301,1	407,7
bone09 (18.12.)	0,1	21	14,345	8,418	93,3	324,7	406,6
bone11 (15.12.)	0,4	15	9,4885	8,422	146	746,5	840,0
bone11 (114.12.)	0,7	14	10,998	10,03	192	1097,0	1219,7
bone12 (18.12.)	0,15	22	16,955	7,714	96	318,2	403,0

Tabelle 14.1

Die Parameter $F_1(0)$, $F_2(0)$ und F_p sind keine Materialkonstanten, sondern Kräfte und abhängig von der geometrischen Form der Knochenproben !

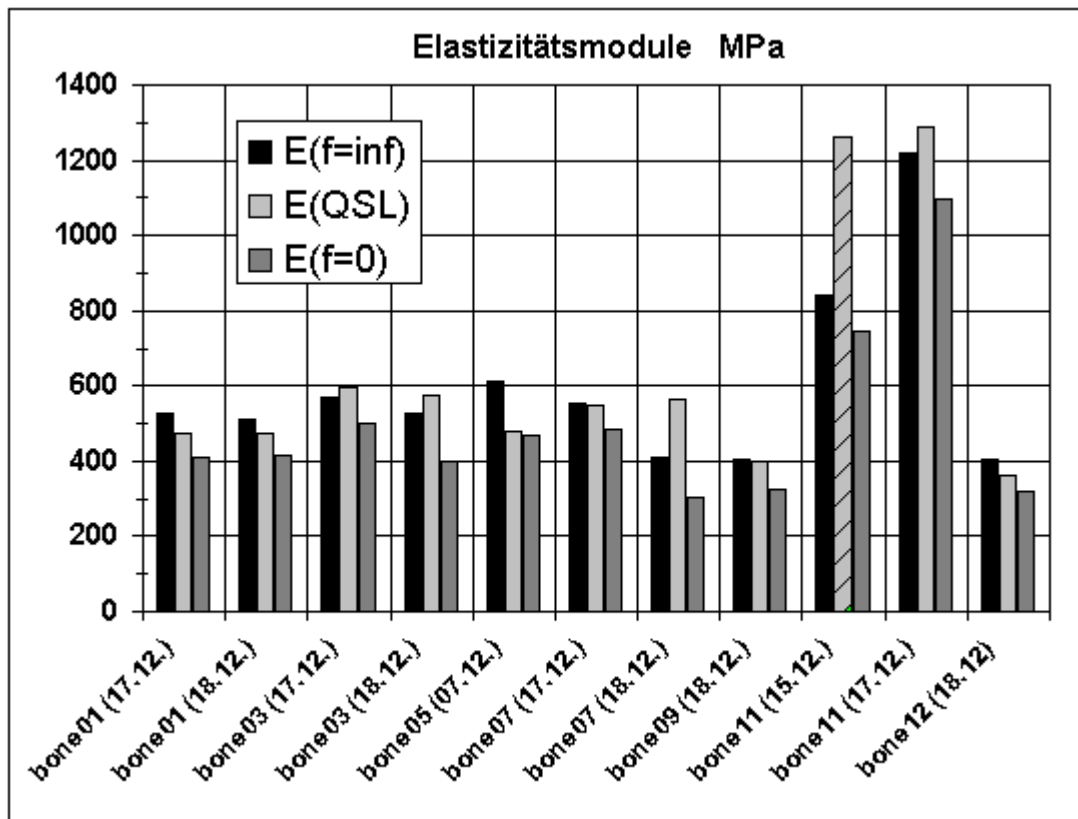


Abb. 14.4 Darstellung verschiedener Werte des Elastizitätsmoduls

In Abbildung 14.4 sind die Werte von E_0 und E_∞ der Knochenproben dargestellt und zusätzlich noch die Werte aus quasi-statischer Messung E_{QSL} . Letztere sollten erwartungsgemäß zwischen den E_0 und E_∞ liegen, was nur knapp in der Mehrheit der Fälle zu sehen ist. Dazu ist jedoch anzumerken, dass die Werte aus quasi-statischer Messung zu anderer Zeit durchgeführt wurden. Es erfolgt hier also ein Übergriff auf „externe“ Messprozeduren, wo auch die natürlichen Variation der QSL-Messungen und Datum/Uhrzeit der Durchführung eine Rolle spielen. Die hier dargestellten Ergebnisse stammen aus einem ersten Versuch nach Modifikation und Erweiterung der Funktionen des Systems. Für Routinemessungen sollte daher die QSL-Messung direkt vor oder nach der Relaxationsmessung in einem zusammenhängenden Prozessablauf vorgenommen werden. Es ist ohne weiteres möglich, verschiedene Messungen zu kaskadieren ¹⁾ und die Knochenkammer sollte – mit einer Klammer gehalten – im Belastungsgerät bis zum Ende der Messreihen verbleiben. Im Falle „bone11 (15.12., d.h.: gemessen am 15.12.2003)“ (grün/schwarz schraffiert) liegt ein Ausreißer vor. Die Werte von E_0 und E_∞ sind zu klein. Dieser Knochen bone11 war bei QSL-Messungen immer derjenige mit höchster Steifigkeit (vergl. Nachbar „bone11 (17.12.)“). Solche Ausreißer können entstehen, wenn die Schläuche vor Zu- und Ablauf des Mediums eine seitlich gerichtete Zugkraft auf die Knochenkammer ausüben, weshalb die Knochenkammer in Phasen kleiner Kraftbelastung mit der Hand an den Anschlag gehalten werden muss. Es kann vorkommen, dass dies gelegentlich unbemerkt bleibt.

¹⁾ Jedem Knochen kann eine Liste zugeordnet werden, in der die vorzunehmenden Messprozeduren nacheinander aufgeführt sind. Der Knochen kann bzw. sollte solange im Belastungsgerät verbleiben.

14.1.2 Näherung mit kontinuierlichem Relaxationszeitenspektrum

Ein weiteres Ziel ist die Berechnung der Spektren von Speicher- und Verlustmodul. Bei genauer Betrachtung der mit dem Auswerteprogramm nach Abbildung 14.5 fiel auf, dass es offenbar einen Übergangsbereich zwischen den zwei Relaxationsprozessen zu τ_1, τ_2 gibt, bei dem in den meisten Fällen keine zufrieden stellende Approximation erzielt werden konnte.

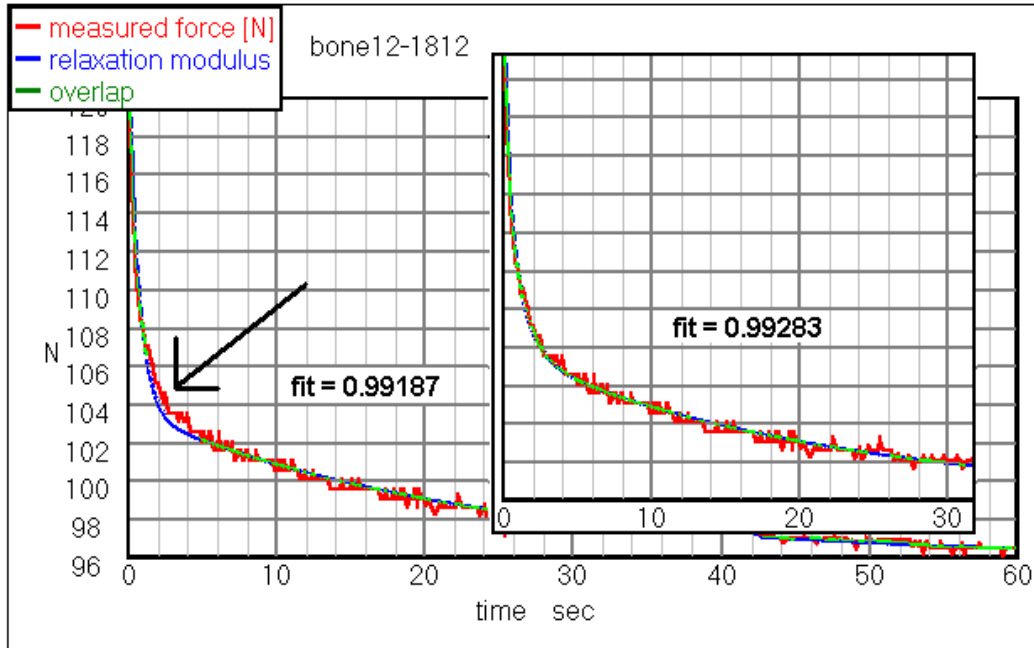


Abb. 14.5 Approximationslücke in einem Übergangsbereich (Pfeil) und Korrektur

Die Approximationslücke (Pfeil in Abbildung 14.5) konnte durch Ansatz eines zunächst mit den zuvor bestimmten Wert F_1 gewichteten kontinuierlichen Relaxationszeitenspektrums $H'(\tau)$ mit Dreiecksform in der Umgebung von τ_1 behoben werden.

Wir definieren die Dreiecksfunktion wie folgt:

$$D(x, HW) := 1 - 0,5 \frac{x}{HW} \quad \text{für } 0 \leq x \leq 2HW \quad \text{und } D(x) = 0 \text{ sonst} \quad (14.4)$$

mit HW: „Halbwertsbreite“

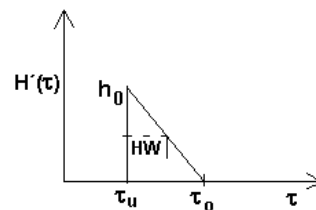


Abb. 14.6 einfaches lineares Relaxationszeitenspektrum

Mit der Begrenzung des Definitionsbereichs auf $[\tau_u, \tau_o]$ und einer auf 1 normierten Dreiecksfläche, d.h.: $H'(\tau) = h_0 D(\tau - \tau_u, HW)$, $HW = 0,5 (\tau_o - \tau_u)$ und h_0 so gewählt, dass

$$\int_{\tau_u}^{\tau_o} H'(\tau) \partial\tau = 1 \text{ lautet der Ansatz nun:}$$

τ_u

$$F(t) \approx F_1 \int_0^{\infty} H'(\tau) \exp(-t/\tau) \partial\tau + F_2 \exp(-t/\tau_2) + F_p \quad (14.5)$$

Für eine geschlossene Schreibweise des gesamte Relaxationszeitenspektrums, welche auch τ_2 einschließt, kann man schreiben:

$$H(\tau) = F_1 H'(\tau) + F_2 \delta(\tau-\tau_2) \quad (14.6)$$

Zur Wichtung müssen die Relaxationskoeffizienten F_1, F_2 nun mit in diese Gleichung einbezogen werden, wodurch sich die Maßeinheit zu N/sec ändert. δ ist die Diracsche Delta-Distribution.

Diese Darstellung führt zu einem einfachen geschlossenen Ausdruck für $F(t)$, in dem nur noch der statische Offset F_p als separater Summand erscheint:

$$F(t) \approx F_p + \int_0^{\infty} H(\tau) \exp(-t/\tau) \partial\tau \quad (14.7)$$

Damit stimmt Gleichungen (14.7) wieder vollständig mit Gleichung (7.54) überein.

Mit der Substitution $x = 1/\tau$ findet man eine geschlossen darstellbare Lösung des Integrals, die aber sehr lang ist und noch eine Rekursion enthält. Die Umsetzung in ein Computerprogramm führt mit Anwendung der Gleichung (7.53) (numerische Integration) schneller ans Ziel und ist mit einer Auflösung von $\Delta\tau = 10\text{ms}$ im τ -Bereich genau genug.

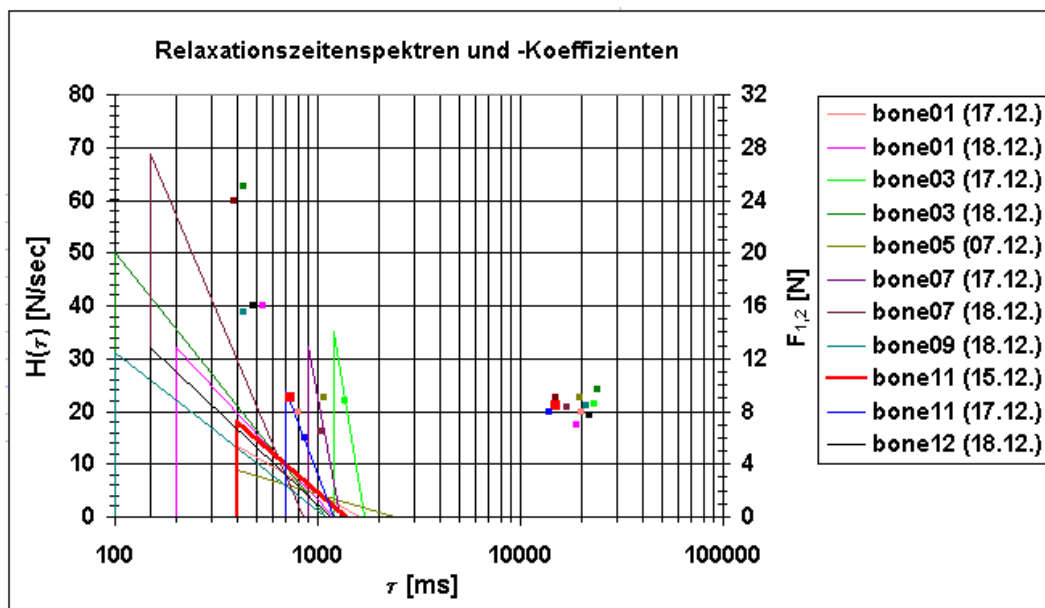


Abb. 14.7 Relaxationszeitenspektrum und -Koeffizienten

Die Krümmung der dreieckförmigen Spektren aufgrund der halblogarithmischen Darstellung wurde hier nicht berücksichtigt

In Abbildung 14.7 sind die Relaxationskoeffizienten F_1 und F_2 des diskreten bilinearen Ansatzes als Punkte in der Maßeinheit N auf der rechten vertikalen Achse aufgetragen, links das Relaxationszeitenspektrum in der Umgebung von τ_1 in N/s. Die Stelle der Punkte F_1 entspricht dem Schwerpunkt des zugehörigen kontinuierlichen Spektrums.

Die Darstellung des Relaxationszeitenspektrums in einem Datenfeld des Computers stellt natürlich wieder ein dichtes diskretes Spektrum dar, wie dies schon an Ende von Kapitel 14.6.1 angemerkt wurde. Jedem Wert dieser dicht diskreten Darstellung könnte prinzipiell ein Maxwell-Modell zugeordnet werden, was aber keinen Sinn mehr macht, wenn das Relaxationszeitenspektrum zuvor als kontinuierlich erklärt wurde.

Durch Umrechnung in Steifigkeiten und Anwendung von Gleichung (7.42) und Aufspaltung in Real- und Imaginärteil gelangen wir zu den Spektren von Speicher- und Verlustmodul, wie dies den Gleichungen (7.50, 7.51) entspricht.

Aus den Parametern F_p , F_1 , F_2 , τ_1 , τ_2 und HW ¹⁾ aller Knochen habe ich den jeweiligen Mittelwert gebildet und daraus einen typischen Vertreter der Gruppe unserer Knochenproben konstruiert. Die Mittelwerte und Standardabweichungen sind:

τ_1 [s]	τ_2 [s]	F_1 [N]	F_2 [N]	F_p [N]	E_0 [MPa]	E_∞ [MPa]	HW [s]	Δd [μm]
0,38	19,43	13,16	8,36	118,9	471,1	567,1	1,02	5,05
$\pm 0,2$	$\pm 3,2$	$\pm 3,7$	$\pm 0,6$	$\pm 25,4$	$\pm 207,3$	$\pm 216,9$	$\pm 0,5$	$\pm 0,3$

Tabelle 14.2 (Die Größen F_p , F_1 , F_2 sind keine Materialkonstanten !)

Die Bildung eines typischen Vertreters aus den Mittelwerten ist aber nur dann gerechtfertigt, wenn die Größen F_p , F_1 , F_2 , τ_1 , τ_2 und HW unter sich unkorreliert sind. Tabelle 14.3 zeigt Korrelationskoeffizienten.

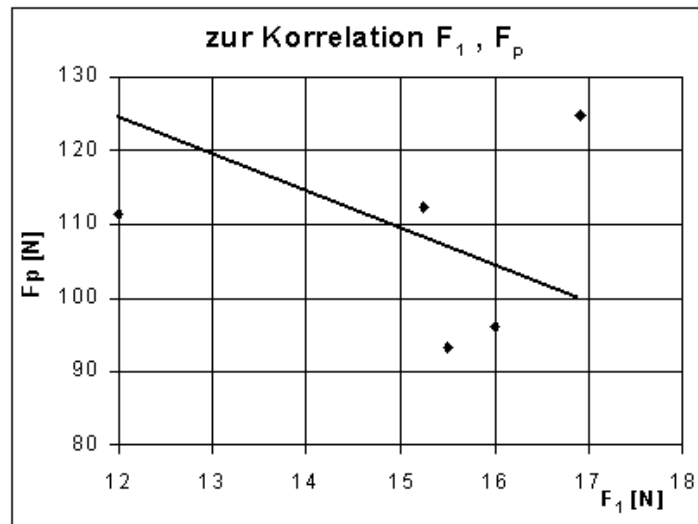
τ_1, τ_2	F_1, F_2	F_1, F_p	F_2, F_p	τ_1, HW	τ_2, HW	HW, E_∞	τ_1, E_∞	τ_1, F_1	τ_2, F_2
-0,3169	0,0483	-0,7374	0,2012	-0,2772	0,2023	-0,0579	0,5536	-0,2043	0,0824

Tabelle 14.3

Auffällig ist der relative große Betrag des empirischen Korrelationskoeffizienten r zwischen F_1 und F_p . In diesem Fall ist r^2 etwas größer als $\frac{1}{2}$, was gedeutet werden kann, dass die Streuung der Werte um eine optimal gelegte Gerade etwa je zur Hälfte zufällig bzw. durch linearen Zusammenhang zu erklären sind. Der Algorithmus zur Berechnung dieser Größe geht aber implizit von einem linearen Ansatz aus (siehe z. B. A. Heinecke, 1992), der möglicherweise gar nicht besteht. Eine zusätzliche grafische Darstellung, Abbildung 14.8, soll die Messwerte in der F_1, F_p - Ebene zeigen:

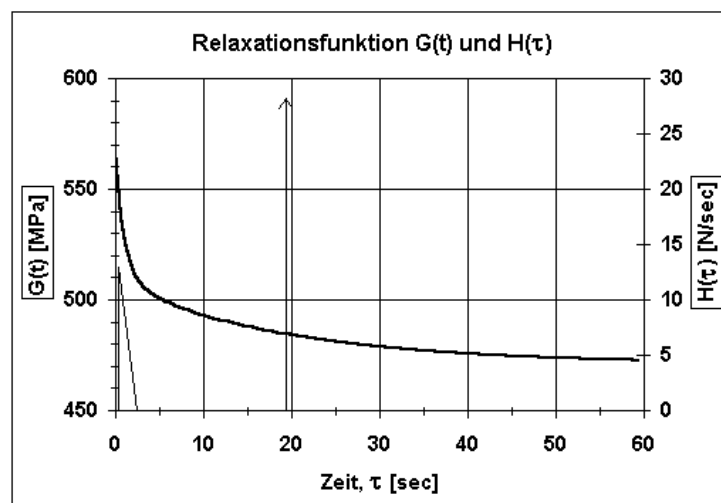
¹⁾ Der Definitionsbereich $[\tau_u, \tau_o]$ des Relaxationszeitenspektrums in der Umgebung von τ_1 ist wie folgt zu verstehen $\tau_u = \tau_1$ und $\tau_o = \tau_1 + 2 HW$, mit τ_1 und HW passend gewählt.

Abbildung 14.8
 F_1, F_p - Wertepaare
 und Ausgleichs-
 gerade



Es besteht bei der kleinen Datenmenge kein Anlass, dem relativ hohen Korrelationskoeffizienten zwischen den F_1, F_p -Wertepaaren eine besondere Bedeutung zuzuordnen und wahrscheinlich sind alle Relaxationsparameter unkorreliert, sodass die Bildung der Mittelwerte mit dem Ziel der Konstruktion eines typischen Vertreters zur zusammenfassenden Darstellung der Messergebnisse keine versteckten Zusammenhänge eliminiert. Die Eigenschaften dieses Vertreters werden nun dargestellt.

Abb. 14.9
 Relaxationsfunktion
 des Knochenrepräsentanten
 und Relaxationszeiten-
 Spektrum (Dreieck, Pfeil)
 (bei 19,43 sec liegt ein
 δ -Impuls vor)



In der Darstellung der Relaxationsfunktion des Knochenrepräsentanten (Abbildung 14.9) ist gut zu erkennen, dass dies keine Exponentialfunktion ist. Man hat den Eindruck, als handle es sich um zwei Relaxations-Abschnitte mit einem Übergang etwa an der Stelle des Pfeils.

14.2 Darstellung der Ergebnisse im Frequenzbereich

Zur Darstellung der Frequenzabhängigkeit von Speicher- und Verlustmodul verwenden wir Gleichung (7.42) und verfahren wie in Kapitel 7.6.1 beschrieben:

Spektren von Speicher- und Verlustmodul werden nun diskutiert:

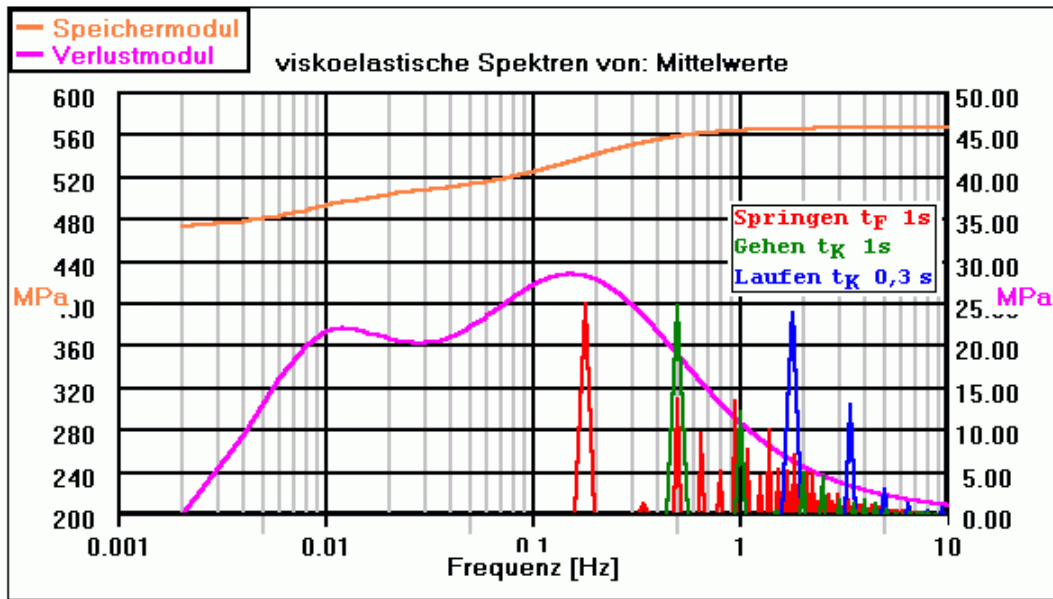


Abb. 14.10a
 Speicher- und Verlustmodul des Knochenrepräsentanten zusammen mit den Amplitudenspektren der von uns verwendeten Stimulationssignale in relativen Werten bzw. Einheiten, Spektren dieser Signale bei periodischer Wiederholung

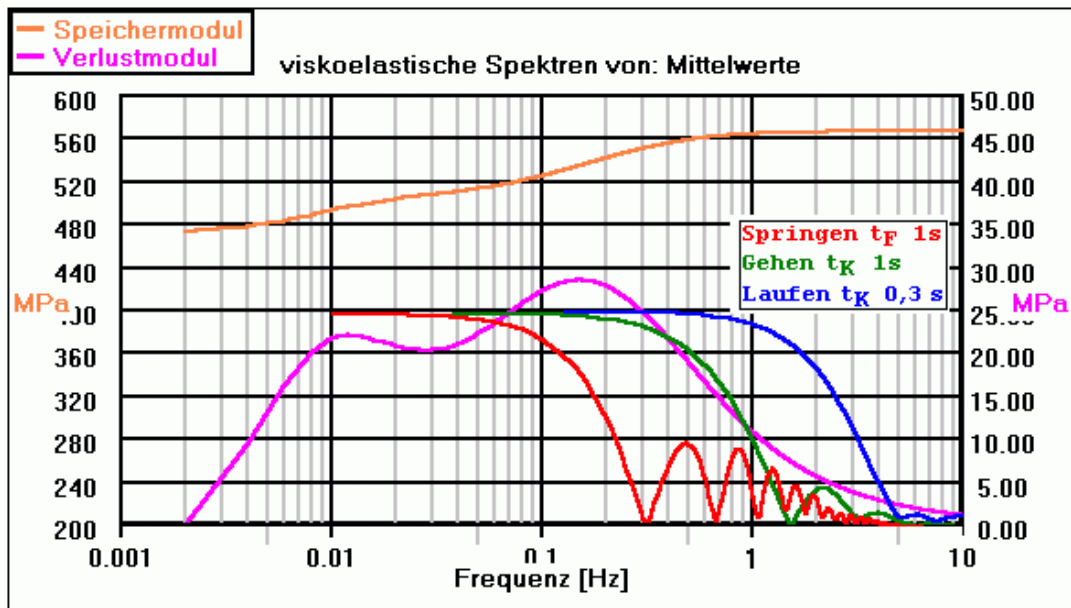


Abb. 14.10b
 Speicher- und Verlustmodul wie oben,
 Spektren der Stimulationssignale hier für den Fall der einmaligen Darbietung

In den Abbildungen 14.10a und 14.10b sind die beiden Maxima des Verlustmoduls, die zu den Zeitkonstanten τ_1 , τ_2 gehören, deutlich zu erkennen. Der Verlauf des Speichermoduls zeigt eine entsprechende leichte Welligkeit. Nur beim einzelnen Maxwell-Modell liegt das Maximum des Verlustmoduls bei einer Frequenz $f = \tau/2\pi$. Bei einer Zusammenschaltung mit mindestens einer Feder oder anderen Maxwell-Modulen liegt das Maximum immer bei tieferen Frequenzen.

Abb. 14.11
Verlustfaktor/2π des
Knochenrepräsentanten
in %, Phasenverschiebung in °

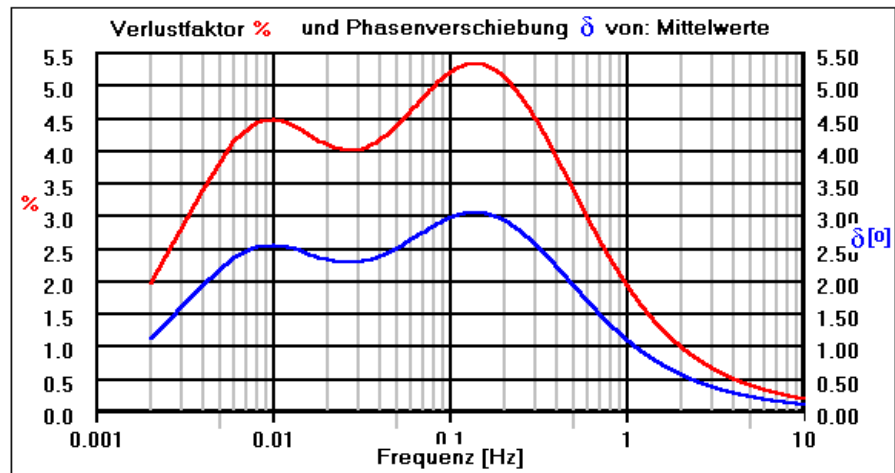


Abbildung 14.11 zeigt den Verlustfaktor in %. Daraus lässt sich unmittelbar der Energieanteil ablesen, der pro Schwingungsperiode der mechanischen Energie entzogen wird.

Die Phasenverschiebung für harmonische Anregung wurde mit Gleichung (7.19) berechnet und blau dargestellt. Diese Phasenverschiebung unterscheidet sich deutlich von der des Maxwell-Modells in Abbildung 7.9. Man kann dies leicht verstehen: Bei extrem hohen Frequenzen sind alle Dämpfer in Abbildung 7.10 kurzgeschlossen und es wirken nur Federn. Damit sind Kraft und Kompression in Phase. Bei extrem niedrigen Frequenzen sind alle Dämpfer geöffnet und es bleibt nur noch eine Feder (w_p), die das statische Offset bewirkt. Auch in diesem Fall sind wieder Kraft und Kompression in Phase.

In den Abbildungen 14.10a,b sind noch die Amplitudenspektren der uns zur Verfügung stehenden Stimulationssignale (siehe Kapitel 11.3.1) in relativen Werten eingezeichnet. Die Größe t_K gibt die Kontaktzeit auf der Kraftmess-Plattform an, mit der der Kraftverlauf gemessen wurde¹⁾. (Quelle von Ground-Reaction Force von Laufen: J. L. McCrory, J. Derr *et al.*, 1997; Quelle von Gehen und Springen: L. Thorwesten, 2000 und U. Frink *et al.*, 1991). Im Falle des Springens bedeutet t_F die Flugzeit.

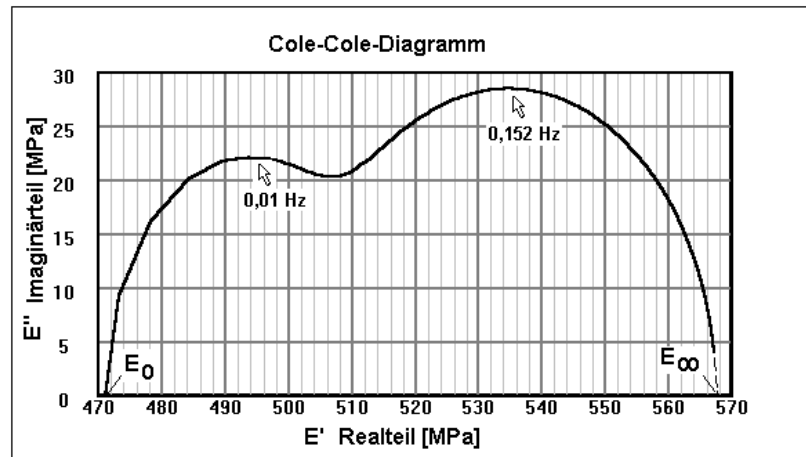
Zur Berechnung dieser Spektren muss allerdings die Integrationszeit zur Berechnung der Fouriertransformation berücksichtigt werden. Um z.B. der Zeitkonstanten τ_2 von ca. 20 Sekunden gerecht zu werden, sollte die Integrationszeit etwa das 4,5-fache, also 90 Sekunden betragen, denn dies ist die 1% -„Gedächtnisreichweite“ dieser Zeitkonstanten ($\exp(-4,5) \approx 0,01$). Bei einer längeren Integrationszeit werden im Falle von Gehen und Laufen mehrere Perioden erfasst, was dem natürlichen Ablauf entspricht. Springen dagegen ist i.a. nicht periodisch. Trotzdem wurden in Abbildung 14.10a einheitlich nur periodische Vorgänge berechnet. Aufgrund der Periodizität erscheinen die Spektren mit diskretem Charakter, was so aussieht wie eine nicht-harmonische Anregung mit ihren höheren Harmonischen. In Abbildung 14.10b sind die Spektren des einmaligen Vorgangs zu sehen, wobei die Integrationszeit aber durch Auffüllen des Stimulationssignals mit Nullen so groß gemacht wurde, dass eine tiefste Frequenz von 1mHz erreicht wurde²⁾, um in die Nähe des von τ_2 verursachten Maximums des Verlustmoduls zu gelangen. (Die von uns verwendeten

¹⁾ Die Signale können in der Zeit beliebig gedehnt oder gestreckt werden. Die dazu erforderliche Interpolation der diskreten Abtastwerte erfolgt nach H. Akima, 1978, einer Methode mit geringer Neigung zu Überschwingern.

²⁾ Bei der diskreten Fouriertransformation (hier durchgeführt mittels FFT-Algorithmus) hängen die Auflösung und damit auch die tiefste von Null verschiedene Frequenz von der gegebenen Abtastfrequenz und der Integrationszeit ab.

Stimulationssignale besitzen beidseitig kleine auf Null gehende abgerundete Ausläufer und lassen sich somit immer „stetig differenzierbar“ beidseitig mit Nullen verlängern.) Der Vollständigkeit halber sei noch das sog. Cole-Cole-Diagramm gezeigt, welches bei Debye-Prozessen eine viel benutzte Darstellungsart ist. Dieses Diagramm ist die Darstellung des Imaginärteils des Elastizitätsmoduls gegen den Realteil mit der Frequenz als Parameter.

Abb. 14.12
Cole-Cole-Diagramm des hier vorliegenden doppelten Debye-Prozesses



Die Tatsache, dass einer der beiden Debye-Prozesse durch ein kontinuierliches Relaxationszeitenspektrum „verschmiert“ ist, ist an obiger Darstellung allerdings nicht zu erkennen.

14.3 Diskussion der Ergebnisse

In einer Umgebung der großen Zeitkonstante τ_2 könnte wahrscheinlich ebenfalls ein kontinuierliches Relaxationszeitenspektrum vorliegen, was jedoch nur mit Messsignalen deutlich höherer Qualität (sehr geringes Rauschen) und längerer Messzeit nachzuweisen ist. Bei Knorpelgewebe existiert ein breitbandiges flaches Relaxationszeitenspektrum (Ch. Hartung (2), 2003). Die hier vorgenommenen Messungen am Femurkopf zeigen aber, dass das Relaxationszeitenspektrum dieser Knochenart jedenfalls nicht flach ist und sie zeigen auch, dass ein bilinearer Ansatz eines diskreten Relaxationsspektrums wie im Falle A.H. Hoffman, T. L. Brehie *et al.*, 1999, nicht ausreicht.

Für Springen und Gehen wirkt der Knochen als schwacher Vibrations- Absorber, hat also quasi einen „Stoßdämpfer-Effekt“. Beim Springen ist dies wegen der Gefahr von (Mikro-) Frakturen verständlich. Überraschenderweise wird Laufen dagegen kaum absorbiert, obwohl dies sicherlich in der menschlichen Frühgeschichte eine überlebenswichtige Bewegung war. Das schließt nicht aus, dass die Knochen von Sportläufern ein anderes, besser angepasstes Relaxationsverhalten zeigen könnten, denn der Knochen ist ja flexibel. Eine andere These (mündlich von D. Jones, 2004) ist, dass der Verlust an mechanischer Energie extra klein und Laufen möglichst elastisch – also nicht viskoelastisch - sein muss, d.h.: die beim Auftreten entstehende Deformationsenergie wird in Vorwärtsrichtung beim Abstoß vom Boden wieder abgegeben, um die Ausdauer des Läufers zu optimieren.

Zum Stichwort „Vibrations-Absorber“ sei folgende Tafel Abbildung 14.13 von R. S. Lakes gezeigt, wonach der Knochen im Vergleich zu anderen Materialien einen guten Platz einnimmt:

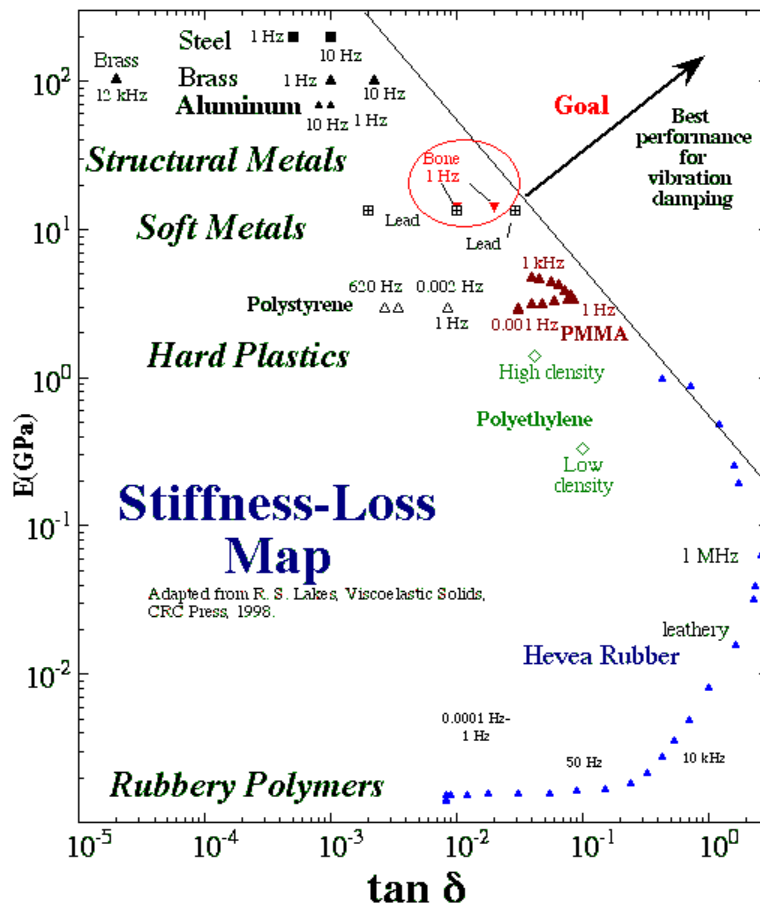


Abb. 14.13
Stiffness-Loss Map
von R. S. Lakes

Die hier gewonnenen Daten stammten aus einer Zeit, in der zugleich eine dynamische Langzeitstimulation mit dem „jumping“-Signal stattfand und wir wissen nicht, ob und in welchem Ausmaß die schnelle Rampenanregung der Relaxationsmessung eine biologische Reaktion der Knochen hervorrufen könnte, die als überlagerte Anregung die Ergebnisse der quasi-statischen Messungen (QSL) des Elastizitätsmoduls beeinflussen können. Man kann aber davon ausgehen, dass der Knochen gelegentliche Störungen dieser Art ignorieren und sie von regelmäßiger und längerer Stimulation unterscheiden kann. Während die Messreihe der dynamischen Stimulation mit QSL als Routinearbeit durchgeführt wurde, befand sich die Erweiterung des Systems zur Relaxationsmessung in der Entwicklungsphase. Häufig mussten Korrekturen z.B. in der Optimierung des Regelalgorithmus vorgenommen werden, sodass schließlich nur die Relaxationsmessungen der letzten Tage verwendet werden konnten. Es standen nur wenige Knochenexemplare zur Verfügung. Es handelt sich hier um eine Querschnittsuntersuchung, die zwar interessante typische Werte liefert aber nicht verallgemeinert werden darf.

Die recht großen Standardabweichungen in Tabelle 14.2 sind offenbar nicht ungewöhnlich (vergleiche A.H. Hoffman, T. L. Brehie *et al.*, 1999).

Zwei Zeitkonstanten bleiben uns verborgen: im Bereich 100..260 s (siehe A.H. Hoffman, T. L. Brehie *et al.*, 1999) und eine sehr lange Zeitkonstante in der Größenordnung von Stunden, die „über Nacht“ zu einer völligen Entspannung der Knochen von der „Tageslast“ führt. In Abbildung 11.22 zeigt ein Vergleich von Anfangs- und Endwert der Kompression eine Hysterese, wie dies oft bei Festkörpern der Fall ist. Diese Hysterese kann nicht durch Zug beseitigt werden, weil der Knochen nur gedrückt werden kann. Eine Kumulation solcher

Hysteresis -Effekte ist nicht vorstellbar. Es muss irgendwann eine Regeneration stattfinden und dies erfolgt bekanntlich in der entspannten Lage über Nacht.

Bei quasi-statischen Messungen dem ZETOS-System von H.P. Klappdor, 2003, zeigt sich eine weitere Zeitkonstante in der Größenordnung $\frac{1}{4}$ Stunde, welche zu einer Wiedergewinnung der zuvor gemessenen Steifigkeit führt.

Am 27.01.2004 stellte ich Messergebnisse und Methodik dieses Kapitels in einem Vortrag an der Katholieke Universiteit Leuven, Division of Biomechanics and Engineering Design, Leiter: Prof. Jos Vander Sloten, vor. Die hier mit dem ZETOS-System detektierte kurze Zeitkonstante τ_1 war auch dort tatsächlich niemanden bekannt. Wir vertraten die Vermutung, dass möglicherweise in jeder hierarchischen Schicht des Knochenaufbaus (siehe Kapitel 5.1) ein Relaxationsprozess zu finden ist.

Um auf die Steifigkeitsmatrix zurückzukommen: Aufgrund der eindimensionalen Messungen bestimmen wir weiterhin lediglich C_{11} . Dies ist nun eine komplexwertige Zahl mit einer Frequenzabhängigkeit nach Abb. 14.11a,b. Bedingt durch die Existenz eines kontinuierlichen Relaxationsspektrums wäre eine geschlossene Darstellung ein sehr langer unübersichtlicher Ausdruck, auf den hier verzichtet wird.

$$\begin{array}{c} \sigma \\ \downarrow \\ \begin{pmatrix} \sigma_1(f) \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{pmatrix} \end{array} = \begin{array}{c} \approx \underline{E}(\omega) \\ \downarrow \\ \begin{pmatrix} C_{11}(f) & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} & C_{16} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} & C_{26} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} & C_{34} & C_{35} & C_{36} \\ C_{41} & C_{42} & C_{43} & C_{44} & C_{45} & C_{46} \\ C_{51} & C_{52} & C_{53} & C_{54} & C_{55} & C_{56} \\ C_{61} & C_{62} & C_{63} & C_{64} & C_{65} & C_{66} \end{pmatrix} \end{array} \cdot \begin{array}{c} \varepsilon \\ \downarrow \\ \begin{pmatrix} \varepsilon_1(f) \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{pmatrix} \end{array}$$

Es sei noch folgendes angemerkt: Der hier durchgeführte Kurvenfit im Zeitbereich führt zur Angabe von Zeitkonstanten bzw. Relaxationszeitspektren und anderer Parameter eines viskoelastischen Modells. Erst dann erfolgte der Übergang in den Frequenzbereich. M.D. Buschmann, 1996, gibt ein Verfahren zur direkten Transformation der Messdaten aus dem Zeitbereich in den Frequenzbereich an, wobei keine Zeitkonstanten unmittelbar erscheinen. Vorteil dieses Verfahrens ist die Tauglichkeit für Messdaten, die etwas Rauschen enthalten und nicht auf der Zeitachse äquidistant abgetastet wurden, was hier der Fall ist. Ferner entfällt der manuell vorzunehmende Kurvenfit. Bei hohen Frequenzen zeigen sich dort allerdings deutliche Unterschiede im Phasenverlauf der Spektren im Vergleich der Ergebnisse aus Zeit- und Frequenzbereich.

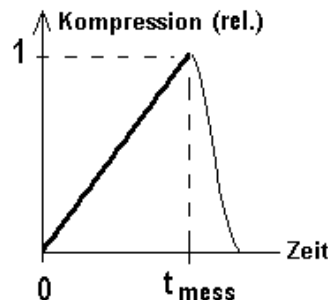
14.4 Relaxation und quasi-statischen Messungen

Relaxationserscheinungen werden durch strömende Flüssigkeit in der Poren der Knochen erklärt ("Poroelastizität"): P.M. Buechner, 2001, M.D. Buschmann, 1996, A.H. Hoffmann, 1999, R. S. Lakes, J. L. Katz, 1979, C. C. Swan, R. S. Lakes *et al.*, 2003, J.E.A. Bertram, 2001.

Bisher hatten wir die Forderung der langsamen quasi-statischen Messung (QSL) mit der Vermeidung dynamischer Stimulationseffekte begründet. Nun kommt noch ein weiteres Argument hinzu: Die Vermeidung der Relaxation. Bei QSL-Messungen interessieren wir uns für die mechanische Auswirkung des bone-remodelings durch Osteoblasten-Osteoklasten-Aktivität. Diese zielt auf die Messung der Steifigkeitsänderung des kalzifizierten Teils der Knochen, die Trabekel, und soll keine Prozesse in den Knochenporen (gefüllt mit Knochenmark und Flüssigkeit) repräsentieren. Somit darf eine QSL-Messung nur die Steifigkeit der separaten Feder des in Kapitel 7.5, Abbildung 7.10 dargestellten Modells erfassen. Dem entsprechen der statische Offset und der Extremfall des Elastizitätsmoduls bei der Frequenz Null: E_0 . Debye-Prozesse zeigen ein Spektrum großer Bandbreite über mehrere Dekaden. Aus Abbildung 14.10 ist zu entnehmen, dass bei ca. 2 mHz praktisch statische Verhältnisse vorliegen. Dem entsprechen 8,3 Minuten Periodendauer eines Sinussignals.

Die QSL-Messdauer für den nahezu relaxationsfreien Fall lässt sich aber besser im Zeitbereich berechnen. Dazu verwenden wir das Boltzmann-Integral, Gleichung (7.44a) und betrachten nur ein einziges Maxwell-Element mit der größeren der beiden Zeitkonstanten (F_2, τ_2). Die Integration erfolgt über den steigenden Teil der Rampenanregung. Mit $v = \partial\varepsilon/\partial t$ (konstante Rampengeschwindigkeit), der Beschränkung auf eine „Einheitsamplitude“ $\rightarrow v = 1/t_{\text{mess}}$ (t_{mess} : QSL-Messzeit, Rampendauer) erhalten wir aus Gleichung (7.44a):

$$\sigma(t_{\text{mess}}) = \frac{1}{t_{\text{mess}}} \int_0^{t_{\text{mess}}} G(t_{\text{mess}} - t') \partial t'$$



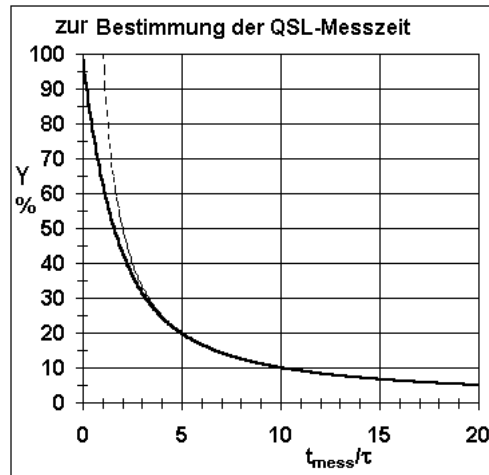
Für $G(t)$ setzen wir die (Kraft-) Relaxationsfunktion des Maxwell-Elementes $\exp(-t/\tau)$, ohne Berücksichtigung der Steifigkeit. Damit erhalten wir ein einfaches Faltungsintegral:

$$y(t_{\text{mess}}) = \frac{1}{t_{\text{mess}}} \int_0^{t_{\text{mess}}} \exp\left(-\frac{t_{\text{mess}} - t'}{\tau}\right) \partial t'$$

y ist hier eine dimensionslose Zahl und keine Kraft mehr, denn wir wollen lediglich berechnen, wie groß t_{mess} sein muss, damit der Einfluss des Maxwell-Elementes in relativen Größen vernachlässigt werden kann.

Die Lösung des Faltungsintegrals ist: $y(t_{\text{mess}}) = \frac{\tau}{t_{\text{mess}}} \exp\left(-\frac{t_{\text{mess}}}{\tau}\right) \left(\exp\left(\frac{t_{\text{mess}}}{\tau}\right) - 1\right)$

Abb. 14.4
Einfluss eines Maxwell-Elementes bei rampenförmiger Anregung in relativen Einheiten als Funktion des Verhältnisses aus Rampendauer t_{mess} und Zeitkonstante



Die in Abbildung 14.4 dargestellte Kurve ist keine Exponentialfunktion mit negativem Argument. $y(t_{\text{mess}})$ besitzt die Asymptote $1/t_{\text{mess}}$ für $t_{\text{mess}} \gg \tau$ und diese gleichseitige Hyperbel konvergiert bekanntlich nur langsam gegen Null. Gibt man sich 10%-Abklingverhalten zufrieden, so muss die QSL-Messzeit (Rampendauer) das 10-fache der Zeitkonstanten betragen. Günstiger werden die Verhältnisse bei Mitberücksichtigung des statischen offsets, entsprechend der Kraft F_p . Die Kraft des Maxwell-Elementes F_2 wirkt bei QSL-Messungen quasi als Messfehler und wir benutzen obiges Verfahren zur Bestimmung der Genauigkeit der Messung der statischen Steifigkeit bis zu einer Genauigkeit von 1% :

	F_p [N]	F_2 [N]	τ_2 [s]	F_2/F_p	Y_{mess} [%]	t_{mess}/τ @1%	t_{mess} @1%
Mittelwerte (1)	118,9	8,36	19,43	0,07	14,22	7,03	137
Extrema (2)	93,3	11,74	24	0,126	7,95	12,58	302

Tabelle 14.4

(1): Mittelwerte aus Tabelle 14.2

(2): Extrema aus Tabelle 14.1: größter vorgefundener Wert von τ_2 , größtes F_2 , kleinstes F_p

Erläuterung zu obiger Tabelle: Aus den Mittelwerten wurde ein Verhältnis F_2/F_p von 0,07 vorgefunden. Dann darf der Einfluss des Maxwell-Elementes mit der größten Zeitkonstante 14,22% betragen, denn $0,07 \times 14,22\% = 1\%$ (Messgenauigkeit). Das zugehörige Verhältnis t_{mess}/τ ist 7,03. Bei einer mittleren Zeitkonstanten $\tau = \tau_2 = 19,43$ s beträgt die QSL-Messzeit 137 s ($Y_{\text{mess}} = 14,22\%$), also etwas mehr als 2 Minuten. Dem entspricht etwa $\frac{1}{4}$ der Periodendauer der oben erwähnten Frequenz 2mHz für praktisch statische Verhältnisse. Betrachtet man zur Sicherheit die vorgefundenen Extremwerte (größter vorgefundener Wert von τ_2 , größtes F_2 und dagegen kleinstes F_p), dargestellt in der zweiten Zeile von Tabelle 14.4, so ergibt sich die Forderung einer QSL-Messzeit von 5 Minuten. Ich würde zugunsten des Experimentators auf 1% Messgenauigkeit verzichten und 3 Minuten QSL-Messzeit empfehlen. Die Variationen der QSL-Messungen sind ja i.d.R. größer als 1%.

Das ZETOS-Benutzerprogramm erlaubt die Einstellung der QSL-Messzeit. Da jedoch nur die Treiberspannung des piezoelektrischen Aktors direkt gesteuert wird und die

Knochensteifigkeit anfänglich nur geschätzt werden kann, wird die eingestellte Zeit bei unterschiedlichen Knochensteifigkeiten nicht genau eingehalten.

14.5 Relaxation und dynamische Stimulation

Kapitel 13.3 beschreibt die Berechnung des Elastizitätsmoduls aus der potentiellen Energie. In einem Modell, welches keine Masse enthält (siehe Kapitel 7.5, Abbildung 7.10) tritt auch keine kinetische Energie auf und wir können uns darauf beschränken, sicherzustellen, dass keine Energiedissipation auftritt, falls die Berechnung des Energieintegrals aus den Messdaten der dynamischen Stimulation erfolgen soll, was laut Kapitel 13.3 im Text zu Abbildung 13.14 durchaus möglich ist. Aus Abbildung 14.10 ist zu erkennen, dass die Frequenz der Stimulation dann mindestens 10 Hz betragen muss. Der Messwert des Elastizitätsmoduls entspräche dann etwa den Extremfall der Frequenz unendlich: E_{∞} . Die in Kapitel 7.5, Abbildung 7.10 gezeigten Maxwell-Elemente hätten damit jedoch ein Kurzschlussverhalten. Dem entspricht eine Parallelschaltung der Trabekel mit dem Porenmaterial, wodurch die Änderung der Steifigkeit durch bone-remodeling schwächer wahrgenommen und zu klein quantifiziert wird. Aus diesem Grunde ist eine sehr langsame QSL-Messung vorzuziehen, bei der keine Relaxation vorkommt.

Die Vernachlässigung von Beschleunigungskräften soll durch ein Rechenbeispiel gerechtfertigt werden:

Das Elastizitätsmodul einer Knochenscheibe betrage 500MPa. Nach Gleichung (7.7) beträgt die Steifigkeit $k = 7,854 \text{ N}/\mu\text{m}$ und die Nachgiebigkeit (Gleichung (7.5)): $w = 127,324 \cdot 10^{-9} \text{ m}/\text{N}$. Ein grober Schätzwert für die Masse ist 1 Gramm. Die effektive Masse ist davon die Hälfte. Diese Werte in Gleichung (7.28) eingesetzt, ergibt eine sehr hohe Resonanzfrequenz von 125,3 kHz, eine Frequenz, die mit dynamischer Stimulation nach Kapitel 11.3 nicht erreicht werden kann.

Im Falle eines Elastizitätsmoduls von 500 MPa und einer Kompression von $30\mu\text{m}$ beträgt die dazu erforderliche Kraft bei quasi-statischer Messung: $F_{\text{statisch}} = 7,854 \text{ N}/\mu\text{m} \cdot 230\mu\text{m} = 246\text{N}$. Wird der Knochen mit einer Amplitude des gleichen Werts ($30\mu\text{m}$) mit einer immerhin schon recht hohen Frequenz von z.B. 50Hz angeregt, so beträgt der Maximalwert der Beschleunigungskraft nur: $F_{\text{dynamisch}} = 0,00148\text{N}$ (mit 0,5 Gramm als effektive Masse)

Dieser Kräftevergleich zeigt, dass wir die Masse vernachlässigen konnten. Unter der effektiven Masse ist die halbe Gesamtmasse zu verstehen. Die Knochenscheiben sind ja keine punktförmigen Körper, sondern (homogen gedachte) Zylinder mit ortsfester Unterseite, während die obere Stirnseite die volle Amplitude der Kompression erfährt. In solchen Fällen beträgt die effektive schwingende Masse genau die Hälfte der Gesamtmasse.

In der Division of Biomechanics and Engineering Design, Katholieke Universität Leuven, wird ein ZETOS-System für den Einsatz unter Mikrogravitationsbedingen im Spacelab entwickelt. Dieses System enthält keinen Kraftsensor und soll lediglich harmonische Stimulation der Knochen mit einer Frequenz von mindestens 30Hz ausführen. Bei dieser Frequenz ist das Elastizitätsmodul also wieder nahezu rein reellwertig. QSL-Messungen sollen bei diesem Projekt nur am Anfang und am Ende des Weltraumeinsatzes durchgeführt werden. Damit verliert man aber die Möglichkeit, die Veränderung der Steifigkeit durch Lineare Regression über mehrere Messungen ausdrücken zu können. Ich schlage daher vor, einen Kraftsensor einzubauen und das in Kapitel 13.3, Text zu Abbildung 13.14 beschriebene

Integrationsverfahren anzuwenden. Die Sensitivität auf Änderungen von E_0 ist zwar geringer, weil E_∞ gemessen wird, aber dieses Verfahren stellt keine Mehranforderung an die Astronauten dar.

14.6 Fehlerdiskussion

Die Regelung (Vorlast, Rampe aufwärts, Halten, Rampe abwärts, Vorlast) ist als reine Proportionalregelung programmiert. Dies reicht aus, um die Kompression gut zu halten. Allerdings muss der piezoelektrische Aktor (PEA) nach Erreichen der maximal gewünschten Kompression sofort wieder zurückfahren, denn dann setzt eine starke Relaxation ein, in der der Kraftwiderstand des Knochens nachlässt. Der PEA und andere Teile des mechanischen Belastungsgerätes haben ja nur endliche Steifigkeiten und insbesondere die Auslenkung des PEA ist niemals total steif, sondern abhängig vom Kraftwiderstand. Beim plötzlichen Übergang von der schnellen Rampenanregung zur konstanten Kompression (Kompressionsknick !) bei gleichzeitig schnell abfallender Kraft wird das Abtasttheorem streng genommen niemals eingehalten und es entstehen Messfehler in der Bestimmung der Relaxationskoeffizienten. Die Bestimmung des Zeitnullpunkts ist nicht ganz einfach, was auch in anderen Publikationen genannt wird (z.B. M.D. Buschmann, 1996). Dagegen sind die Zeitkonstanten wegen der Selbstähnlichkeit der Exponentialfunktion (in jedem Intervall stellt sich die gleiche Zeitkonstante dar) gut zu bestimmen, zumindest dann, wenn das Relaxationszeitenspektrum (fast) diskret ist und nicht zu viele Zeitkonstanten existieren.

Ein Analogrechner wäre hier prinzipiell eine geeignete Alternative zur Realisierung einer schnelleren Regelung bei abknickender Kompression und gleichzeitiger Kraftrelaxation. Dem steht jedoch die Nichtlinearität des Belastungsgerätes (Kapitel 8) entgegen, wodurch sich die Kompression aus einer Funktion von Expansion des PEA und der Kraft ergibt. Ein Analogrechner kann keine look-up-table adressieren.

Ein 16- oder 32-bit Einplatinencomputer mit ausreichend Speicherplatz für Programm, Daten und look-up-table (per download vom PC übergeben) wäre ein guter Lösungsansatz für eine Verbesserung der Optimierung für Kurzzeiteffekte. Als Mikroprozessor wäre der Pentium-Vorgänger 80486 ausreichend. Da keine Dateioperationen und Benutzerschnittstellen (Bildschirm, Tastatur,..) benötigt werden, kann das Programm auch ohne Betriebssystem ablaufen und in einem EPROM untergebracht sein.

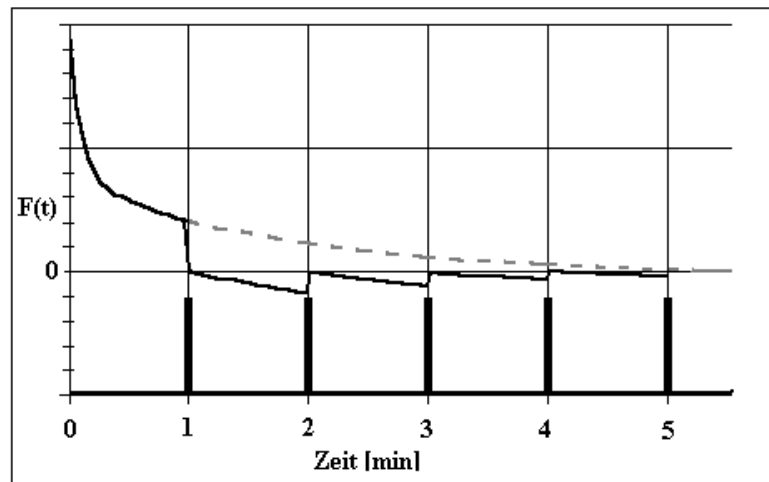
Momentan kann das ZETOS-System Zeitkonstanten in einem Bereich von ca. 0,1 .. 300 s messen (ca. 2,5 Dekaden). Um das System für die Messung großer Zeitkonstanten (100..260s, siehe A.H. Hoffman, T. L. Brehie *et al.*, 1999), verwenden zu können, sind zwei Maßnahmen erforderlich:

1. Verlängerung der Messzeit
2. Reduzierung des Quantisierungsrauschens

zu 1.

Bei konstanter Umgebungstemperatur und Messung des Drifts des Ladungsverstärkers¹⁾ (siehe Kapitel 4.2) über ca. ½ Stunde, kann das ZETOS-Benutzerprogramm diesen Drift kompensieren. Nach Herstellerangaben (/3/,/4/) wäre eine solch lange Messzeit ohne Rücksetzen des Ladungsverstärkers schon ein extremer Anwendungsfall, denn der Ladungsdrift erfolgt zwar in guter Näherung linear, kann aber nicht auf beliebig lange Zeiten angewandt werden, wenn zugleich präzise gemessen werden soll. Man kann sich im Falle langsamer Kraftänderung (also nicht schon zu Beginn der Relaxation) jedoch mit einem Trick behelfen zur Verlängerung der Messzeit behelfen: Periodische Rücksetzen des Ladungsverstärkers ca. jede Minute einmal, jeweils kurz für ca. 20ms²⁾. Dadurch entsteht das in Abbildung 14.15 rot gezeigte Messsignal, in dem keine kumulierte Ladungsdrift enthalten ist. Das Benutzer- oder Mikrocontrollerprogramm kann die Teilabschnitte des Kraftsignals wieder zusammenfügen (blaue Kurve), wenn der Kraftwert unmittelbar vor dem Rücksetzen gespeichert wurde, mit linearer Überbrückung der (kurzen !) Austastlücke. Dies ist aber nur sinnvoll, wenn vorher die Maßnahmen zu 2. realisiert wurden. Es muss ein rauscharmes Kraftsignale vorliegen, welches sich auch wirklich richtig linear extrapolieren lässt.

Abb. 14.15
Kraftsignal bei periodischem Rücksetzen des Ladungsverstärkers (schwarz), Rückgewinnung des kontinuierlichen Verlaufs (grau gestrichelt) schwarz: Rücksetzimpulse



zu 2.

Die Präzision des mechanischen Belastungsgerätes kann durch Einsatz von Saphir-Keilen anstelle des Gewindes zur Vorlasterzeugung erhöht werden (siehe Kapitel 3.4.3). Das rechtfertigt dann auch den Einsatz von hochwertigen 14-bit A/D-Wandlern zur Minimierung des Quantisierungsrauschens. Dem A/D-Wandlern sollten Tiefpassfilter umschaltbarer Grenzfrequenz vorgeschaltet werden, um Rauschen zu minimieren.

14.7. Nichtlinearitäten bei Relaxationsmessungen

Auf den Verzicht der konsequenten Rechnung mit Nichtlinearitäten nach A. Oza, R. Vanderby Jr. *et al.*, 2003, wurde bereits am Ende von Kapitel 7.7 eingegangen. Es bleibt noch

¹⁾ Ein Operationsverstärker, geschaltet als Integrator ohne Gleichstromrückkopplung, zeigt immer einen Drift.

²⁾ Ansprechzeit des Relais im Ladungsverstärker + Entladezeit + Abfallzeit des Relais

die Frage, ob die Existenz eines kontinuierlichen Relaxationszeitenspektrums in der Umgebung von τ_1 vielleicht durch die Nichtlinearität des Knochens vorgetäuscht werden könnte. Wahrscheinlich ist das aber nicht der Fall, denn die Nichtlinearität wird in der d-F-Ebene beobachtet, während die Relaxation immerhin bei konstanter Kompression abläuft. Ein Merkmal der Nichtlinearität wie z.B. mittlere Standardabweichung der Kompressions-Kraft-Kurve (siehe z.B. Abbildung 14.3) von einer durchgehenden Regressionsgeraden sollte dann mit der Halbwertsbreite des Relaxationszeitenspektrums korreliert sein. Ein solcher Zusammenhang wurde aber nicht beobachtet.

14.8. Zusammenfassung Relaxation

Das im Rahmen des Relaxationszeiten-Messbereichs erkannte Relaxationszeitenspektrum ist weder diskret noch völlig kontinuierlich, sondern eine Mischform mit zwei ausgeprägten Maxima.

Eine Vergrößerung des Relaxationszeiten-Messbereichs ist technisch wahrscheinlich möglich.

Die Relaxationsmessungen erfordern die komplexwertige Darstellung des Elastizitätsmoduls mit Frequenzabhängigkeit.

Die Erkenntnisse dieses Kapitels zeigen, dass die bisherigen Messwerte der quasi-statischen Messung noch mit Relaxation behaftet sind, so dass die Messzeit künftig auf ca. 3 Minuten verlängert werden sollte, um den statischen Wert des Elastizitätsmoduls genauer zu bestimmen.

Die Trabelknochen des Femur-Kopfes zeigen eine Selektivität bei physiologischen Stimulationssignalen, indem „Running“ weniger gedämpft wird, als die anderen physiologischen Stimuli.

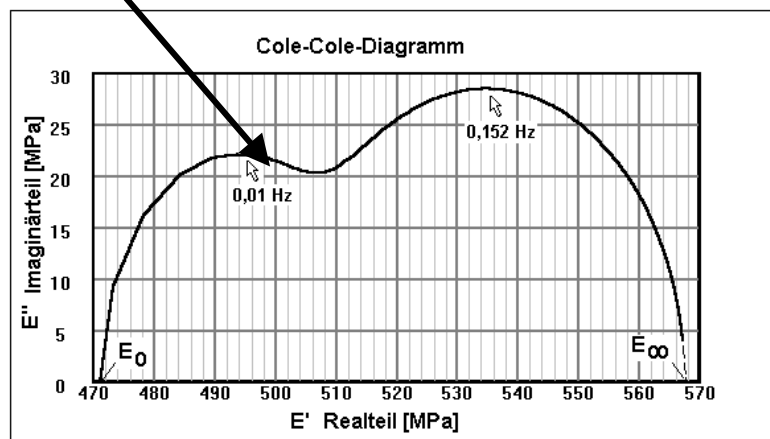
Es sollte nicht unerwähnt bleiben, dass auch hier wieder die Rauigkeit der Kontaktflächen einen Teil am Zustandekommen der kleinen Zeitkonstanten haben könnte – es ist jedenfalls nicht auszuschließen.

Abschließend soll das Cole-Cole-Diagramm, Abbildung 14.12 zusammen mit dem elastischen Tensor gezeigt werden, um der Messwert aus QSL-Messungen im Zusammenhang mit diesem und vorausgegangenen Kapitel einordnen zu können:

$$\begin{pmatrix} \sigma_1(f) \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} C_{11}(f) & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} & C_{16} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} & C_{26} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} & C_{34} & C_{35} & C_{36} \\ C_{41} & C_{42} & C_{43} & C_{44} & C_{45} & C_{46} \\ C_{51} & C_{52} & C_{53} & C_{54} & C_{55} & C_{56} \\ C_{61} & C_{62} & C_{63} & C_{64} & C_{65} & C_{66} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \varepsilon_1(f) \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{pmatrix}$$

$\underline{E}(\omega)$

Abb. 14.16
Einordnung der ZETOS
Messwerte in Tensor
und komplexe Ebene



In dieser Darstellung wurde vereinfachend die Frequenz einer Sinusschwingung verwendet, bei der die Rampendauer der QSL-Messung (i.a. ≈ 20 sec) als Äquivalent von $\frac{1}{4}$ Periode dieser Schwingung angesehen wurde. Der Anteil des Verlustmoduls am QSL-Messwert des Elastizitätsmoduls liegt in der Größenordnung von 4%.

Anhang

A.1. Elektronik

Die Aufgabenstellung bestand u.a. in der Entwicklung eines tragbaren Messsystems mit einfacher Verkabelung zu einem Personalcomputer, der auch ein Notebook-Rechner sein kann, mit komfortablem Benutzerprogramm, lauffähig auf allen Windows-Betriebssystemen. Bei Windows, insbesondere Windows-NT entstand natürlich das Problem der Echtzeit-Messung mit höheren Abtastfrequenzen (siehe auch Kapitel A.3.1.2), was bei einem multi-thread- Betriebssystem spezielle Kenntnisse erfordert. Aus diesem Grunde entschlossen wir uns zur Entwicklung eines autarken Systems, welches die mechanische Stimulation der Knochen und die gleichzeitige Messwerterfassung selbstständig vornimmt, wobei das Benutzerprogramm auf einem PC lediglich zur Bedienung, zur Kontrolle und zur Datenweiterverarbeitung benötigt wird. Als Datenschnittstelle zum PC wählte ich die Druckerschnittstelle. Diese Entscheidungen erwiesen sich im Nachhinein als völlig richtig.

Die elektronischen Schaltungen wurden mit dem bekannten CAD-Programm EAGLE der Firma CadSoft entworfen und sofort zu einem Leiterplatten-Layout verarbeitet. Die viele Mühe des Versuchsaufbaus mit z.B. Fädeltechnik auf Lochrasterkarten wollte ich mir ersparen und man braucht ja in der Regel viel Zeit, um allein die Verdrahtungsfehler aufzuspüren, die ja keine prinzipiellen Schaltungsfehler sind.

Es entstanden einige Module im Europakartenformat. Als Gehäuse aller Module dient ein genormtes 19“-Gehäuse mit der üblichen Busverdrahtung auf einer quer ausgerichteten Leiterplatte im hinteren Teil.

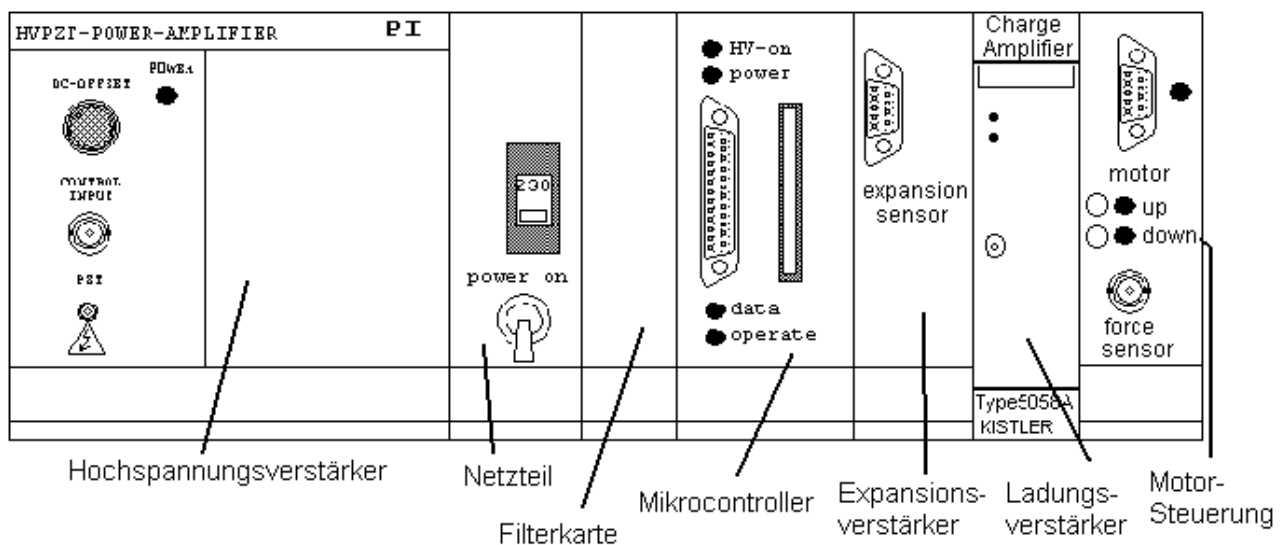


Abb. A.1.1
Vorderansicht der Elektronik

Der Hochspannungsverstärker wurde schon in Kapitel 4.3 beschrieben und der Ladungsverstärker in Kapitel 4.2. Diese Verstärker sind Zukaufteile und eng mit der Funktion des Aktors bzw. der Sensoren verbunden.

A.1.1 Netzteil

Das Netzteil besteht aus einem Transformator mit 115/230V-Umschaltung und zwei Sekundärwicklungen für +/-15 Volt-Speisung der analogen Schaltungen. Mit Stichworten wie Brückengleichrichter, Ladekondensator und Längs-Spannungsregler ist bereits alles dazu genannt. Zur Speisung der digitalen Schaltungen (+5V) wird an die +15V-Schiene ein Schaltregler LM2575-05 angehängt, der als Abwärtsregler +5Volt liefert. Durch Verwendung eines Schaltreglers wird eine zu große Strombelastung des +15V-Ausgangs vermieden. Der LM2575-05 hat zwar keinen besonders hohen Wirkungsgrad, ist aber mit wenigen externen Bauteilen problemlos zur Funktion zu bringen.

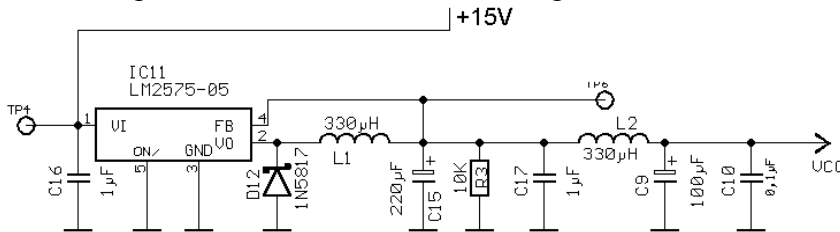


Abb. A.1.2

Dieses Schaltbild zeigt den Schaltregler mit zugehörigen Bauteilen und ein CLC-Filter in π -Anordnung (C15||C17 - L2 - C9||C10) am Ausgang zur Unterdrückung von Spannungs-ripple.

A.1.2 Expansionsverstärker

Auch dieser Verstärker wurde bereits in Kapitel 4.1 knapp beschrieben. Hier noch einmal das Bild der Wheatstoneschen Brücke mit 4 Dehnungsmessstreifen, den manuell einstellbaren und dem digitalen Potentiometer (Ansteuerung per Software siehe Kapitel A.2.8).

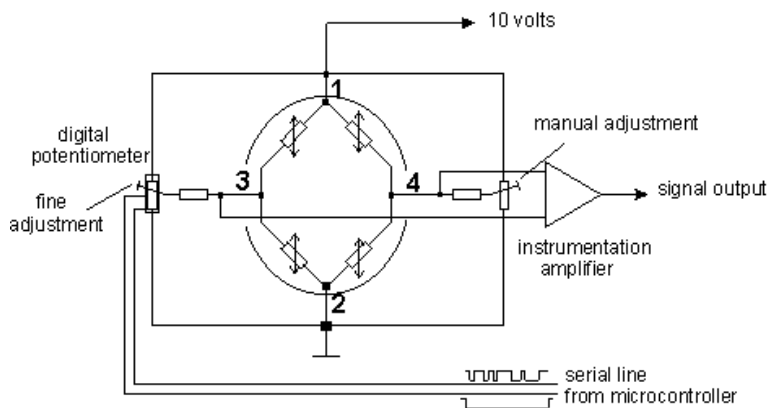


Abb. A.1.3

Diese Skizze dient der Übersicht der prinzipiellen Schaltung, während die folgende Abbildung A.1.4 die tatsächlichen Details zeigt:

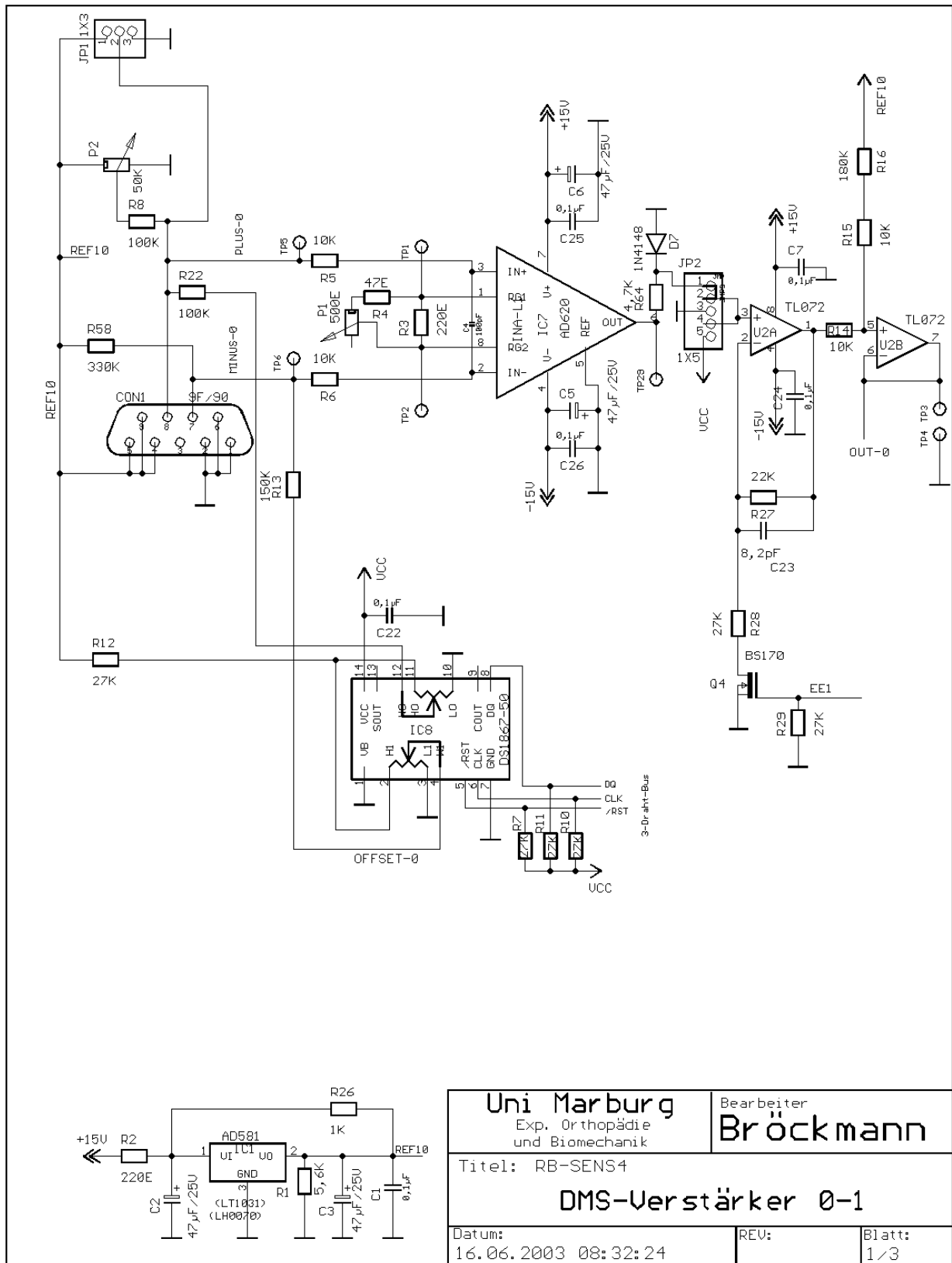


Abb. A.1.4
Schaltbild des Expansionsverstärkers

Das manuell einstellbare Potentiometer ist Abbildung A.1.4 als P2 zu finden, das digitale Potentiometer ist IC8: DS1867-50 von Dallas (Softwareansteuerung siehe Kapitel A.2.8). P1 dient zur Einstellung der Verstärkung des Instrumentenverstärkers IC7.

An CON1 wird der Expansionssensor angeschlossen. Die Querspannung der DMS-Brücke tritt an den Testpunkten TP5 und TP6 auf. Über R5,R6 (je 10K Ω) und C4 (100pF) erfolgt eine leichte Tiefpassfilterung vor dem Eingang des Instrumentenverstärkers IC7. Die Diode D7 verhindert die Weiterleitung von negativen Spannungen an den Ausgang der Karte. Die Operationsverstärker U2A,B haben lediglich die Funktion, den Ausgang auf 1 Volt zu bringen, wenn der Instrumentenverstärker 0 Volt herausgibt. Diese positive Spannungsreserve ist notwendig, um einen Drift ins Negative zu erkennen und mittels des digitalen Potentiometers kompensieren zu können. Der Analog-Digital-Wandler (nicht auf dieser Karte) arbeitet nämlich nur im Bereich 0..10 Volt, kann also negative Werte, die durch Nullpunktfehler hervorgerufen wurden, nicht erkennen. Wenn der MOSFET Q4 eingeschaltet ist, wirkt die Gesamtverstärkung etwa doppelt so groß wie im ausgeschalteten Fall. Dadurch kann die Verstärkung auch für einen kleineren Messbereich der Expansion eingestellt werden. Die DMS-Brücke wird mit 10Volt versorgt. IC1:AD581 liefert dazu eine stabile Referenzspannung.

Die Jumper JP2 waren als Abgleichhilfe vorgesehen. Sie sind aber inzwischen nicht mehr erforderlich, weil der Abgleich inzwischen durch das Windows-Benutzerprogramm unterstützt wird und sehr schnell erfolgen kann:

1. digitales Potentiometer per Software auf Mittelstellung bringen
2. Nullpunkt mit P2 so einstellen, bis dass das PC-Programm „okay“ meldet
3. piezoelektrischen Aktor voll ausfahren
4. Verstärkung mit Potentiometer P1 so einstellen, dass das PC-Programm „okay“ meldet
5. piezoelektrischen Aktor zurück auf Null
6. mit digitalem Potentiometer den Nullpunkt erneut korrigieren, während dessen am Potentiometer P2 drehen, bis dass der PC erkennt, dass das digitale Potentiometer wieder in der Mitte steht, also nicht nachkorrigieren muss.

A.1.3 Filterkarte

Dieser Schaltung werden die Signale des Ladungsverstärkers und des Expansionsverstärkers (je 0..10 V) übergeben. Sie ist schon für später vorgesehene Anwendungen mit höherfrequenter Anregung von Knochen und Knorpel ausgelegt.

Da die Signale Kraft und Expansion (Kompression) gleichrangig sind und zeitlich zusammenpassen müssen, ist es wichtig, dass Phasenverzerrungen in beiden Kanälen gleich sind. Zudem werden hier beide Signale genau gleichzeitig mit Abtast-Halte-Gliedern abgetastet (siehe unten: Zeitdiagramm Abbildung A.1.6).

Die beiden IC4,IC16:LTC1063 in Abbildung A.1.4 sind Tiefpassfilter in switched-capacitor- Technologie. Beide Filter sind an eine gemeinsame Taktleitung angeschlossen. Die (komplexwertigen)



FEATURES

- Clock-Tunable Cutoff Frequency
- 1mV DC Offset (Typical)
- 80dB CMRR (Typical)
- Internal or External Clock
- 50 μ V_{RMS} Clock Feedthrough
- 100:1 Clock-to-Cutoff Frequency Ratio
- 95 μ V_{RMS} Total Wideband Noise
- 0.01% THD at 2V_{RMS} Output Level
- 50KHz Maximum Cutoff Frequency
- Cascadable for Faster Roll-Off
- Operates from \pm 2.375 to \pm 8V Power Supplies
- Self-Clocking with 1 RC

DESCRIPTION

The LTC1063 is the first monolithic filter providing both clock-tunability, low DC output offset and over 12-bit DC accuracy. The frequency response of the LTC1063 closely approximates a 5th order Butterworth polynomial. With appropriate PCB layout techniques the output DC offset is typically 1mV and is constant over a wide range of clock frequencies. With \pm 5V supplies and \pm 4V input voltage range, the CMR of the device is 80dB.

The filter cutoff frequency is controlled either by an internal or external clock. The clock-to-cutoff frequency ratio is 100:1. The on-board clock is power supply independent, and it is programmed via an external RC. The 50 μ V_{RMS} clock feedthrough is considerably reduced over existing monolithic filters.

Frequenzübertragungsfunktionen sind also für beide Kanäle exakt gleich und somit auch die Phasenverzerrungen.

In die Frequenzübertragungsfunktion eines switched-capacity-Filters gehen i.w. nur die inneren Kapazitätsverhältnisse ein und diese werden durch flächentreue optische Abbildung von Maske zu wafer besser beherrscht als die Einhaltung absoluter Werte der Kapazitäten.

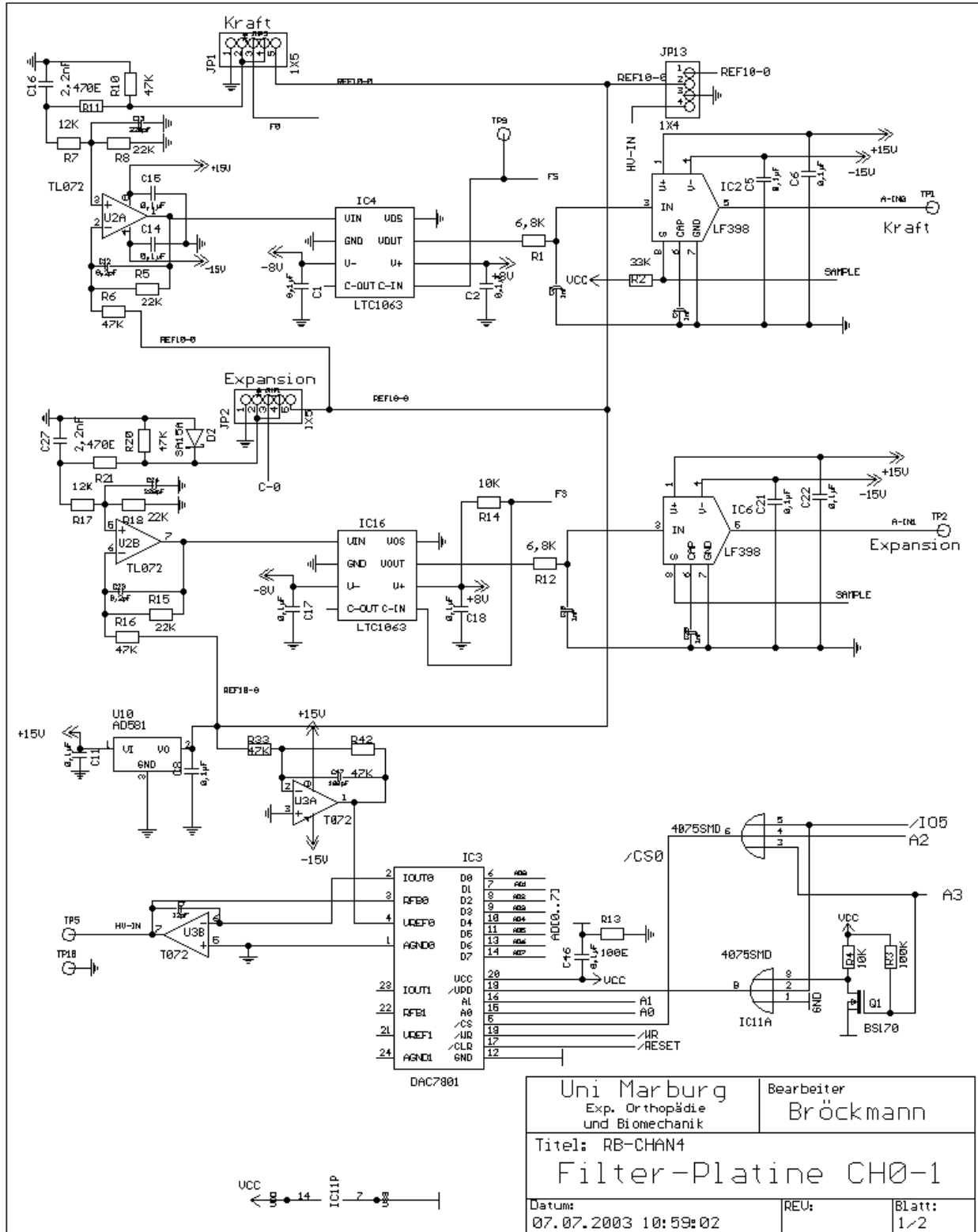


Abb. A.1.5
Schaltbild der Filterkarte

Auf der Mikrocontroller-Karte werden unterschiedliche Taktfrequenzen (Leitung „FS“) erzeugt und damit auch unterschiedliche Grenzfrequenzen der Tiefpassfilter. Der Zweck dieser Filter ist eine Rauschminderung. Vorteilhaft ist die kleine Bauform der Filter im DIP8-Gehäuse. Von der Eigenschaft der Gleichspannungstreue (DC-accurate) wird hier kein Gebrauch gemacht. Als Abtast-Halte-Glieder IC2, IC6 wurde das geläufige IC LF398 von National Semiconductor eingesetzt. Auch diese beiden ICs sind an eine gemeinsame Leitung „SAMPLE“ angeschlossen. Die Signale „Kraft“ und „Expansion“ werden also gleichzeitig abgetastet, wie Abbildung A.1.6 zeigt.

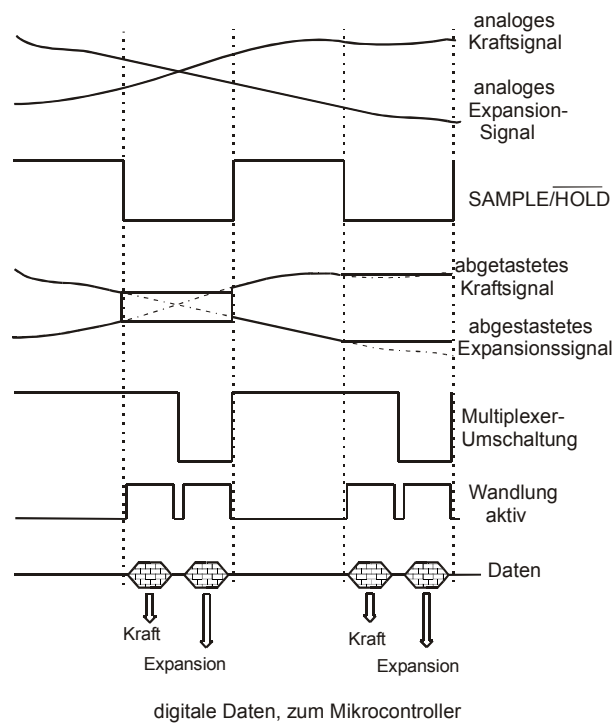


Abb. A.1.6
Zeitdiagramm (timing)

IC3 ist ein 12-bit- D/A-Wandler (DAC). Dieser liefert das analoge Signal zur Stimulation der Knochen und gibt es an den direkt nachgeschalteten Hochspannungsverstärker weiter, der den PEA treibt. U10 stellt eine Referenzspannung von +10V zur Verfügung und der Operationsverstärker U3A die daraus negierte Spannung. Es wird eine negative Referenzspannung benötigt, denn das Widerstandsnetzwerk des DACs liegt im Rückkopplungszweig des Operationsverstärkers U3B. Aufgrund des invertierenden Betriebs dieses OPs und der negativen Referenzspannung erscheint der Ausgang an U3B dann wieder positiv.

Die Eingangsverstärker U2A,B konvertieren den Eingangsbereich von 0..10V zu +/- 5 V, passend für die nachgeschalteten Filterbausteine und steuern diese niederohmig an. Der A/D-Wandler (siehe folgendes Kapitel) ist auch für einen Eingangsbereich von +/- 5V eingerichtet.

Zur Adressierung des DACs fehlte noch ein Inverter-Gatter. Zur Invertierung wurde der MOSFET Q1 eingesetzt, anstelle eines ICs mit 6 Invertern, von denen 5 unbenutzt bleiben würden.

Der Anschluss an die Mikrocontroller- Karte ist in Abbildung A.1.5 nicht dargestellt. Jumper sind für den Abgleich der Schaltung vorgesehen. Wie im Falle des Expansionsverstärkers

werden sie inzwischen nicht mehr benötigt. Die komplette Schaltung auf der Europakarte kann 4 der in Abbildung A.1.5 dargestellten Schaltungen aufnehmen, weil an ein mehrkanaliges System gedacht war, wovon jedoch heute keine Rede mehr ist.

A.1.4 Mikrocontroller-Karte

Hier wird nicht die komplette Schaltung gezeigt, sondern nur die wirklich interessierenden Teile. Die Europakarte trägt aufgesteckt ein kleineres Betriebsdatenerfassungmodul „BDEmodul-537light“ der Firma Phytec(/8/):

Das BDEmodul-537light bietet die Vorzüge des Microcontrollers Infineon SAB 80C517A und die Verwendbarkeit von Speicherkarten, die dem JEIDA/PCMCIA (PCCARD)-Standard entsprechen.

Auf diese Karten, kann schreibend und lesend zugegriffen werden. Das BDEmodul-537light bietet dabei ebenso die Möglichkeit des Batteriebetriebs und mit der Wake Up-Schaltung die Möglichkeit einer uhrengesteuerten Datenerfassung.

Die Auswertung der Memorycards kann sowohl über die serielle Schnittstelle eines PCs erfolgen (JEIDA/PCMCIA-Karte im BDEmodul-537 light), oder aber auch über ein im PC installiertes Lesegerät mit der entsprechenden Software für den DOS-konformen Dateizugriff. Dadurch ergeben sich vielfältige Möglichkeiten zur Datenerfassung mit diesem Modul.

Die für das BDEmodul-537light entwickelte Library „Dateifunktionen“ erlaubt den DOS-konformen Datenzugriff auf die Memorycard.

(aus <http://www.phytec.de>)

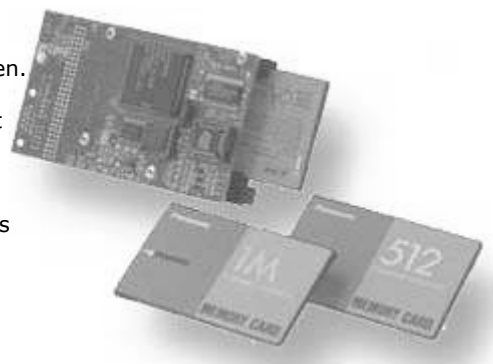


Abb. A.1.7

Uns interessierte insbesondere der große Datenspeicher (4 oder 8MB statisches RAM, JEIDA/PCMCIA (heute einfach PC-CARD genannt)) zur Abspeicherung der Messdaten von Kraft und Expansion im Laufe einer relativ langen Messzeit bis zu 15 Minuten und der Controller SAB80C517A (/6,/7/) mit der Intel-CPU 8051 als Kern, für den einfache Software-Entwicklungswerkzeuge zur Verfügung standen.

Die folgenden Schaltbilder zeigen die Schaltung auf der Europakarte. (Das BDEmodul von Fa. Phytec kann noch nicht alle anstehenden Aufgaben allein erledigen.) Ein Blockschaltbild mit Speicheranordnung zeigt Abbildung A.1.8.

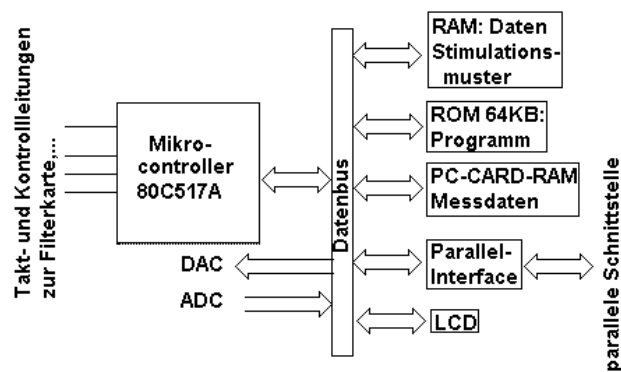


Abb. A.1.8

Mikrocontroller mit Peripherie

A.1.4.1 Analogteil

In Abbildung A.1.9 ist IC6 ein Multiplexer mit 8 Eingängen, dem 4 Signalaare für jeweils Kraft und Expansion zugeführt werden können. (Die Abtastung all dieser Signale erfolgt jedoch zum gleichen Zeitpunkt, wie bereits unter A.1.3. beschrieben.) U1 ist lediglich ein Puffer-Verstärker. Die Fassung zu IC12P kann verschiedene handelsübliche 12-bit Analog-Digital-Wandler (ADC) aufnehmen. Der Mikrocontroller hat zwar ebenfalls einen eingebetteten ADCs, jedoch nur mit 10-bit-Auflösung und noch geringer Genauigkeit. Die Datenübergabe von ADC zum Mikrocontroller erfolgt im 8-bit/4-bit Multiplexbetrieb (zusammen 12 bit) auf den 8-bit Datenbus. Dicht am ADC werden die getrennten Masse-Signale GNDA (Analog-Masse) und GND (Digital-Masse) zusammengeführt, während sie sonst zur Vermeidung von Stromverkopplung getrennt sind. Dadurch wird eine Verunreinigung der analogen Signale durch Betriebsstromrauschen der digitalen Bauteile vermieden. Die Dioden D1,D2 bewirken zusammen mit dem Widerstand R32 eine Oder-Verknüpfung zur Adressierung des ADCs aus den Signalen /RD und /IO6. Ein freies Gatter aus einem DIP14-IC stand nämlich nicht mehr zur Verfügung.

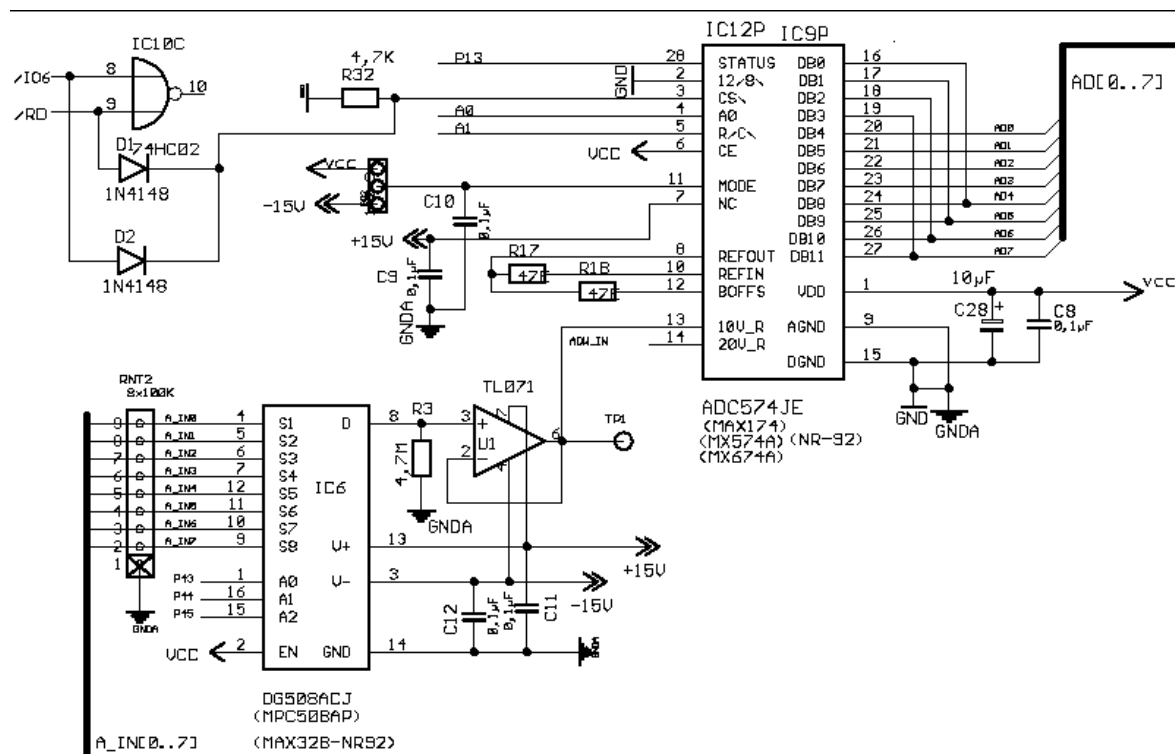


Abb. A.1.9
Multiplexer (IC6) und Analog-Digital-Wandler (IC12P)

A.1.4.2 Parallele Schnittstelle

Die über eine längere Messzeit bis zu 15 Minuten zu erwartenden Datenmenge wird in der PC-Card (RAM-Speicherkarte) zwischengespeichert und muss nach der Messung zum PC übertragen werden. Größere Datenmengen sendet man am besten über die parallele Schnittstelle ¹⁾ anstatt über die serielle, weil die parallele i.a. schneller ist, denn bei dieser

¹⁾ Inzwischen steht für solche Aufgaben die moderne USB-Schnittstelle zur Verfügung.

stehen ja schließlich 8 Datenleitungen zur Verfügung. Die parallele Schnittstelle des PC ist inzwischen weit mehr als nur eine Druckerschnittstelle. Sie wird z.B. von externen Laufwerken und Geräten zur Datenübertragung benutzt. In älteren PCs ist die parallele Schnittstelle aber nicht in den bidirektionalen Zustand umschaltbar. Sie kann dann wirklich nur als reine Druckerschnittstelle benutzt werden, während heute mit dem Ziel einer schnellen bi-direktionalen Datenübertragung das notwendige handshaking per Hardware erledigt wird. Zwei Standards haben sich heute etabliert: „Enhanced Parallel Port“ (EPP) und „Extended Capabilities Mode“ (ECP) (/10/).

Zu Beginn der Arbeiten war es in der Tat sehr mühsam, Beschreibungen der einzelnen Betriebsmodi zu bekommen und schließlich hatte ich mich für eine schnell zu realisierende Lösung entschlossen, auf die Bidirektionalität verzichtet und den sog. nibble-mode benutzt. Hier werden Statusleitungen der Druckerschnittstelle (siehe H.-P. Messmer, 1995) zur Datenübertragung zum PC zweckentfremdet. Man hat dann aber nur 4 Leitungen zur Verfügung, denn die Statusleitung „/FEH“ (Druckerfehler) (Mikrocontroller → PC) sollte als Handshake-Leitung erhalten bleiben und in Gegenrichtung (PC → Mikrocontroller) die Steuerleitung „/strobe“¹⁾. Die folgenden 4 Drucker-Statusleitungen wurden zur Datenübertragung vom Mikrocontroller zum PC benutzt:

Pin	Signal	Bedeutung	Datenbit	
			low nibble	high nibble
10	/ACK	Quittierung von Drucker	bit 1	bit 5
11	BSY	Drucker beschäftigt	bit 0 (LSB)	bit 4
12	PAP	Papierende	bit 2	bit 6
13	OFON	Drucker on/off-line	bit 3	bit 7 (MSB)

Tabelle 6

Die Spalte “Datenbit” taucht in dieser Tabelle zweimal auf, denn je 4 bit werden per Multiplex übertragen und PC-seitig zu einem Byte zusammengesetzt. Das LSB des Datenports der PC-Schnittstelle wird dann in Gegenrichtung (zum Mikrocontroller) zum Umschalten auf low- zu high-nibble benutzt. Die Anordnung der Datenbits zum PC (bit 0,...,bit 3 bzw. bit 4,...,bit 7) erscheint in obiger Tabelle durcheinander geraten zu sein. Sie wurde aber so gewählt, dass beim Auslesen des Statusports im PC die richtige bit-Reihenfolge gelesen wird. Das Signal /ACK wird invertiert empfangen. Deshalb zeigt das folgende Schaltbild (Abbildung A.1.10) die Inverter IC3 D,E, um diese Tatsache umzukehren.

¹⁾ PC erklärt Daten für gültig: /strobe = low

Mikrocontroller erklärt Daten für gültig: /FEH = low

Mit der Steuerleitung /DSL (Druckeranwahl) kündigt der PC einen Sendewunsch an. Das Programm des Mikrocontrollers springt dann in eine Routine zur Abarbeitung des Telegramms. Das Programm des Mikrocontrollers sendet nicht spontan.

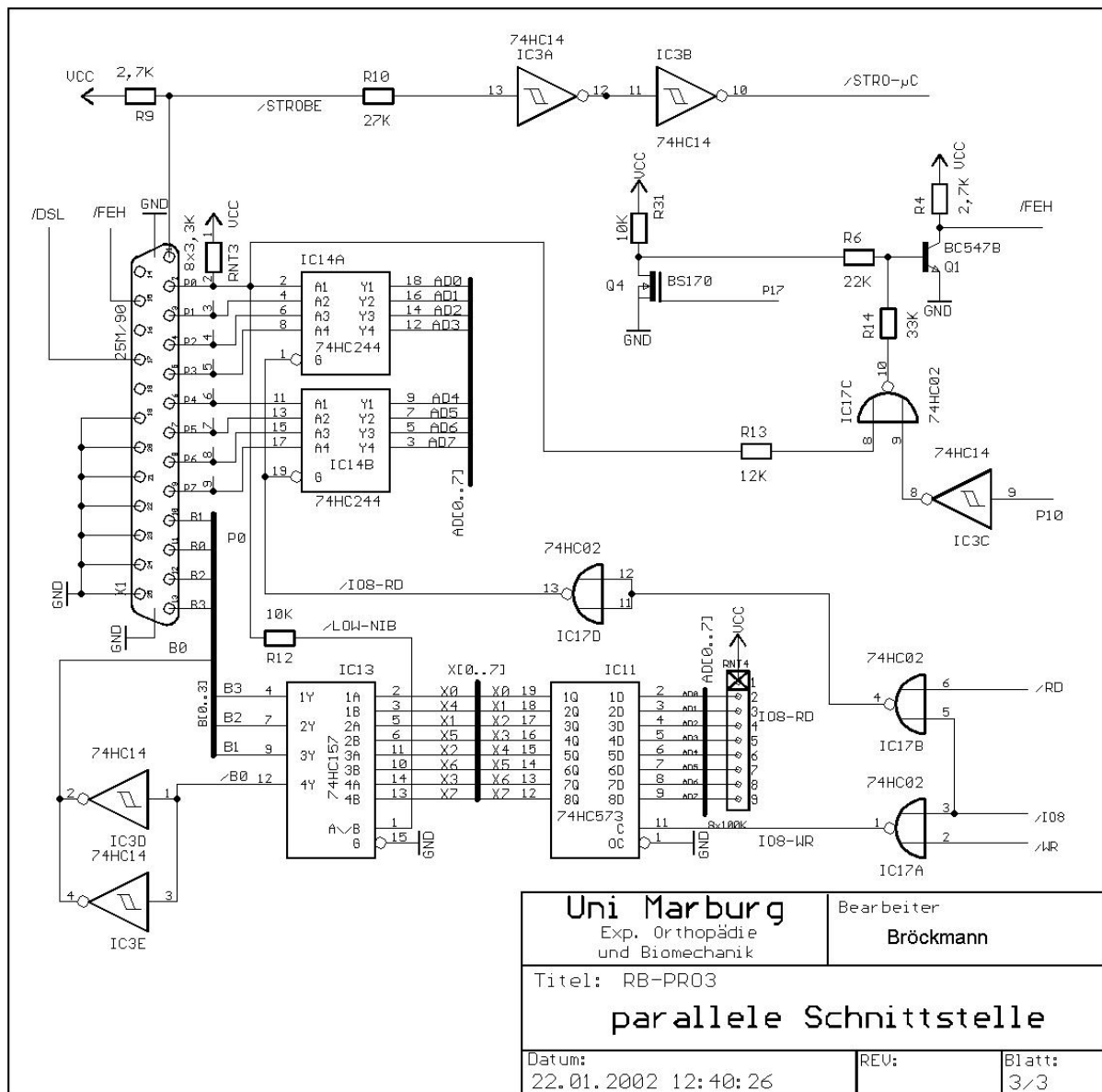


Abb. A.1.10
Parallele Schnittstelle

Der Tri-state Treiber IC14 überträgt die Daten vom PC auf den Datenbus AD[0..7] des Mikrocontrollers, wenn dieser Baustein für eine Leseoperation adressiert wird (Lesebefehl /RD und Adressleitung /IO8 beide low). In Senderichtung werden die Daten des Mikrocontrollers in das Latch IC11 eingeschrieben wenn dieser Baustein für eine Schreiboperation adressiert wird (Schreibbefehl /WR und Adressleitung /IO8 beide low). IC13 ist ein Multiplexer, der entweder das high- oder low-nibble auf die Statusleitungen der parallelen Schnittstelle legt.

Beim heutigen Stand würde man eine solche Entwicklungsarbeit besser mit der inzwischen weit verbreiteten USB-Schnittstelle realisieren.

A.1.4.3 Taktung der switched-capacitor-Filter

Das Taktsignal der Filter kann dem Mikrocontroller entnommen werden (System-clock output), welcher durch entsprechende Initialisierung an Pin 1.6 ein Signal von $1/12$ der Quarzfrequenz = 1,5 MHz herausgibt ($/6/$). Das Tastverhältnis beträgt 1:5 (logisch 0,1,1,1,1,1, periodisch). Wird mit diesem Signal ein Binärzähler angesteuert, so sind an seinen Q-Ausgängen geteilte Frequenzen mit einem Tastverhältnis 1:1 abgreifbar, wie dies zum Betrieb der geschalteten Filter erforderlich ist. Das Taktsignal des Zählers selbst kann jedoch aufgrund des unbrauchbaren Tastverhältnisses von 1:5 nicht zum Takten der Filter benutzt werden, weil diese laut Datenblatt ein Taktverhältnis nahe bei 1:1 erfordern. Er bestand jedoch Grund zur Annahme, dass auch die höchste Taktfrequenz – also das Taktsignal des Zählers selbst - zum Takten der Filter benötigt werden würde, wenn das System für die Verarbeitung hoher Stimulations- und Messfrequenzen modifiziert werden sollte. Deshalb habe ich darüber nachgedacht, ob nicht mit wenigen unkritischen Bauteilen das Tastverhältnis von 1:5 in ein solches von etwa 1:1 umgewandelt werden könnte.

Ich hatte in mehreren Jahren ein Pascal-Programm (heute „Delphi“ für Windows) entwickelt, mit dem ich Filter und andere dynamische Systeme simulieren und optimieren kann. Dieses Programm enthält Algorithmen der Digitalen Signalverarbeitung (FFT und insbesondere die Bilineartransformation zur Simulation kontinuierlicher analoger Systeme, siehe S. D. Stearns, 1974 und U. Tietze, Ch. Schenk, 1993, Kapitel 24) und wächst bei Bedarf ständig weiter. Ein teures Simulationsprogramm wie SPICE oder ASTAP besitzen wir nicht. Mit meinem relativ einfachen Programm komme ich manchmal schneller zu Ergebnissen, als durch Laborversuche. Zudem kann ich den Einfluss von Bauteilertoleranzen oder die Veränderung der Bauteilwerte (z.B. Kapazität) durch thermische Drift einfach durch Eingabe anderer Parameter simulieren. Ich habe mit diesem Programm die Wirkung eines Schwingkreises zum Zweck der Verformung eines unsymmetrischen Tastverhältnisses untersucht, was hier beschrieben wird.

Durch Dämpfung höherer Harmonischer sollte ein einigermaßen angenähertes Sinussignal entstehen, welches ein Tastverhältnis von fast 1:1 besitzt.

Das Signal Systemclock mit dem Tastverhältnis 1:5 wurde einem Parallelschwingkreis $500\text{pF} \parallel 22\mu\text{H} \parallel 3,3\text{k}\Omega$ zugeführt, der auf 1,5 MHz abgestimmt ist. (realisiert durch C15,C16,L2, R21). In Erwartung der Unterdrückung höherer Harmonischer sollte sich am Schwingkreis ein nahezu sinusförmiges Signal einstellen, welches sich aufgrund der Symmetrie leicht in ein Rechtecksignal mit Tastverhältnis 1:1 umwandeln lässt.

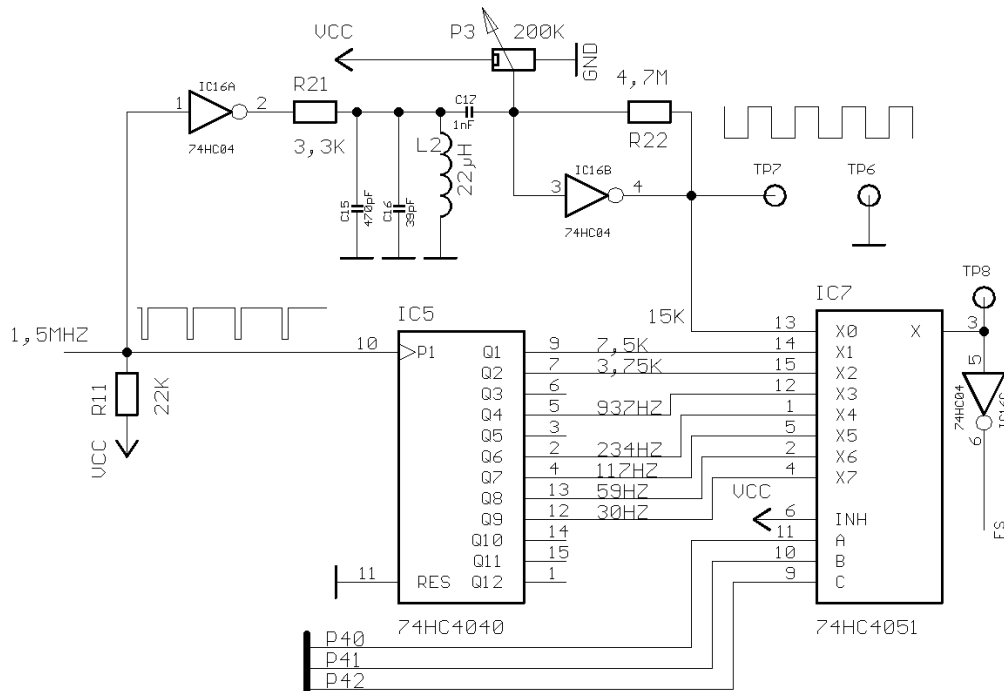


Abb. A.1.11

Zähler (IC5), Schwingkreis (oben) und Multiplexer IC7

Das Signal am Schwingkreis wird mit dem Inverter IC16B verstärkt, denn dieser ist durch R22 rückgekoppelt, so dass eine „quasi lineare Verstärkung“ aufgezwungen wird. Allerdings ist das Potentiometer P3 zur Einstellung des Arbeitspunktes (Anpassung an die eingangsseitige Spannungsschwelle, die zum Umkippen des Ausgangs der Inverters führt) erforderlich, welches zugleich dazu dient, das Tastverhältnis – gemessen an TP7 – tatsächlich auf ca. 1:1 einzustellen.

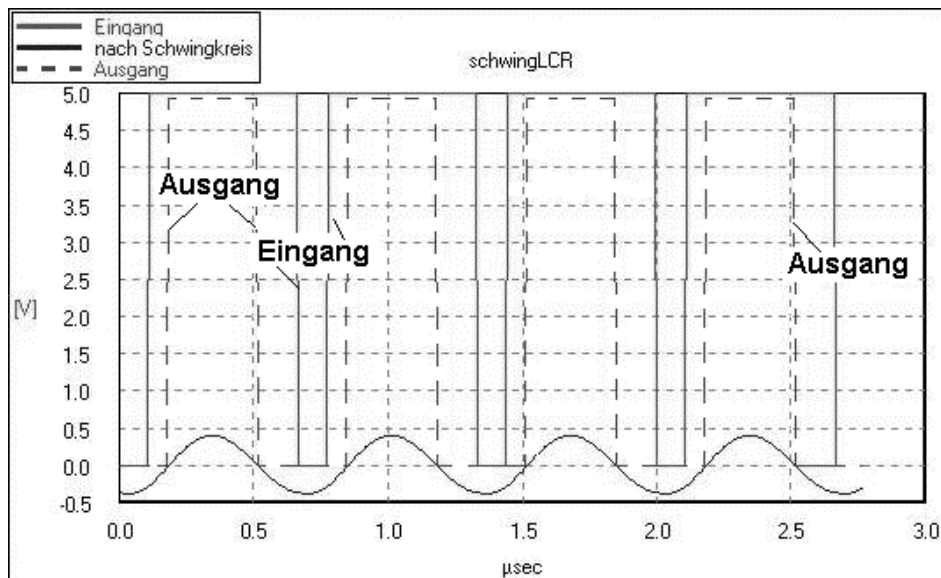


Abb. A.1.12

Darstellung des simulierten Eingangssignals der Schaltung (= Ausgang des Mikrocontrollers (0,1,1,1,1,.. periodisch)), das fast sinusförmige Signal am Schwingkreis und das digitale Signal am Ausgang mit einem Tastverhältnis nahe 1:1

In Abbildung A.1.13 ist das zum Ausgangssignal zugehörige Spektrum zu sehen. Die höheren Harmonischen sind zwar stark unterdrückt, jedoch in der logarithmischen Darstellung (dB) noch deutlich erkennbar.

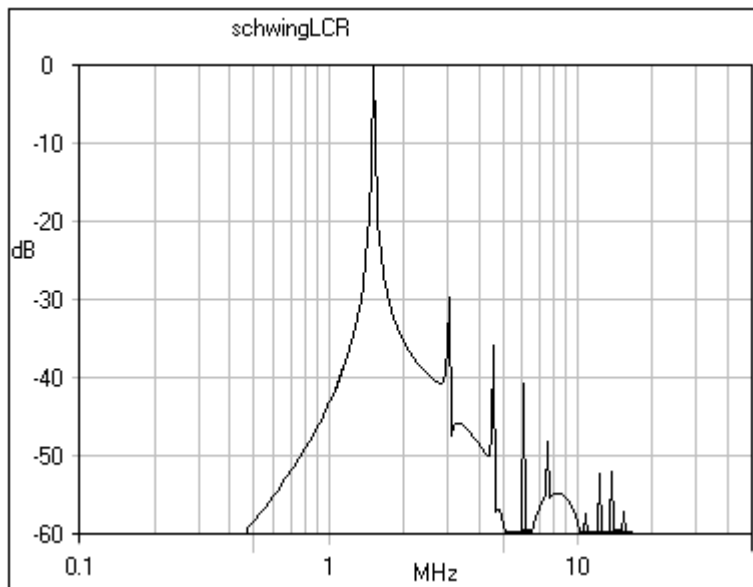


Abb. A.1.13

Die Simulation soll nun erläutert werden:

Der in Abbildung A.1.11 gezeigte Schwingkreis ist gleichwertig zur Anordnung in Abbildung A.1.14 (in dem Modell nach Abbildung A.1.14 wird der Spule noch ein ohmscher Anteil zugestanden), wenn man die Spannungsansteuerung des Schwingkreises in Abbildung A.1.11 durch eine Stromansteuerung ersetzt (zu dieser Analogie siehe H. Spiro, 1985, Kapitel 3.2.1).

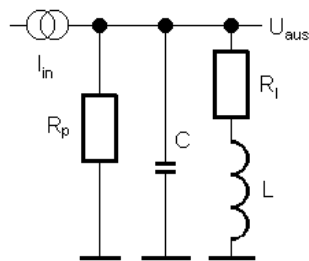


Abb. A.1.14
elektrischer Schwingkreis

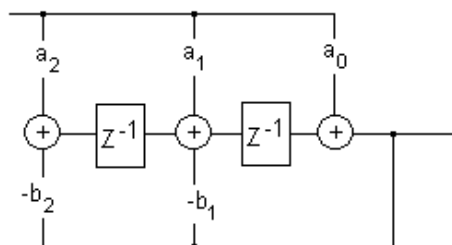


Abb. A.1.15
zeitdiskretes System 2. Ordnung

Dann ist die komplexwertige Frequenzübertragungsfunktion von Eingangsstrom zu Ausgangsspannung nichts anderes als die Impedanz dieses Schwingkreises:

$$Z = \frac{pL + R_l}{1 + p(R_l C + \frac{L}{R_p}) + LCp^2} \quad (\text{A.1.1})$$

mit $p := i\omega$, $i := \sqrt{-1}$
Laplacefrequenz allgemein: $p := \sigma + i\omega$ (A.1.2)

Mein Programm erkennt in obiger Formel ein Polynom 2. Grades von p mit Koeffizienten, die sich aus der Dimensionierung C , L , R_p usw. ergeben. Mittels der sog. Bilineartransformation (S. D. Stearns, 1974, Kapitel 12; U. Tietze, Ch. Schenk, 1993, Kapitel 24) werden diese Koeffizienten des kontinuierlichen Systems (Laplacefrequenz, p -Ebene) für ein zeitdiskretes System (z -Ebene) gleicher Ordnung derart transformiert, dass eine ausgezeichnete Frequenz (hier die Resonanzfrequenz des Schwingkreises) unverändert bleibt. Das zeitdiskrete System 2. Ordnung ist in Abbildung A.1.15 dargestellt. Es enthält nur Elemente der Grundrechenarten

und ist damit auf Rechnern realisierbar. z^{-1} bezeichnet ein Verzögerungsglied bzw. Zwischenspeicher, welcher bei jeder Abtastung am Ausgang den zuvor eingeschriebenen Wert herausgibt.

Dem zeitdiskreten System wurde die Zahlenfolge 0,1,1,1,1,1, periodisch im Simulationsprogramm übergeben und von der Ausgangszahlenfolge (Floating point) das Leistungsspektrum wie folgt berechnet:

- FFT (S. D. Stearns, 1974, Kapitel 6) $X(\omega) = \mathcal{F}\{x(t)\} = \int_t x(t') e^{-i\omega t'} dt'$
über einige volle Perioden
(Die Anzahl der Werte muss eine Zweierpotenz sein)
- Bildung des Betragsquadrates nach FFT $B(\omega) := |X(\omega)|^2 = \text{Rea}^2(X(\omega)) + \text{Ima}^2(X(\omega))$
- Normierung auf Eins $B_1(\omega) = B(\omega)/\max(B(\omega))$
(alle Werte durch das vorgefundene Maximum teilen)
- 10er-Logarithmus $L(\omega) [\text{dB}] = \log_{10}(B_1(\omega))$
- Darstellung in Dezibel

Die real aufgebaute Schaltung zeigte kaum Abweichungen vom simulierten Ergebnis nach Abbildung A.1.12 und war mit wenigen Umdrehungen des Potentiometers rasch einzustellen. Das Oszillogramm zeigte nur eine leichte Verzerrung/Abweichung von einem Sinussignal. Dies ist wohl darauf zurückzuführen, dass der Inverter IC16B in HC-MOS-Technik aufgebaut ist und deshalb nicht so gut als „linearer Verstärker“ zweckentfremdet werden kann. Mit dem ungepufferten Inverter 4009A aus der 4000er-Serie wäre ein solches quasi-analoges Verhalten besser möglich.

Der Binärzähler IC5 in Abbildung A.1.11 liefert mehrere durch Zweipotenzen geteilte Signale, die von Systemclock abgeleitet sind. Mit dem Multiplexer IC7 wird eine davon ausgewählt, darunter auch die im Tastverhältnis korrigierte Systemclock (in Abbildung A.1.11 mit „15K“ bezeichnet) selbst. Die Grenzfrequenzen der switched-capacitor-Filter überstreichen den Bereich von 30Hz bis 15kHz in sinnvollen Abstufungen.

A.1.4.4 sonstige Besonderheiten der Mikrocontroller-Karte

Die Karte enthält ferner ein LCD-Interface zur Anzeige der Messwerte für Kraft, Expansion¹⁾ und PEA- Treiberspannung und ein Potentiometer zur manuellen Einstellung der Treiberspannung des piezoelektrischen Aktors. Das Potentiometer wird vom eingebetteten A/D-Wandler des Mikrocontroller (10 Bit) abgefragt.

Diese Elemente werden aber nicht mehr benötigt und daher seit dem Jahr 2003 nicht mehr aus der Frontplatte herausgeführt.

Der Mikrocontroller steuert ein Relais auf der Netzteilkarte, welches die Netzspannung des Hochspannungsverstärkers schaltet. Wenn keine Messung läuft, ist auch der Hochspannungsverstärker ausgeschaltet und damit das störende Geräusch des Lüfters dieses Verstärkers.

¹⁾ Die Kompression wird nicht angezeigt. Es wäre zwar prinzipiell möglich, die dem Benutzerprogramm beigefügte „look-up-table“ (siehe 6.2.) auch per download dem Mikrocontroller bereitzustellen, doch das erfordert Programmieraufwand und wurde nicht in die Tat umgesetzt.

A.1.5 Motorpositionierung

In einer geplanten Erweiterung soll die Positionierung der Einheit bestehend aus PEA und Kraftsensor mit einem Gleichstrommotor erfolgen, um den Benutzer von der kritischen Einstellung der Vorlast mit dem Positionierungsgewinde (Abbildung 3.6) zu befreien. Zugleich erhoffen wir uns dadurch den Ausschluss einer Fehlerquelle durch individuell verschiedenes Vorgehen bei dieser Handhabung. Die mechanische Modifikation wollen wir demnächst zusammen mit den Saphir-Keilen (Abbildung A.1.17 = Abbildung 3.18) anstelle des Gewindes (Abbildung 3.17) vornehmen. Elektronik und Software dazu sind aber bereits fertig.

Der im elektronischen System verwendete Mikrocontroller hat mehrere programmierbare pulsweitenmodulierte (PWM) Ausgänge. Per PWM lässt sich ein Gleichstrommotor in der Drehzahl regeln, wobei auch kleine Drehzahlen praktisch ohne Verlust an Drehmoment möglich sind. Für die Drehrichtung ist eine zusätzliche digitale Leitung vom Mikrocontroller nötig. Die folgenden Abschnitte beschreiben den elektronischen Motor-Treiber (in Abbildung A.1.1 befindet sich dieses Modul ganz rechts).

Im Mikrocontroller stehen jederzeit die Messwerte zur Verfügung, also auch die der Kraft entsprechenden digitalisierten Werte. Mit einem PID- Regelalgorithmus (siehe z.B. U. Tietze, Ch. Schenk, 1993, Kapitel 27.2.3) ist ein derartiger Antrieb präzise und unabhängig vom „Einstellgefühl“ des Benutzers. Der Regelalgorithmus wurde absichtlich derart eingestellt, dass ein kleiner Überschwinger entsteht, weil kurzzeitig eine höhere Vorlast für das Zusammenbringen aller Kontaktflächen vorteilhaft ist, wie die Erfahrung gezeigt hat.

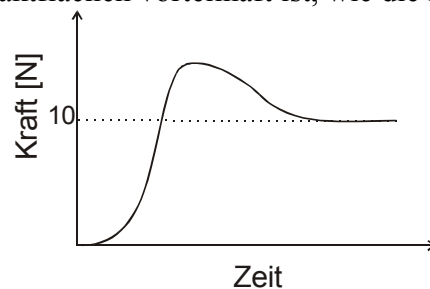


Abb. A.1.16

PID-Regelung der Kraftvorlast mit einem Überschwinger

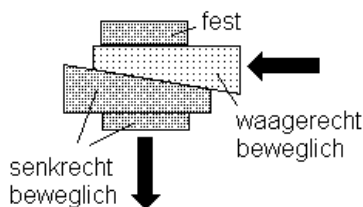


Abb. A.1.17

Keilanordnung zur Verstellung des PEA und zur Erzeugung einer Kraftvorlast

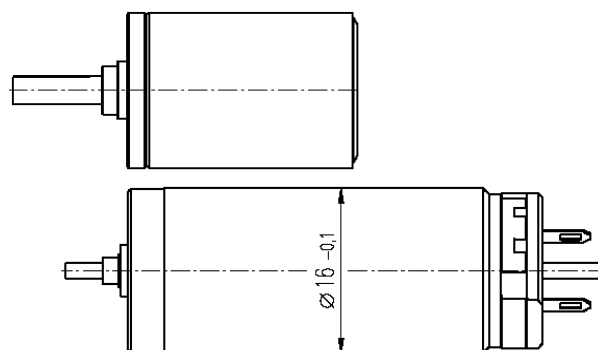


Abb. A.1.18

Skizze des verwendeten Motors: MAXON DC-Motor RE 16 (3,2Watt), darüber das zugehörige Planetengetriebe

Das Programm des Mikrocontrollers ist für die Motorregelung zuständig (siehe Kapitel A.2.9): Hier wird die Schaltung des Treibers beschrieben. Abbildung A.1.19 zeigt den Vollbrückentreiber L298HN von National. Aus der beigefügten Wahrheitstafel ist leicht zu verstehen, wo die Signale PWM und Richtung angeschlossen werden müssen.

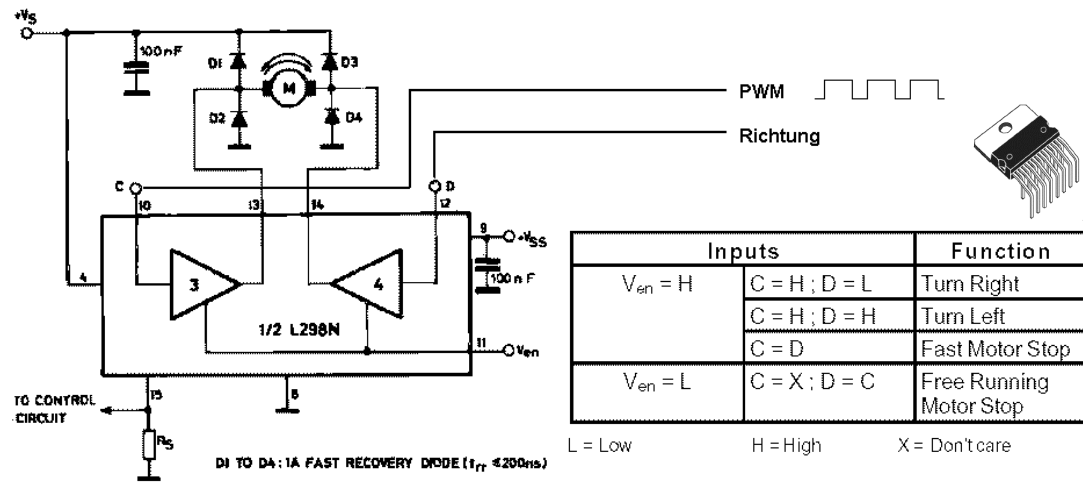


Abb. A.1.19

Motortreiber L298N (National) mit den Leitungen PWM und Richtung
(entnommen aus L298N.pdf von National)

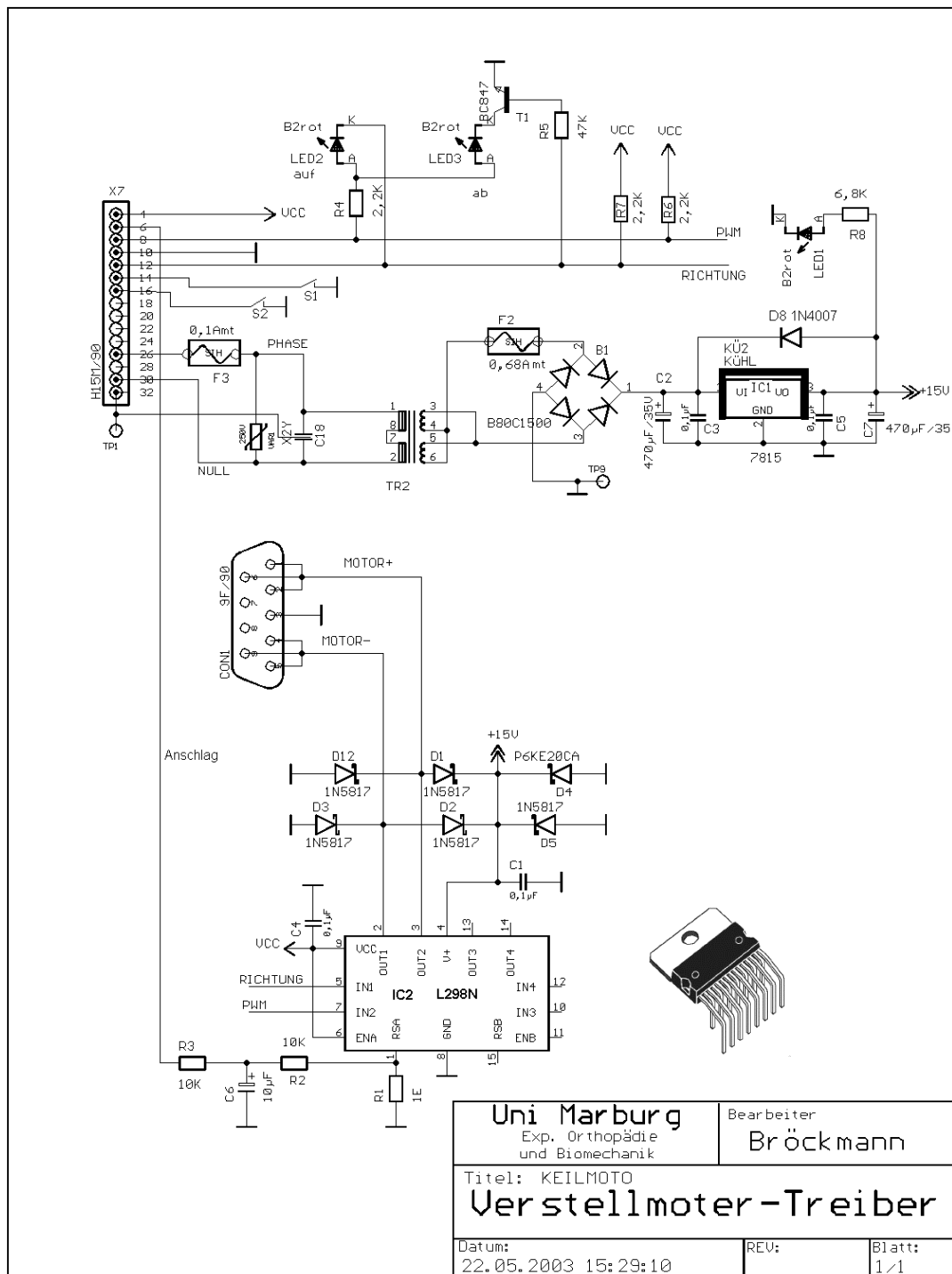


Abb. A.1.20
Schaltung des Motortreibers

Diese Schaltung verfügt über ein eigenes Netzteil für 15V. Über den Busstecker wird die Netzspannung 2x115V oder 230V dem Transformator zugeführt. Die Nennspannung des Motors ist mit 15 Volt angegeben und der Anlaufstrom beträgt laut Datenblatt 628mA. Bei Blockierung könnte es etwas mehr sein, vielleicht 700mA. Die Kapazität des Ladekondensators C2 am Brückengleichrichter wurde jedoch mit 220µF bewusst klein gehalten, weil dadurch eine Begrenzung von Stromabgabe und Verlustleistung im Spannungsregler IC1 erreicht werden kann. Bei geringer Motorlast liefert der Spannungsregler eine stabile Ausgangsspannung von 15 Volt, während sie bei blockiertem

Motor Einbrüche mit einer Frequenz von 100Hz („Brumm“) aufweist, was für den Motorbetrieb nicht stört und als Strombegrenzung wirkt. Ursache ist die geringe Kapazität des Lade-Elkos C2, der die pulsierenden Ladeströme des Brückengleichrichters nicht bis zum Scheitel der nächsten Halbperiode über einem Schwellwert halten kann, der zum stabilen Betrieb des Spannungsreglers erforderlich wäre.

Oben im Bild sind zwei LEDs zu erkennen, die zur Anzeige der Drehrichtung des Motors zur Frontplatte weisen. Die Helligkeit dieser LEDs entspricht in etwa der Drehzahl. An der Buchse CON1 wird der Motor über ein abgeschirmtes Kabel angeschlossen. IC2 ist der Motor-Treiber L298HN. Die Schottky-Dioden D1, D2, D3 und D12 dienen der Ableitung von Induktions-Spannungsspitzen beim Abschalten des Motors auf die +15V-Leitung, deren Spannung mittels des Überspannungsableiters D4 auf 20Volt begrenzt wird. Der Widerstand R1 dient als shunt-Widerstand zur Strommessung. An diesem Widerstand treten im Falle der Blockade des Motors mehr als 500mV auf. Diese Spannung wird an einen Eingang des 8-kanaligen eingebetteten A/D-Wandlers des Mikrocontrollers weitergeleitet (Leitung „Anschlag“). Dieser Wandler liefert nur 10-bit Daten und arbeitet mit einer Referenzspannung von 5 Volt. Er wird also nur zu etwa 10% angesteuert. Im Falle der Motorblockade wäre theoretisch ein Zahlenwert von ca. 102 zu erwarten. Der Mikrocontroller schaltet den Motortreiber aus, wenn der vom A/D-Wandler gelieferte digitale Wert mehrmals hintereinander größer als 90 ist. Hier genügt eine grobe Messung, denn es gilt ja nur, eine Blockade zu erkennen und diese vom freien Betrieb mit geringer Normallast zu unterscheiden.

Einschaltstromspitzen sind ebenfalls i.a. recht hoch, sollen aber nicht zu einer irrtümlichen Blockade-Detektion führen. Zur „Glättung“ von Einschaltstromspitzen dient ein Tiefpass-Filter 1. Ordnung, realisiert durch R2 und C6 ($\tau = 100\text{ms}$).

Der Motor kann einige Sekunden ohne Schaden bei Blockade betrieben werden und die Schaltung ist ebenfalls entsprechend dimensioniert. Deshalb werden keine Endabschalter benötigt¹⁾. Der obere Anschlag wird als Blockade erkannt und die untere Stopp-Position durch zu große Kraft bzw. Ende der Regelung nach Abbildung A.1.16.

Die Taster S1 und S2 sind von der Frontplatte zugänglich und erlauben den manuellen Betrieb des Motors. Der Mikrocontroller fragt diese Taster ab und unterdrückt unerlaubte Zustände (beide Taster gedrückt, Motor am Anschlag, Kraft zu hoch).

Der PID-Regelalgorithmus nach Abbildung A.1.17 ist in Kapitel A.2.9 beschrieben.

¹⁾ Zuerst wurde die Schaltung dennoch für den Anschluss eines Endabschalters ausgelegt. Die Leitung „STOP“ führt von Motoranschluss CON1 direkt zum Mikrocontroller und kann optional für einen Endabschalter genutzt werden.

A.2. Software des Mikrocontrollers

Als Software-Entwicklungswerkzeuge standen ältere DOS-Programme zur der Firma Keil-Elektronik zur Verfügung (/11/,/12):

- C-Compiler C51.EXE
- Assembler A51.EXE
- Linker und Locator L51.EXE
- einfacher Debugger und Monitor MON51.EXE

Der Compiler ermöglicht eine ideale Berücksichtigung der physikalischen Speicherorganisation der 8-bit- Intel-CPU 8051¹⁾ im Rahmen des ANSI-Standards der Programmiersprache C (siehe z.B. in B. Kernighan, D. Ritchie, 1990) und erzeugt sehr effektiven Code. 8-bit- Arithmetik erfolgt "inline", d.h.: ohne Bibliotheksaufrufe.

Zum ANSI-Standard der Programmiersprache C wurde lediglich der Datentyp „bit“ ergänzt, der nur die Werte 0 oder 1 annehmen kann. Physikalisch belegt der Datentyp „bit“ auch tatsächlich nur ein Bit und ist für logische (boolesche) Operationen sehr nützlich. Ein Teilbereich des internen RAM der 8051-CPU ist sowohl byte- als auch bit-adressierbar, worauf der Linker natürlich Rücksicht nehmen muss. Physikalisch sind Bits „gepackt“: 8 Bits belegen wie üblich ein Byte, obwohl sie tatsächlich einzeln adressiert werden können.

Datentyp	Anzahl Bytes
bit	1/8
char	1
int	2
float	4 (IEEE)

Der von C51 erzeugte Code ist völlig kompatibel zum generierten Code des Assemblers A51. Der Linker hat die Besonderheit, durch eine Analyse der Funktionsaufrufe (call-Anweisungen) bzw. deren Baumstruktur eine sehr komprimierte Adresszuweisung der temporären Variablen („Autovariablen“) durch overlays zu erzeugen. Als Programmierer hat man den Eindruck, als stünde unbegrenzt Speicherplatz für Autovariablen in einer C-Funktion zur Verfügung, obwohl der interne direkt adressierbare RAM-Bereich lediglich 128 Byte bereitstellt. Und sogar davon muss noch ein Teil für Register abgezogen werden.

Mit MON51 kann man das Mikrocontroller- Programm auf das Ziel (in diesem Falle das BDE-Modul) laden und auf Assembler-Ebene austesten (Einzelschritte, Analyse des Datenbereich, Setzen von Haltepunkten,..) Die Zuordnung zum Quelltext ist allerdings nur mit Assembler-Kenntnissen und der Linkerliste in der Hand möglich. Laufende Interrupts führen oft zum Absturz der debug-Sitzung. MON51 ist einfach nur preiswert und immerhin besser als nichts. Den Komfort eines Hochsprachen-debuggers mit in-circuit emulator hatte ich bei dieser Arbeit nicht.

¹⁾ Der Siemens/Infineon Mikrocontroller 80C517A auf dem „BDEmodul“ der Firma Phytex enthält diesen CPU-Kern

A.2.1 Speichermodell der 8051-CPU und der Mikrocontrollerkarte

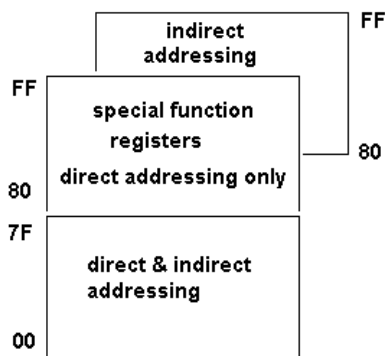


Abb. A.2.1

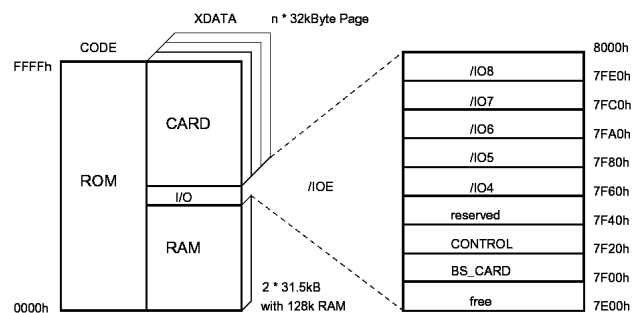


Abb. A.2.2

Abbildung A.2.1 zeigt den Speicheraufbau des internen RAMs /6/.

Der Adressbereich von 00..7Fh (DATA) ist direkt adressierbar (Beispiel: `mov a,x`) und erreicht RAM. Die untersten 32 Byte sind mit Registern belegt (4 Bänke mit je 8 Registern). Darüber befinden sich 64 Byte, die sowohl Bit- als auch Byte- adressierbar sind.

Der Adressbereich 80..FF ist ebenfalls direkt adressierbar, erreicht aber die speziellen Funktionsregister (SFR) und kein RAM. Zu diesen Registern gehören z.B. Akku, Programm-Statuswort, Register der seriellen Schnittstelle, Datenzeiger und je nach on-board-Funktion des Controllers vieles mehr.

Bei Derivaten höher als der Basistyp 8051 befindet sich im Bereich 80..FF zusätzlich RAM. Dieser Bereich ist nur indirekt über Register adressierbar (IDATA) (Beispiel: `mov a,@r0`). Der ganze interne Bereich ist indirekt adressierbar und nur im Bereich 80..FF entscheidet die Adressierungsart darüber, ob RAM oder die speziellen Funktionsregister erreicht werden.

Externes RAM (XDATA) ist über den 16-bit Datenzeiger (DPTR) adressierbar (Beispiel: `movx a,@dptr`). Der Adressierungsbereich beträgt also 64KB.

Der (externe oder interne) Programmbereich (CODE) wird mittels der Anweisungen `movc a,@dptr+a`, Jump- und Call- Anweisungen adressiert.

Abbildung A.2.2 zeigt die Adressierung der Speicherkarte (PC-CARD) in Blöcken zu je 32KB des BDEmoduls. Hier ist also „bank-switching“ erforderlich (siehe Kapitel A.2.6). Die unteren 32KB sind durch einen normalen RAM-Baustein realisiert. Der I/O- Bereich von 7E00..7FFF steht für besondere Register zur Verfügung. Hier liegen die Adressen von DAC, ADC, LCD, parallele Schnittstelle usw.. Abbildung A.2.3 zeigt noch einmal ein vereinfachtes Blockschaltbild von BDEmodul und Mikrocontrollerkarte zusammen und Abbildung A.2.4 ein zusammengefasstes Bild der wesentlichen Funktionen für die Messwerterfassung von Kraft und Expansion ohne Rücksicht darauf, wo die dort gezeigten Teile im Gesamtsystem untergebracht sind.

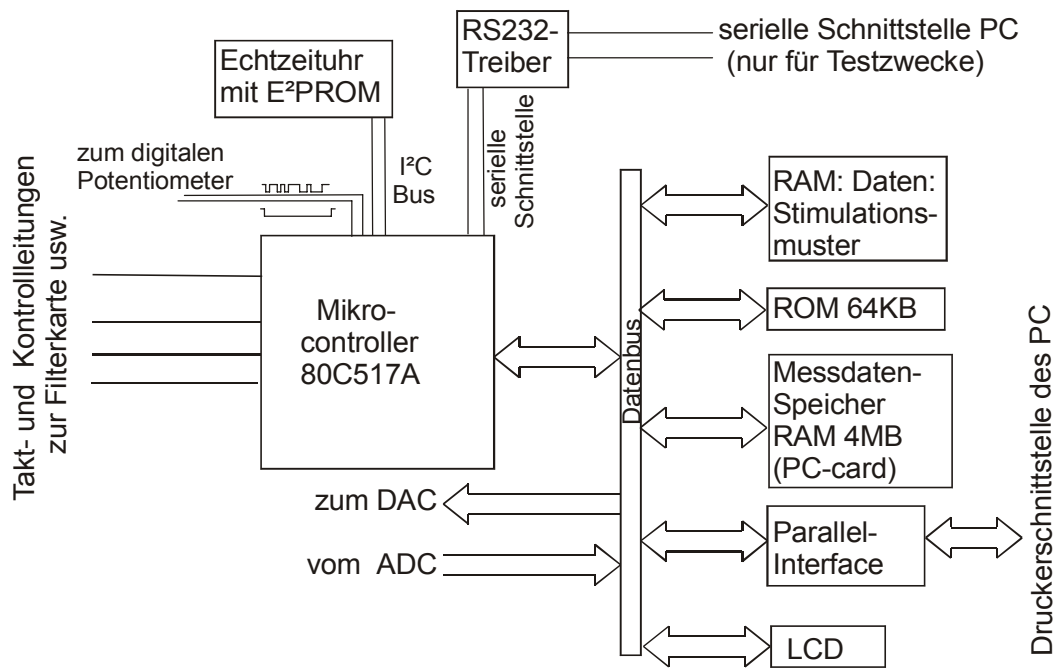


Abb. A.2.3

Organisation von Speicher und Peripherie, angeschlossen am parallelen Datenbus des Mikrocontrollers, serielle Schnittstellen und deren Peripherie

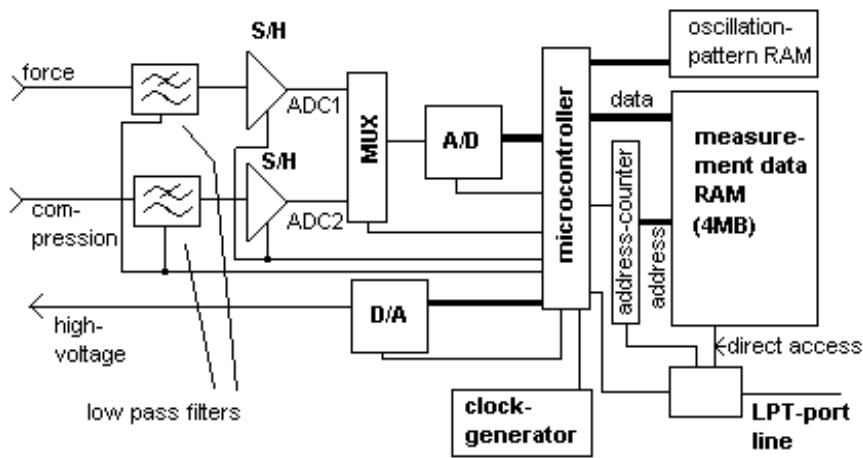


Abb. A.2.4

die für die Messdatenerfassung zuständige Peripherie

A.2.2 Struktur des Mikrocontroller-Programms

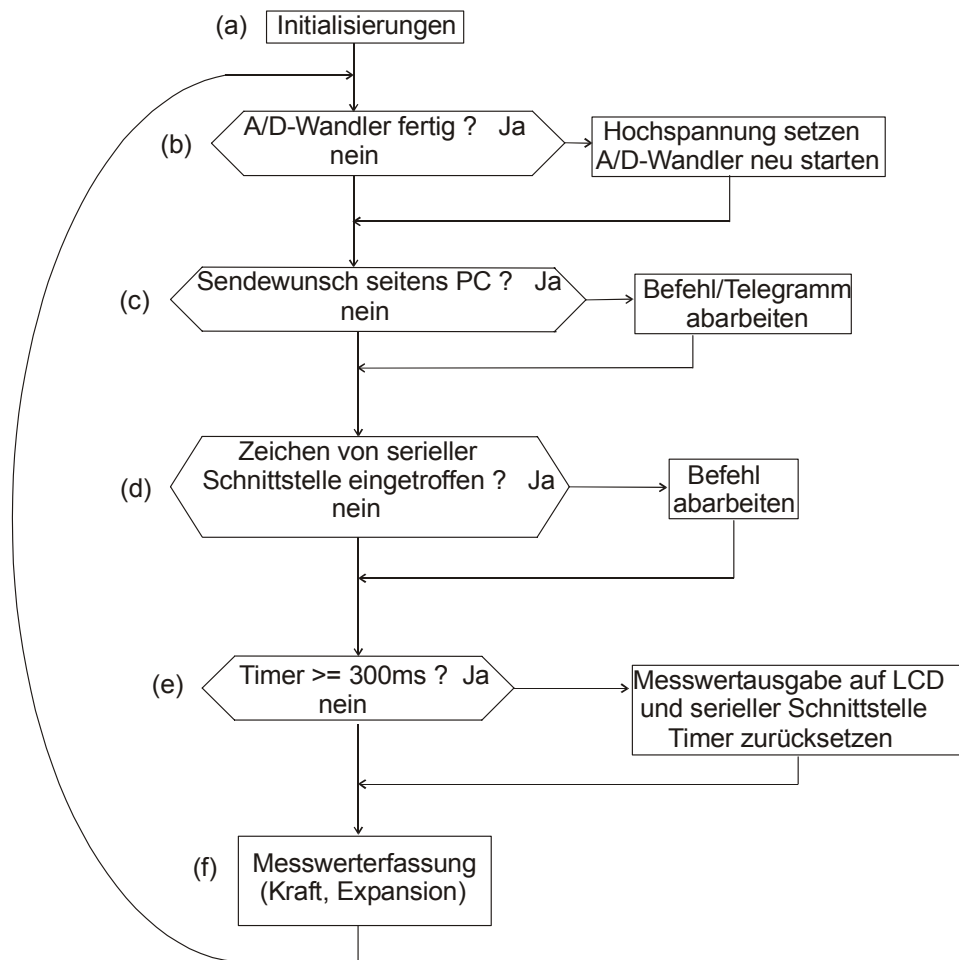


Abb. A.2.5

Die Struktur der Funktion „main“ des Programms mit Endlosschleife und den wichtigsten Funktionen

Die Initialisierungsphase (a) des Programms beinhaltet im Wesentlichen:

- Zurücksetzen diverser Register, paralleler Schnittstelle und D/A-Wandler
- Einstellung von Baudrate und Rahmen der seriellen Schnittstelle
- Initialisierung eines internen timers, der einen 300ms-Takt für die Datenausgabe auf LCD und serielle Schnittstelle erzeugt
- Initialisierung des internen A/D-Wandlers (für manuelles Einstellen der PEA-Treiberspannung) und Start des Wandlers
- Programmstartmeldung über die serielle Schnittstelle mit Ausgabe der Programm-Versionsnummer
- Initialisierung des LCD und Textmeldung mit Programmversion
- Auslesen von Skalierungsfaktoren für die Umrechnung der digitalisierten Werte in richtige Anzeigewerte der Messgrößen für Kraft [N] und Expansion [μm] aus E²PROM mit vorausgehendem Test der Gültigkeit der dort gelesenen Daten

Nach der Initialisierungsphase durchläuft das Programm eine Endlosschleife.

(b): Wenn der interne A/D-Wandler (10 Bit) fertig ist, wird die Treiberspannung des PEA neu gesetzt und der A/D-Wandler wieder gestartet. Am den Eingängen des A/D-Wandlers ist ein Potentiometer angeschlossen, mit dem die Treiberspannung des PEAs manuell eingestellt werden kann¹⁾.

(c): Im Falle des Erkennens eines Sendewunsches seitens des PCs wird eine entsprechende Routine zur Abarbeitung des Telegramms mit ggf. Datenübertragung zum PC angesprochen (siehe Kapitel A.2.4.). Hier erfolgt auch die vollständige Initialisierung eines periodischen Hardware-timer-Interrupts für die Messwerterfassung im Falle der dynamischen Stimulation (siehe Kapitel 10.3).

(d): Die serielle Schnittstelle ist immer empfangsbereit. Beim Empfang des Zeichens ‚S‘ vom PC (Terminalprogramm) wird auch die Ausgabe zugelassen. In diesem Fall erfolgt die Ausgabe von Messwerten (ASCII) zur gleichen Zeit, wie die Datenausgabe auf dem LCD. Beim Empfang anderer Zeichen können auch diverse interne Programmzustände zu Testzwecken ausgegeben werden.

(e): Nach Ablauf von ca. 300ms (mittels timer; der Mikrocontroller 80C517 hat 4 interne timer) erfolgt die Datenausgabe auf dem LCD¹⁾. In Abständen von 300ms kann das Auge der Anzeige gut folgen. Das LCD besitzt 4 Zeilen zu je 16 Zeichen. Im folgenden Beispiel betragen die momentanen Messwerte:

PEA-Treiberspannung: 546V
Kraft: 1200N
Expansion: 33,3 µm
die verstrichene Zeit einer dynamischen Stimulation: 11Minuten und 45 Sekunden.

ZETOS V1.00 HV: 546 V F:1200N x:33.3um t: 11min,45sec
--

(f): Hier erfolgt die Abfrage von Kraft und Expansion²⁾ mit dem externen 12-bit A/D-Wandler und vorgeschaltetem Multiplexer (siehe 8.4.1 und Abbildung 8.9). Die Daten werden intern für die Messwertanzeige per LCD, für die Ausgabe über serielle Schnittstelle und für die Übertragung zum PC abgelegt.

Dynamische Stimulation der Knochen, d.h.: periodischen Datenausgabe an den DAC erfolgt per Interrupt, der von einem internen Hardwaretimer streng periodisch ausgelöst wird. In dieser Interrupt-Service-Routine, die komplett in Assembler geschrieben wurde, erfolgt auch die Messdatenerfassung von Kraft und Expansion und die Abspeicherung dieser Daten auf der PC-Card. Während der 12-bit A/D-Wandler mit einer Wandlung beschäftigt ist, werden derweil die Daten der letzten Wandlung abgespeichert, um Totzeit (warten bis der A/D-Wandler fertig ist) einzusparen.

¹⁾ Potentiometer und LCD werden seit 2003 nur noch optional bestückt.

²⁾ Die Kompression wird nicht angezeigt. Es wäre zwar prinzipiell möglich, die dem Benutzerprogramm beigefügte "look-up-table" (siehe 6.2.) auch per download dem Mikrocontroller bereitzustellen, doch dies erfordert Programmieraufwand und wurde nicht in die Tat umgesetzt.

A.2.3 Die Skalierung der digitalen Daten

Eigentlich ist die Umrechnung der digitalen Daten in physikalische Messwerte ein Fall für floating-point Arithmetik. Dazu werden vom Hersteller des Compilers Bibliotheksroutinen bereitgestellt. Auch 16-bit Integer-Arithmetik wird mittels solcher Bibliotheksroutinen ausgeführt. Nur 8-bit Arithmetik erfolgt „inline“. Ich habe aber keine der mitgelieferten Bibliotheksroutinen benutzt, sondern das eingebettete schnelle zusätzliche 16/32-bit Rechenwerk des 80C517 (/6/) vorgezogen. Dieses Rechenwerk muss Byte-weise geladen und -gelesen werden. Dazu sind eigene Assembler-Funktionen entstanden. Eine Rechnung mit „großen Integer Zahlen“ ist für die Umrechnung der digitalen Werte und physikalische Werte genau genug. Da ein Skalierungsfaktor (s_x) immer kleiner als 1 ist, kann man eine Näherung mit einer rationalen Zahl der Art $s_x \cong m/2^{16}$ (m im 16 bit-Zahlenraum) vornehmen und folgendermaßen vorgehen:

$$X = \frac{S_x \cdot (X_d - X_0)}{2^{16}} \quad (\text{A.2.1})$$

Hierin sind:

- S_x : Skalierungsfaktor $\cdot 2^{16}$
- X_d : digitaler Wert (von Kraft, Expansion)
- X_0 : der (momentane) Nullwert dazu
- X: die entsprechende physikalische Größe

S_x, X_d, X_0 sind alle 16-bit Integer-Werte und können vom 16/32-bit Rechenwerk verarbeitet werden. Nach Multiplikation werden einfach die beiden niederwertigsten Bytes verworfen, was der Division durch 2^{16} entspricht. Um den richtigen physikalischen Wert zu erhalten, muss S_x groß genug sein. Beispiel für $X = \text{Kraft}$:

$$\text{Kraft [N]} = 0.376506 \cdot (X_d - X_0) \quad S_x = 0.376506 \cdot 2^{16} = 24675.$$

Im Falle der Expansion wird S_x zusätzlich noch um den Faktor 10 erhöht. Dann wäre der richtige physikalische Wert in Mikrometer 10-mal zu groß. Bei der Datenausgabe auf LCD und serielle Schnittstelle wird daher vor Ausgabe der Einerstelle noch ein Dezimalpunkt eingefügt, so dass die Einerstelle dadurch zur ersten (und einzigen) Nachkommastelle wird.

Die Skalierungswerte S_x für Kraft und Expansion werden im E²PROM (siehe Kapitel A.2.7) der Echtzeituhr auf dem BDEmodul abgelegt.

Die Umwandlung der binär kodierten physikalischen Werte in einen ASCII-string für die Datenausgabe auf LCD und serielle Schnittstelle erfolgt wiederum mit Divisionen (16 bit / 16 bit) mittels des im Mikrocontroller 80C517 zusätzlich implementierten 16/32-bit Rechenwerks wie folgt:

Tausender-Stelle (ASCII)	=	$X/1000 + '0'$
Hunderter-Stelle (ASCII)	=	Teilungsrest davon /100 + '0'
		Teilungsrest davon (≤ 99) mit nur einem Assembler-Befehl in zwei BCD-Ziffern (0..9) umwandeln
Zehner-Stelle (ASCII)	=	high-nibble des Ergebnisses + '0'
Einer-Stelle (ASCII)	=	low nibble des Ergebnisses + '0'

Wie bereits erwähnt, wird im Falle der Expansion vor Ausgabe der Einerstelle ein Dezimalpunkt eingefügt.

A.2.4 Optimierung des Programmrundlaufs

Die in Abbildung A.2.5 gezeigte Hauptprogramm- Schleife sollte sehr schnell ablaufen, damit auf einen Sendewunsch seitens des PCs schnell reagiert werden kann. In diesem Fall hat die Abarbeitung des Telegramms (siehe A.2.5.2.) höhere Priorität. Im Falle einer hohen Abtastfrequenz bei einer dynamischen Stimulation mit Messungen fordert der zugehörige Interrupt sehr viel CPU-Zeit an, so dass das Hauptprogramm unregelmäßige Programmunterbrechungen aufweist, was sehr störend ist. Die Datenausgabe über die serielle Schnittstelle (4800 Baud) ist recht langsam und ein LCD ist auch kein schnelles Ausgabegerät, weil nach dem Einschreiben eines Zeichen, eine Verarbeitungszeit durch Abfrage eines flags abgewartet werden muss, bis das nächste Zeichen in das LCD geschrieben werden kann. Dagegen sind Operationen mit dem 16/32-bit Rechenwerk sehr schnell.

Die Schleife des Hauptprogramms ist dann sehr schnell, wenn bei jedem Durchlauf nur wenig zu tun ist.

Die Aktualisierung der Messwertanzeigen auf dem LCD erfolgt zwar nur alle ca. 300ms, doch bei jedem Durchlauf der Schleife wird tatsächlich nur ein einziges Zeichen neu geschrieben; es sind die hier rot dargestellten:

ZETOS V1.00
HV: 546 V
F:1200N x:33.3um
t: 11min,45sec

Nach 14 Schleifendurchläufen ist die Messwertanzeige auf dem LCD neu aktualisiert. Nur die Zahlen der Messwerte ändern sich, der statische Text bleibt nach der Initialisierung des Programms unverändert.

Im Falle der seriellen Schnittstelle erfolgt die Übergabe des ASCII-strings an eine Interrupt-Service-Routine niedriger Interrupt-Priorität. Das Null-Zeichen terminiert die Ausgabe und setzt ein flag, welches anzeigt, dass die Ausgabe beendet ist und eine weitere erfolgen kann. Die string-Ausgabe über die serielle Schnittstelle läuft somit im Hintergrund ab und man braucht sich dann im Hauptprogramm nicht mehr um Details dieses Prozesses zu kümmern.

A.2.5 Datenkommunikation mit dem PC

A.2.5.1 Handshaking

PC zum Mikrocontroller:

Zuerst wird PC-seitig die Leitung /DSL auf low gelegt. Daran erkennt der Mikrocontroller den Sendewunsch des PCs und erwartet ein Telegramm.

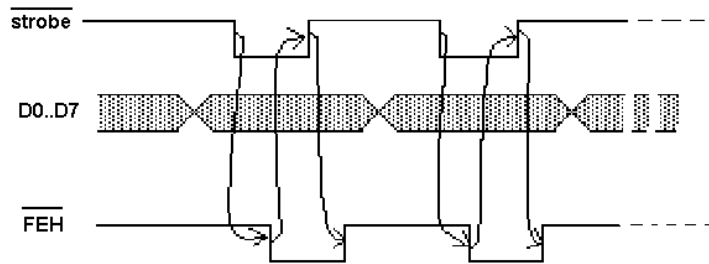


Abb. A.2.6

Hardware-handshaking PC zu Mikrocontroller

Die Daten des Datenregisters D0..D7 werden mittels $\overline{\text{strobe}} = \text{low}$ für gültig erklärt. Hat der Mikrocontroller die Daten entgegengenommen, antwortet er mit $\overline{\text{FEH}} = \text{low}$. Terminierung dieser Datenübergabe erfolgt durch $\overline{\text{strobe}} = \text{high}$, gefolgt durch $\overline{\text{FEH}} = \text{high}$ auf der Seite des Mikrocontrollers. Wenn das Telegramm vollständig übertragen worden ist, muss $\overline{\text{DSL}}$ wieder auf high gesetzt werden. Der Mikrocontroller wird dann antworten und ggf. Daten liefern.

Mikrocontroller zu PC:

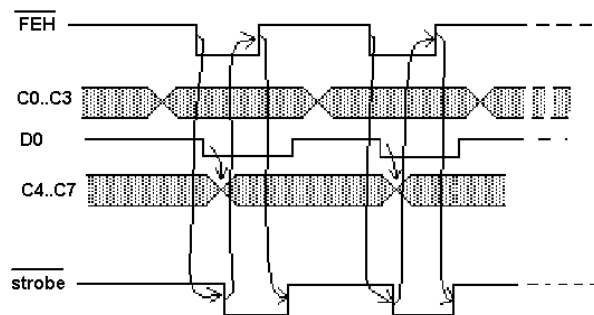


Abb. A.2.7

Hardware-handshaking Mikrocontroller zu PC

Der Mikrocontroller legt schreibt die Daten C0..C7 in ein latch, die dann von PC über die 4 Statusleitungen “ $\overline{\text{ACK}}$, PAP, BSY, OFON” gelesen werden. Bit D0 des Datenports im PC wählt zwischen low- (C0..C3) bzw. high-nibble (C4..C7) aus. Der PC muss also zweimal lesen und zwischendurch umschalten. Der Zustand $\overline{\text{FEH}} = \text{low}$ erklärt die Daten für gültig und der PC antwortet mit $\overline{\text{strobe}} = \text{low}$, wenn die Daten dort gelesen worden sind. Zum Ende dieses Zyklus gehört der Zustand $\overline{\text{FEH}}$ zurück auf high und in Folge $\overline{\text{strobe}} = \text{high}$.

A.2.5.2 Telegrammaufbau

Alle Telegramme in beiden Richtungen haben fast den gleichen Aufbau und variable Länge. Die Telegrammlänge wird immer durch eine 16-bit Integer-Zahl dargestellt. Die Prüfsumme am Telegrammende erstreckt sich über das ganze Telegramm außer der Prüfsumme selbst. Diese Summe ist die arithmetische Summe modulo 256. Das erste Byte, der Befehlscode gibt an, was zu tun ist, bzw. was unter den folgenden Daten zu verstehen ist.

Byte 0:	Befehlscode
Byte 1:	Telegrammlänge, niederwertiges Byte
Byte 2:	Telegrammlänge, höherwertiges Byte
 hier können Daten folgen
Byte n:	Prüfsumme über Byte 0 bis Byte n-1

Beispiel für ein Telegramm PC → μ C ohne Daten:

Byte 0: Befehlscode

Byte 1: 4 (niederwertiges Byte Telegrammlänge: 4 Byte)

Byte 2: 0 (höherwertiges Byte Telegrammlänge)

Byte 3: Prüfsumme = 4

Der Mikrocontroller antwortet immer (ggf. ohne Daten), spiegelt den Befehlscode zurück und sendet in jedem Telegramm zusätzlich einen Fehlercode und ein Statusbyte:

Byte 0:	empfangener Befehlscode
Byte 1:	Telegrammlänge, niederwertiges Byte
Byte 2:	Telegrammlänge, höherwertiges Byte
 hier können Daten folgen
Byte n-2:	Fehlercode
Byte n-1:	Statusbyte
Byte n:	Prüfsumme über Byte 0 bis Byte n-1

Beispiel: Telegramm μ C → PC ohne Daten:

Byte 0: empfangener Befehlscode

Byte 1: 6 (Telegrammlänge: 6 Byte)

Byte 2: 0

Byte 3: Fehlercode

Byte 4: Statusbyte

Byte 5: Prüfsumme über Byte 0 bis Byte 4

Im **Fehlercode** haben gesetzte Bits folgende Bedeutung:

Bit 0: Telegramm- Prüfsumme ist falsch

Bit 1: Telegrammlänge ist falsch

Bit 2: ungültiger Befehl eingetroffen

Bit 3: Timeout beim Senden zum PC

Bit 4: Timeout beim Empfangen vom PC

Bit 5 : reserviert
Bit 6: reserviert
Bit 7: ungültige Daten

Der Fehlercode wird normalerweise nicht gelöscht, außer beim "Null-Befehl", der nichts anderes bewirkt.

Im **Statusbyte** haben gesetzte Bits folgende Bedeutung:

Bit 0: 1= Knochenstimulation läuft, 0 = liegt zurzeit nicht vor
Bit 1: 1= es wurde ein Stimulationsmuster- Datensatz heruntergeladen
0= Speicher für Stimulationsmuster ist leer
Bit 2: 1= Abtastfrequenz wurde gesetzt, 0 = ist unbekannt
Bit 3: 1= Periode der Stimulation ist zu lang
Bit 4: 0=Ladungsverstärker ist im reset-mode, 1= operate-mode
Bit 5: 0/1 : serielle Schnittstelle (für Kontrollzwecke ist aus/ein)
Bit 6: 0/1 : Hochspannungsverstärker ist aus/ein
Bit 7: reserviert

Größere Datenmengen werden in Blöcken zu 1KB in einem Telegramm übertragen. Seitens des PC wird die Blocknummer bestimmt, woraus die Anfangsadresse des Speicherbereiches berechnet werden kann. Die blockweise Übertragung hat den Vorteil, dass im Falle eines Fehlers nur die Übertragung des betreffenden Blocks wiederholt werden muss und nicht die Übertragung des gesamten Datensatzes.

Es sind etwa 100 verschiedene Befehle implementiert, die ich in /18/ vollständig beschrieben habe.

A.2.6 Bankumschaltung der PC-Card

Mit einer Prozessor-clock-Frequenz von 12MHz ist eine Abtastfrequenz von 7,5 kHz für dynamische Stimulation mit Messung erreichbar, bei 18MHz erfolgt eine Begrenzung auf 10 kHz, obwohl eine höhere Abtastfrequenz erreichbar wäre¹⁾. Leider ist die Bankumschaltung der PC-Card (siehe Abbildung A.2.2) bedingt durch die festgelegte Schaltung des BDEmoduls (siehe 8.4., Abbildung 8.7) nicht ganz einfach und erfordert viele Assembler-Anweisungen.

Für eine Bank zu 32KB genügen 15 der insgesamt 16 Bit des Datenzeigers DPTR, dessen high-Byte DPH und low-byte DPL innerhalb der 8051-CPU adressierbar sind. Das MSB des externen Adress-Bus des Mikrocontrollers wird beim BDEmodul anderweitig verwendet und

¹⁾ Um diese Abtastfrequenzen zu erreichen, wurde der Assembler-Code der Interrupt-Service-Routine optimiert, wo immer dies möglich war. Bei der höchsten Abtastfrequenz verbleibt nur wenig CPU-Zeit für das Hauptprogramm. Während einer Messung/Stimulation erfolgt seitens des PC jedoch nur ein kurzzeitiges „polling“ in ½ Sekundenabstand mit der Anfrage, ob die Messung beendet ist. Dies ist noch ungestört möglich. Die timeout-Zeit seitens des PC ist lang genug, um Pausen zwischen den empfangenen Bytes (durch Interrupt bedingt) zu tolerieren.

gelangt nicht an den Adresseingang der PC-Card. Stattdessen ist eine Leitung (P1.5 = Bit 5 des bit-adressierbaren Bus P1) dorthin verdrahtet.

Beim Erreichen der ersten 32K-Grenze der PC-Card muss P1.5 gesetzt werden. Beim nächsten Mal wird P1.5 zurückgesetzt und der Inhalt des Hardwareregisters BS-Card (auf dem BDEmodul durch ein 8 bit latch realisiert) um 1 inkrementiert. Innerhalb eines 32K-Blocks erfolgt Adressierung ganz normal über das CPU-Hardwareregister DPTR (DPH, DPL), dessen Inhalt während der Adressierung auf dem externen Adressbus des Mikrocontrollers erscheint.

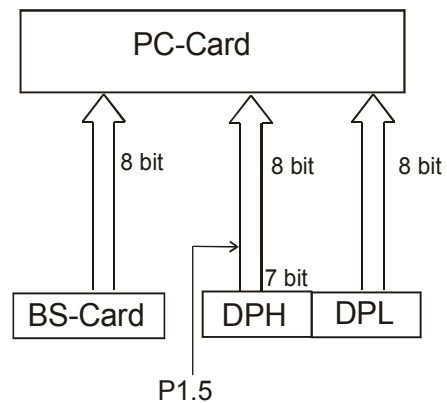


Abb. A.2.8

Zur Adressierung der PC-Card wird der Datenzeiger (DPH, DPL) und ein zusätzliches Register „BS-Card“ benötigt

Die Adressierung der PC-Card mit Bankumschaltung ist also recht komplex:

```

;Erhöhung der Adresse für Zugriff auf PC-Card
    mov     a,DPH
    mov     c,P1.5
    mov     acc.7,c
    mov     DPH,a
    inc     dptr
    mov     a,DPH
    mov     b,a
    mov     c,acc.7
    mov     P1.5,c
    setb    acc.7
    mov     DPH,a

;testen, ob BS_CARD-Inhalt erhöht werden muss
    mov     a,b
    orl     a,DPL
    jnz     t2_3

    mov     DPSEL,#5
    mov     a,BS_CARD_Inhalt
    inc     a
    movx    @dptr,a
    mov     BS_CARD_Inhalt,a
t2_3:

```

A.2.7 E²PROM

Dieser nicht-flüchtige Speicher befindet sich zusammen mit der real-time-clock (Datum, Uhrzeit) in einem gemeinsamen IC auf dem BDEmodul und dient der Speicherung der

Skalierungswerte S_x (siehe A.2.3) für Kraft und Expansion. Der Mikrocontroller 80C517 besitzt keine I²C-Schnittstelle, die zur Datenkommunikation mit diesem Baustein erforderlich wäre. Deshalb müssen alle digitalen Signale dieser Zweidraht-Schnittstelle im richtigen „timing“ per Software generiert werden. Das gelingt nur bei abgeschalteten Interrupts fehlerfrei.

Die erforderlichen Assembler-Routinen gehören zum Lieferumfang des BDEmoduls. Sie brauchen nur geringfügig modifiziert werden, damit diese Routinen zum verwendeten C-Compiler aufrufkompatibel sind.

Das Benutzerprogramm rechnet auch mit Skalierungsfaktoren (allerdings in floating-point). Zwischen dem Programm des Mikrocontrollers und dem Benutzerprogramm (siehe 10.) erfolgt ein Abgleich bei Veränderung dieser Faktoren und der Nullwerte.

A.2.8 Ansteuerung des Digitalen Potentiometers des Expansionsverstärkers

Dieses elektronische Potentiometer DS1867-50 von Dallas/Maxim dient zum Nullsetzen der Wheatstoneschen Brücke der 4 Dehnungsmessstreifen des Expansionsensors (im PEA untergebracht), siehe Kapitel 4.1, Abbildung 4.1 und Kapitel A.1.2, Abbildung A.1.3). Es handelt sich um ein Doppel-Potentiometer mit je 256 möglichen Schleifer-Stellungen (Abbildung A.2.9). Die Schleiferstellung bleibt nach Abschalten der Betriebsspannung erhalten (E²PROM-Schattenspeicher).

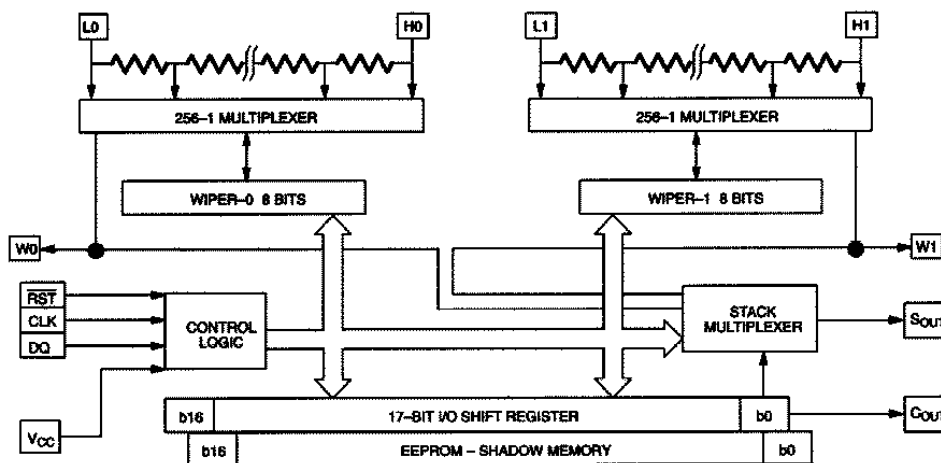


Abb. A.2.9

digitales Doppel-Potentiometer DS1867-50 mit 3-Draht-Bus /RST, CLK, DQ (links, Mitte)

Die Ansteuerung erfolgt über einen 3-Draht-Bus, der mit dem bekannten I²C-Bus nur wenig gemeinsam hat.

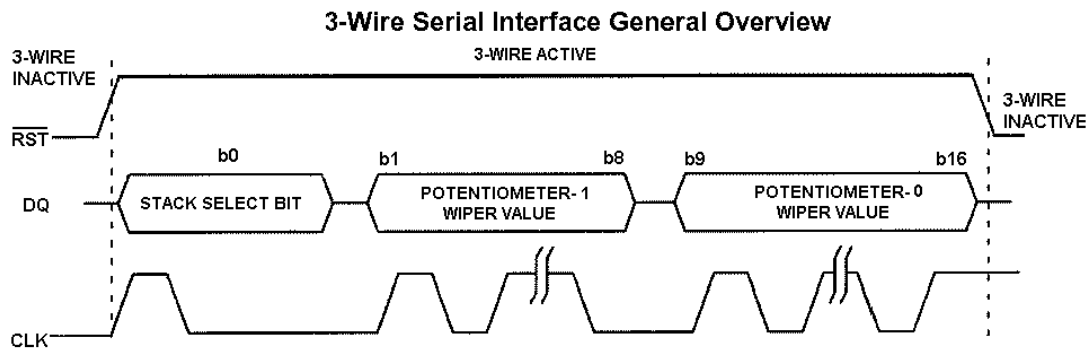


Abb. A.2.10
der 3-Draht-Bus des digitalen Potentiometers

Die Ansteuerung des digitalen Potentiometers ist mit einer Assembler-Routine sehr einfach:

```

;+++++ digitales Poti ++++++
      rseg  ?PR?poti?RBA  ;Aufruf in C:void poti(char wert0,char wert1)
poti:  setb  CLK          ;clear  CLK  (CLK wird invertierend gepuffert)
      clr   DQ           ;stack select bit ist immer Null
      nop                    ;2 µs warten
      nop
      clr   RST         ;start (RST wird invertierend gepuffert)
      nop
      nop
      clr   CLK         ;setb  CLK
      nop
      nop
      setb  CLK         ;clr   CLK

      mov   a,?poti?byte+0 ;Wert für Poti 1
      mov   r3,#8         ;Schleifenzähler für 8 bit

loop1: rlc   a
      mov   DQ,c
      nop
      nop
      clr   CLK         ;setb  CLK
      nop
      nop
      setb  CLK         ;clr   CLK
      djnz  r3,loop1

```

... und für das zweite Potentiometer das entsprechende noch einmal.

```

      nop
      setb  RST
      nop
      nop
      setb  CLCK        ;clr   CLCK
      ret

```

Die Nulljustierung des Expansionssignals mit dem digitalen Potentiometer erfolgt wie im Falle eines A/D-Wandlers durch sukzessive Approximation:

1. Setzen des Potentiometers auf $\frac{1}{2}$ Spanne (Bit 7, MSB setzen). Ist der nach kurzer Pause (Einschwingen) vom 12-bit A/D-Wandler gelieferte Wert zu hoch, wird bit 7 zurückgenommen, anderenfalls bleibt es gesetzt.

2. Ergänzung um $\frac{1}{4}$ Spanne (Bit 6 setzen).

Ist der nach kurzer Pause vom 12-bit A/D-Wandler gelieferte Wert zu hoch, wird Bit 6 zurückgenommen, anderenfalls bleibt es gesetzt.

3. Ergänzung um $\frac{1}{8}$ Spanne (Bit 5 setzen).

Ist der dann vom 12-bit A/D-Wandler gelieferte Wert zu hoch, wird Bit 5 zurückgenommen, anderenfalls bleibt es gesetzt.

..usw. bis der digitale Wert im zulässigen Bereich für die Expansion Null liegt. Der dann vom 12-bit A/D-Wandler gelieferte Wert wird als Nullwert (X_0 in Gleichung (A.2.1)) abgespeichert.

A.2.9 Motorregelung

In Kapitel A.1.5 wurde die elektronische Motorsteuerung zur mechanischen Vorlasteinstellung beschrieben, wobei die Saphir-Keile (Abbildung A.1.17 = Abbildung 3.18) anstelle des Positionierungsgewindes (Abbildung 3.17 und Abbildung 8.5) eingesetzt werden sollen. In Abbildung A.1.19 wurde die Schaltung des Motor-Treiber gezeigt. Hier wird die zugehörige Routine zur Realisierung des PID-Reglers beschrieben, welche absichtlich ein Überschwingen nach Abbildung A.2.11 gestatten soll.

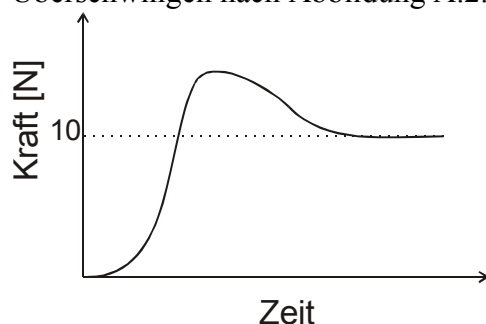


Abb. A.2.11 (= Abb. A.1.16):
gewünschter Verlauf der Kraft bei Vorlasteinstellung

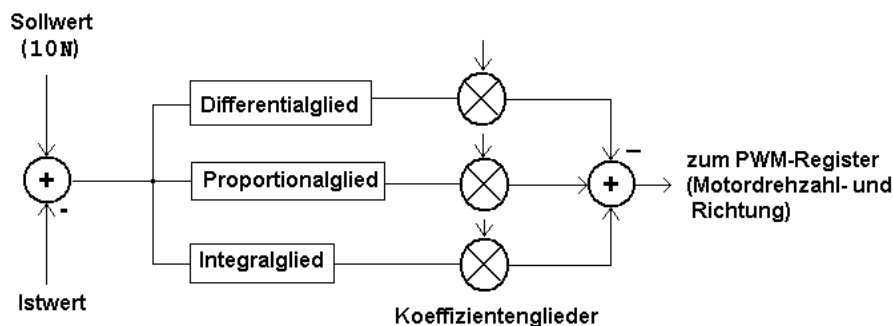


Abb. A.2.12

PID-Regler zur Regelung auf eine Kraft-Vorlast von 10N

Die Taktfrequenz der Signalverarbeitung in dieser Prozedur beträgt 1 kHz. Wie auch in Kapitel A.2.3 beschrieben, werden Koeffizienten im Bereich 0..1 durch rationale Zahler der

Art $m/2^{16}$ $m=0.65535$ approximiert. Nach einer Multiplikation mit einer anderen Zahl werden dann die beiden letzten Bytes verworfen.

Realisierung der PID-Glieder in einem zeitdiskreten System:

Die Differenz aus Soll- und Istwert der Kraft ist hier die Integer-Differenz aus den 12-bit-Werten des A/D-Wandlers (Kapitel A.1.4.1) und einer internen Konstanten, Abbildung A.2.12.

Das **Integrierglied** ist nichts anderes als die fortlaufende Aufsummierung der ankommenden Integer-Differenzen. Dieses Glied dient insbesondere zur Korrektur einer restlichen Abweichung von Soll- und Istwert, die mit dem Proportionalglied ggf. nicht vollständig ausgeglichen werden kann.

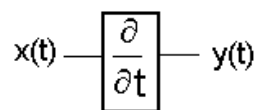
Das **Proportionalglied** ist praktisch überhaupt nicht in der Software erkennbar realisiert, sondern geht in die folgende Multiplikation mit dem zugehörigem Koeffizienten mit ein.

Das **Differentialglied** ist bei Trägheit in der Regelrückkopplung erforderlich. In unserer Anwendung soll es dazu beitragen, den Motor stark abzubremesen, denn bei Kontakt ist mit einer schnellen Zunahme der Kraft zu rechnen. Die Realisierung des ist jedoch nicht trivial. Hier werden die einzelnen Schritte der Entwicklung beschrieben. Ausgehend von einem methodisch naheliegenden Ansatz musste jedoch später eine ganz andere Lösung eingesetzt werden.

Mittels Bilineartransformation könnte man das Frequenzverhalten des Differentiators von der p-Ebene in die z-Ebene der zeitdiskreten Systeme transformieren (S. D. Stearns, 1974, Kapitel 12; U. Tietze, Ch. Schenk, 1993, Kapitel 24). Es fehlt aber eine ausgezeichnete Frequenz, die bei dieser Transformation unverändert bleiben soll, denn die komplexwertige Frequenzübertragungsfunktion des Differentiators ist ganz einfach nur:

$$H(\omega) = i\omega \quad (i = \sqrt{-1}) \tag{A.2.2}$$

Diese Funktion entspricht der Operation d/dt im Zeitbereich, was schnell gezeigt werden kann: Zu den Ein- und Ausgangssignale $x(t)$, $y(t)$ gehört die Fouriertransformierte $X(\omega)$ bzw. $Y(\omega)$.



$x(t)$ ist als Fourier- Rücktransformierte darstellbar: Abb. A.2.12

$$x(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(\omega) e^{i\omega t} d\omega \tag{A.2.3}$$

und $y(t) = dx(t)/dt$, also:

$$y(t) = \frac{d}{dt} x(t) = \frac{d}{dt} \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(\omega) e^{i\omega t} d\omega = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(\omega) \frac{d}{dt} e^{i\omega t} d\omega = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} i\omega X(\omega) e^{i\omega t} d\omega \tag{A.2.4}$$

Vergleich Gleichung (A.2.3) mit (A.2.4) zeigt, dass $Y(\omega) = i\omega X(\omega)$ sein muss, wodurch die Übertragungsfunktion $H(\omega) = i\omega$ bewiesen ist.

In Gleichung (A.2.2) gibt keine ausgezeichnete Frequenz wie etwa die Grenzfrequenz eines Tiefpass-Filters und der einzige Koeffizient ist 1. Bilineartransformation (mit willkürlicher Frequenznormierung) führt zu einer oszillierenden Impulsantwort. Der reine Differentiator wirft also Probleme auf.

Es ist wegen der aufrauhenden Wirkung eines Differentiators auch nicht wünschenswert, einen perfekten Differentiator zu realisieren. Daher habe ich den Differentiator mit einem Tiefpass 1. Ordnung mit einer Grenzfrequenz 10Hz zusammengefasst.

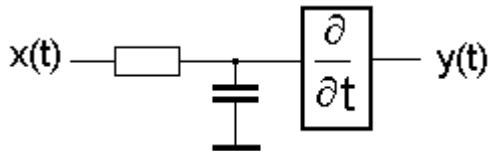


Abb. A.2.13

Tiefpass 1. Ordnung mit nachgeschaltetem Differentiator

Die komplexwertige Frequenzübertragungsfunktion eines RC-Tiefpasses links in Abbildung A.2.13 lautet:

$$H(p) = \frac{1}{1 + \frac{p}{\omega_0}} \quad (\text{A.2.5})$$

Zusammen mit Gleichung (A.2.2) gilt dann für das ganze System nach Abbildung A.2.13:

$$H(p) = \frac{p}{1 + \frac{p}{\omega_0}} \quad \text{bzw für } P := p/\omega_0: \quad H(P) = \frac{P\omega_0}{1 + P} \quad (\text{A.2.6a}), (\text{A.2.6b})$$

Aus den Koeffizienten in Gleichung (A.2.6b) lassen sich mittels Bilineartransformation die Koeffizienten a_0, a_1, b_1 des in Abbildung A.2.14 gezeigten zeitdiskreten Systems 1. Ordnung berechnen. Dies führt zu einem rekursiven Filter-Algorithmus mit der Folge einer unendlichen Impulsantwort (IIR, *i*nfinite *i*mpuls *r*esponse (Stearns, 1979, Kapitel 9)). Ein solches Filter liefert aber sofort eine Antwort bei z.B. einer Rechteckflanke am Eingang, während FIR-Filter (*f*inite *i*mpuls *r*esponse) stets eine Verzögerung entsprechend ihrer Ordnung aufweisen. Ein Differentiator in einem PID-Regler sollte aber schnell reagieren.

Die Darstellung der Koeffizienten erfolgt auch wieder durch Näherung rationaler Zahlen der Art $q = m/2^{16}$ ($m \in \mathbb{Z}$) im 16-bit Zahlenraum (diesmal mit Vorzeichen), um das 16/32-bit Rechenwerk benutzen zu können.

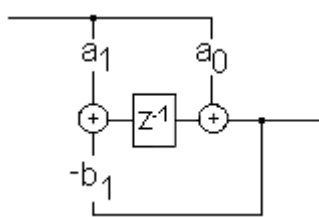


Abb. A.2.14

zeitdiskretes System 1. Ordnung

Es gibt nun auch eine ausgezeichnete Frequenz, die bei Bilineartransformation als Frequenznormierung dienen kann und unverändert bleiben soll: Die Grenzfrequenz ω_0 des RC-Gliedes in Abbildung A.2.13.

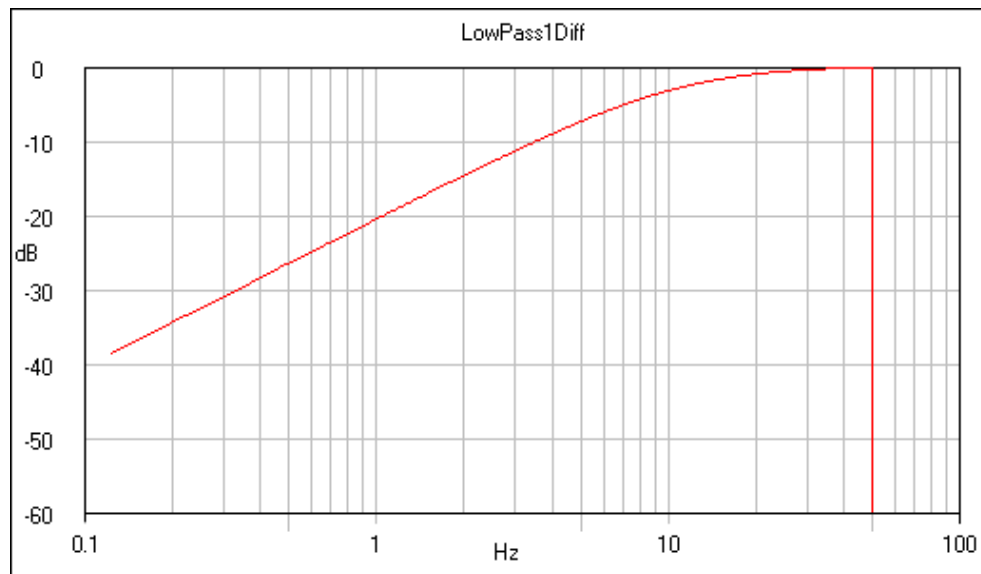


Abb. A.2.15

Betrag der Übertragungsfunktion des Systems nach Abb. A.2.13/A.2.14
Die vordere Flanke zeigt das Verhalten des Differentiators

Abbildung A.2.15 zeigt einen Übergang von der Flanke in einen flachen Verlauf. Der Flankenteil wirkt differenzierend und im höheren Frequenzbereich erfolgt keine Aufrauung des Eingangssignals. Obiges Bild ergibt sich aber nur dann, wenn der Differentiator mit relativ großen Eingangszahlen versorgt wird. Anderenfalls macht sich die intern auf 16 Bit begrenzte Wortlänge bemerkbar, die ja nur eine Approximation von floating-point Koeffizienten darstellen kann. Bei zu kleinen Eingangszahlen ist die Flankensteilheit kleiner als +6dB/Oktave, wie für einen Differentiator erforderlich.

Überraschenderweise ist aus dem Tiefpass 1. Ordnung mit nachgeschaltetem Differentiator nach Abbildung A.2.13 nichts anderes als ein Hochpass geworden. Das entspricht nicht der Idee, aber es ist tatsächlich so, denn die Gleichungen (A.2.6a,b) gelten auch für einen Hochpass.

Test des PID-Reglers:

Solange der Motor mit Getriebe noch nicht eingebaut ist, muss man eine Simulation vornehmen, um den Regler zu testen. Aus dem Tastverhältnis des PWM-Signals kann die Motorspannung berechnet werden und daraus nach Datenblatt etwa linear die Drehzahl. Mit den Daten von Getriebe (Abbildung A.1.18), Gewindesteigung einer Antriebsspindel und der Geometrie der Saphir-Keile (Abbildung A.1.17) kann die Vortriebsgeschwindigkeit berechnet werden. Aus der Erfahrung bei der Handhabung lässt sich etwa der Hub abschätzen, der eine Kraftanzeige von 10N erzeugt. Dieser entspricht etwa 1/10 Umdrehung des Drehknopfes des Positionierungsgewindes (Abbildung 8.5 oder 3.17).

Mit diesen Daten und Schätzungen des Trägheitsmoments mechanischer Teile (Motor, Getriebe usw.) kann eine Software-Rückkopplung des PID-Reglers nach Abbildung A.2.12 zu einer kompletten Schleife realisiert und der Regler in der Simulation getestet werden. Beim Einsatz unter realen Verhältnissen ist natürlich mit Korrekturen zu rechnen.

Bei der Simulation zeigte sich jedoch sofort, dass der Differentiator (realisiert als Hochpass) eine immer noch erhebliche Aufrauung erzeugte. Dies liegt daran, dass die Eingangswerte aus einer 12-Bit-Quantisierung stammen (12-bit A/D-Wandler), was auch tatsächlich in der Simulation des Delphi-Programms berücksichtigt wurde. Kurzerhand wurde deshalb der bisher beschriebene Differentiator durch Berechnung der durchschnittlichen Steigung als den 10 zuletzt eingegeben Werten ersetzt:

$$\left\langle \frac{\Delta x}{\Delta t} \right\rangle_i = \frac{f_s}{10} \cdot (X_i - X_{i-10}) \quad f_s: \text{Abtastfrequenz, } x: \text{Eingangswerte} \quad (\text{A.2.7})$$

Der folgende Programmtext zeigt die PID-Regelung.

```

/* ..... initialisierte Variablen ..... */
bit integrator_ein=0; /* Integrator zuerst aus (Totzeit solange
                       Kraft = 0) */
int integrator_Inhalt=0; /* Integrator, zuerst leer */
int Kraft_Sollwert=28; /* 12-bit Zahl entsprechend 10 N */

/* int./extern. A/D-Wandler */
unsigned int adw10(unsigned char channel),adw12(unsigned char channel);

/* ..... Funktionen für eingebettetes 16/32 bit-Rechenwerk ..... */

int mull6bit16(int x1,unsigned int x2,char shift); /* x1*x2, shift re/li */
int Plus(x1,x2); /* Addition mit Begrenzung auf +/- 32767 */
int Minus(x1,x2); /* Subtraktion, Begrenzung auf +/- 32767 */

#define koefizient_Proportionalanteil 500
#define koefizient_Integralanteil 200
#define koefizient_Differentialanteil 10

/* ..... PID-Regler, wird in 1 kHz-Takt aufgerufen..... */
void PID_Regler( )
{
int Kraft_Istwert,differenz, summe;

/* Integrator erst ab ca. 1 N einschalten */
if((Kraft_Istwert = adw12(0)) > 3) integrator_ein=1;

differenz = Kraft_Sollwert - Kraft_Istwert; /* Regelabweichung */

/* Proportionalglied */
summe = mull6bit16(differenz, koefizient_Proportionalanteil,0);
if (integrator_ein) { /* Integrierglied */
integrator_Inhalt =
Plus(mull6Bit16(differenz, koefizient_Integralanteil),
integrator_Inhalt,0);
summe = Plus(summe, integrator_Inhalt);
}
}

```

```

/* Differenzierglied */
summe =Minus(summe,
mull16bit16(differentiator(differenz)),koeffizient_Differentialanteil);

/* Übergabe an PWM-Register */

richtung = vorzeichen(summe); /* Vorzeichen entscheidet über Drehrichtung*/
summe = abs(summe); /* ab hier vorzeichenlose Integers */
PWM0H = high(summe); /* update PWM, high byte */
PWM0L = summe; /* dto. Low byte */
}

```

Diese C-Routine wurde jedoch zuerst in Delphi getestet. Dort erfolgte auch die Simulation des Motor-Verhaltens zur Vervollständigung der Regelschleife. Das Abbild in Delphi muss natürlich die gleiche Integer-Arithmetik aufweisen, wie sie auch mit dem Mikrocontroller realisiert werden kann. In Delphi besteht auch die Möglichkeit, alle Signale grafisch darzustellen, während die Möglichkeiten der Programmentwicklung in C für den Mikrocontroller mit den vorhandenen Werkzeugen nur als provisorisch zu bezeichnen sind.

Wie obiger Quelltext zeigt, ist das Integrierglied zunächst abgeschaltet, solange noch gar kein Kontakt zwischen piezo-elektrischen Aktor und der Messprobe besteht (Kraft = Null). Während dieser Totzeit läuft der Motor mit voller Geschwindigkeit aber der Integrator darf noch kein Korrektursignal liefern und ggf. dabei schon voll laufen, denn eine Regelung ist erst ab mechanischer Berührung - also ab einer sehr kleinen Kraft - sinnvoll.

Die folgende Abbildung zeigt das Verhalten des Reglers mit dem Verlauf des Einflusses der einzelnen Glieder des PID-Reglers:

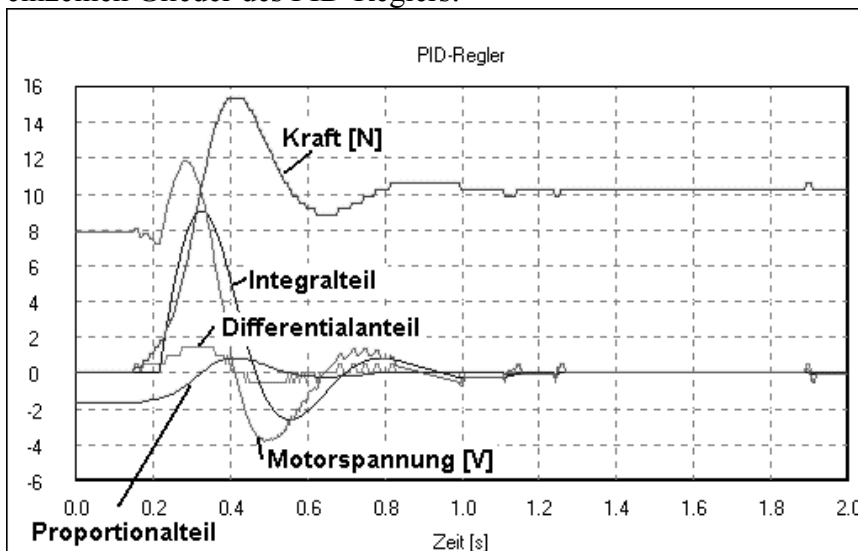


Abb. A.2.16

Regelung auf eine Vorlastkraft von 10 N, Darstellung des Verlaufs der einzelnen Glieder des PID-Reglers in willkürlichen Einheiten. Die Quantisierung aller Größen ist erkennbar.

Die Kraft-Kurve in Abbildung A.2.16 zeigt eine gute Übereinstimmung der Zielvorgabe einer Kraftvorlast-Regelung nach Abbildung A.2.11. Man kann den Regler auch „hart“, d.h.: aperiodisch einstellen – also ohne Überschwinger. Zur Präzisierung des Überschwingverhaltens habe ich mich entschlossen, zuerst einen größeren Sollwert von 16N vorzugegeben, der bei Erreichen langsam auf 10 N linear heruntergefahren wird - kein Problem für Software, jedoch schwierig, elektronisch zu realisieren. Mit einer solchen Regelung mit „abwärts geführtem Sollwert“ der Kraft ist wahrscheinlich ein noch besser

reproduzierbares Überschwingen zu erreichen, weil dann Exemplarstreuungen mechanischer Bauteile nur geringen Einfluss haben. Es ist zu erwarten, dass in allen gebauten Systemen ein Überschwingen bis ca. 16N und dann herunter zu 10 N stattfindet.

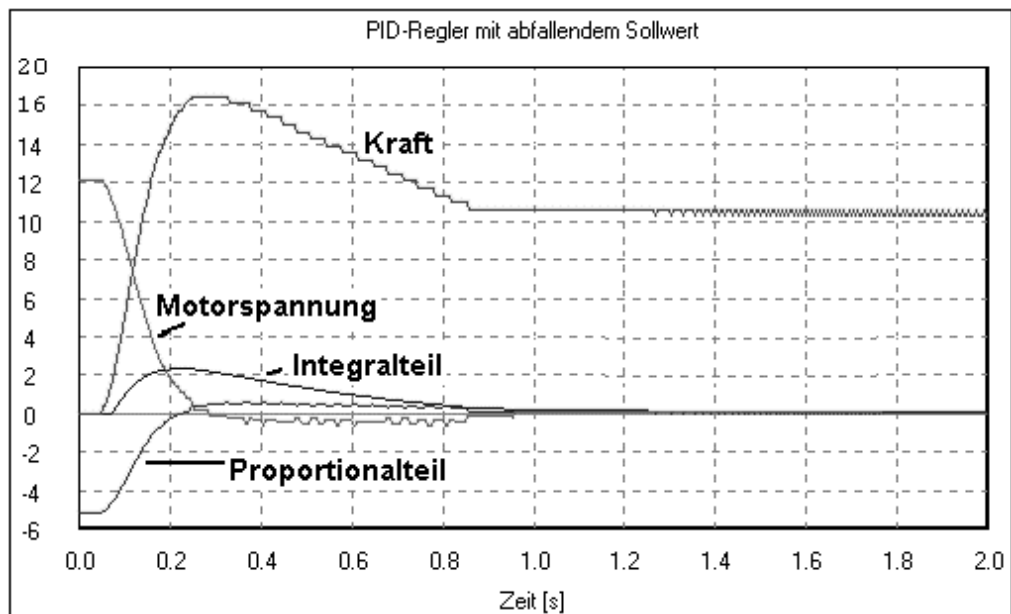


Abb. A.2.17

Regelung auf eine Vorlastkraft von zuerst 16 N, abfallend auf 10 N

A.3. Das Benutzerprogramm ZETOS.EXE

Wie bereits beschrieben, wurde der erste Betrieb mit einem einfachen Programm in Turbopascal auf einem DOS-Rechner aufgenommen. Dieser Rechner war mit einer ISA-Bus A/D- und D/A-Wandler-Karte ausgestattet, um Messsignale aufzunehmen und den PEA zu steuern. Ein zusätzlicher Mikrocontroller wurde dazu nicht benötigt. Mit dem Betriebssystem MS-DOS war eine streng periodische Messwerterfassung mit unterschiedlichen Abtastfrequenzen, ausgelöst durch timer-Interrupt, problemlos möglich. Die Daten wurden im EMS-Speicher abgelegt, der in Blöcken zu 64KB adressiert werden kann. Die Gründe für so manche Programmabstürze konnten jedoch nie gefunden werden.

Die Anpassung an die Windows-Welt und der Wunsch, auch mit einem notebook-Rechner arbeiten zu wollen, führte zur Entwicklung der teilweise autark arbeiten Elektronik mit Mikrocontroller und des hier dargestellten Programms. Um einige Routinen aus dem alten Turbopascal- Programm übernehmen zu können, hatte ich mich entschlossen, das neue Programm in Delphi 5 (beides Compiler der Firma Borland) zu schreiben, eine Entscheidung, die sich als vorteilhaft erwies. Als ergänzende Literatur habe ich dazu das Buch über Delphi 5 von A. Bohne, G. Lang, 2000, verwendet.

A.3.1 low-level Funktionen

A.3.1.1 Parallele Schnittstelle

Der grundlegende Aufbau der parallelen Schnittstelle mit den Daten-, Steuer- und Statusregister ist z.B. in H.-P. Messmer, 1995, Kapitel 29.1 beschrieben. In A.1.4.2 wurde bereits auf die Erweiterungen dieser Schnittstelle mit den heutigen Standards der schnellen bi-direktionalen Datenübertragung „Enhanced Parallel Port“ (EPP) und „Extended Capabilities Mode“ (ECP) (/10/) verwiesen. Es wurde auch geschrieben, dass damals zu Beginn der Arbeiten an diesem Projekt die Informationsbeschaffung nicht so leicht wie heute war und eine intensive Einarbeitung erfordert. Das Windows-Bedienerprogramm und das Programm des Mikrocontrollers verwenden noch bis heute den veralteten nibble-mode der Datenübertragung in Richtung zum PC, wobei vier Statusleitungen der „Druckerschnittstelle“ zur Datenübertragung zweckentfremdet werden. Delphi stellt keine Funktionen für das Ansprechen von Registern im I/O-Bereich zur Verfügung. Dafür erlaubt Delphi aber die Verwendung von inline-Assembler-Anweisungen (R. Backer, 1993), mit denen dies möglich ist ¹⁾.

In Windows95/98 wurde offenbar noch nicht auf die Abspeicherung der Port-Adressen so wichtiger Schnittstellen wie der seriellen und der Druckerschnittstellen verzichtet. Sie stehen noch an festgelegter Position ab 40:06h zur Verfügung und können abgefragt werden. Die folgende Funktion liefert die Hardwareadressen von LPT1, LPT2,.. bei Übergabe von 0,1,.. als Parameter. Im Falle des Rückgabewertes Null ist die entsprechende Schnittstelle nicht verfügbar.

¹⁾ Aus heutiger Sicht ist dieses Kapitel veraltet. Man würde wahrscheinlich den universellen seriellen Bus (USB) verwenden. Die Anfänge der hier beschriebenen Entwicklungsarbeit gehen auf das Jahr 1995 zurück.

```

function GetPortAddress(PortNo: integer): word; assembler; stdcall;
asm
    push es
    push ebx
    mov ebx, PortNo
    shl ebx, 1
    mov ax, 40h // DOS Segment Adresse
    mov es, ax
    mov ax, ES:[ebx+6] // hole Portadresse ab offset 6 als 16Bit Wert
    pop ebx
    pop es
end;

```

Werden mehr als 2 Druckerports gefunden (LPT1, LPT2), so muss sich der Benutzer beim ersten Programmstart entscheiden, welchen er für die Datenkommunikation verwenden will (und welcher zum Drucken dient). In diesem Fall erscheint folgendes Bild, bei dem (als Beispiel) LPT1 gewählt wurde (Abbildung A.3.1):

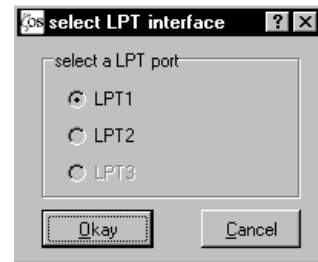


Abb. A.3.1

Von schätzungsweise 300 Seiten Programm-Quellcode hier ein Beispiel: das Einlesen eines Bytes über die Druckerschnittstelle:

```

function byte_in(var x:byte):boolean; { true bei timeout }
label aus;
var xl,xx:byte; timeout1,timeout2: word;
begin
asm
    mov dx,datareg { Adresse Datenregister }
    mov al,$FE
    out dx,al { zuerst low nibble holen }
    mov ax,0
    mov timeout1,ax { timeout-Zähler auf Null setzen }
    mov timeout2,ax
    inc dx { Statusregister }
@warte: { auf error = 0 warten }
    in al,dx
    test al,$08
    jz @okay
    inc timeout1
    cmp timeout1,$FF00
    jne @warte
    jmp @raus

@okay: { low nibble Daten von Statusregister einlesen }
    in al,dx
    mov xl,al
    inc dx { Controlregister }
    mov al,5 { /strobe = 0 }
    out dx,al

    mov dx,datareg { Datenregister }
    mov al,$FF
    out dx,al
    inc dx { Statusregister }
    shr xl,4

```

```

    in    al,dx          { high nibble von Statusregister einlesen }
    and   al,$F0
    or    al,x1
    mov   xx,al

@quit:                { auf error = 1 warten }
    in    al,dx
    test  al,$08
    jnz   @raus
    inc   timeout2
    test  timeout2,$FF00
    jz    @quit

@raus:
    inc   dx            { Controlregister }
    mov   al,4          { /strobe = 1 }
    out   dx,al
    end;

aus:
byte_in:=(timeout1=$FF00) or (timeout2=$FF00);
end;

```

Diese Funktion liefert in x das Datum und als Funktionswert true bei timeout. In den Schleifen, in denen auf die Antwort des Handshakings seitens des Mikrocontrollers gewartet wird, erfolgt das Erhöhen eines timeout-Zählers bis ggf. zum Verlassen der Schleife bei einem sinnvollen Maximalwert (FF00h). Die timeout-Zeit ist zwar damit abhängig von der CPU-Taktfrequenz aber dies ist unkritisch und hat noch nie zu Problemen geführt.

Im timeout-Fall wird der Benutzer aufgefordert, den Datenkabelanschluss bzw. die Betriebsbereitschaft der System-Elektronik zu überprüfen. Gelegentliches timeout bei Übertragung von Datenblöcken führt zunächst zu einer Wiederholung der Übertragung des fehlerhaften Blocks und nach 3 erfolglosen Versuchen zum Abbruch mit Fehlermeldung.

A.3.1.2 Windows-NT

Die Probleme des Zugriffs auf Portadressen unter Windows-NT sind im Handbuch der Firma Kithara /13/ sehr gut beschrieben. Um nicht den großen Aufwand zur Programmierung eines Kernel-Treibers betreiben zu müssen, haben wir den sog. „I/O-accelerator“ von Kithara angeschafft, der die Freischaltung auf Portadressen unter Windows-NT ermöglicht. Nach Freischaltung kann ein Zugriff wie im obigen Beispiel (`function byte_in`) wie gewohnt erfolgen. Aus diesem Handbuch der Firma Kithara nun ein Zitat (Seite 36):

Die Windows-Betriebssysteme nutzen die verschiedenen Möglichkeiten der 'Protected-Mode-Architektur' von x86-Prozessoren: Die Kombination aus einem geschützten Bit-Feld des Flag-Registers 'I/O *privilege level field*' (IOPL) und einer auf der Kernel-Ebene verwalteten Bit-Struktur 'I/O *permission bitmap*' bewirkt den Schutz der I/O-Ports vor den direkten Zugriffen durch Anwendungsprogramme.

Direkter I/O-Port-Zugriff bisher nicht möglich Windows-Programme werden immer in Ring 3 ausgeführt, das heißt auf der am wenigsten privilegierten Stufe des Prozessors. Daher kann ein direkter Zugriff auf ein I/O-Port normalerweise nur durch einen Kernel-Treiber ermöglicht werden. Würde dennoch eine Anwendung den Zugriff versuchen, so meldet der Prozessor dem Betriebssystem eine versuchte Verletzung der Schutzmechanismen - der I/O Zugriff wird 'abgefangen' (*'trapped'*).

Das Betriebssystem reagiert auf diese ihm gemeldeten I/O-Zugriffe durch das Aufrufen eines 'I/O-Port-Handlers'. Dieser kann nun den versuchten Zugriff des Windows-Programmes tatsächlich zulassen, indem er ihn nachholt. Er kann aber auch die I/O-Anforderung völlig ignorieren oder sogar ablehnen und das Anwendungs-Programm mit 'Schutzverletzung' beenden. Unter Windows NT und Windows 2000 sind I/O-Port-Zugriffe aus Anwendungsprogrammen generell nicht zulässig.

Mithilfe des »I/O Accelerators« können Anwender die gewünschten I/O-Ports für den Direktzugriff freischalten.

Die übliche Trennung in System- und Anwendungsmodus stellt bei der Entwicklung moderner Betriebssysteme vor allem eine Schutzmaßnahme dar, die die Stabilität des Systems erhöhen soll. Diese Schutzmaßnahme wird mit dem »I/O Accelerator« außer Kraft gesetzt. Jeder Programmierer sollte sich deshalb prinzipiell im Klaren über die Auswirkungen der von ihm erstellten Routinen sein.

A.3.2 die Benutzeroberfläche

Die Funktionen des Programms und dessen Bedienung habe ich ausführlich in der englischsprachigen Betriebsanleitung /16/ beschrieben. Abbildung A.3.2 zeigt die vollständige Benutzeroberfläche im Ruhezustand.

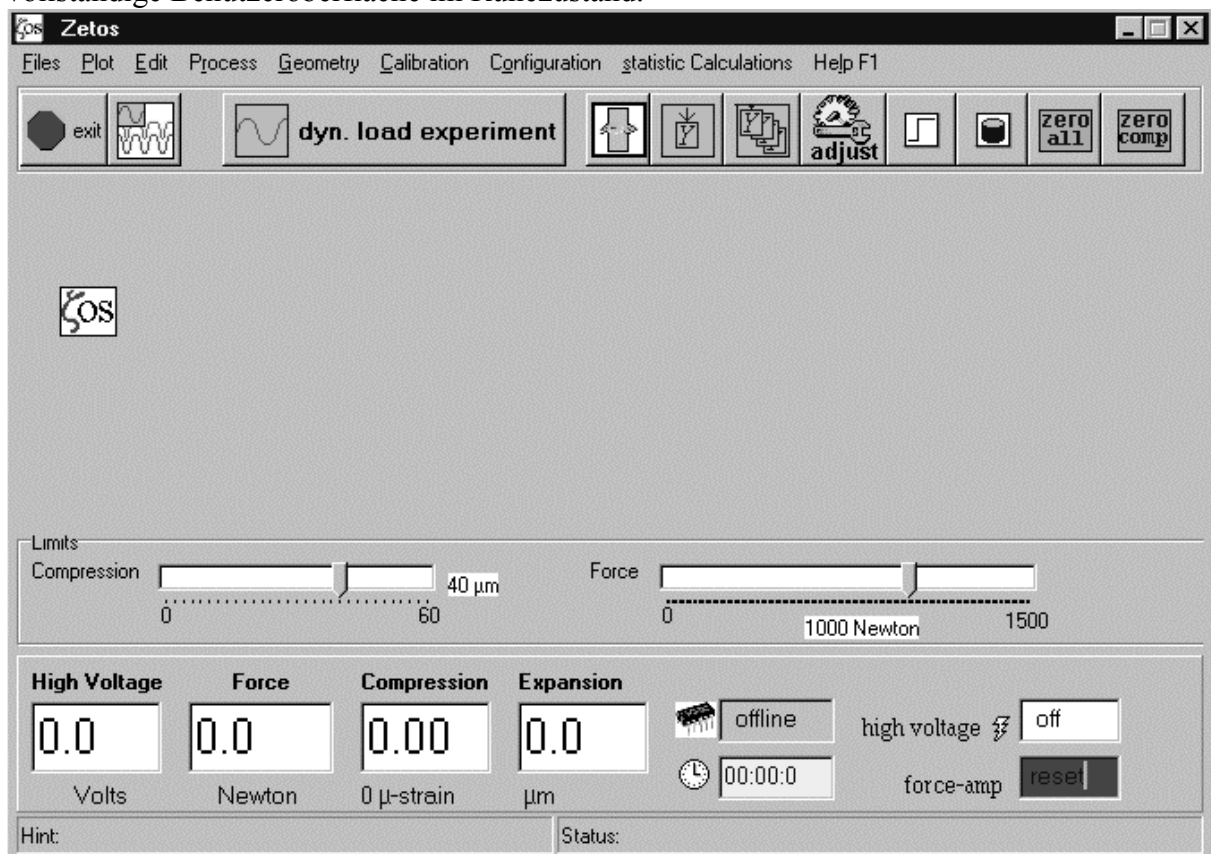


Abb. A.3.2
die Benutzeroberfläche des Programms ZETOS.EXE

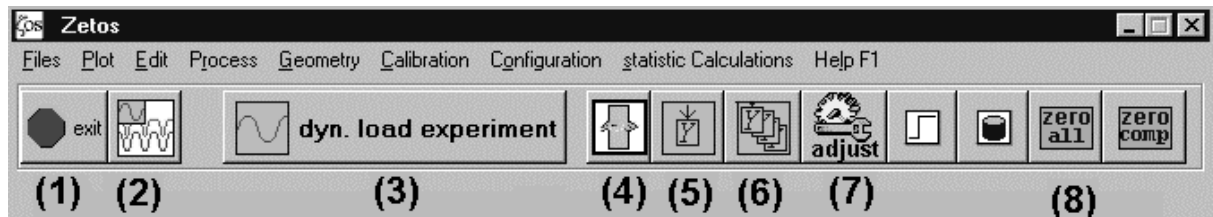


Abb. A.3.3 Menüzeile und „speed-buttons“

Abbildung A.3.3 zeigt den oberen Teil der Benutzeroberfläche. Der Aufbau des Programm-Menüs ist von links nach rechts (ganz oben) mit den wichtigsten Funktionen ist:

Files: diverse Dateioperationen für Lesen, Editieren, Drucken von Dateien mit Daten aus quasi-statischen oder dynamischen Messungen

Plot: Plotten von Dateien mit Daten aus quasi-statischen oder dynamischen Messungen und Dateien, die den Verlauf der Steifigkeit über längere Zeit zeigen

Edit: Parameter-Editor für benutzerdefinierte Signale und Funktionsgenerator für dynamische Stimulation

Process: Zugang zu diversen Messprozeduren (die wichtigsten sind quasi-statische Messung und dynamische Stimulation)

Calibration: Kalibrierfunktionen, welche die Eingabe eines Password erfordern, weil man für Kalibration selbstverständlich eine Berechtigung benötigt. Unterstützt wird die Kalibrierung von Kraft- und Expansions-Messung sowie deren Beziehung zur Kompression.

Configuration: Auswahl der Druckerschnittstelle, Format von Datum und Uhrzeit und gewünschter Dezimalseparator '.' oder ','.

Statistic calculations: Hier wird die Änderung des Elastizitätsmoduls über die Zeit berechnet und grafisch dargestellt. Es erfolgt eine Annäherung der „Kurve“ durch lineare Regression ⁽¹⁾ (siehe A.3.3, Beispiel in Abbildung A.3.6).

Help: selbstverständlich muss ein Hilfesystem angeboten werden (siehe 11.).

Für den schnellen Zugang sind unter der Menü-Leiste sog. „speed buttons“ angeordnet. Diese Schalter mit farbigen Symbolen prägen sich schnell ein:

- (1): Programmende
- (2): Plot von Daten der dynamischen Stimulation (ein Beispiel zeigt Abbildung A.3.27)
- (3): dynamische Stimulation anwählen (entweder die letzte noch einmal für einen anderen Knochen oder ein anderes Stimulationsmuster aus einer Liste)
- (4): Messung zur Bestimmung der Bruchgrenze
- (5): quasi-statische Messung des Elastizitätsmoduls, Beispiel Abbildung 11.9.a/b

⁽¹⁾ Dazu kann ein bestimmtes Intervall ausgewählt werden, denn oft erscheinen in den ersten Tagen sehr rapide Zunahmen des gemessenen Wertes des Elastizitätsmoduls, welches eigentlich nur durch „Setzeffekte“ des Knochens erklärt werden kann. Die Knochenscheiben müssen sich offenbar erst der Position in den Kammern anpassen, bis maximaler Kontakt auf den Stirnflächen entsteht. Es wurden auch Sättigungseffekte nach einer gewissen Zeit beobachtet, wo sich die Steifigkeit nicht mehr ändert. Durch Einführung der Prozedur „statische Last“ (siehe Kapitel 11.1) kann dieses Problem jedoch inzwischen als gelöst betrachtet werden.

- (6): dto. mehrere Messungen hintereinander, Beispiel siehe Abbildung 11.10
- (7): Justierung der Verstärkung der Expansion mithilfe eines Referenzkörpers, der aus unserem Marburger Labor zusammen mit seinen Messdaten einer quasi-statischen Messung an den Anwender ausgeliefert worden ist (siehe Kapitel 8.3.2, Abbildung 8.9)
- (8): Nullsetzen von Kraft- und Expansionsanzeige. Hierbei erfolgt ein Nullabgleich des Expansionsensors mit dem digitalen Potentiometer im Expansionsverstärker (Kapitel 4.1 und A.1.2) und die Rücksetzung des Ladungsverstärkers (reset-mode, Kapitel 4.2). Die unmittelbar danach empfangenen digitalen Zahlen nach A/D-Wandlung von Kraft und Expansion werden als Nullwerte X_0 gespeichert und von den folgenden aktuellen Zahlen X_d zur Berechnung der wahren physikalischen Größen X subtrahiert, ähnlich Kapitel 9.3, Gleichung (9.1), hier jedoch mit floating-point-Skalierungsfaktoren s_x :

$$X = s_x (X_d - X_0) \quad (\text{A.3.17})$$

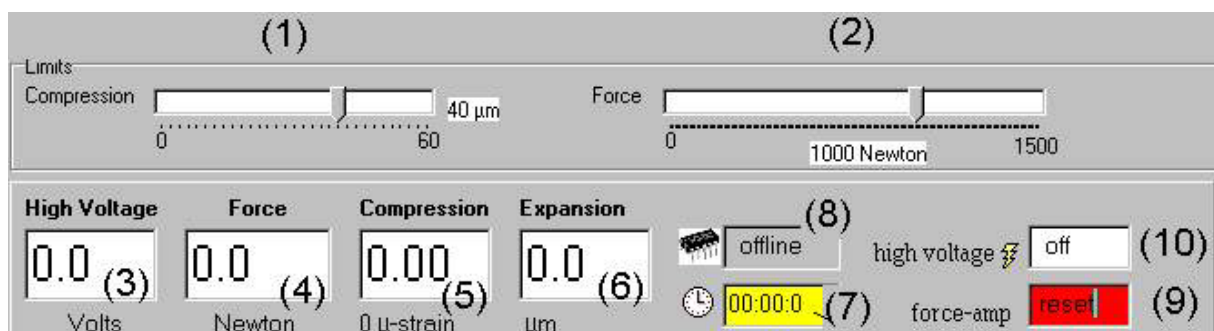


Abb. A.3.4
Anzeige von Messwerten und Zuständen

Die Schieberegler (1) und (2) in Abbildung A.3.4 dienen der Einstellung der Grenzwerte von Kraft und Kompression. Diese wirken als Grenze für alle Messungen (außer Messung der Bruchgrenze) und verhindern ungewollte Überschreitung z.B. eines physiologischen Lastmaximums. (3),(4),(5) und (6) sind die Anzeigen für die momentanen Werte von PEA-Teiberspannung, Kraft, Kompression und Expansion. Diese Anzeigen werden ca. alle 300ms aufgefrischt.

Mit (7) wird die Zeit seit Beginn einer Messung angezeigt. (8) zeigt die Empfangsbereitschaft des Mikrocontrollers an. Im online-Zustand ist dieses Feld grün, bei offline rot. (9) zeigt den Zustand des Ladungsverstärkers: operate-/reset-mode werden grün bzw. rot dargestellt (siehe Kapitel 4.2). Mit (10) wird angezeigt, ob der Hochspannungsverstärker ein- oder ausgeschaltet ist ⁽²⁾.

⁽²⁾ Wegen des störenden Lüftergeräusches wird der Hochspannungsverstärker nur für die Durchführung einer Messung eingeschaltet.

A.3.3 Messdatenspeicherung und -Verarbeitung

Die Messdaten aus einer dynamischen Stimulation werden binär-kodiert abgespeichert. Wegen der u.U. großen Datenmenge bei vielen Knochen und einer Versuchsdauer über mehrere Wochen hält sich die gesamte Datenmenge in Grenzen, denn die binäre Abspeicherung ist immer komprimierter als ASCII-Darstellung. Die Binärdaten können jederzeit zurückgelesen werden, um z.B. ein Plot nach Abbildung A.3.27 zu erzeugen.

Aus diesen Daten wird zu jedem Knochen der Mittelwert (aus allen gespeicherten Perioden) des Elastizitätsmoduls in einer Datei abgespeichert, die den Namen des Knochens und einen Code für Datum und Uhrzeit enthält. Dadurch kann der Verlauf des Elastizitätsmoduls über die Zeit verfolgt werden.

Bei jeder Messung (dynamische Stimulation oder quasi-statische Messung) muss der Name des Knochens aus einer Liste ausgewählt werden. In dieser Liste sind auch jeweils der genaue Durchmesser und die Höhe eingetragen, um den Wert des Elastizitätsmoduls korrekt berechnen zu können.

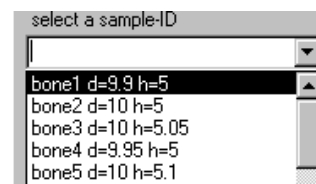


Abb. A.3.5
Auswahl der Namen der Knochenproben

Die Darstellung des zeitlichen Verlaufs des formalen Elastizitätsmoduls erfolgt wie in Abbildung A.3.6. Die Standardabweichungen werden als Fehlerbalken dargestellt. Im Falle der quasi-statischen Messung fehlen diese Fehlerbalken, denn man hat hier nur eine Messung mit Werten aus einer einzigen ansteigenden Belastung und nicht mehrere Zyklen wie im Falle der dynamischen Stimulation.

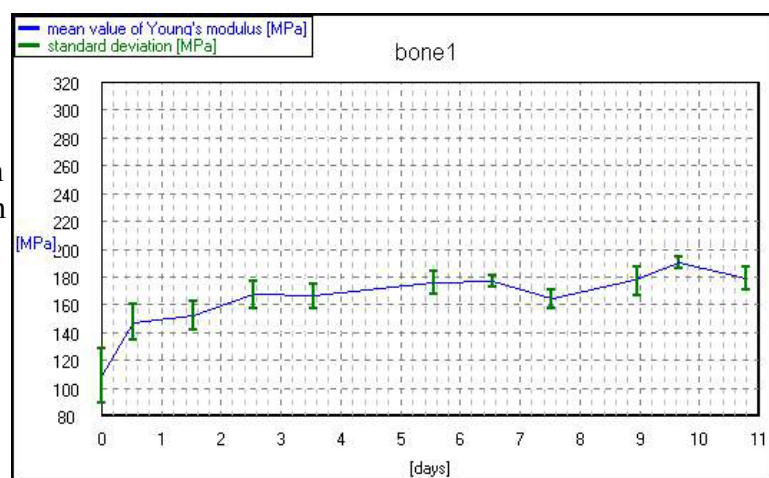


Abb. A.3.6
Darstellung des formalen Elastizitätsmoduls über mehrere Tage

Falls ein linearer Trend zu beobachten ist, kann der Benutzer bei einem Plot wie in Abbildung A.3.6 mit der Maus den linearen (Teil-)Bereich auswählen. Daraus wird die lineare Änderungsrate in %/Tag ausgerechnet. Der tatsächliche experimentelle Anfangswert (1. Messung bzw. 1. Tag) wird dann durch den y-Achsenabschnitt als Schätzwert für 100% ersetzt. Wie schon erwähnt, herrschen in den ersten Tagen Artefakte, vermutlich „Setzeffekte“ bis der Knochen sich an der Knochenkammer angepasst hat und maximaler Flächenkontakt an den Stirnflächen zu Bodenkammer und Belastungsstempel herrscht. Wir verwenden daher i.a. die Werte des 2. Tages als 100% -Basis.

Die Messdaten der quasi-statischen Messung haben geringeren Umfang und müssen deshalb nicht unbedingt binär kodiert abgelegt werden. Sie werden als ASCII-Daten abgespeichert und können einfach gelesen werden. Abbildung A.3.33 zeigt die Daten einer Messung zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls.

In der Initialisierungsdatei ZETOS.INI (siehe A.3.11) kann die Existenz eines Datenverarbeitungsprogramms wie z. B. EXCEL eingetragen werden. Wird dieses Programm auch tatsächlich auf dem Rechner installiert vorgefunden, können Daten aus einem Editorfenster wie in Abbildung A.3.33 per Mausklick auf den zugehörigen Schalter direkt an dieses Programm übergeben werden. („pass data to EXCEL“). Dieses bewirkt die Delphi-Anweisung `ShellExecute(...)`: Sie ruft das Datenverarbeitungsprogramm direkt auf und übergibt in der Parameterliste den Namen einer temporären Datei, die eine Kopie der Daten der momentan geöffneten Datei enthält.

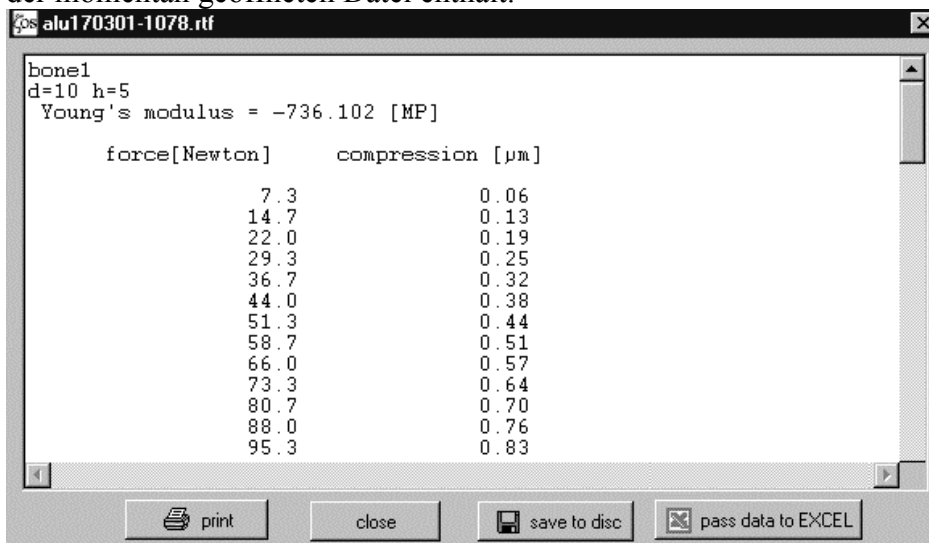


Abb. A.3.7

Editor zur Darstellung von ASCII-(Mess-)Werten mit der Möglichkeit der direkten Übergabe an EXCEL

Geöffnete Grafik- und ASCII-Dateien erlauben die Kopie des Inhalts (oder eines Teils davon) in die Zwischenablage. Der Inhalt der Zwischenablage lässt sich dann schnell z.B. in den Text eines Forschungsberichts einfügen (Abbildung A.3.8a,b).

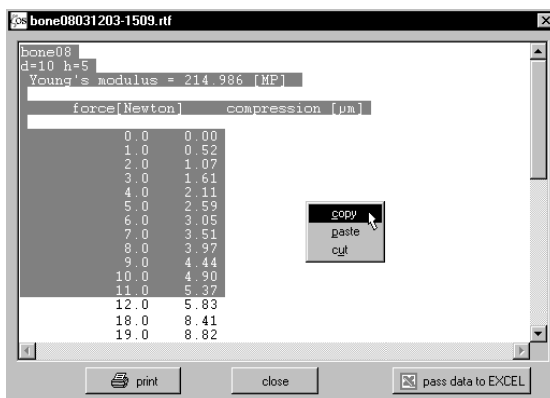


Abb. A.3.8a

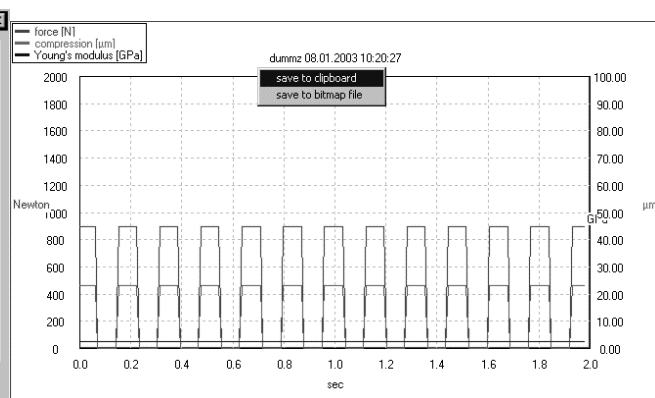


Abb. A.3.8b

Mit der rechten Maustaste kann ein Pop-up-Menü eröffnet werden: Kopie in die Zwischenablage bzw. Editorfunktionen

A.3.4 Hilfesystem

Dem Benutzerprogramm ist selbstverständlich auch eine Hilfe-Datei ZETOS.HLP beigefügt. Bei Windows-Programmen wird diese Hilfefunktion vom Hauptmenü aus über die Funktionstaste F1 aufgerufen (Abbildung A.3.9).

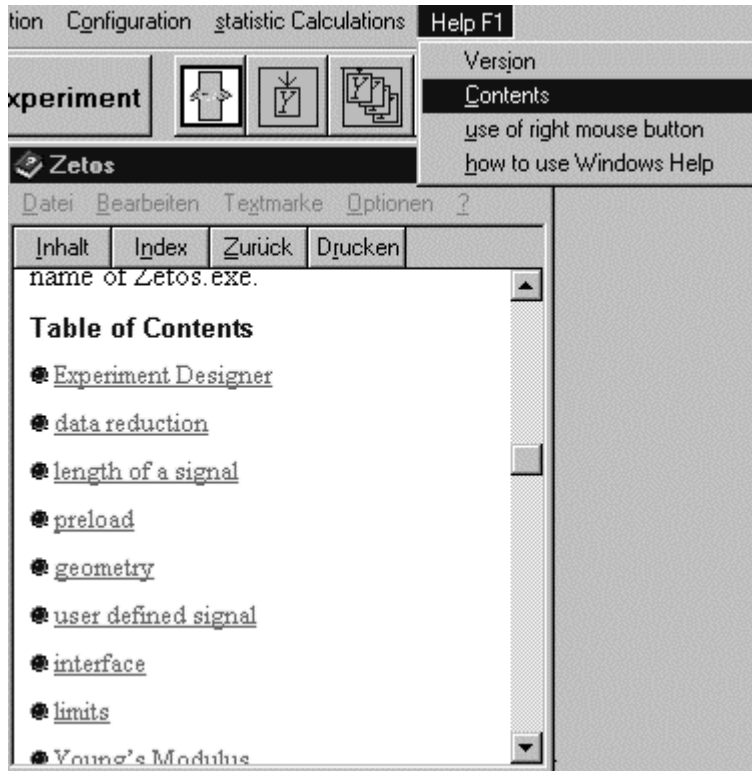


Abb. A.3.9

Hilfeaufforderung vom Hauptmenü aus (mit Stichwortsuche)

Bei speziellen Eingaben kann das Fragezeichen angeklickt und zur entsprechenden Eingabezeile geführt werden, zu der eine kontextsensitive Erläuterung gewünscht wird (Abbildung A.3.10).

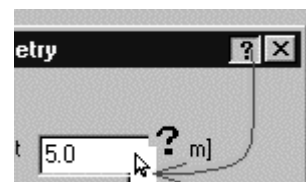


Abb. A.3.10
kontextsensitive Hilfe

Einige Fenster zeigen einen „Help“-Schalter, der umfassende Hilfe liefert, z.B. die Benutzung des Funktionsgenerators mit einer sinnvollen Reihenfolge der Eingaben.

Die Hilfedatei wurde im Rich Text Format (RTF) geschrieben und mit dem Microsoft-Helpworkshop kompiliert. Unter Einhaltung bestimmter Formatierungsregeln lassen sich Querverweise erzeugen.

A.3.5 Initialisierungsdatei und Installation

Die Initialisierungsdatei ZETOS.INI (siehe A. Bohne, G. Lang, 2000, Kapitel 8.1) wird immer im Systemverzeichnis abgelegt. Sie enthält alle aktuellen Parameter zum Betrieb des Programms und speichert deren Veränderungen. Wird zum Beispiel der Grenzwert der Kraft verändert, so wird dieser beim nächsten Start des Programms auf den veränderten Wert eingestellt. Ähnliches gilt für die gewählte Drucksschnittstelle und vieles andere mehr. Diese Datei ist für jedes Gerät individuell, weil dort auch Kalibrierungsparameter abgelegt sind.

Der Aufbau einer Windows INI-Datei erfolgt in Blöcken, deren Titel in eckigen Klammern angegeben wird. Die Blöcke enthalten Einträge in Form eines Schlüsselworts mit einer Wertangabe.

Einige Beispiele solcher Blöcke:

Namen der Verzeichnisse für Bilder, Daten usw., wie sie bei der Installation angelegt werden. (Im Verzeichnis „UserDefinedSignals“ werden u.a. die oft benutzten Signale „Jumping“, „Running“ und „Walking“ mitgeliefert.)

```
[paths]
firstDir=C:\ZETOS
pathToBitmaps=c:\Zetos\Bitmaps\
pathToData=c:\Zetos\data\
pathToUDS=c:\Zetos\UserDefinedSignals\
pathToExp=c:\Zetos\Exp\
lastExperiment=completeJump.exp
```

Im folgenden Block gibt das Schlüsselwort „EXCELdecimalSeparator“ an, ob Punkt oder Komma als Dezimalzeichen benutzt werden soll.

```
[configure]
addDate=1
YoungDuration=30
EXCELdecimalSeparator=,
YoungPreload=2.5
autoSave=1
```

Im folgenden Block wird dem Programm ZETOS mitgeteilt, dass EXCEL installiert ist. Dann kann die Übergabe von ASCII-Daten direkt durch Klick auf den Schalter „pass data to EXCEL“ an dieses Programm erfolgen. Falls der Eintrag „dataprocess“ leer ist, ist auch dieser Schalter unsichtbar.

```
[utilities]
dataprocess=EXCEL.EXE
```

```
[program version]
programVersion=2
```

Anstelle der veralteten Ini-Dateien verwenden Windows-Programme heute vorzugsweise Registry-Dateien, mit denen auch die Speicherung Benutzer-spezifischer Einstellungen möglich ist. Das ist aber hier nicht erforderlich und auch nicht wünschenswert, denn alle Parameter sind an der Sache und nicht am Benutzer orientiert. Ini-Dateien funktionieren nach wie vor auch bei neuen Windows-Betriebssystemen.

A.4. Ausblick: ZETOS-Messsystem für hohe Frequenzen und Messungen an Knorpelgewebe

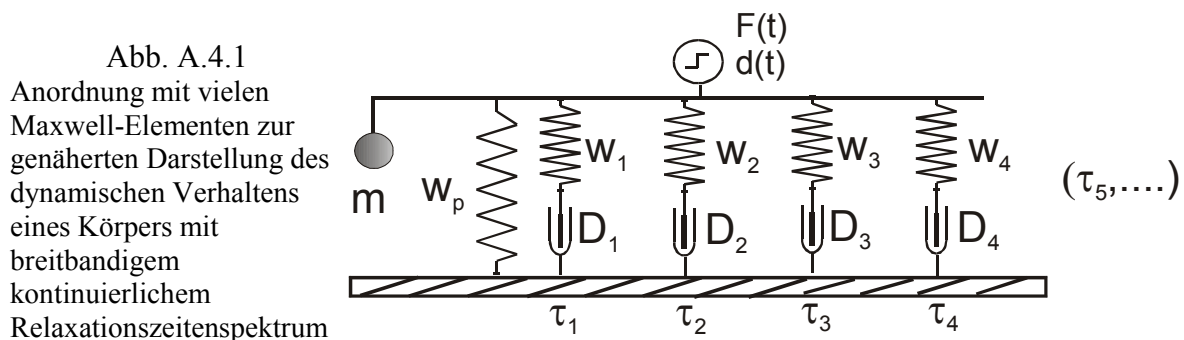
Im März 2003 erhielt ich den Auftrag, Möglichkeiten zur Messung des komplexwertigen Elastizitätsmoduls von Knorpelgewebe zu untersuchen. Die aufzuwendenden Kräfte liegen – je nach Art des Gewebes - durchaus in der gleichen Größenordnung wie im Falle von Knochen, jedoch ist dieses Gewebe deutlich weicher. Bei Gelenkknorpeln findet man Abschnitte mit einem Elastizitätsmodul bis unter 1 MPa (M.D. Buschmann *et al.*, 1998).

In CH. Hartung (2), 2003, ist zu finden, dass Knorpel kontinuierliche breitbandige Relaxationszeitenspektren aufweisen. Die untere Grenze der Zeitkonstanten wird im Fall von Gelenkknorpeln mit 0,006 s angegeben, die obere mit 8,38 Sekunden. Aufgrund der kleinen Zeitkonstanten von 0,006 s und der großen Bandbreite von Debye-Prozessen muss bis in den Bereich einiger kHz hinein gemessen werden.

Das hat folgende Konsequenzen:

- Schwingende Teile des mechanischen Belastungssystems haben nun auch komplexwertige Steifigkeiten und nicht nur das Messgut selbst.
- Die Kalibrierung muss „voll dynamisch“ durchgeführt werden, statt wie bisher statisch.
- Relaxationsmessungen erfolgen hier mit harmonischer Anregung – bisher im Zeitbereich.
- Beschleunigungskräfte werden nicht mehr vernachlässigt, die Masse spielt eine Rolle.
- Dem elektronischen System werden komplexwertige Übertragungsfunktionen zugestanden – bisher reichten statische Verstärkungs- bzw. Skalierungsfaktoren aus. Damit werden die Grenzen zwischen mechanischem und elektrischem System fließend.
- Der piezoelektrische Aktor wird als Resonator betrachtet. Die Sensoren werden hinsichtlich ihres Übertragungsverhaltens diskutiert. Ihnen wird ebenfalls eine komplexwertige frequenzabhängige Übertragungsfunktion zugestanden.

Zu dieser Aufgabenstellung habe ich eine Durchführbarkeitsstudie (/19/) angefertigt. Das Ergebnis ist, dass sich erforderliche Modifikationen der Hardware durchaus in vertretbaren Grenzen halten, allerdings bei erheblich höheren Aufwand der Kalibrierung und Datenauswertung. Die Bestimmung des Relaxationszeitenspektrum erfolgt mit dem Ansatz einer Parallelschaltung vieler Maxwell-Elemente:



Durch Verwendung des verallgemeinerten Steifigkeit anstelle der mechanischen Impedanz ergaben sich auch hier wieder Vereinfachungen bei den Berechnungen. Die in dieser Studie beschriebene dynamische Behandlung des mechanischen Belastungssystems kann für die Entwicklungsplanung (Katholieke Universiteit Leuven) der Spacelab-Ausführung des ZETOS- Systems genutzt werden.

A.5. derzeitige ZETOS-Benutzergruppen

Universität Marburg, FB Humanmedizin, Abt. Experimentelle Orthopädie und Biomechanik,
Prof. D. Jones

University Edinburgh, Mechanostransduction Group, Dr. Brendon Noble

AO-Research Institute, Davos, Interface Biology Group, Dr. Goeff Richards

Katholieke Universiteit Leuven, Division of Biomechanics and Engineering Design, Prof. Jos
Vander Sloten

Université Jean Monnet, Faculte de Medecine, Laboratory of Bone Biology, Saint-Etienne
Dr. Laurence Vico-Pouget

University of Wisconsin-Medical School, Biogerontology Laboratory in the Department of
Population Health Sciences, Madison, USA, Prof. Everett L. Smith

Förderung des Projekts:

ESA (European Space Agency)

MAP (Microgravity Application Program): „Bone Metabolic Studies in a Combined
Perfusion and Loading Chamber“

A.6. Zusammenfassung

Es entstand ein Messsystem zur Bestimmung der Steifigkeit (dargestellt als Elastizitätsmodul) von Knochenproben in Langzeit-Bioreaktoren. Dieses System ermöglicht dynamische Stimulationen der Knochen mit Standard-Signalen (Sinus, Rechteck) sowie die Verwendung von beliebigen oder typischen physiologischen Signalen, wie z.B. „Gehen“, „Springen“ und „Laufen“, aufgenommen als sog. Ground-Reaction Forces, zur mechanischen Knochenstimulation. Optional können Softwarefilter (Hochpass, Tiefpass, realisiert als Finite-Impuls-Response Filter) eingeschaltet werden. Das Benutzerprogramm läuft auf WINDOWS™ Plattformen mit dem üblichen Komfort. Zeitkritische Aufgaben werden von einem Mikrocontroller im elektronischen System ausgeführt.

Die Arbeit enthält zwei theoretische Kapitel:

1. Kontinuumsmechanik und Tensoren
2. Rheologische Mechanik und Viskoelastizität

In Abweichung zur gängigen Theorie mechanischer Schwingungssysteme habe ich nicht die mechanische Impedanz, sondern eine verallgemeinerte Auffassung der Steifigkeit verwendet. Diese Steifigkeit ist dann i.a. komplexwertig und frequenzabhängig. Die Beziehung zwischen den Messdaten, der Steifigkeit und dem (komplexwertigen) Elastizitätsmodul der Knochenproben ist dann sehr einfach darzustellen. Aufgrund der eindimensionalen Messung und Belastung kann der elastische Tensor nicht vollständig bestimmt werden. Die Formulierung einer kraftabhängiger Steifigkeiten ermöglicht die einfache Behandlung von Nichtlinearitätserscheinungen und die Kalibrierung des mechanischen Belastungsgerätes.

In einer Langzeitmessreihe wurden Trabekel-Knochenproben aus einem humanen Hüftkopf mit dem physiologischen Signal „Springen“ 5 Minuten pro Tag stimuliert. Es zeigte sich eine deutliche Zunahme der Steifigkeit von fast 2%/Tag, während die Knochen einer Kontrollgruppe unverändert blieben. Eine dritte Gruppe von Knochenproben wurde ebenfalls mit „Springen“, jedoch Hochpass gefiltert stimuliert. Durch die fast gleiche Zunahme der Steifigkeit dieser Knochen wurde anhand des Signals „Springen“ gezeigt, dass allein höherfrequente Spektralanteile für bone-remodeling ausreichend sind.

Mit den Daten dieser Messreihe wurde erstmals die Frage der Entstehung und Bedeutung des nichtlinearen Verlaufs unserer Messkurven (Kompression gegen Kraft) durch die Existenz der von mir genannten „Kontaktflächenfunktion“ beantwortet. Dieser Effekt entsteht durch Rauigkeiten der Schnittfläche – dem Oberflächenkontakt. Modellrechnungen erklären folgendes:

- eine grobe Abschätzung der Standardabweichung der Rauigkeit der Schnittflächen
- den Unterschied zwischen der außen gemessenen Dehnung und der Dehnung im Knochenkern
- die Unmöglichkeit der Bestimmung des wahren Elastizitätsmoduls des kalzifizierten Anteils der Knochenkörper (der als linear im üblichen Sinne betrachtet werden darf) aus der Tatsache, dass die Dehnung mit Rücksicht auf die Vermeidung physiologischer Überlast auf kleine Werte beschränkt sein muss.

Die Messdaten wurden zusätzlich numerisch wie folgt verarbeitet:

- erste Ableitung Kompression gegen Kraft (kraftabhängige Nachgiebigkeit): Daraus wurde eine Methode zur Bestimmung der Kontaktflächenfunktion aus Messdaten abgeleitet. Es zeigte sich, dass diese Funktion keine strenge Invariante über den gesamten Messzeitraum

und an der Veränderung des Messwertes des Elastizitätsmoduls wahrscheinlich beteiligt ist. Dieser Effekt ist aber nur schwach.

- Integration (potentielle Energie): Daraus entstand eine alternative Methode zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls, die mit Einschränkungen eine simultane Anwendung der Messung des scheinbaren Elastizitätsmoduls während dynamischer Stimulation erlaubt.

Während der Langzeitmessreihe wurden auch Relaxationsmessungen vorgenommen. Dabei wurden zwei Zeitkonstanten festgestellt: im Mittel bei 0,4 und bei 20 Sekunden. Die kleinere der beiden Zeitkonstanten war zuvor unbekannt und zumindest diese muss in ihrer Umgebung in ein kontinuierliches Relaxationszeitenspektrum entwickelt werden, um den gemessenen zeitlichen Kraftverlauf bei Relaxation richtig approximieren zu können. Die Datenverarbeitung erlaubt u.a. die Darstellung der Frequenzabhängigkeit des Speicher- und des Verlustmoduls sowie den Verlustfaktor und die Phasendifferenz zwischen Kompression und Kraft im Falle harmonischer Anregung. Für die Messung des statischen (relaxationsfreien) Elastizitätsmoduls entsteht die Forderung einer Messzeit von ca. 3 Minuten.

Beim Vergleich der Modulspektren aus Relaxationsmessung mit den Spektren der physiologischen Stimulationssignale zeigte sich eine Selektivität der Knochen: Energiedissipation tritt bei „Gehen“ und „Springen“ auf, im Falle von „Laufen“ jedoch deutlich schwächer, was vermutlich der Ausdauer beim Laufen (Flucht-, Jagd-, Angriffsverhalten) dienen soll.

Es wurden bisher 6 Systeme gebaut, die von unseren Projektpartnern im Forschungsprojekt ESA-MAP (European Space Agency – Microgravity Application Program) eingesetzt werden.

An folgenden Veröffentlichungen war ich beteiligt:

D. B. Jones, E. Broeckmann, T. Pohl and E. L. Smith. Development of a Mechanical Testing and Loading System for Trabecular Bone Studies for Long Term Culture. European Cells and Materials Journal, Vol. 5 (Jan-Jun), 2003, p 48-60

E. L. Smith, E. Broeckmann, M. Kratz, Diane Cullen and David Jones. Long Term Cell Viability, Modelling and Remodelling in an ex Vivo Trabecular Bone Core Perfusion and Loading System. J. Bone Min Res. 2001

A.7. Literaturverzeichnis

Wissenschaftliche Literatur:

H. Akima, 1978: A Method of Bivariate Interpolation and Smooth Surface Fitting for Irregularly Distributed Data Points. ACM Transactions on Mathematical Software (TOMS), v.4 n.2, 148-159

H. Akima, 1996: Algorithm 760; rectangular-grid-data surface fitting that has the accuracy of a bicubic polynomial. ACM Transactions on Mathematical Software (TOMS), Vol. 22, Issue 3

R. Backer, 1993: Programmiersprache Assembler, Rowohlt, Hamburg

J.E.A. Bertram, 2001: What does Trabecular Bone Do (and why should it Follow Wolff's Law)?, Osteologie, Band 10/Heft 1

A. Bohne, G. Lang, 2000: GoTo Delphi 5. Addison-Wesley, München

J. Bortz, 1993: Statistik für Sozialwissenschaftler. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg

C.U. Brown, L.T. Norman, V. L. Kish, T.A. Gruen and J. D. Blaha, 1999: TRANSVERSE CREEP RESPONSE IN HUMAN FEMORAL BONE. presented at the 23rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, University of Pittsburgh, October 21-23

P. M. Buechner, R.S. Lakes, C. Swan, R.A. Brand, 2001: A Broadband Viscoelastic Spectroscopic Study of Bovine Bone: Implications for Fluid Flow. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 29, 719-728

P. M. Buechner, R.S. Lakes, 2003: Side Effects in the Elasticity and Viscoelasticity of Bone. Biomechan. Model Mechanobiol. 1, 295-301

R. Burkhardt, 1992: Der Osteoblast – Schlüssel zum Verständnis des Skelettorgans. Osteologie, Band 1, Heft 3

M.D. Buschmann, 1996: Numerical Conversion of transient to harmonic response functions for linear viscoelastic materials. J. Biomech, Vol. 30, No. 2, 197-202

M.D. Buschmann, J. Soulhat, A. Shirazi-Adl, J.S. Jurvelin, E.B. Hunziker, 1998: Confined compression of articular cartilage: Linearity in ramp and sinusoidal tests and the importance of interdigitation and incomplete confinement. J. Biomech, 31, 171-178

W. T. Cochran, J. W. Cooley, D. L. Favon, H. D. Helms, R. A. Kaenel, W. W. Lang, G. C. Maling Jr., D. E. Nelson, C. M. Rader, P. D. Welch, 1967: What is the Fast Fourier Transform ?. IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics, Vol. AU-15, No. 2

C. M. Davies, D. B. Jones, R. G. Richards, 2001: Trabecular Bone and Marrow Bioreactor. Preliminary Results of Culturing and Loading 3D Cores of Sheep Bone (Ex vivo System). European Cells and Materials Vol. 1. Suppl. 2, 71-73

T. Duncan, Advanced Physics, 1973: Materials and Mechanics, John Murray London

G. Engeln-Müllges, F. Reutter, 1990: Formelsammlung zur Numerischen Mathematik mit C-Programmen. Wissenschaftsverlag

Z. Fan, J. Swadener, J. Rho, M. Roy, G. Pharr, 2001: Anisotropy Nanoindentation Properties of Human Cortical Bone. 47th Annual Meeting, Orthopedic Research Society, Feb. 25-28, San Francisco

U. Frink, D. Schmidtbleicher, C. Wörn, 1991: Vergleich biomechanischer Messverfahren zur Bestimmung der Sprunghöhe bei Vertikalsprüngen, Leistungssport, 2. Ausgabe, 48-53

H. Frost, 1983: A determinant on bone architecture. The minimum effective strain. Clin. Orthop., 200:198-225

H. Frost, 1987: Bone ‚Mass‘ and the ‚mechanostat‘: a proposal. Anat. Rec., 219,1-9

S. Gerlach, A. Matzenmiller, 2001: Mikromechanische Modellierung von dehnungsratenabhängigen Faserverbundstoffen. PAMM Vol 1, Issue 1 (2002). Proceedings of the annual GAMM conferences, 145-146

S.A. Goldstein, D. L. Wilson, D.A. Sonstegard, L.S. Matthews, 1983: The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphysical location. J. Biomechanics Vol. 16, No 12, 965-969

S. Großmann, 1976: Mathematischer Einführungskurs für die Physik. Teubner

F. Haider, 2002: Steilkurs Elastizitätstheorie 2002-11-12.
<http://www.physik.uni-augsburg.de/~ferdi/skript/teil2/node3.html>

Ch. Hartung (1), 2003: Biomechanik des Knochens.
http://193.174.104.104/%7Ebmt/bio/pdf_vorlesung/6_biomechanik_knochen.pdf

Ch. Hartung (2), 2003: Biomechanik weicher Gewebe.
http://193.174.104.104/%7Ebmt/bio/pdf_vorlesung/3_biomechanik_weiche_gewebemodelle.pdf

K. H. Hellwege, 1976: Einführung in die Festkörperphysik. Springer-Verlag

E.J. Hearn, 1997: Mechanics of Materials, Butterworth-Heinemann

S. Hengsberger, A. Kulik, Ph. Zysset, 2001: A Combined Atomic Force Microscopy and Nanoindentation Technique to investigate the elastic Properties of Bone Structural Units. European Cells and Materials, Vol. 1., 12-17

S. Hengsberger, J. Enstroem, F. Peyrin, Ph. Zysset, 2003: How is the indentation modulus of bone tissue related to its macroscopic elastic response ? A validation study. J. of Biomechanics 36, 1503-1509

A. Heinecke, E. Hultsch, R. Repges, 1992: Medizinische Biometrie. Springer-Verlag

A. H. Hoffman, T.L. Brehio, S. Rosas, S. S. Kohles, 1999: The Effect of Bone Viscoelasticity on Protocols for Indentation Tests. Proceedings of the 1999 Bioengineering Conference (Eds. V.K. Goel, R.L. Spilker, G.A. Atashian, L.J. Soslowsky), BED-Vol. 42, ASME/AICHE/USNCB/BMES, Big Sky, MT, June 1999, pp. 313-314
<http://asme.pinetec.com/bio1999/data/pdfs/a0013959.pdf>

M.C. Hobatho, J.Y. Rho, R.B. Ashman, 1997: Anatomical Variation of human cancellous bone mechanical properties in vitro. Bone Res. In Biomechanics. G. Lowet et al. Eds. IOS Press pp157-171

S. J. Hollister (1), 2003: Biomechanics: Bone Structure Functions. Vorlesung Uni Michigan: BME/ME 456
<http://www.engin.umich.edu/class/bme456/bonefunction/bonefunction.htm>, 2003

S. J. Hollister (2), 2003: Biomechanics: Bone Structure. Vorlesung Uni Michigan: BME/ME 456
<http://www.engin.umich.edu/class/bme456/bonestructure/bonestructure.htm>, 2003

D. B. Jones, D. Bingmann, 1991: How do Osteoblasts respond to mechanical stimulation ?. Cells and Methods, Vol 1, 329-340

D. B. Jones, U. Boudriot, M. Kratz, F. Martens, K. Koller, E. L. Smith, 2001: A Trabecular Bone and Marrow Bioreactor. European Cells and Materials Vol. 1. Suppl. 2, page 53
(Zugriff: <http://www.ecmjournal.org/journal/papers/pdf/v001supp2a46.pdf>)

D. B. Jones, E. Broeckmann, T. Pohl and E. L. Smith, 2003: Development of a Mechanical Testing and Loading System for Trabecular Bone Studies for Long Term Culture. European Cells and Materials Journal, Vol. 5 (Jan-Jun), p 48-60
(Zugriff: <http://www.ecmjournal.org/journal/papers/vol005.htm>)

D.B. Jones, H. Nolte, J-G. Scholübbbers, E. Turner and D. Veltel, 1991: Biochemical signal transduction of mechanical strain in osteoblast-like cells. J. Biometaterials, Vol 12

H. P. Klapdohr, 2003: Der ZETOS, ein Kultur- und Belastungssystem für trabekuläre Knochen, Untersuchung an humanen Knochenzylindern. Dissertation, Gießen

K. Koller, 2004: Optimierung und Validierung eines ex-vivo Kultursystems für trabekuläre Knochen. zur Dissertation eingereicht, Marburg

H. Krienke, 2004: Physikalische Chemie - Vektor - und Tensorrechnung.
http://www.uni-regensburg.de/Fakultaeten/nat_Fak_IV/Physikalische_Chemie/Krienke/lehre_pdf/vt/vtneu7.pdf

R. H. Kuratle, A. Signer, 1997: Robuste Signale aus piezo-elektrischen Messgrößen. TR Technische Rundschau HdA, 97/98

L. E. Lanyon, 1987: Functional strain in bone tissue as an objective and controlling stimulus for adaptive bone remodelling. J. Biomech., 20(11-12): 1083-1093

N. Loveridge, 1999: Bone: More than a stick. J. Anim. Sci, Vol. 77, Suppl 2/J, 1999

- H.-P. Messmer, 1995: PC-Hardwarebuch. Addison-Wesley, München
- J. L. McCrory, J. Derr, P.R. Cavanagh, 1997: Ground Reaction Forces in 1G and simulated zero-gravity. Annual Meeting of American Society of Biomechanics
<http://www.asb-biomech.org/onlineabs/abstracts97/120/>
- E. Meyer, D. Guicking, 1974: Schwingungslehre. Vieweg, Braunschweig
- R. Müller, and W. C. Hayes, 2004: Trabecular Bone Architecture in the Course of Simulated Bone Atrophy. <http://www.bioelectronics.ethz.ch/index.php?topic=publication-siba&anchor=Titlepage>
- R. S. Lakes, J. L. Katz, 1979: Viscoelastic properties of wet cortical bone-II. Relaxation mechanism. *J. Biomechanics*, 12, 679-87
- R. S. Lakes, 1995: On the torsional properties of single Osteons. *J. Biomechanics*, 1409-1410
- R. S. Lakes, 1993: Materials with structural hierarchy. *Nature*, 361, 511-515
- R. S. Lakes (1), 2003: Viscoelastic Notes adapted from Viscoelastic Solids.
<http://silver.neep.wisco.edu/~lakes/VENotes.html>
- R. S. Lakes (2), 2003: Elastic Anisotropy of Bone.
<http://silver.neep.wisc.edu/~lakes/BME601Fr.html>
- R. S. Lakes (3), 2003: Bone Remodelling.
<http://silver.neep.wisc.edu/~lakes/BoneRemod.html>
- R. S. Lakes (4), 2003: Meaning of Poisson's ration.
<http://silver.neep.wisc.edu/~lakes/BME601Fr.html>
- A. Oza, R. Vanderby Jr., R. S. Lakes, 2003: Interrelation of creep and relaxation for nonlinearly viscoelastic materials: application to ligament and metal. *Rheol. Acta*, Vol 42, 557-568
- P. P. Provenzano, R. S. Lakes, D.T. Corr, R. Vanderby Jr., 2002: Application of nonlinear viscoelastic models to describe ligament behavior. *Biomechan. Model Mechanobiol.*, Vol 1, 47-57
- Y. Qin, C. Rubin, K. McLeod, 1998: Nonlinear dependence of loading intensity and cycle number in the maintenance of bone mass and morphology. *J. Orthop. Res*, 16(4), 482 - 489
- G. Schmitz, 2002: Mechanik der Kontinua, 06.02.02.
http://www.uni-muenster.de/Physik/MP/gschmitz/Physik3_ws01/physIII06_02.pdf
- T. M. Skerry, L. Bitensky, J. Chayen and L. E. Lanyon, 1989: Early Strain-Related Changes in Enzyme Activity in Osteocytes Following Bone Loading In Vivo. *J. Bone and Min. Res.*, Vol. 4, No 5, 783 - 788

- E. L. Smith, E. Broeckmann, M. Kratz, Diane Cullen and D. Jones, 2001: Long Term Cell Viability, Modelling and Remodelling in an ex Vivo Trabecular Bone Core Perfusion and Loading System. *J. Bone Min Res.*
- E. L. Smith, F. Martens, K. Koller, W. Clark, D. B. Jones, 2000: The Effects of 20 Days of Mechanical Loading Plus PTH on The E-Modulus of Cow Trabecular Bone. Abstracts 22nd annual meeting ASMBR 2000 SAP 07
- H. Spiro, 1985: Simulation integrierter Schaltungen durch universelle Rechnerprogramme. Oldenbourg, München
- S. Srinivasan, D.A. Weimer, S.C. Agans, S.D. Bain, T.S. Gross, 2002: Low-magnitude mechanical loading becomes osteogenic when rest is inserted between each load cycle.: *J Bone Miner. Res.*, 17(9): 1613-20
- S. Srinivasan, T. S. Gross, 2001: The potent Osteogenic Potential of rest-inserted Loading: Role of Fluid Flow as an underlying modality.
<http://asb-biomech.org/onlineabs/abstracts2001/pdf/070.pdf>
- S. D. Stearns, 1979: Digitale Verarbeitung analoger Signale. R. Oldenbourg Verlag
- H. Stephanie, G. Kluge, 1975: Grundlagen der theoretischen Mechanik. VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften, Berlin
- C. C, Swan, R. S.. Lakes, R. A. Brand, K. J. Stewart, 2003: Micromechanically Based Poroelastic Modeling of Fluid Flow in Haversian Bone. *J. Biomech. Engineering*, Vol. 125/25
- W. Tackmann, 1985: Repititorium der Histologie, Auxilium
- L. Thorwesten, 2000: Der Einfluss von Bandagen und Orthesen auf sensormotorische Defizite am oberen Sprunggelenk, *Orthopaedie-Technik* 51, No. 6, Seite 552ff
- U. Tietze, Ch. Schenk, 1993: Halbleiter-Schaltungstechnik, Springer
- CH. Turner, T. Yoshikawa, MR. Forwood, TC. Sun, DB. Burr, 1995: High frequency components of bone strain in dogs, measured during various activities. *J. Biomech*, Vol, 28, pp 39-44
- W. N. Unertl, 2003: Creep Effects in Nanometer-Scale Contacts to viscoelastic Materials: A Status Report.
<http://www.ume.maine.edu/LASST/lasst-staff/faculty/unert/JAdhesionCreepEffects.pdf>, 2003
- K. Wate, C. Alsop, J. Caultan, C. Rubin, J. Adams and Z. Mughal, 2004: Low Magnitude Mechanical Loading is osteogenic in Children with disabling Conditions. *J. Bone Min. Res.*, Vol. 19, No. 3
- J. Wolff, 1892: Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin, Hirschwald

G. Wunsch, 1970: Systemtheorie in der Informationsverarbeitung. Akademische Verlagsgesellschaft Leipzig

J. Yamashita, B.R. Furman, H.R. Rawls, X. Wang, C.M. Agrawal, 2001: The use of dynamic mechanical analysis to assess the viscoelastic properties of human cortical bone. J Biomed Mater Res., 58(1), 47-53

H.S. Yoon, J. L Katz, 1976: Ultrasonic wave propagation in human cortical bone II, measurements of elastic properties and microhardness. J. Biomechanics, 9, 459

Literatur der Komponentenhersteller:

/1/ Physik Instrumente (PI), 2001: MicroPositioning, NanoPositioning, NanoAutomatisation

/2/ Physik Instrumente (PI): Operating Manual E-420.20: High Voltage Amplifier
<http://www.physikinstrumente.com>

/3/ KISTLER-Katalog, <http://www.kistler.com>

/4/ K. H. Martini: Mehrkomponenten-Dynamometer mit Quarzkristall-Kraftmesselement, in: Technische Druck- und Kraftmessung, Sonderdruck bei Fa. Kistler

/5/ UPM-interferometer, made by Intop Precision Engineering, Verkauf durch Polytec,
<http://www.polytec.de/polytec-de/produkte/lm/lm2-tka/lm2-linien/intop.htm>

Betriebsanleitungen, technische Beschreibungen:

/6/ Siemens, 1995: Microcomputer Components SAB 80C517/80C537, User's Manual 05.95

/7/ Siemens: Microcomputer Components SAB 80C517A/80C517A-5, Addendum to User's Manual SAB 80C517/80C537

/8/ Phytec, 1984: BDEmodul-537/Light, Hardware-Manual

/9/ Intop Precision Engineering, 1998: Laser-Interferometer, Homodyne demodulation scheme using generated carrier, V1.1

/10/

URLs zum Thema Druckerschnittstelle, Enhanced Parallel Port

<http://www.eureca.de/theorie/EPP/EPP.htm>

<http://www.fapo.com/eppmode.htm>

<http://www.physik.uni-osnabrueck.de/kbetzler/win32/ieee1284/negoti8.htm>

http://ac16.uni-paderborn.de/lehrveranstaltungen/_testpt/schnitt/Byte_Mode.html

http://ac16.uni-paderborn.de/lehrveranstaltungen/_testpt/schnitt/EPP_Mode.html

http://ac16.uni-paderborn.de/lehrveranstaltungen/_testpt/schnitt/negotiation.html

<http://www.geocities.com/SiliconValley/Bay/8302/parallel.htm>

<http://www.es.unc.edu/~tracker/tech/epp.html>

/11/ Keil-Elektronik, 1988: C-Compiler-51 Bedienungsanleitung 9.88

/12/ Keil-Elektronik, 1988: MCB-51 Prototypen Baugruppe mit 80535 CPU
Bedienungsanleitung 1.88

/13/ Fa. Kithara, 2000: Handbuch driver collection

/14/ Phillips, 2000: The I²C-Bus Specification, Version 2.1
<http://www.semiconductors.philips.com/acrobat/literature/9398/39340011.pdf>

/15/ KISTLER-Betriebsanleitung: Quarzmessunterlagscheiben Typ 9001..9091A

selbsterstellte Betriebsanleitungen, technische Beschreibungen für Benutzer des ZETOS-
Systems:

/16/ ZETOS Operating Manual

/17/ ZETOS Maintenance Manual

/18/ ZETOS Data Transfer PC ↔ Microcontroller

/19/ ZETOS-Messsystem für hohe Frequenzen und Messungen an Knorpelgewebe

A.8. Danksagungen

Herr Prof. D. Jones hatte die Idee zur Entwicklung des ZETOS-Systems. Ich danke ihm für diese sehr anspruchsvolle Aufgabenstellung, für die gute Betreuung und für die vielen Diskussionen im Rahmen der langjährigen Arbeit und die gute Zusammenarbeit. Die von Ihm angeregten Relaxationsmessungen führten zur Einordnung der gemessenen Elastizitätsmodule in der komplexen Zahlenebene mit Frequenzabhängigkeit.

Die Herren Prof. Jungelas und Prof. Ries lenkten meine Aufmerksamkeit auf die Messung von Materialeigenschaften. Prof. Ries danke ich für die Annahme der Arbeit als Hauptgutachter im Fachbereich Physik. Durch seine Anregungen wurden die als Elastizitätsmodul bezeichneten Messwerte des Systems aus der Sicht der Kontinuumsmechanik dargestellt und es entstand eine theoretische Darstellung, welche eine verallgemeinerte und praktisch anwendbare Auffassung der Steifigkeit in den Mittelpunkt stellte.

Frau Marita Kratz danke ich für die Anregungen und Rückmeldungen bei der Benutzung des Programms und der Bedienung des Systems und für Ihre Hilfe bei der Knochenpräparation. Ich danke ihr auch für die Geduld und den Optimismus, wenn etwas noch nicht so richtig funktionierte. Mit ihren Erklärungen der Knochenbiologie, der Beschaffung von Literatur, Daten und Bildern war sie ständiger guter Begleiter dieser Arbeit.

Herr Torsten Pohl, unserer Feinmechaniker, war der dritte um Bunde der Entwickler. Ihm danke ich für die Konstruktion des mechanischen Belastungsgerätes, für die hervorragende freundschaftlich kameradschaftliche Zusammenarbeit und sein Verständnis, wenn meine Ansichten manchmal theoretischer Art waren.

Herrn Prof. Everett L. Smith danke ich für seine vielfältigen Anregungen und kritische Durchsicht des Manuals und der Veröffentlichungen sowie sein häufiger Einsatz in unserer Abteilung und im Kreise der Benutzer. Die von Ihn bereitgestellten Daten der Katheter-Druckmessungen führten zum Begriff der kraftabhängigen Kontaktflächenfunktion, mit der ich Nichtlinearitäten und die innere Dehnung erklären wollte, um „der Sache ganz auf den Grund zu gehen“.

Den Doktoranten unserer Abteilung danke ich für ihre Änderungswünsche, die somit das Programm immer wertvoller werden ließen.

Den Mitgliedern unserer internationalen Forschergruppe ESA-MAP (European Space Agency – Microgravity Application Program) danke ich für die Rückmeldungen bei der Nutzung des Programms und der Übersendung von Fotos.

A.9. Wissenschaftlicher Werdegang

Studium: Physik an der Georg-August Universität Göttingen, Diplomarbeit im Fach Angewandte Physik / Schwingungsphysik, Thema: Zweitonmaskierung von Schmalbandrauschen (Experimente und Theorie), Diplom 1983

als Werkstudent 1982: Klinikum Göttingen, Abteilung Neurophysiologie: In Zusammenarbeit mit dem Neurolinguisten Prof. Paul W. Schönle leistete ich hier die Entwicklung einer Apparatur zur Aufzeichnung von Artikulationsvorgängen für den Einsatz z. B. an Stotterern. Veröffentlichungen: Schönle PW *et al.*, 1983 und J. Höhne *et al.*, 1986.

als Werkstudent 1979-1980: Fa. Selcom-Meßsysteme, Göttingen: optoelektronische Messtechnik und Elektronikentwicklung

Berufstätigkeit:

1983 – 1985: Orthopädischen Klinik der Universität Münster: Entwicklung eines optoelektronischen Messsystems zur kabelfreien Registrierung schneller 3-dimensionaler Bewegungsabläufe. Dafür erhielt ich 1986 den Innovationspreis der Stadt Münster.

Er folgte Industrietätigkeit:

1986- 1988: Fa. RNT-Nachrichtentechnik: Entwicklung HF- und Nachrichtentechnik

1988- 1993: Fa. Keller GmbH: Messen-Steuern-Regeln, Pyrometrie. Hier wurde ich mit der Projektverantwortung im Zusammenarbeit mit der Abteilung Thermodynamik des Instituts für Transurane des Kernforschungszentrums Karlsruhe betraut: 6-Wellenlängenpyrometer.

Danach arbeitete ich freiberuflich u.a. für:

- BFI-Automation: Entwicklung eines preisgünstigen Quotientenpyrometers
- Mährescherfabrik Claas: akustisch-elektronische Körnerverlustmessung und Dichte-unabhängige Körner-Feuchtemessung in Hochfrequenzresonatoren
- Universität Münster, Abt. Exp. Orthopädie und Biomechanik (Dr. D.B. Jones): Mitarbeit bei den ersten Experimenten unter Mikrogravitation (Calzium-Fluoreszenz bei Knochenzellen)
- Universität Münster, Abteilung für Angewandte Biomechanik (Prof. Nicol): Druckverteilungsmessungen am menschlichen Körper, Veröffentlichung: Nicol, K. *et al.*, 1995

1995- 2000: Fa. GeBioM - Gesellschaft für Biomechanik Münster: Entwicklung „body-scanning“, div. Messsysteme

seit März/2000: Eintritt in die Abt. Exp. Orthopädie und Biomechanik (Prof. Dr. D.B. Jones) am Klinikum der Philipps-Universität Marburg: u.a. Entwicklung des ZETOS-Messsystems, Veröffentlichung: D. B. Jones *et al.*, 2003.

Veröffentlichungen:

D. B. Jones, E. Broeckmann, T. Pohl and E. L. Smith. Development of a Mechanical Testing and Loading System for Trabecular Bone Studies for Long Term Culture. *European Cells and Materials Journal*, Vol. 5 (Jan-Jun), 2003, p 48-60

E. L. Smith, E. Broeckmann, M. Kratz, D. Cullen and D. Jones. Long Term Cell Viability, Modelling and Remodelling in an ex Vivo Trabecular Bone Core Perfusion and Loading System. *J. Bone Min Res.* 2001

Nicol, K., Bröckmann, E., Damberg, J., Schewe, H., Shan, G.B., Peikenkamp, K., Rusteberg, D., Wieners, A. (1995). Methods for studying sitting and reclining. 15th Congress of the International Society of Biomechanics, Jyväskylä.

Schönle PW, Wenig P, Schrader J, Graebe K, Broeckmann E, Conrad B. Ein elektromagnetisches Verfahren zur simultanen Registrierung von Bewegungen im Bereich des Lippen-, Unterkiefer- und Zungensystems. *Biomed. Technik* 1983, 28:263–267

J. Höhne, P. Schönle, B. Conrad, P. Wenig, B. Baumgart, K. Gräbe, G. Hong, J., Schrader, E. Bröckmann. Measurement of Articulatory Movements. *Proceedings of the Eighth Annual Conference of the IEEE/Engineering in Medicine and Biology Society*, 1986, 1564-1567