



Forschungszentrum Karlsruhe
Technik und Umwelt

Wissenschaftliche Berichte
FZKA 6279

**Untersuchung einer Methode
zur nichtinvasiven Messung
von Steifigkeitskoeffizienten
an lebendem Gewebe mit
multimodalen bildgebenden
Verfahren**

H. Maaß

Institut für Angewandte Informatik
Arbeitsschwerpunkt Medizintechnik

März 1999

Forschungszentrum Karlsruhe

Technik und Umwelt

Wissenschaftliche Berichte

FZKA 6279

Untersuchung einer Methode zur nichtinvasiven Messung von
Steifigkeitskoeffizienten an lebendem Gewebe mit multimodalen
bildgebenden Verfahren

Heiko Maaß

Institut für Angewandte Informatik
Arbeitsschwerpunkt Medizintechnik

Als Dissertation genehmigt von der Fakultät für Maschinenbau
der Universität Fridericiana zu Karlsruhe

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Karlsruhe
1999

Als Manuskript gedruckt
Für diesen Bericht behalten wir uns alle Rechte vor
Forschungszentrum Karlsruhe GmbH
Postfach 3640, 76021 Karlsruhe
Mitglied der Hermann von Helmholtz-Gemeinschaft
Deutscher Forschungszentren (HGF)
ISSN 0947-8620

Untersuchung einer Methode zur nichtinvasiven Messung von Steifigkeitskoeffizienten an lebendem Gewebe mit multimodalen bildgebenden Verfahren

Zusammenfassung

Die Kenntnis der Steifigkeitskoeffizienten lebenden Gewebes ist von großer Wichtigkeit für die medizinische Diagnostik und die graphische Simulation weicher biologischer Gewebe. In der Medizin deuten Verhärtungen und Aufweichungen auf pathologische Befunde. Die Qualität einer graphischen Simulation weicher Gewebe ist an die Wirklichkeitstreue der Darstellung gebunden, die durch deren elastodynamisches Verhalten bedingt ist.

Bisher bekannte nichtinvasive Verfahren zur Messung der elastischen Eigenschaften von biologischem Gewebe nutzen dessen Wirkung auf mechanische Pulse oder niederfrequente Schwingungen, die von außen in das Meßobjekt eingebracht werden. Diese Verfahren liefern aber entweder nur qualitative Ergebnisse oder nur sehr ungenaue Meßwerte.

Der neue Ansatz baut auf der Theorie auf, daß die Elastizität eines Materials von der Geschwindigkeit der sich darin ausbreitenden Schallwellen abhängt. In der Mechanik ist dieser Zusammenhang hinreichend bekannt. Diese Arbeit untersucht die Möglichkeiten der Transformation und Anwendung dieser Gesetze auf die mechanischen und akustischen Eigenschaften lebenden biologischen Gewebes.

Es wird ein mechanisches Modell biologischen Gewebes aufgestellt, das dessen nichtlineare Eigenschaften berücksichtigt. Mit den Regeln für Schallausbreitung in biologischen Medien werden die Zusammenhänge zwischen Schallgeschwindigkeit und Steifigkeitsparametern untersucht.

Für die zerstörungsfreie Materialprüfung an biologischen Körpern gibt es bildgebende radiologische Meßverfahren (Ultraschall, Röntgen- und Magnetresonanztchnik), die auch tief im Körper liegende Bereiche nichtinvasiv erfassen können. In einer Computersimulation wird die Ausbreitung von Ultraschall in biologischen Materialien untersucht.

Es wird ein Verfahren vorgestellt, das auf der Kombination der Ultraschalltechnik mit einem zweiten radiologischen Diagnosesystem beruht. Durch die Zusammenführung der Meßdaten aus dem Ultraschallsystem mit denen des zweiten bildgebenden Verfahrens wird die Schallgeschwindigkeit in einem Prüfobjekt im lebenden Körper nichtinvasiv gemessen.

In einer großen Zahl von Experimenten werden die akustischen und die mechanischen Eigenschaften biologischer Gewebe *in vitro* und *in vivo* gleichzeitig gemessen und anschließend miteinander verglichen. Die Meßreihen beschränken sich auf weiche biologische Organe, deren Begrenzungen durch medizinische bildgebende Diagnosesysteme erkannt werden können. Auf der Grundlage der experimentell ermittelten Daten und der biophysikalischen Vorüberlegungen wird die Quantifizierung einer Vorschrift zur Bestimmung der elastischen Materialeigenschaften lebenden Gewebes durch die nichtinvasive Messung der Schallgeschwindigkeit diskutiert.

A Study on a Noninvasive Method for Determining Living Tissue Stiffness Coefficients Using Multimodal Imaging Systems

Abstract

In medical diagnosis and in the field of graphical simulation of soft biological tissue the stiffness coefficients of living tissue are leading values. In medicine hardenings or softenings indicate pathological results. The quality of a graphical simulation of soft tissue is closely related to the proximity to reality, which depends mainly on the elastodynamic tissue behaviour.

Known methods for the noninvasive measurement of the elastic properties of biological tissue use the material answer to mechanical pulses or vibrations at low frequencies, which are applied externally from the outside of the body. These methods provide only qualitative or inaccurate results.

The new approach builds upon the theory, that the elasticity of a material is dependent on the velocity of sound waves propagating in the material. In technical mechanics, this relationship is well known. In this thesis an investigation is carried out on a transformation of the technical laws being applicable to the mechanical and acoustical properties of biological living tissue.

A model describing the mechanical behaviour of biological tissue is worked out. It takes nonlinear mechanical tissue properties into account. The connection between velocity of sound and stiffness parameters is investigated using the rules for the propagation of sound in biological media.

There are several radiologic imaging methods for the nondestructive testing of biological bodies (Ultrasound, X-ray- and magnetic resonance technique). They are capable of registering regions lying deep inside the body noninvasively. A method, based on the combination of the ultrasound technique with a second radiologic diagnostic system is presented. The speed of sound in a living body is measured noninvasively by a coupled evaluation of the data of the ultrasound system with those of the second imaging device. Additionally, the propagation of ultrasound in biological materials is investigated in a computer simulation.

The acoustical and mechanical properties of biological tissue are measured simultaneously *in vitro* as well as *in vivo*. A great number of experiments is performed and the results are compared with each other. The series of measurements are restricted to soft biological organs, the boundaries of which can be identified by means of medical diagnostic imaging systems.

The quantification of a relation, appropriate for the determination of the elastic material properties by a noninvasive measurement of the sound speed is discussed on the basis of the experimentally derived data and the biophysical considerations.

Inhalt

1 Einleitung	1
1.1 Bedeutung der Arbeit	1
1.2 Stand der Technik	2
1.2.1 Geschichte der medizinischen Diagnostik	2
1.2.2 Bildgebende Meßverfahren	3
1.2.3 Bestimmung elastischer Eigenschaften	5
1.3 Konzept	6
1.3.1 Offene Probleme	7
1.3.2 Ziele und Aufgaben	7
1.3.3 Gliederung	10
2 Theorie	11
2.1 Klassische Theorie	11
2.1.1 Elastizitätstheorie	11
2.1.2 Molekularakustik	17
2.1.3 Steifigkeitskoeffizienten und Schallparameter	22
2.2 Biomechanisches Modell	24
2.2.1 Biologisches Gewebe	24
2.2.2 Akustische Eigenschaften	30
2.2.3 Akustoelastisches Modell	32
3 Nichtinvasive Schallgeschwindigkeitsbestimmung	35
3.1 Stand der Technik	36
3.2 Meßprinzip	37
3.3 Programm zur Schallsimulation	38
3.3.1 Theorie der Schallausbreitung	38
3.3.2 Implementierung	40
3.3.3 Ergebnisse	42
3.4 Programm zur Schallgeschwindigkeitsmessung	42
3.4.1 Positionserkennung	43
3.4.2 Meßgenauigkeit	43
3.4.3 Meßaufbau	43
3.4.4 Visualisierung und Durchführung	44
3.4.5 Systemvoraussetzungen	46
3.4.6 Anwendung	47
4 Messungen	48
4.1 Prüfeinrichtungen	48
4.1.1 Zugprüfmaschine	48
4.1.2 Druckprüfung mit Ultraschallmessung	48
4.1.3 Stationäre Prüfeinrichtung	49
4.1.4 Mobile Prüfeinrichtung	51
4.2 Prüfung und Auswertung	58
4.2.1 Zugversuche ohne Ultraschallmessung	58
4.2.2 Versuche mit Ultraschallmessung	59
4.2.3 Parametrisierung	60
4.2.4 Korrelationsanalyse	62
4.3 Ergebnisse	63
4.3.1 Zugversuche ohne Ultraschallmessung	63

4.3.2 Druck- und Zugversuche mit Ultraschallmessung	66
4.3.3 Ergebnisse mit der mobilen Prüfeinrichtung	73
4.3.4 Diskussion	84
4.3.5 Fazit	87
5 Zusammenfassung	88
6 Literatur	91
Anhang	97

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1-1: Der „Karlsruher Endoskopie Trainer“	2
Abbildung 1-2: Meßprinzip in geschichteten Medien	9
Abbildung 2-1: Druckverteilung bei Flächenpressung	17
Abbildung 2-2: Erwartetes Spannungs-Stauchungs-Diagramm	28
Abbildung 3-1: Nichtinvasives Meßprinzip	37
Abbildung 3-2: Schallsimulationsprogramm	40
Abbildung 3-3: Anordnung für die nichtinvasive Messung	44
Abbildung 3-4: Bildschirmdarstellung der virtuellen Meßszene	45
Abbildung 3-5: Volumendatensatztechnik	45
Abbildung 3-6: Überlagerungsfenster	47
Abbildung 4-1: Zugversuch	48
Abbildung 4-2: Prinzip des Meßaufbaus mit Ultraschallmessung	49
Abbildung 4-3: Meßaufbau mit Schieblehre	51
Abbildung 4-4: Prinzipschaltbild der „Sing-Around“ - Technik	52
Abbildung 4-5: Plot des gesendeten und des empfangenen Signals	55
Abbildung 4-6: Prinzipschaltbild der Parallelport-Meßkarte	56
Abbildung 4-7: Belastungsverlauf der Zugversuche	58
Abbildung 4-8: Meßprinzip	59
Abbildung 4-9: Allgemeiner Kurvenverlauf	60
Abbildung 4-10: Vergleich der Parametrisierungsverfahren	61
Abbildung 4-11: Allgemeiner Kurvenverlauf bei Zugversuchen	64
Abbildung 4-13: Zugversuch an Herzmuskel	65
Abbildung 4-13: Skelettmuskel, kleine Zugbelastung	65
Abbildung 4-14: Zugversuch an Sehne	65
Abbildung 4-16: Zugversuch an Leber	65
Abbildung 4-16: Druckversuch stationär	66
Abbildung 4-17: Zugversuch stationär	67
Abbildung 4-18: Typischer Kurvenverlauf bei Druckversuchen	68
Abbildung 4-19: Zugversuch Muskel	68
Abbildung 4-20: Druckversuch Niere	68
Abbildung 4-21: Druckversuch Fett	68
Abbildung 4-22: Druckversuch Herzmuskel	68
Abbildung 4-23: Meßergebnisse an Gewebe vom Schwein	70
Abbildung 4-24: Meßergebnisse an Rindergewebe im Zugversuch	71
Abbildung 4-25: Meßergebnisse an Rindergewebe im Druckversuch	72
Abbildung 4-26: Leber in vitro	74
Abbildung 4-27: Niere in vitro	74
Abbildung 4-28: Leber in vivo	75
Abbildung 4-29: Niere in vivo	75
Abbildung 4-30: Schwein mit geöffnetem Bauchraum	74
Abbildung 4-31: Messung des E-Moduls an inneren Organen vom Schwein	76
Abbildung 4-32: Graphische Übersicht der Ergebnisse in vitro und in vivo	78
Abbildung 4-33: Kurvenformen des einparametrischen Ausgleichs	80
Abbildung 4-34: Ergebnisse des einparametrischen Ausgleichs aus Meßreihen am Schwein	81
Abbildung 4-35: entspannter Bizeps	82
Abbildung 4-36: angespannter Bizeps	82
Abbildung 4-37: Ergebnisse der Bizepsmessungen	83

Tabellenverzeichnis

Tabelle 3-1: Wertetabelle für geschichtete Medien	39
Tabelle 4-1: Meßbereiche mit Fehler < 0,5%.....	54
Tabelle 4-2: Amplituden und Dynamik für Zugversuche	58
Tabelle 4-3: Parametrisierungskoeffizienten.....	62
Tabelle 4-4: Tangentenmoduln der Zugversuche in MPa	64
Tabelle 4-5: Tangentenmoduln E_{in} der Zugversuche in MPa.....	64
Tabelle 4-6: Ergebnisse der Dichtemessungen	69
Tabelle 4-7: Ergebnisse der Schalldämpfungsmessung	69
Tabelle 4-8: Vergleich gemessener Werte mit Literaturangaben.....	73
Tabelle 4-9: Schallgeschwindigkeiten, E-Moduln und Trend.....	77
Tabelle 4-10: Ergebnisse des Tests bei unterschiedlichen Stauchgeschwindigkeiten	78
Tabelle 4-11: Vergleich: intra vitam - post mortem.....	79
Tabelle 4-12: Kurvenformkoeffizienten.....	80
Tabelle 4-13: Ergebnisse der polynominalen Regression	82
Tabelle 4-14: Schallgeschwindigkeit und Ursprungssteigung bei der Bizepsmessung	83

Formelzeichen

Zeichen	Bezeichnung	Einheit
α	Dämpfung	dB/m
β	Kompressibilität	m ² /N
ε	Dehnung	
ε_{ij}	Dehnungstensor	
η	Viskositätsparameter	Pa s
Θ	Volumendehnung	
κ	Viskositätsparameter	Pa s
λ	Wellenlänge; Lamé-Konstante	m; Pa
μ	Lamé-Konstante	Pa
ν	Poissonzahl	
ξ	Teilchenamplitude	m
ρ	Materialdichte	kg/m ³
σ	Spannung	Pa
σ_{ij}	Spannungstensor	
τ	Zeitkonstante	s
φ	Winkel	°
ω	Kreisfrequenz	Hz

Zeichen	Bezeichnung	Einheit
a	allgemeiner Koeffizient	
b	allgemeiner Exponent	
c	Schallgeschwindigkeit	m/s
C_{ijklm}	Elastizitätstensor	Matrix
d	Dämpfer-Konstante	N/(m/s)
e	Kugeltensor der Verzerrung	
e_{ij}	Verzerrungsdeviator	
E	Elastizitätsmodul	MPa
f	Frequenz	Hz
F	Kraft	N
G	Gleitmodul	MPa

I_i	Invariante	
k	Federkonstante; Wellenzahl	N/m; 1/m
K	Kompressionsmodul	
l_k	Korrelationslänge	m
m	Masse	kg
\mathbf{n}	Einheitsvektor	
N	Nahfeldlänge	m
p	Parameter	MPa
P	Druck	Pa
P_i	Kurvenformkoeffizienten	
r	Radius	m
r_{xy}	Regressionskoeffizient	
R_S	Rückstreukoeffizient	dB/m
\mathbf{s}	Kugeltensor der Spannung	
s_{ij}	Spannungsdeviator	
t	Zeit	s
T	Temperatur	°C
u	Verschiebung	m
\mathbf{u}	Verschiebungsvektor	
U	Ergänzungsarbeit	J
V	Volumen	m^3
V_{ijklm}	Voigtensor	
W	Verzerrungsarbeit	J
x	allgemeine Variable	
y	allgemeine Variable	
Z	akustische Impedanz	$kg/(s \cdot m^2)$

Umrechnungen der Einheiten sind in Anhang F aufgeführt.

Symbole	Beschreibung	
∇	Nablaoperator	$\vec{i} \frac{\partial}{\partial x} + \vec{j} \frac{\partial}{\partial y} + \vec{k} \frac{\partial}{\partial z}$
div	Divergenz	Skalarprodukt $\nabla \cdot$
det	Determinante	
\bar{x}	Mittelwert	$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$
δ_{ij}	Kroneckersymbol	Matrizelemente = 1 für $j = i$, sonst 0

1 Einleitung

1.1 Bedeutung der Arbeit

Die Entwicklung in der medizinischen Diagnostik und der medizinischen Operationstechnik tendiert zu effektiven Methoden, die den Patienten weniger belasten. Seit einigen Jahren werden in der Medizin verschiedene chirurgische Operationen minimal invasiv durchgeführt. Der Chirurg operiert dabei mit speziellen Instrumenten, die durch natürliche oder künstliche Körperöffnungen eingeführt werden. Eine ebenfalls in den Körper eingeführte Kamera, das Endoskop, liefert ihm eine Bildschirmdarstellung des Innenraumes. Diese Technik zeichnet sich durch die geringe Patientenbelastung und die dadurch kurze Rekonvaleszenzzeit aus. Allerdings stellt diese Art der Operation, bedingt durch die verschlechterten Manipulationsmöglichkeiten und Sichtbedingungen, hohe Anforderungen an den Chirurgen.

Für die Ausbildung und das Training von Chirurgen ist im Forschungszentrum Karlsruhe ein System prototypisch entwickelt worden, das Interaktionen zwischen Instrumentarien der minimal invasiven Chirurgie und virtuellem biologischem Gewebe graphisch simuliert („Karlsruher Endoskopie Trainer“ [1], [2], siehe Abbildung 1-1). Der Mediziner hat „reale“ Instrumente in den Händen, die in ein Eingabegerät enden, während er auf dem Graphikbildschirm das elastodynamisch modellierte Operationsfeld sehen kann. Zu seinen Aktionen an den Instrumenten werden die der realen Operation entsprechenden Organverformungen und -bewegungen auf dem Bildschirm in Echtzeit simuliert. KISMET [3] ist dabei das System zur echtzeitfähigen graphischen Simulation.

Für die realitätsgetreue Darstellung und Modellierung des elastodynamischen Verhaltens von biologischem Gewebe müssen die Steifigkeitskoeffizienten (z.B. E-Modul, G-Modul, Kompressionsmodul) bekannt sein. Insbesondere wenn Kräfte an die Handgriffe zurückgeführt werden, hängt der intuitive Eindruck stark von dem eingesetzten strukturellen Modell und dessen elastodynamischen Parametern ab. Diese Parameter sind in der Simulation bisher Schätzwerte, da keine adäquaten Meßverfahren zu deren nichtinvasiven Bestimmung bekannt waren. Wenn es möglich ist, die mechanischen Gewebeeigenschaften *in vivo*¹ zu messen, ist mit der graphischen Gewebesimulation sogar eine patientenspezifische Operationsplanung denkbar.

In der medizinischen Diagnostik sind die elastischen Eigenschaften biologischer Gewebe oft hinreichende Meßgrößen. Der Arzt fühlt zum Beispiel Verhärtungen oder Aufweichungen durch seine haptischen Sinne und kann aufgrund seines Erfahrungsschatzes bewerten, ob eine Pathologie² vorliegt. Diese Art der Diagnose, die Palpation³, erlaubt jedoch nur qualitative Aussagen, die vom subjektiven Empfinden des Arztes abhängen.

Bei der Telemanipulation können Kontaktkräfte und topologische Verschiebungen mit der Kenntnis der elastischen Gewebeparameter vorausberechnet werden. Mit geeignet gewählten Grenzwerten sind die Risiken der Verletzung von Organen zu vermindern. Es ergäben sich optimierte Reglerparameter und Sicherheitsgrenzwerte. Ein möglichst genaues mechanisches Modell ist daher bei der Telemanipulation von großem Wert. Mit ARTEMIS [4] wurden im Forschungszentrum Karlsruhe erste Schritte unternommen, ein Telepräsenzsystem für die minimal invasive Chirurgie zu entwickeln. Es ist ein gemeinsames Forschungsvorhaben des Instituts für Angewandte Informatik (IAI), der Hauptabteilung Ingenieurtechnik (HIT) und der

¹ "im Leben", im lebenden Organismus

² Lehre von den abnormen und krankhaften Vorgängen und Zuständen im Körper

³ Tastuntersuchung

Hauptabteilung Versuchstechnik (HVT) des Forschungszentrums Karlsruhe und dem Universitätsklinikum Tübingen.

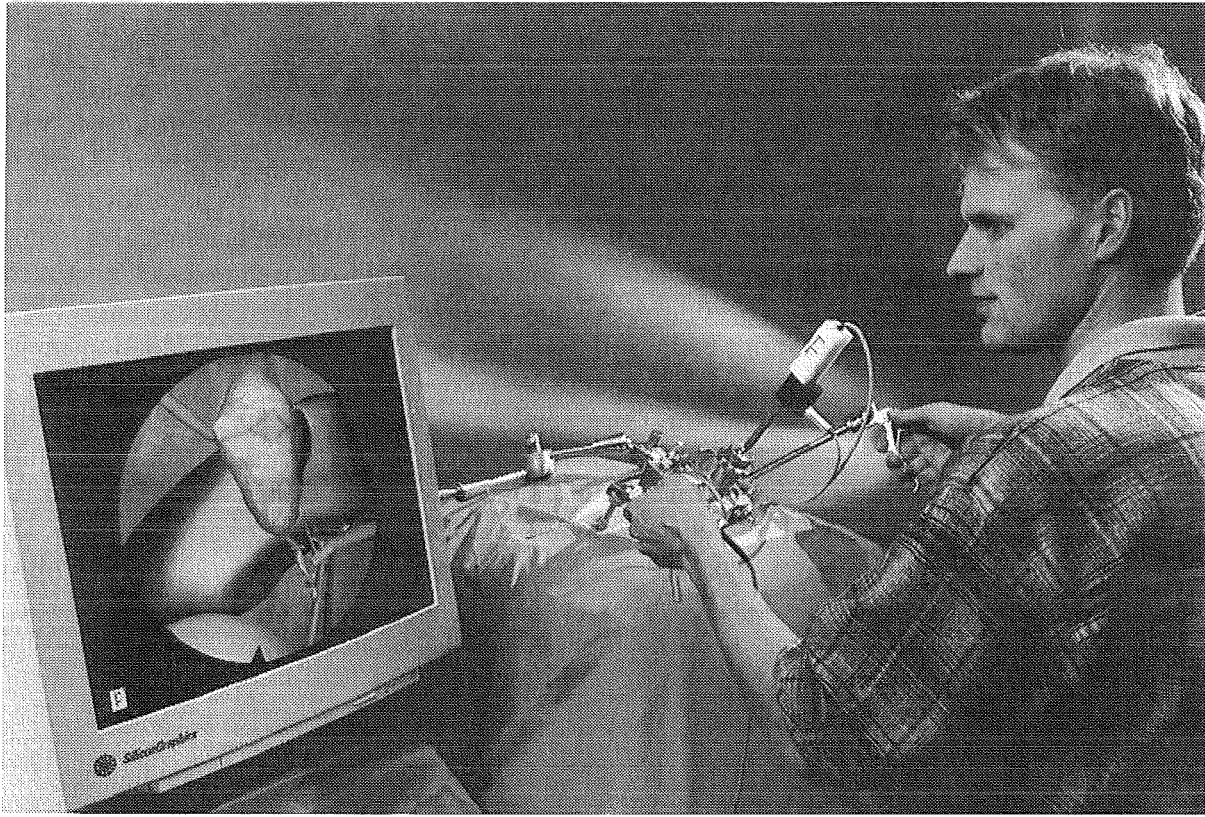


Abbildung 1-1: Der „Karlsruher Endoskopie Trainer“

Für die Ermittlung quantitativer Daten über die mechanischen Gewebeeigenschaften soll ein meßtechnisches Verfahren entwickelt werden, mit dem die Steifigkeitskoeffizienten von lebendem Gewebe nichtinvasiv (in situ¹) ermittelt werden können. Das Meßsystem basiert daher auf Ultraschall und radiologischen bildgebenden Verfahren (Magnetresonanztomographie, Röntgencomputertomographie), wodurch auch Aussagen über die Elastizität von tief im Körper liegenden Regionen möglich sind. Die physikalische Grundlage des neuen Meßverfahrens soll dabei nicht wie bei bekannten Methoden die Antwort des Gewebes auf eine von außen eingepreßte niederfrequente Vibration sein. In dieser Arbeit wird daher ein Ansatz verfolgt, der auf dem Zusammenhang zwischen Schallgeschwindigkeit und mechanischen Materialeigenschaften beruht.

1.2 Stand der Technik

1.2.1 Geschichte der medizinischen Diagnostik

Die wohl älteste Art der nichtinvasiven medizinischen Untersuchung ist die Abtastung durch den Arzt, die Palpation. 1895 wurde durch *Wilhelm Röntgen* die nach ihm benannte Röntgenstrahlung entdeckt, mit der der lebende Körper durchleuchtet werden kann. Durch die Radioaktivität, 1896 durch *Henri Bequerel* erstmalig wissenschaftlich erforscht, ist die Szintigraphie möglich geworden. 1897 wurde durch die Entdeckung des Elektrons durch *J. J. Thomson* der Grundstein für die Elektronik gelegt, die elektronisch unterstützte Meßsysteme möglich macht. Ultraschall wurde zwar bereits im 19. Jahrhundert mit der Hilfe des Gehörsystems des Hundes von *F. Galton* als Diagnosemittel eingesetzt, gewann aber erst 1942 durch die

¹ am Ort, in natürl. Lage

Schädeldurchschallungsversuche von *K. T. Dussik* an medizinischer Bedeutung. Im Jahre 1972 wurden durch *G. N. Hounsfield* und *J. A. Ambrose* erstmalig Röntgen-Schichtaufnahmen möglich. Trotz grober Rasterung der ersten Computertomographie mit kurzwelliger Strahlung konnten verschiedene innere Organe gut differenziert werden. Seit 1973 gelangt der langwellige Bereich des elektromagnetischen Spektrums in der Magnetresonanztomographie zum Einsatz. Mit dieser Technik ist für viele Anwendungsfälle die beste Differentiation bei geringster Patientenbelastung zu erreichen [5] und [6].

1.2.2 Bildgebende Meßverfahren

Bildgebende medizinische Diagnoseverfahren, wie Röntgenstrahlung, Ultraschall und Magnetresonanstechnik, liefern nichtinvasiv Informationen über Körperteile, die sonst nur nach zerstörenden Eingriffen in den Körper sichtbar sind.

Röntgen-Computertomographie (CT)

Röntgenstrahlen sind elektromagnetische Wellen sehr kurzer Wellenlänge ($10 \text{ nm} - 10^{-5} \text{ nm}$), die gleichzeitig Teilchencharakter (Quanten) besitzen. Bei der Röntgen-Computertomographie wird die räumliche Verteilung der Schwächung $\mu(x, y, z)$ der Strahlen wiedergegeben.

Im allgemeinen ist es üblich, die Schwächungskoeffizienten (μ) auf eine dimensionslose Skala (CT-Zahlen) zu transformieren, in der Wasser den Wert 0 und Luft den Wert -1000 besitzt. Die Einheit der CT-Zahl ist die Hounsfield Unit (HU). Bis auf Knochen und Kontrastmittel gilt die Aussage, daß die CT-Zahl auch die relative Dichtedifferenz des Materials in Bezug auf die des Wassers in ‰ angibt [6].

Es werden, je nach Einstellung, geringe Dichteunterschiede von Weichteilgewebe gut erkennbar und kontrastreich dargestellt. Die Schichtdicken sind zwischen 1 mm und 10 mm einstellbar.

Bei der medizinischen Diagnostik mit Röntgenstrahlen darf die vom Gewebe absorbierte Strahlenmenge bestimmte Grenzwerte nicht überschreiten, damit die Wahrscheinlichkeit des Auftretens einer der bisher bekannten Strahlenschäden gering bleibt.

Ultraschall-Bildgebung

Schallwellen durchdringen den menschlichen Körper und werden zur medizinischen Diagnose und Therapie genutzt. Die Ausbreitung des Schalls ist an Materie gebunden. Mechanische Störungen des Gleichgewichtszustandes breiten sich wellenförmig im Medium aus. Aus der Zeit, die eine Schallwelle benötigt, um zu einem Empfänger zu gelangen, und der Intensität des dort meßbaren Schalls resultieren diagnostisch auswertbare Ergebnisse. Die Ultraschall-diagnostik zeichnet sich durch eine minimale Patientenbelastung und Ungefährlichkeit bei Einhalten bestimmter Grenzwerte aus. Summationseffekte sind dabei nicht bekannt.

Für die Anwendung der Ultraschall-Reflexionstechnik muß das zu bestimmende Teil eine zu den umliegenden Geweben unterschiedliche Schallimpedanz¹ aufweisen, um durch das System ausgewertet werden zu können. An einer Grenzschicht zu einem Gebiet mit anderer Schallgeschwindigkeit oder anderer Dichte treten Ablenkungs- und Reflexionserscheinungen auf, die Echosignale zur Folge haben.

Für die Bildgebung wird ein Ultraschallstrahl über das Meßobjekt geführt und die Echo-Tiefen als Zeileninformation mit dem Ort des Strahls als Spalteninformation zu einem Helligkeitsbild zusammengeführt (**B**rightness-mode, **B**-Abtastung, **B**-Scan). Im Gegensatz zum **B**-Scan besteht die **A**-Abtastung (**A**mplitude-mode) nur in der Auswertung eines einzelnen Strahls und die **M**-Abtastung (**M**otion-mode) wertet die Echo-Tiefen-Information im zeitlichen Verlauf aus [7].

¹ Produkt aus Schallgeschwindigkeit und Massendichte

Typisch für die bildgebende Ultraschalldiagnostik sind Schallimpulse einer Grundfrequenz von 2-5 MHz und einer Impuls-Wiederholfrequenz von etwa 1 kHz. Die Intensität des diagnostischen Ultraschalls liegt unter 50 mW/cm^2 .

Einen erheblichen Einfluß auf die Meßergebnisse hat auch die Wahl des Ultraschallprüfkopfes. Für die verzerrungsarme Darstellung eines großen Bereiches in Wandlernähe werden die Linear-Array-Applikatoren eingesetzt. Hauptsächlich in der Echokardiographie werden mechanische oder Phased-Array-Sektorscanner genutzt, die das Herz durch die Rippen beschallen. Die Convex-Array Applikatoren sind ein Kompromiß aus sektorförmiger Abtastung, kleiner Ankopplfläche und einer Technik ohne mechanische Teile und den Aufwand der Phasensteuertechnik.

Bei Meßverfahren mit Ultraschall muß immer ein Kompromiß zwischen Eindringtiefe und Auflösungsvermögen geschaffen werden. In biologischem Gewebe ist die Dämpfung von Schallwellen frequenzabhängig. Für größere Eindringtiefen sind Ultraschallwandler mit niedriger Frequenz zu wählen. Mit zunehmender Schallfrequenz ist aber eine Auflösungsverbesserung des empfangenen Bildes verbunden [6].

Für eine Bildwiedergabe mit Ultraschall werden eine konstante Schallgeschwindigkeit und -dämpfung und ein direkter Schallweg angenommen, um eindeutig aus den Echozeiten auf eine Ortsinformation schließen zu können.

Bildfehler (Artefakte) entstehen, wenn die Gewebeeigenschaften von diesen Annahmen abweichen:

- Starke Reflektoren (Knochen, Gase, Steine) werfen einen großen Teil der Ultraschallenergie zurück. Unterhalb des Reflektors entsteht ein Schallschatten. Wird der Strahl senkrecht reflektiert, entsteht durch die Grenzfläche ein starkes Echosignal.
- Schallverstärkung kommt dadurch zustande, daß das Gerät die Verstärkung entsprechend der Schwächung des nebenliegenden Gewebes tiefenabhängig einstellt. Hinter schwächer dämpfenden Regionen wird zum Beispiel Feingewebe heller dargestellt.
- Die annähernd parallel getroffenen Randbereiche runder Objekte werden nicht geschlossen dargestellt, da der Schall dort wegreflektiert wird. Darunter sind häufig Abschattungen zu beobachten.
- Künstliche Sedimentation ist die „scheinbare Auffüllung“ eines echofreien Bereiches und tritt in flüssigkeitsgefüllten, schmalen Objekten auf. Sie ist auf begrenzte Auflösung oder Echos aus anderen Schichten zurückzuführen.
- Mehrfachechos und Spiegelungsartefakte entstehen an stark reflektierenden Grenzflächen.

Magnetresonanztomographie (MRT)

Bei dem Verfahren der MRT wird die magnetische Ausrichtung der Drehmomente von Atomkernen in einem statischen Magnetfeld genutzt. Dabei ist die Präzessionsfrequenz proportional zur Magnetfeldstärke. Überlagerte Hochfrequenz-Magnetimpuls-Sequenzen (im MHz-Bereich für ca. $1 \mu\text{s}$) regen die rotierenden Dipole zur kurzzeitigen synchronisierten Schwingung an. Aus dem Relaxationsverhalten können Rückschlüsse auf das Material gezogen werden.

Die dreidimensionale Bildgebung wird durch ein ortsabhängiges statisches Magnetfeld, einem orts- und frequenzabhängigen Auslesegradienten und einer Phasencodierung in der dritten Raumrichtung erreicht. Die Auflösung herkömmlicher MRT-Geräte beträgt 1 mm^3 .

Die Gefahren des Verfahrens liegen in der hohen magnetischen Induktion und Kraftwirkung auf ferro-, dia-, paramagnetische Stoffe und Ladungsträger, sowie induzierte Wirbelströme durch dynamische Felder und Erwärmung durch das Hochfrequenzfeld.

1.2.3 Bestimmung elastischer Eigenschaften

In der Literatur wird die Messung der elastischen Eigenschaften von biologischen Geweben erstmals 1960 beschrieben [8]. *Allen L. King* und *W. Lawton* entwickelten ein Verfahren, bei dem mit mechanischen Vibrationen Resonanzfrequenzen ermittelt und damit Rückschlüsse auf die Elastizität gezogen werden.

Differenziertere Untersuchungen in der „Biomechanik“ wurden 1975 bekannt [9]. *C. Hartung* stellt ein biomechanisches Modell vor, das er experimentell mit Zugversuchen unterlegt. In seiner Arbeit definiert er weiche biologische Gewebe als „... mechanisch nichtlineare, anisotrope und inhomogene viskoelastische Medien, die ihre viskosen Komponenten unter fortgesetzten Beanspruchungen, denen sie im Körper ausgesetzt sind, verlieren und einem thermodynamischen steady-state zustreben, der ... quasi reversibel abläuft.“

Verschiedene Autoren versuchten, allgemeine Zusammenhänge zwischen mechanischen Gewebeeigenschaften und Schallkenngrößen herzustellen. *Mol* und *Breddels* [10] führten 1982 in vitro¹ Experimente an Muskeln durch und erkannten, daß die Messung der Schallgeschwindigkeit auf Elastizitätsparameter führen, wenn die gemessene Anisotropie durch elastische Konstanten ausgedrückt werden kann. *Levinson* [11] verglich 1987 die Steifigkeitskoeffizienten eines transversal isotropen Modells mit den Schallgeschwindigkeiten in Muskeln. *O'Donnell* et al. [12] bezogen 1981 den Rückstreuoeffizienten auf den Kollagenanteil in Myokardgewebe. Der mechanisch und akustisch anisotrope Charakter von Myokardgewebe wurde von *Mottley* und *Miller* [13] 1988 beschrieben. *Wear* et al. [14] stellten 1989 sogar eine Abhängigkeit der Frequenzabhängigkeit der Schallparameter von der Kontraktionsphase des Myokards fest. *Hete* und *Shung* [15] fanden 1995 eine gute Korrelation zwischen der Gewebesteifigkeit und dem Schallrückstreuoeffizienten.

Von *Zhang* et al. [16] wurden 1996 nichtlineare Stoffeigenschaften mittels Ultraschallmessungen bestimmt. Sie bedienten sich der Auswertung der 2. Oberschwingung des Schallsignals.

Die nichtinvasive Bestimmung der elastischen Materialeigenschaften biologischer Gewebe wird seit 1987 untersucht. Damals ergaben erste Versuche mit einem Doppler-Ultraschallsystem und einem mechanischen Kolbenvibrator von *T.A. Krouskop* und *D.R. Dougherty* nichtinvasiv gemessene Daten über mechanische Gewebeeigenschaften von Muskeln des Oberschenkels [17].

Sonoelastische Bildgebung

Seit 1988 wird von Wissenschaftlern des „Rochester Center for Biomedical Ultrasound“, Rochester New York, *R. M. Lerner*, *K. J. Parker*, *S. R. Huang* und *L. Gao*, der Begriff „Sonoelasticity Imaging“ geprägt. Es handelt sich um ein erstes bildgebendes Meßverfahren, mit dem Gewebesteifigkeiten unterschieden werden können [18], [19], [20], [21], [22], [23]. Gegenüber den Messungen von *T.A. Krouskop* sind bei diesem Verfahren die Einflüsse von Atmung und Körperbewegungen eliminierbar. Ein externer Vibrator verursacht Schwingungen im Gewebe, die durch Doppler-Ultraschallmessungen ausgewertet werden. Mittels einer geschätzten Funktion für die Vibrationsamplitude im Gewebe werden Rückschlüsse auf die Steifigkeitsparameter gezogen. Nachteil des Verfahrens ist eine geringe laterale Auflösung und eine geringe Empfindlichkeit.

Elastographie

Unter der Beschreibung „Elastographie“ entwickelten *J. Céspedes*, *J. Ophir* und *H. Ponnekanti* et al. im Ultrasonics Laboratory in Houston, Texas, seit 1991 ebenfalls eine

¹ "im (Reagenz-)Glas", d.h. im Versuch außerhalb des Organismus

Methode zur Visualisierung der elastischen Materialeigenschaften im menschlichen Körper [24], [25], [26], [27], [28], [29], [30], [31], [32], [33], [41]. Mit Hilfe eines einfachen linearen Modells von Gewebe werden dabei aus statischen externen Druckbelastungen und einer Näherungsfunktion für die Ortsabhängigkeit der Spannung im Medium Steifigkeitsparameter berechnet. Sie ergeben sich aus mehreren Messungen im unbelasteten sowie im belasteten Zustand unter Verwendung von Kreuzkorrelationstechniken.

Nachteilig wirken sich bei dieser Methode das einfache lineare Gewebemodell, die geschätzte Näherungsfunktion und die hohe Anzahl der Meßdurchgänge aus.

Gute Ergebnisse wurden in der Detektion von Tumoren erzielt. Jüngere Veröffentlichungen [34] beziehen sich auf die Verbesserung der Messungen in vivo, insbesondere in Hinblick auf die mechanischen Besonderheiten biologischen Gewebes.

Dehnungsmessung

Mit „Strain Imaging“ bezeichnen *A. R. Skovoroda*, *M. O'Donnell* und *S. Y. Emelianov* das bildgebende Meßsystem, dessen Signal zu Rauschverhältnis im Vergleich zur Elastographie besser sein soll [35], [36], [37], [38], [39], [40]. Dieses Verfahren wertet Lamourfrequenzverschiebung aus, die durch mechanische Vibrationen im Körper entstehen. Die Untersuchungen begannen 1994 und schließen Betrachtungen über die Viskosität von Gewebe ein. Der entwickelte „Speckle-Tracking“ - Algorithmus basiert auf einer Kombination aus Korrelationstechniken und Basisbandbildern, als Antwort auf eine statische Deformation.

Die hohe Zahl der aufzunehmenden Bilder beeinträchtigt auch hier die Anwendbarkeit des Verfahrens. Zudem hängt das Ergebnis nicht ausschließlich von den elastischen Eigenschaften des Materials ab.

Sonoelastographie

1995 startete eine Zusammenarbeit des NIH Department of Rehabilitation in Medicine mit dem Tokyo Institute of Technology, durch die erstmals in situ Elastizitätsmessungen an verschiedenen Patienten miteinander verglichen werden [42]. Das Verfahren verwendet Ultraschall zur Bestimmung der Ausbreitung von Scherwellen, die durch einen externen Vibrator erzeugt wurden. Aus Kenntnis der Geschwindigkeit und der Dämpfung der Scherwellen wird der Schermodul berechnet. Besonders ist hierbei die Berücksichtigung der Richtungsabhängigkeit der elastischen Eigenschaften.

Magnetresonanz Elastographie

Ein weiterer Ansatz zur Elastizitätsmodulbestimmung basiert auf der Messung von eingepägten Scherwellen im Medium mit MRT. Das als „Magnetic Resonance Elastography“ bezeichnete Verfahren wurden 1995 von *A. Manduca* et al. in der Mayo Clinic and Foundation, Rochester entwickelt [43], [44], [45], [46], [47]. Der statische Schermodul kann hierbei aus der Phasenverschiebung des MR-Signals und der Ortsinformation berechnet werden.

Lange Bildermittlungszeiten und Schwierigkeiten bei der Applikation der Scherwellen im Magnetresonanztomographen wirken sich nachteilig auf dieses Verfahren aus.

Weiterhin gibt es seit 1995 die Möglichkeit, Lamourfrequenzmodulationen der NMR-Spektroskopie zur Bestimmung der elastischen Parameter aus longitudinalen mechanischen Wellen zu nutzen, doch sind bisher weder Tauglichkeit noch Empfindlichkeit der Methode von *Czeslaw J. Lewa* und *Jacques D. de Certaines* der Universität de Rennes bekannt [48].

1.3 Konzept

„Laßt uns zuerst das Experiment befragen“ (*G. Irwin*)

1.3.1 Offene Probleme

Die klassischen mechanischen Verfahren zur Bestimmung von Steifigkeitskoeffizienten sind Druck- und Zugversuche. Allerdings ist deren Anwendung und Aussagefähigkeit bei lebenden komplexen Körpern eingeschränkt. Sie erfassen die Kombination aller in Zug- oder Druckrichtung liegenden Strukturen. Eine Differenzierung von Teilstrukturen ist nicht möglich. Für die Bestimmung der mechanischen Eigenschaften lebenden Gewebes, muß bei der Anwendung dieser Methoden zerstörend in den Körper eingegriffen werden.

Für eine nichtinvasive Messung von Eigenschaften im Körperinneren eines lebenden Organismus stehen die radiologischen Diagnoseverfahren Röntgen, Ultraschall und Kernspinnresonanz zur Verfügung. Dabei ist es möglich, mit Hilfe der Tomographietechnik für Röntgen und Magnetresonanzverfahren, Schnittbilder des Körpers zu erhalten.

Herkömmliche Methoden bestimmen die elastischen Materialeigenschaften von lebendem Gewebe mit der Einkopplung von Vibrationen niedriger Frequenz. Sie treffen Aussagen über das Gewebeverhalten durch Prüfung mit einer einzigen Art sinusförmiger Belastung. Zudem muß der Betrag der mechanischen Spannung im Gewebe für die Bestimmung der Elastizität bekannt sein. Die Spannungsamplitude im Materialinneren ist bei den bisherigen Verfahren nur geschätzt worden [37], [22], [44], [33]. Als Gewebemodell wurde bisher einfaches lineares Materialverhalten vorausgesetzt. Nichtlineare und viskose Stoffeigenschaften blieben unberücksichtigt. Des weiteren sind die mechanischen Verhältnisse an Organgrenzen noch nicht geklärt. Das Antwortverhalten von Grenzschichten in biologischem Gewebe auf mechanische Vibrationen ist noch nicht eingehend untersucht worden [49].

Gegenwärtige, auf die Einwirkung mechanischer Vibrationen beruhende, Elastizitätsmeßverfahren sind ungenau, da die Einflußgrößen mit ihnen nicht präzise genug gemessen werden und das Meßprinzip nicht rückwirkungsfrei ist.

Wird biologisches Gewebe aus dem physiologischen¹ Verbund entfernt und von der Blutversorgung und der Innervation² getrennt, verändern sich die elastodynamischen Materialeigenschaften erheblich. Messungen an traumatisch³ exzidiertem⁴ Gewebe können mit Messungen an lebendem Gewebe in der Regel nicht verglichen werden. Der Rückschluß auf die Steifigkeitskoeffizienten von lebendem Gewebe aus der Messung an dem Körper entnommenen Organen ist daher nicht zulässig.

1.3.2 Ziele und Aufgaben

Das in der vorliegenden Arbeit vorgeschlagene Verfahren zur Bestimmung von elastischen Gewebeeigenschaften soll auf einem dafür neuen meßtechnischen Prinzip beruhen. Da die Ausbreitung eines Schallfeldes in einem Medium durch die Fortpflanzung von mechanischen Störungen verursacht wird, könnten die Schallfeldparameter eines Stoffes mit dessen makroskopischen Steifigkeitskoeffizienten verknüpft sein. Es wird untersucht, ob ein deterministischer Zusammenhang zwischen den mechanischen Eigenschaften eines biologischen Materials und dessen Schallgeschwindigkeit existiert und ob dieser für eine nichtinvasive Messung an lebendem Gewebe geeignet ist.

Theorie

In Kapitel 2 werden die theoretischen Grundlagen erarbeitet, anhand derer ein biomechanisches Modell für lebendes Gewebe hergeleitet wird.

¹ Wissenschaft von den normalen Lebensvorgängen

² die Versorgung eines Gewebes durch Nerven

³ durch schädigende Einwirkung

⁴ das "Herausschneiden"; die Entfernung eines Gewebe- oder Organteils

Zuerst werden die elastomechanisch relevanten Aspekte der klassischen Theorie in Abschnitt 2.1 vorgestellt. Es erfolgt eine Aufstellung einer Reihe von komplexen mechanischen Modellen und Beschreibungsweisen. Ausgehend von einem allgemeinen Modell werden verschiedene vereinfachende Hypothesen untersucht und deren Auswirkungen auf das Modell theoretisch manifestiert. Anschließend wird die Bedeutung der unterschiedlichen Modelle diskutiert.

Für die verschiedenen Einflußgrößen werden Abschätzungen und Meßmethoden erörtert.

Des Weiteren sind in dem Abschnitt die theoretischen Grundlagen der Molekularakustik und der Wellentheorie zusammengetragen. Entsprechend dazu wird von Verfahren zur Ermittlung der Schallparameter Schallgeschwindigkeit und Dämpfung berichtet. Anschließend folgen die theoretischen Erkenntnisse zu den Zusammenhängen zwischen Ultraschallparametern und mechanischen Materialeigenschaften.

Im Abschnitt 2.2 werden die im vorhergehenden Abschnitt gesammelten Erkenntnisse auf biologisches Gewebe übertragen. Die elastomechanischen Eigenschaften lebenden Gewebes werden unter histologischen Gesichtspunkten untersucht und kategorisiert. Es werden Gemeinsamkeiten und Unterschiede zu technischen Werkstoffen aufgezeigt. Weiterhin wird von Besonderheiten bei der Messung von mechanischen Eigenschaften biologischen Gewebes berichtet. Analog zum ersten Abschnitt des Kapitels werden die akustischen Phänomene in lebendem Gewebe vorgestellt.

Anschließend werden die bekannten Zusammenhänge zwischen Elastomechanik und Akustik auf biologische Systeme übertragen. Die Beobachtbarkeit der einzelnen Modellparameter und Betrachtungen über die Auswahl eines Modells werden in Hinblick auf die neue Meßmethode diskutiert.

Nichtinvasive Messung der Schallgeschwindigkeit

Die nichtinvasive Anwendung des neuen Meßverfahrens wird in Kapitel 3 dargelegt. Die Bestimmung der Schallgeschwindigkeit erfolgt auf indirekte Weise durch die nichtinvasive Messung der Transferzeit und der Länge des Strahlengangs in einem Prüfobjekt. Die Transferzeit wird aus der Auswertung eines Ultraschall B-Bildes gemessen, indem die zeitliche Differenz der am Empfänger eintreffenden Echosignale von Grenzschichten zu Gebieten mit unterschiedlicher Schallgeschwindigkeit ermittelt werden.

Die Strahlengänglänge in der Region wird durch ein zweites bildgebendes Meßverfahren, das die Morphologie des Meßobjektes erfassen kann und von der Schallgeschwindigkeit unabhängig ist, nichtinvasiv bestimmt.

Für die anschließende Rekonstruktion der Schallgeschwindigkeit wird ein eindeutiger Zusammenhang zwischen der Transferzeitinformation aus dem Ultraschallbild und der Lage der Grenzschichten einer Region aus dem zweiten bildgebenden Verfahren hergestellt.

In Abbildung 1-2 ist das Prinzip der vorgeschlagenen nichtinvasiven Messung der Schallgeschwindigkeit gezeigt. Das Schnittbild auf der linken Seite ist ein Datensatz eines tomographischen Systems. Oberhalb dieses Bildes sind die Ultraschallwandler angedeutet. Die skizzierten Echosignale auf der rechten Seite entsprechen dem Ergebnis einer Messung in Ultraschall-Impuls-Reflexionstechnik. In der Zeitspanne Δt durchquert der Schallstrahl die Testschicht Δs zwei Mal. Die Länge des Schallstrahlengangs kann durch Wegmessung aus dem Schnittbild auf der linken Seite ermittelt werden. Mit diesen Informationen ist es möglich, die Schallgeschwindigkeit in der Testschicht zu berechnen.

Auf dieses nichtinvasive Meßprinzip wird in Abschnitt 3.2 genauer eingegangen.

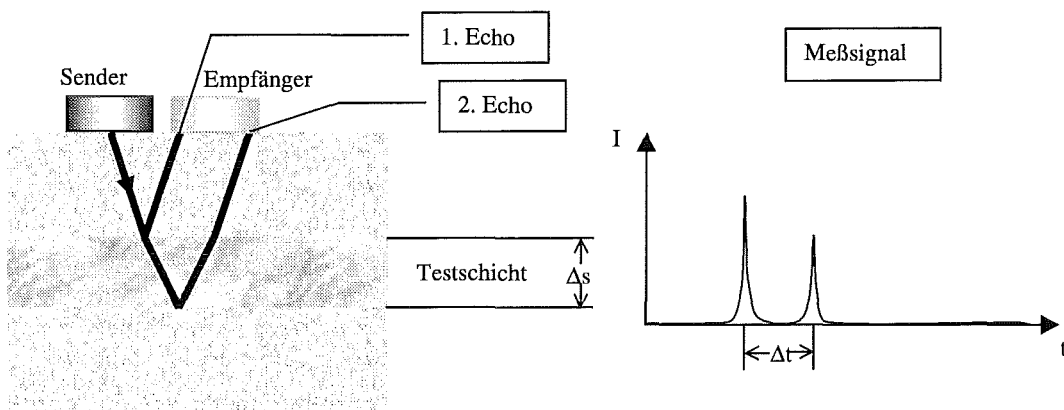


Abbildung 1-2: Meßprinzip in geschichteten Medien

Ein Computerprogramm zur Simulation von Schallwellen wird vorgestellt. Es soll Probleme aufzeigen, die sowohl bei der Messung mit Ultraschall als auch bei der Rekonstruktion der Schallgeschwindigkeit entstehen können. In die Simulation geht das Fortpflanzungs- und Brechungsverhalten einer Schallwelle ein. Das Programm berechnet die Ausbreitung und das resultierende B-Bild, wie es in einem medizinischen Ultraschallsystem erzeugt werden würde. In Abschnitt 3.3 ist dieses Programm dokumentiert.

Für die Zuweisung von Echoinformation zum Strahlengang ist ein Computerprogramm zur Überlagerung eines 3D-Bilddatensatzes mit einem 2D-Bild entwickelt worden. Das Programm erhält einen zweidimensionalen Bilddatensatz von einem Ultraschallgerät, einen zweiten Datensatz aus einem tomographischen System und Information über die relative Lage der Datensätze zueinander aus einem Lageerkennungssystem. Dieses Programm und die Verfahren zur Gewinnung der Bild- und Lageinformation sind in Abschnitt 3.4 beschrieben.

Experimente

In Kapitel 4 steht die experimentelle Verifikation und Quantifizierung der in Kapitel 2 aufgestellten Modellparameter im Vordergrund.

Das erste Teilziel ist die Bestimmung und Quantifizierung der Korrelation zwischen Ultraschallgrößen und Materialparametern biologischen Gewebes. Die ersten Versuche werden der Einfachheit halber *in vitro* durchgeführt. Die Meßproben sind dabei aus ihrer natürlichen Umgebung entnommen und von deren physiologischer Versorgung getrennt. Der Meßaufbau wird so gestaltet, daß die Schalltransferzeit, die Prüflänge und die auf die Probe ausgeübte Kraft gleichzeitig und kontinuierlich gemessen werden können. Anschließend wird eine Korrelationsanalyse zwischen den Gestaltparametern der einzelnen Spannungs-Dehnungs- bzw. der Spannungs-Stauchungs-Kurven und der Schallgeschwindigkeit eines Prüfstücks einerseits und der Belastungsgeschwindigkeit des Versuchs andererseits durchgeführt.

Für den Fall, daß Schallparameter und Materialkenngrößen korrelieren, besteht das zweite Teilziel darin, ein passendes Modell zu finden und eine Quantifizierung der Modellparameter für lebendes Gewebe durchzuführen. Meßreihen werden dafür zur Verifikation des Modells am lebenden Körper aufgenommen, ohne die Organe ihrer natürlichen Umgebung zu entnehmen (Messungen *in situ*).

Für die Prüfung wurden hauptsächlich zwei Meßaufbauten eingesetzt. Ein stationärer, der ausschließlich Messungen an exzidiertem Gewebe erlaubt, und ein transportabler, der auch für den Einsatz bei lebendem Gewebe geeignet ist. In Abschnitt 4.1 werden die Konstruktionen und die eigens dafür erstellten elektronischen Meßschaltungen beschrieben. Die Auswertungssoftware wurde für beide Meßanordnungen jeweils spezifisch entwickelt. Sie wird ebenfalls in diesem Abschnitt dokumentiert. Die Versuchsdurchführung und die bei der Auswertung der Versuchsreihen angewandten Methoden werden in Abschnitt 4.2 erläutert. Verschiedene Ansätze zur Auswertung der mechanischen Kennlinien und zur Korrelationsanalyse

mit den Schallkenngrößen werden dabei miteinander verglichen. Anschließend werden die Meßergebnisse und die der Korrelationsanalysen zwischen akustischen und mechanischen Materialparametern in Abschnitt 4.3 zusammengefaßt und diskutiert.

1.3.3 Gliederung

Die Arbeit gliedert sich in folgende inhaltliche Teilabschnitte

Theoretischer Teil (Kapitel 2)

- Die mechanischen und akustischen Grundlagen und deren Zusammenhänge untereinander werden allgemein vorgestellt
- Die daraus resultierenden grundlegenden Erkenntnisse werden auf lebende biologische Gewebe bezogen.
- Eine Untersuchung und Abschätzung der Anwendbarkeit einer neuen Meßmethode erfolgt.

Bereitstellung der Meßtechnik (Kapitel 3)

- Ein Verfahren wird erläutert, mit dem die zur Bestimmung der Schallgeschwindigkeit notwendigen Größen in einem Körperteil nichtinvasiv gemessen werden können.
- Das Programm für die Simulation von Ultraschall in biologischen Medien wird dokumentiert.
- Das Programm zur graphischen Überlagerung und Transformation von Positions- und Orientierungs-registrierten Bilddatensätzen wird dokumentiert.

Experimenteller Teil (Kapitel 4)

- In einer großen Zahl von in vitro Experimenten werden die relevanten Materialparameter gemessen und ein Modell qualifiziert und diskutiert.
- Die Untersuchung der Qualifikation des Modells wird durch Meßreihen am lebenden Körper ergänzt.

2 Theorie

Gesucht wird ein deterministisches histomechanisches Modell, das das elastodynamische Verhalten biologischer Gewebe strukturunabhängig beschreibt. Dazu werden zuerst die elastodynamischen und akustischen Grundlagen der klassischen Theorie, jeweils unter den entsprechenden Aspekten Modellerstellung, Schallgeschwindigkeit, Dämpfung und Messung, aufgestellt. Dann werden diese unter den Gesichtspunkten der Anwendung bei lebendem Gewebe untersucht. Zusammenfassend folgen Modellbetrachtungen zur Bestimmung der elastischen Eigenschaften lebenden Gewebes unter Verwendung von Ultraschall.

2.1 Klassische Theorie

2.1.1 Elastizitätstheorie

Im folgenden werden die Einflußgrößen eines allgemeinen elastodynamischen Modells aufgezeigt und diskutiert. Es werden Möglichkeiten zur Erstellung eines vereinfachten Modells durch Abwägen idealisierender Annahmen behandelt. Nacheinander werden reversibel elastische, homogene, isotrope, lineare und skleronome Materialeigenschaften einzeln und in Kombination miteinander theoretisch betrachtet. Es folgt eine Erörterung der Relevanz verschiedener Modellformen. Anschließend werden Meßverfahren für die einzelnen Einflußgrößen vorgestellt.

Die Elastizitätstheorie beschreibt das mechanische Verhalten elastischer Kontinua. Die Existenz eines Kontinuums ist gegeben, wenn ein Körper stetig mit Materie gefüllt ist und die den Körper belastenden Größen stetige Funktionen des Ortes sind. Durch die Festlegung von Grenz- und Definitionsbereichen für Längen, Gebiete und Volumen können Aussagen über die Kontinuität von Dichte, Momenten, Energien, Spannungen und Dehnungen gemacht werden.

Kann ein Material als *homogen* angesehen werden, sind die Komponenten des elastischen Modells unabhängig vom Ort der Betrachtung. Die Ergebnisse einer Messung sind dann ortsinvariant. Bei der Beschränkung auf die Vermessung kleiner Volumina kann partielle Homogenität angenommen werden. Bei inhomogenen Materialien sind die Parameter nur lokal oder als Funktion des Ortes definiert.

In reversibel elastischen Körpern bleiben Verzerrungen unter Einwirkung von Kräften mit endlichem Betrag endlich und verschwinden nach der Entlastung. Als Abweichungen von rein elastischen Stoffeigenschaften sind beispielsweise Plastizität und Viskosität bekannt. Plastisches Verhalten ist durch das Verbleiben einer Verformung nach der Belastung gekennzeichnet. Mit *rheonomem* Werkstoffverhalten werden die von der Belastungsgeschwindigkeit abhängigen Eigenschaften (Viskosität) und die zeitlichen Änderungen von Spannungen und Verformungen bei konstanter Belastung (Kriechen und Relaxation) zusammengefaßt [50] und [51]. *Skleronomes* Materialverhalten ist im Gegensatz dazu durch die Unabhängigkeit von Geschwindigkeit und Zeit der Belastung gekennzeichnet [52].

Es werden verschiedene Arten der Viskosität unterschieden. Die *dynamische* Viskosität eines (Newtonschen) Fluids ist als das Scherspannungsverhältnis zwischen zwei senkrecht zum Fluß stehenden parallelen Ebenen definiert und wird in N s m^{-2} angegeben. Die *relative* Viskosität kennzeichnet die Viskosität eines Fluids in Bezug auf die des Wassers bei gleicher Temperatur. Die *kinematische* Viskosität ist das Verhältnis aus dynamischer Viskosität und Dichte. Deren Einheit ist m^2s^{-1} oder Stokes ($1 \text{ St} = 1 \text{ cm}^2\text{s}^{-1}$).

In gewissen Fällen kann der zeitabhängige Anteil im Stoffmodell auch bei rheonomem Materialverhalten durch die ausschließliche Applikation entsprechend langsamer Belastungsänderungen vernachlässigt werden.

Isotropes Material zeichnet sich dadurch aus, daß die Materialeigenschaften richtungsunabhängig sind. Ist die Prüfrichtung von Bedeutung, können verschiedene Formen der Anisotropie unterschieden werden. Eine wichtige Form ist die Transversalanisotropie, die voraussetzt, daß rotationssymmetrisches Materialverhalten vorherrscht. Der Grad der Anisotropie wirkt sich auf die Zahl der voneinander unabhängigen Komponenten im Stoffgesetz aus. Weist das Material einen höheren Symmetriegrad auf, zeigt sich dies in der Reduktion der Anzahl der unabhängigen Größen.

Mechanisch *lineares* Materialverhalten ist durch den linearen Zusammenhang zwischen Belastung und Materialantwort charakterisiert. Für alle Werkstoffe gibt es jedoch immer nur einen bestimmten begrenzten Bereich, in dem die Näherung der Linearität gilt. Es wird zwischen geometrischer und physikalischer Linearität unterschieden. Geometrische Linearität bedeutet, daß die Verschiebungen und ihre Ableitungen infinitesimal klein sind. Physikalische Linearität ist bei Proportionalität der Verzerrungen zur Belastung gegeben.

Tensoriell lineare Materialien sind durch die Unabhängigkeit der Längsverformungen von den Scherverformungen charakterisiert. Ohne diese Abhängigkeit fallen nichtlineare Terme im Stoffgesetz weg. Für kleine Verzerrungen ist dieser sogenannte Poynting-Effekt bei den meisten Materialien bedeutungslos und es liegt tensorielle Linearität vor [50].

Die Annahme von *Inkompressibilität* bedeutet, daß sich das Volumen des Prüfmaterials während einer mechanischen Belastung nicht ändert. Daraus folgt die Konstanz des Verhältnisses orthogonal zueinander stehender Modellkomponenten. Ebenfalls äußert sich die Inkompressibilität eines Materials darin, daß der Volumenänderungsmodul (Kompressionsmodul) unendlich groß ist ($K = \infty$). Die Formänderungsmoduln (Elastizitäts- und Schermodul) haben dagegen endliche Werte. Die Druckverhältnisse in einem inkompressiblen Material sind nicht durch Volumen- oder Dichteänderungen, sondern durch dessen Bewegung und Randbedingungen bestimmt.

Modellvarianten

In ein allgemeines mechanisches Modell fließen materialabhängige und materialunabhängige Größen ein. Materialunabhängig sind die aus den mechanischen Grundzusammenhängen hergeleiteten Größen Verzerrungstensor und Spannungstensor.

Materialabhängige Beziehungen resultieren aus den beiden Hauptsätzen der Thermodynamik für reversible elastische Vorgänge. Das Modell betrachtet in seiner allgemeinsten Form nicht-linear reversibel elastische, isotherme, kompressible, inhomogene und anisotrope Gewebeeigenschaften.

Das allgemeinste Modell lautet formal

$$\sigma_{ik} = \frac{\rho}{\rho_0} \frac{\partial W}{\partial \varepsilon_{ik}} \quad (2 - 1)$$

(σ_{ik} : Spannungstensor, ρ : Dichte, ρ_0 : Dichte im Ausgangszustand, W : mechanische Verzerrungsarbeit, ε_{ik} : Verzerrungstensor).

Mit Hilfe einer Taylor-Entwicklung für die mechanische Verzerrungsarbeit kann ein deterministisches Modell aufgestellt werden, das das gewebeelastische Verhalten strukturunabhängig beschreibt.

Die Betrachtung von Energieverlusten durch Viskosität und Wärme ist in diesem Ansatz nicht enthalten. Weiterhin werden Trägheitskräfte sowie Spannungen infolge von Eigengewichten nicht berücksichtigt [53].

Verschiedene Materialeigenschaften vereinfachen das allgemeine Modell und ermöglichen eine Aufstellung der Zusammenhänge zwischen Spannungs- und Dehnungstensor mit ausschließlich materialabhängigen Parametern. Die das Modell vereinfachenden Materialeigenschaften können einzeln oder in Kombination auftreten. Zuerst sollen die Auswirkungen dieser Materialeigenschaften anhand des erweiterten Hookeschen Stoffgesetzes aufgezeigt werden. Anschließend werden bekannte elastomechanische Modelle vorgestellt.

Das Stoffgesetz beschreibt die Beziehung zwischen Spannung und Verzerrung. Für allgemeine, mehrdimensionale Spannungs- und Verzerrungszustände werden im erweiterten Hookeschen Gesetz die Komponenten des Spannungs- und des Verzerrungstensors mit dem Elastizitätstensor (Tensor vierter Ordnung) in Beziehung gebracht (Siehe Gleichung (B-5)). Darin sind C_{ijkl} die 81 Komponenten des Elastizitätstensors (Tensor 4. Stufe), wobei alle Komponenten des Elastizitätstensors Funktionen des Ortes, der Zeit und des Verzerrungstensors sein können.

Der Spannungstensor ist wegen des Momentengleichgewichts symmetrisch. Aufgrund der Symmetrien des Spannungs- und des Verzerrungstensors sind 36 Komponenten des Elastizitätstensors voneinander unabhängig.

Für ein homogenes Medium sind die Koeffizienten von der Lage des Bezugspunktes unabhängig und daher ortsinvariant.

Der Grad der Anisotropie hat einen großen Einfluß auf die Zahl der voneinander unabhängigen Tensorkomponenten. Im verallgemeinerten Hookeschen Gesetz besitzt der Elastizitätstensor für einen beliebigen anisotropen Körper 36 voneinander unabhängige Steifigkeitskoeffizienten.

Wenn ein elastisches Potential $\delta A_{(i)} = -\sigma_{ij}\delta_{ij}\epsilon_{ij}$ existiert, dann ist A symmetrisch ($A_{ijkl} = A_{klij}$) und die Zahl der verschiedenen Koeffizienten reduziert sich von 36 auf 21. Bei Orthotropie ist Symmetrie in bezug auf zueinander senkrecht stehende Ebenen gegeben und es bleiben noch neun unabhängige Kennwerte. Transversalisotropie bedeutet, daß rotationssymmetrisches Materialverhalten um eine Achse vorliegt. Fünf Kennwerte sind dabei voneinander unabhängig. Im isotropen Medium ist der Elastizitätstensor gegen alle Drehungen des Bezugssystems invariant. Diese Eigenschaft ist für Tensorkomponenten der Form

$$C_{pqrs} = \lambda \delta_{pq} \delta_{rs} + \mu (\delta_{ik} \delta_{il} + \delta_{il} \delta_{jk}) \quad (2 - 2)$$

mit den zwei Laméschen Konstanten λ und μ der Fall. Das Hookesche Gesetz für homogene, isotrope, rein elastische Körper ist dann mit

$$\sigma_{ij} = \lambda \delta_{ij} \epsilon_{kk} + 2\mu \epsilon_{ij} \quad (2 - 3)$$

gegeben.

Umgeformt mit
$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad \text{und} \quad \lambda = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (2 - 4)$$

folgt
$$\epsilon_{ij} = \frac{1+\nu}{E} \sigma_{ij} - \frac{\nu}{E} \delta_{ij} \sigma_{kk} . \quad (2 - 5)$$

(E: E-Modul, ν : Poissonzahl)

Für das isotrope, elastische Medium gibt es somit nur zwei unabhängige Konstanten [52], [54], [55].

Liegt isotropes Material vor, können auch die drei transformationsunabhängigen Größen eines Tensors 2. Stufe, die drei Invarianten, herangezogen werden. Sie treffen Aussagen über rich-

tungsunabhängige Tensoreigenschaften. In den Gleichungen (2 - 6) sind die drei Invarianten des Spannungstensors aufgeführt. Für den Verzerrungstensor gelten entsprechende Zusammenhänge.

$$\begin{aligned} I_1^\sigma &= \sigma_{11} + \sigma_{22} + \sigma_{33} = \text{div}(\sigma) \\ I_2^\sigma &= \sigma_{11}\sigma_{22} + \sigma_{22}\sigma_{33} + \sigma_{33}\sigma_{11} - (\sigma_{12}\sigma_{21} + \sigma_{23}\sigma_{32} + \sigma_{13}\sigma_{31}) \\ I_3^\sigma &= \det(\sigma_{ij}) \end{aligned} \quad (2 - 6)$$

Im isotropen Fall und in der Anwendung der Grundgesetze der Rheologie erweist sich die Zerlegung des Verzerrungs- und des Spannungstensors in je einen Kugeltensor und einen Deviator als zweckmäßig. Diese Teilung trennt die hydrostatischen Beiträge von den Schubanteilen des Tensors. Die Komponenten eines Kugeltensors sind in allen drei Raumrichtungen gleich groß und stehen senkrecht aufeinander. Während der Kugeltensor der Verzerrungen die Volumenänderung beschreibt, kennzeichnet der Verzerrungsdeviator die Gestaltänderung eines Körpers.

$$\text{Verzerrungstensor} \quad \varepsilon_{ij} = e_{ij} + \frac{1}{3}e\delta_{ij} \quad (2 - 7)$$

$$\text{Kugeltensor der Verzerrungen} \quad e = 3\frac{\partial U}{\partial s} \quad (2 - 8)$$

$$\text{Verzerrungsdeviator} \quad e_{ij} = -\frac{\partial U}{\partial I_2^s}s_{ij} + \frac{\partial U}{\partial I_3^s}(s_{ik}s_{kj} + \frac{2}{3}I_2^s\delta_{ij}) \quad (2 - 9)$$

(s: hydrostatischer Anteil des Spannungstensors $s = -\frac{1}{3}P = \sigma_{kk}$, P: Druck, W: mechanische Arbeit, $U(\sigma_{kl}) = \sigma_{kl}\varepsilon_{kl} - W(\varepsilon_{kl})$: Ergänzungsarbeit, s_{ij} : Spannungsdeviator, I_2^s, I_3^s : Invarianten des Spannungsdeviators)

Mit Gleichung (2 - 9) liegt ein allgemeines isotropes Gesetz für nichtlinear-elastisches Materialverhalten vor [50].

Bei tensoriell linearem Material verursachen reine Schubbeanspruchungen keine Längenänderungen und der tensoriell nichtlineare Term kann aus Gleichung (2 - 9) gestrichen werden und U darf nicht mehr von der dritten Invarianten des Spannungsdeviators abhängen. Dies ist in der Regel für kleine Verzerrungen der Fall.

Gleichung (2 - 9) vereinfacht sich weiter, wenn mit linearem Volumenänderungsverhalten gerechnet werden kann. Unter Verwendung der Vergleichsspannung, die bei einaxialen Belastungsversuchen mit der angelegten Spannung übereinstimmt, ist das einfachste nichtlinear isotrope elastische Gesetz gegeben. Darin ist K der Kompressionsmodul und G der Schubmodul

$$e = \frac{1}{3K}s, \quad e_{ij} = \frac{1}{2G}s_{ij} \quad (2 - 10)$$

$$K = \frac{E}{3(1-2\nu)}, \quad G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (2 - 11)$$

Im Fall der Inkompressibilität gilt

$$e = 0; \nu = 0,5; K = \infty \quad (2 - 12)$$

In den bisherigen Betrachtungen wurden keine zeit-, geschwindigkeits- oder richtungsabhängigen Stoffeigenschaften berücksichtigt. Die rheologischen Vorgänge sind in der Regel sehr komplex und können analytisch nicht beschrieben werden. Es gibt jedoch verschiedene Ansätze zur näherungsweise Modellierung viskoser Materialeigenschaften.

Wird angenommen, daß linear elastisches Materialverhalten vorherrscht und die viskosen Komponenten durch die erste Ableitung des Verschiebungsvektors nach der Zeit beschrieben werden können, ist die Anwendung von Modellen mit idealen Dämpfungsgliedern möglich. Das Maxwell-Modell entspricht der Reihenanzordnung einer idealen Feder mit einem idealen Dämpfungsglied. Das Voigt-Modell versucht, das Materialverhalten mit einer Parallelanzordnung von Feder und Dämpfer zu beschreiben. Als standardisiertes Modell für einen linear elastischen Körper gilt das Kelvin-Modell, das aus einer Parallelanzordnung eines Maxwell-Modells mit einer weiteren idealen Feder besteht.

Alle Modelle beschreiben einen viskoelastischen, linear elastischen und homogenen Körper. Die einfachste eindimensionale Differentialgleichung für das Maxwell-Modell ist mit

$$\dot{u} = \frac{\dot{F}}{k} + \frac{F}{d} \quad (2 - 13)$$

gegeben (u : eindimensionale Verschiebung, F : mechanische Kraft, k : Federkonstante, d : Viskositätskoeffizient des Dämpfers) [51].

Bei der tensoriellen Darstellung des Voigt-Modells wird der Elastizitätstensor in einen zeitabhängigen und einen zeitunabhängigen Beitrag aufgeteilt. Sämtliche Tensorkomponenten des Voigt-Modells in der folgenden Gleichung sind elastodynamische Konstanten [17].

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \mathbf{u}_{k,m} + V_{ijkl} \dot{\mathbf{u}}_{k,m} \quad (2 - 14)$$

(C_{ijkl} ist der adiabatische Elastizitätstensor, V_{ijkl} ist der Voigtstensor, \mathbf{u} ist der Verschiebungsvektor, $\dot{\mathbf{u}}$ ist die erste Ableitung des Verschiebungsvektors nach der Zeit)

Die Differentialgleichung des Kelvin-Modells für einen linear elastischen Körper lautet für den eindimensionalen Fall

$$F + \tau_\varepsilon \dot{F} = k_p (u + \tau_\sigma \dot{u}) \quad (2 - 15)$$

(τ_ε : Relaxationszeit für konstante Dehnung, τ_σ : Relaxationszeit für konstante Spannung, k_p : Federkonstante der parallelen Feder).

Für isotrope Materialien kann Gleichung (2 - 14) mit den Lamé-Konstanten μ und λ und den Parametern für viskoelastische Medien κ und η vereinfacht werden [42]

$$\sigma_{ij} = \left(\lambda + \kappa \frac{\partial}{\partial t} \right) \cdot \varepsilon_{mm} \delta_{ij} + 2 \cdot \left(\mu + \eta \frac{\partial}{\partial t} \right) \cdot \varepsilon_{ij} \quad (2 - 16)$$

Mit der Definition des Verzerrungstensors ε_{ij} aus Gleichung (B-4) ergibt sich die Differentialgleichung für die Verschiebung

$$\mathbf{F} = \left(\mu + \eta \frac{\partial}{\partial t} \right) \nabla^2 \mathbf{u} + \left((\mu + \lambda) + (\eta + \kappa) \frac{\partial}{\partial t} \right) \nabla \nabla \cdot \mathbf{u} = \rho \ddot{\mathbf{u}} \quad (2 - 17)$$

(\mathbf{F} : Kraft, \mathbf{u} : Verschiebungsvektor, ∇ : Nablaoperator).

Gleichung (2 - 16) vereinfacht sich weiter, wenn der Körper entweder sehr langsam verformt wird oder das Materialverhalten skleronom ist. In diesem Fall müssen nur statische Deformationen betrachtet werden und der Einfluß der zeitabhängigen viskoelastischen Parameter verschwindet. Mit Verwendung der Volumendehnung Θ aus Gleichung (2 - 19) resultiert Gleichung (2 - 18). Dieses Ergebnis ist mit dem aus Gleichung (2 - 3) vergleichbar, das über eine andere Reihenfolge der Modellvereinfachungen erhalten wurde.

$$\sigma_{ij} = \lambda \Theta \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij} \quad (2 - 18)$$

Die Volumendehnung ist die erste Invariante bzw. die Spur des Verzerrungstensors und ist definiert mit

$$\Theta = \operatorname{div} \mathbf{u} = \nabla \cdot \mathbf{u} = \varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33} = \varepsilon_{ii} = \frac{\partial V}{V} \quad (2 - 19)$$

(V: Volumen).

Kann für das gesamte Medium die Annahme der Inkompressibilität getroffen werden, ist die Volumendehnung $\Theta = 0$. Die Komponenten des Kugeltensors sind somit konstant und sind nur noch von einem statischen inneren Druck abhängig.

$$\sigma_{ij} = P \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij} \quad (2 - 20)$$

(P: statischer innerer Druck)

Deformationen in einem inkompressiblen Medium (Poissonzahl $\nu = 0,5$) können demzufolge durch einen einzigen Parameter μ (Gleitmodul) oder $E = 3 \mu$ charakterisiert werden [35].

Bei der Annahme ausschließlich skleronomen, linear elastischen, isotropen, inkompressiblen und homogenen Materialverhaltens gilt das lineare Hookesche Gesetz mit konstanten Elastizitätstensorkomponenten $C_{ii11} = E$

$$\sigma_{ii} = E \cdot \varepsilon_{ii} \quad (2 - 21)$$

Diese Beziehung gilt als das einfachste Stoffgesetz.

Die Auswahl eines der oben aufgeführten Modelle richtet sich nach der Komplexität des zu beschreibenden Materials. In Abschnitt 2.2 werden die Materialeigenschaften von biologischen Geweben beschrieben und die Anwendungsmöglichkeiten der hier vorgestellten Modelle diskutiert.

Messung

Für die Bestimmung der Steifigkeitskoeffizienten eines Materials ist es üblich, ein Prüfstück statisch oder dynamisch zu belasten oder zu deformieren und die Materialantwort gleichzeitig zu messen. Bei der lastgesteuerten Materialprüfung wird der Betrag der Deformation gemessen, während bei der deformationsgeführten Prüfung die Spannung als Meßgröße gilt. Die Kennlinie, die sich aus dem Belastungs-Antwortverhalten ergibt, wird zur Charakterisierung des mechanischen Verhaltens eines Materials herangezogen. Zu den Belastungsvorgängen gehören Zug-, Druck-, Torsions- und Biegeversuche. Unter Einbeziehung der Randbedingungen, die zum Versuchszeitpunkt galten, können dann die Steifigkeitskoeffizienten für eine analytische Charakterisierung des Materials berechnet werden.

Beispielsweise können mittels Zug- oder Druckversuchen Spannungs-Dehnungs- bzw. Spannungs-Stauchungs-Diagramme erstellt werden. Je nach Belastungsart sind Aussagen über statische oder dynamische Materialeigenschaften aus diesen Kennlinien möglich.

Statische Belastungen führen zur Ermittlung passiver elastischer Stoffeigenschaften. Andere Prüfmethode bedienen sich der Einprägung von Belastungs-Relaxations-Entlastungs-Vorgängen. Die Materialantwort führt zu Aussagen über das dynamische Stoffverhalten. Das Last-Deformations-Zeitverhalten ist für alle rheologische Untersuchungen relevant.

Anhaltende *zyklische* mechanische Beanspruchungen geben weiterführende Auskunft über das Dauerfestigkeitsverhalten eines Prüfstücks.

Zusätzlich gibt es last- oder deformationsgesteuerte Hystereseuntersuchungen. Der Verlust an applizierter mechanischer Energie gilt als Maß für die Irreversibilität von Deformationen. Die Hysterese H ist als das Verhältnis der Fläche der Hystereseschleife zur Fläche unter der Belastungskurve definiert.

Eine weitere Art der Bestimmung elastischer Eigenschaften von Stoffen ist mit dem Resonanzverfahren möglich. Nach der Einprägung von mechanischen Vibrationen variabler

niedriger Frequenz wird die Amplitude der Materialantwort gemessen. In jedem begrenzten Material gibt es eine Frequenz, bei der die Wellen an den Grenzflächen hin- und herreflektiert werden und stehende Wellen durch phasenrichtige Überlagerung entstehen. Die Verschiebungsamplitude der Teilchen ist dann maximal. Die Resonanzfrequenz ist folglich diejenige, bei deren Einprägung die höchste Verschiebungsamplitude gemessen wurde und ist ein Maß für die Elastizität. Unterscheidungen werden bei dieser Meßmethode nach der Art der Vibration getroffen. Es gibt Meßprinzipien mit longitudinalen (Streckung), transversalen (Biegung) oder torsionalen Vibrationen. Die ersten beiden Arten liefern longitudinale Moduln und die letzte Vibrationsart liefert Schubmoduln [56].

Für den Bezug einer mechanischen Belastung auf das Material ist die auf die Querschnittsfläche bezogene Kraft eine relevante Meßgröße. Es ist darauf zu achten, daß ein definierter Spannungsverlauf im Medium bekannt ist. In Zug- oder Druckversuchen wird die Spannung in der Regel durch eine bestimmte Versuchsanordnung und Prüfkörperform über das gesamte Meßstück konstant gehalten.

Bei der Einprägung einer Druckkraft durch einen Kolben mit kreisförmiger Pressfläche ergibt sich die in Abbildung 2-1 gezeigte radiale Druckverteilung. Nur in der Mitte der Fläche bildet sich eine homogene Druckverteilung aus. Der mittlere Flächendruck ist mit

$$P_m = \frac{F}{2\pi r_0^2} \quad (2 - 22)$$

gegeben. (F: auf den Kolben wirkende Kraft, r_0 Pressflächenradius)

In den Randgebieten der Preßfläche ist eine Druckspannungserhöhung zu beobachten. Annähernd gleichförmige Druckspannungsbelastung herrscht nur in einem zentralen Bereich der Kolbenfläche vor.

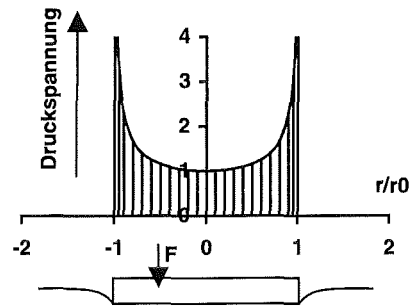


Abbildung 2-1: Druckverteilung bei Flächenpressung

Alle Versuchsergebnisse lassen sich nur unter Angabe des Meßverfahrens und des Aufbaus, mit dem sie gemessen wurden, miteinander vergleichen. Daher gibt es genormte Meßvorschriften (nach ISO, DIN), die einen allgemeinen Vergleich der Messungen zulassen [57], [58], [59]. Zusammen mit den bisher erwähnten Prüfparametern ist bei allen Aussagen über das Materialverhalten der Bereich anzugeben, in dem die Aussagen gültig sind.

2.1.2 Molekularakustik

Die Ausbreitung des Schalls ist an Materie gebunden, wobei sich mechanische Störungen des Gleichgewichtszustandes wellenförmig im Medium ausbreiten. Charakteristische Materialgrößen sind Schallgeschwindigkeit, Dämpfung, Polarisierung und Rückstreuung.

Schallgeschwindigkeit

Die Schallgeschwindigkeit in einem Medium ist von der molekularen Struktur, der Temperatur, dem äußeren Druck, dem Molvolumen und der Wellenart abhängig.

Die allgemeine Definition der Schallgeschwindigkeit auf molekularakustischer Ebene ist für konstante Entropie mit

$$c^2 = \frac{dP}{d\rho} = \frac{1}{\beta_a \rho} \quad (2 - 23)$$

gegeben [53] (c: adiabatische Schallgeschwindigkeit, P: Druck, ρ : Dichte, β_a : adiabatische Kompressibilität).

Die Fortpflanzung der Dichtewellen ist ein *adiabatischer Vorgang*. Es handelt sich um schnell ablaufende Prozesse, bei denen der Wärmeaustausch mit der Umgebung vergleichsweise langsam erfolgt.

Theoretisch kann die Schallgeschwindigkeit durch Einsetzen einer Gleichung für eine harmonische, ebene Welle in die Verzerrungsgleichungen des Stoffgesetzes aus den Materialparametern berechnet werden (siehe Abschnitt 2.1.3).

In einem Schallfeld werden Quasilongitudinal-, und Quasischerwellen unterschieden. Quasilongitudinalwellen zeichnen sich durch die größte Ausbreitungsgeschwindigkeit und das größte Skalarprodukt mit der Ausbreitungsrichtung der Wellenfront aus. Automatisch werden die beiden anderen entstehenden Wellen Quasischerwellen genannt, worunter es noch eine langsame und eine schnelle gibt. Für reine Longitudinalwellen ist das Skalarprodukt der Ausbreitungsrichtung der Partialwelle mit der Ausbreitungsrichtung der Wellenfront gleich Eins. In festen Stoffen gibt es Transversal- und Longitudinalwellen in allen verschiedenen Ausbreitungsrichtungen. In flüssigen und gasförmigen Stoffen entstehen keine Transversalwellen [60], [61], [62], [11].

Die meßtechnisch einfach erfaßbare *Gruppengeschwindigkeit* unterscheidet sich von der *Phasengeschwindigkeit* der Schallwellen in einem Medium, wenn die Ausbreitung der Partialwellen eines Frequenzgemisches von ihrer Wellenlänge abhängig ist. Der Zusammenhang ist in Gleichung (2 - 24) gegeben. Liegt keine Schallgeschwindigkeitsdispersion in einem Material vor, sind Phasen- und Gruppengeschwindigkeit identisch. Die Phasengeschwindigkeit weicht von der Gruppengeschwindigkeit ebenfalls bei Vorhandensein von Dämpfungsdispersion ab. Es ist aber beobachtet worden, daß die Dispersion der Schallgeschwindigkeit durch Signalverschiebung bei linearer Frequenzabhängigkeit der Dämpfung vernachlässigbar ist [10]. In festen Stoffen ist keine Frequenzabhängigkeit der Schallgeschwindigkeit zu messen [63].

$$c_g = \frac{\partial \omega}{\partial k} = c_p \left(1 - \frac{f}{c_p} \frac{dc_p}{df} \right)^{-1} \quad (2 - 24)$$

(c_g : Gruppengeschwindigkeit, c_p : Phasengeschwindigkeit, f : Frequenz, ω : Kreisfrequenz, k : Wellenzahl)

Die Abhängigkeit der Schallgeschwindigkeit vom statischen inneren Druck hat einen unterlinearen Verlauf. Im Bereich von statischen Drücken bis 2000 bar nimmt die Schallgeschwindigkeit in Wasser mit etwa 0,2 m/s/bar zu. Bei statischen Drücken bis 9000 bar nähert sich die Steigung der Kennlinie 0,1 m/s/bar [53].

Die Schallgeschwindigkeit ist in hohem Maße temperaturabhängig. Der Temperaturkoeffizient der Schallgeschwindigkeit in Flüssigkeiten ist im allgemeinen negativ. Eine Ausnahme ist Wasser im Bereich unterhalb 74°C mit einem positiven Temperaturkoeffizienten. Bei Wasser folgt die Schallgeschwindigkeit der sog. Willard-Kurve, deren Verlauf durch die Parabel

$$c_{H_2O} = 1557 \frac{m}{s} - 0,0245 \cdot (74^\circ C - T)^2 \frac{1}{^\circ C^2} \frac{m}{s}, \quad (2 - 25)$$

angenähert wird [53] (T: Temperatur in °C).

Die Willard-Kurve zeigt im Frequenzbereich zwischen 0,47 MHz und 12,87 MHz keine Dispersion. Für Zimmertemperatur (T = 20°C) beträgt die Schallgeschwindigkeit in Wasser $c_{H_2O} = 1483$ m/s und der Temperaturkoeffizient $(dc/dT)_{20^\circ} = 2,646$ (m/s)/°C.

Dämpfung

Die Dämpfung einer Schallwelle ist die Summe der Energieverluste durch Absorption und Streuung und ist frequenzabhängig. Die Einflüsse von Absorption und Streuung lassen sich nicht eindeutig trennen, sodaß eine quantitative Auswertung nicht ohne weiteres möglich ist. Unter bestimmten Voraussetzungen bestehen Zusammenhänge zwischen der Dämpfung einer Schallwelle und makroskopischen Größen der Elastodynamik.

Der Betrag der Amplitudenabnahme einer Schallwelle ist in einem homogenen Medium der jeweils im Volumenelement vorhandenen Amplitude proportional (harmonische Abnahme). Die *Absorption* kann daher in einem Schallfeld über den Absorptionskoeffizienten α der Schwingungsamplitude ξ mit dem Gesetz des organischen Abnehmens beschrieben werden:

$$\xi = \xi_0 e^{-\alpha x} \quad (2 - 26)$$

(ξ : Teilchenamplitude, ξ_0 : ξ an der Stelle 0 im Schallfeld am Sender, x : Ort)

Nach der klassischen Theorie setzt sich die Absorption in einem Material additiv aus den Anteilen der Energieverluste durch mechanische Viskosität, Wärmeleitung, elektromagnetische Strahlung, Diffusion und Relaxation zusammen [63].

$$\alpha = \alpha_{\text{Viskosität}} + \alpha_{\text{Wärme}} + \alpha_{\text{Strahlung}} + \alpha_{\text{Diffusion}} + \alpha_{\text{Relaxation}} \quad (2 - 27)$$

Die Beiträge durch elektromagnetische Strahlung und durch Diffusion sind im allgemeinen vernachlässigbar gering. Die durch die Viskosität des Materials verursachte Absorption ist vom Quadrat der Frequenz abhängig:

$$\alpha_{\text{Viskosität}} = \frac{8\pi^2 f^2}{3\rho c^3} \eta \quad (2 - 28)$$

(f : Frequenz, c : Schallgeschwindigkeit, η : Viskosität, ρ : Dichte)

Der Absorptionsanteil durch Wärmeleitung

$$\alpha_{\text{Wärme}} = \frac{2\pi^2 f^2 M(\chi - 1)}{\rho c^3 C_p} \cdot k \quad (2 - 29)$$

kann in Flüssigkeiten unberücksichtigt bleiben, da dessen Anteil darin gering ist (k : Wärmeleitfähigkeit, M : Molekulargewicht, C_p : Molwärme bei konstantem Druck, χ : Verhältnis der Molwärme bei konstantem Druck zu der bei konstantem Volumen).

Der Einfluß der *Relaxation* entspricht modellhaft dem Erreichen eines dynamischen Gleichgewichts der Phasenverschiebung zwischen Druck- und Dichtewelle in der Mechanik deformierbarer Punktsysteme. Sie wurde früher [53] durch die Druckviskosität η_p ausgedrückt. Der Betrag der Relaxationseffekte ist von der Molekülgröße und -komplexität des Materials abhängig. Bei starkem Relaxationsanteil ist die Absorption proportional zur Frequenz. Umgekehrt deutet eine quadratische Frequenzabhängigkeit auf fehlende Relaxationserscheinungen hin.

Im Schallfeld vor einem Ultraschallschwinger ist die Schallamplitude eine Funktion des Abstandes von der Schwingermembran. Im sogenannten Gebiet der Aufsteilung wächst die Schallwechseldruckamplitude mit zunehmender Entfernung vom Sender. Im sich anschließenden Nahfeld des Schallkopfes ist die Schwingungsamplitude Interferenzphänomenen unterworfen und daher ebenfalls ortsabhängig.

Ein Absorptionskoeffizient ist erst im Fernfeld exakt definiert. Die Dämpfung ist im Fernfeld eines Ultraschallübertragers bei vielen Medien aber so hoch, daß keine Signale mehr ausgewertet werden können. Die Messung muß daher im Nahfeld durchgeführt werden, was aber

für die meisten Untersuchungen zulässig ist [53]. Für die Nahfeldlänge N eines kreisförmigen Schwingers gilt allgemein:

$$N = \frac{4r^2 - \lambda^2}{4\lambda} \quad (2 - 30)$$

(r : Schwingerradius, λ : Wellenlänge) [64]

Die *Streuung* ist modellhaft mit der Gesamtheit der Einzelstreuungen diskreter Streuzentren beschreibbar. Streuung entsteht durch Reflexion und Brechung an kleinen Regionen, deren Schallimpedanz sich vom umgebenden Medium unterscheidet. Zudem beeinflussen sich die Einzelelemente gegenseitig, wenn sie dicht beieinander liegen. Durch Interferenzerscheinungen und Mehrfachstreuungen ist der Betrag des gestreuten Schalls zur Zahl der Streuzentren daher nicht unbedingt proportional.

Messung

Die Messung der Schallgeschwindigkeit kann auf verschiedene Arten erfolgen. Je nach Anordnung der Schallwandler unterscheiden sich folgende drei Grundtechniken:

- Die Durchschallung geschieht durch koaxial am Meßobjekt liegende Ultraschallwandler. Ein Wandler arbeitet in dieser Meßart als Sender und einer als Empfänger.
- Bei der Reflexionstechnik liegt infolge gerichteter Abstrahlungs- und Empfangscharakteristik ein definierter Strahlengang unter Reflexion an Grenzflächen vor. Die Auswertung umfaßt die Messung der zeitlichen Folge und Intensität der Echosignale. Hierbei findet oft nur ein einziger Schallwandler Anwendung, der sowohl als Sender als auch als Empfänger dient.
- Bei der Leitung werden die Schallwellen an einer Stelle des Prüfkörpers eingestrahlt und an anderer Stelle empfangen, ohne daß ein definierter Strahlengang angegeben werden kann, der vorrangig an der Übertragung beteiligt ist.

Diese Grundtechniken können entweder mit kontinuierlich eingestrahlt Schallwellen oder mit Schallimpulsen angewandt werden.

- Das Intensitätsverfahren bedient sich kontinuierlich eingestrahlt Schallwellen. Es findet heute noch selten Verwendung, da sich meßtechnische Nachteile durch Interferenzen, Reflexionen, und schlechter Energiebilanz ergeben. Bei der Anwendung von kontinuierlichen Wellen in Durchschallungstechnik absorbiert der Empfänger nur einen kleinen Teil der in das Medium eingestrahlt Welle. Der restliche Teil wird zwischen Sender und Empfänger hin- und herreflektiert. Je nach Schallfrequenz und Weglängen zwischen den Grenzflächen führen Überlagerungseffekte zu Meßfehlern. Auch in Reflexionstechnik ergeben sich Probleme durch Interferenzen zwischen Signalen entgegengesetzter Ausbreitungsrichtung. Durch eine Frequenzwobbelung, eine rasche Frequenzmodulation um die Grundfrequenz in einem genügend großen Frequenzbereich, oder durch die Verwendung von Impulsen können diese Nachteile reduziert werden [64]. *Jin* [65] stellt eine Methode zur gleichzeitigen Schallgeschwindigkeits- und Dämpfungsmessung mit kontinuierlich eingestrahlt Wellen vor.
- Das Impuls-Laufzeit-Verfahren wird in Reflexionstechnik auch Impuls-Echo-Verfahren genannt. Von einem Sender wird ein Schallimpuls ausgestrahlt. Ein Empfangskopf registriert die zeitliche Folge und Höhe der ankommenden Echos. Ist die Weglänge, die der Schallstrahl zurücklegen muß, bekannt, ergibt sich aus der Laufzeit die Schallgeschwindigkeit [64]. Nachteil der Impulsverfahren ist die Schwierigkeit, das zeitliche Eintreffen eines Impulses genau zu messen, da dabei die Form der Impulsanstiegsflanke eine bedeu-

tende Rolle spielt. Durch eine Verwendung scharfer Pulse ist in den meisten Fällen keine Verbesserung zu erzielen, da diese ihre Form in dispersiven Materialien ändern [66].

Es gibt unterschiedliche Arten der Schalllaufzeitmessung.

- Die Bestimmung kann durch die Messung der zeitlichen Differenz zwischen Sendezeitpunkt und Empfangszeitpunkt erfolgen.
- Bei der „*Sing-Around*“ - Methode werden die Schallwandler in Durchschallungstechnik angeordnet. Eine Schallwelle durchquert das Medium vom Sender zum Empfänger. Sobald das Signal am Empfänger eintrifft, wird ein neuer Schallimpuls am Sender ausgelöst. Durch die kontinuierliche Wiederholung dieses Vorgehens resultiert eine Impulsauslösefrequenz, die zu der Schalllaufzeit durch das Medium umgekehrt proportional ist.
- Die Schalllaufzeit kann mit sogenannten interferometrischen Vergleichsverfahren gewonnen werden. Dabei werden die Echos des Meßobjektes mit denen eines Vergleichsmediums bekannter Schallgeschwindigkeit durch Veränderung der Meßstrecke im Vergleichsmedium, z.B. Wasser, zur Deckung gebracht. Aus der Meßstrecke im Vergleichsmedium resultiert die Schalllaufzeit im Prüfobjekt.

Das *Resonanzverfahren* ist eine besondere Möglichkeit der Schallgeschwindigkeitsmessung durch das Intensitätsverfahren. Es bedient sich des physikalischen Zusammenhanges, daß es zu jedem Körper eine Frequenz gibt, bei der es durch Hin- und Herreflexion oder Umlaufen von Wellen bei phasenrichtiger Überlagerung zu stehenden Wellen kommt. Diese Frequenz ist die Resonanzfrequenz und ist durch die Materialeigenschaften und die Abmessungen des Körpers bestimmt. Beispielsweise kann aus der Kenntnis der Dicke einer Platte und Messung der Resonanzfrequenz die Schallgeschwindigkeit bestimmt werden.

Die Messung der *Dämpfung* kann mit Verfahren erfolgen, bei denen die Intensität des Schalls nach Durchlaufen einer Prüfstrecke gemessen wird. In der Regel sind zwei Schallwandler, ein Sende- und ein Empfangskopf, notwendig. Bei Verwendung der Reflexionstechnik ist der Schallkopf meistens sowohl Sender als auch Empfänger. Strenggenommen wird bei piezoelektrischen Empfängern allerdings nicht die Intensität, sondern die Amplitude des Schalldrucks gemessen. Die Charakteristik des Meßergebnisses ist daher bei linear arbeitenden Verstärkern und Instrumenten zu der Wurzel aus der Intensität proportional.

Bei Verwendung von Ultraschallimpulsen werden die Amplituden der gesendeten und der empfangenen Signale gemessen. In Durchschallungstechnik gibt es Verfahren, die mehrfach zwischen Sender und Empfänger hin- und herreflektierte Signale für die Bestimmung der Dämpfung auswerten. In Reflexionstechnik kann die Signalschwächung in einer Schicht durch das Verhältnis der Echoamplituden der Schichtgrenzen ermittelt werden.

In der Ultraschall-Meßtechnik muß immer ein Kompromiß zwischen Eindringtiefe und Auflösungsvermögen geschaffen werden. Aufgrund der positiven Frequenzabhängigkeit der Dämpfung sind für größere Eindringtiefen Ultraschallwandler mit niedriger Frequenz zu wählen. Mit abnehmender Schallfrequenz ist aber eine Auflösungsver schlechterung des empfangenen Bildes durch Zunahme der Beugungseffekte verbunden.

Die axiale Auflösung ist wellentheoretisch durch die Unschärferelation bestimmt.

Echos von zwei hintereinander liegenden Grenzflächen erscheinen getrennt, wenn Gleichung (2 - 31) erfüllt ist. Eine höhere Schallfrequenz führt zu höherer axialer Auflösung.

$$t_1 c \leq 2\Delta x \quad (2 - 31)$$

(Δx : Wegunterschied zwischen den Grenzflächen, c : Schallgeschwindigkeit, t_i : Impulsdauer = 2..3·Periodendauer T)

Die laterale Auflösung ist von der Keulenbreite eines Schallkopfes abhängig. Im Fernfeld eines Schallstrahls ist die Breite der Keule proportional zum Verhältnis Schallwellenlänge zu Prüfkopfdurchmesser. Es ergibt sich für die Apertur¹ des Schallstrahls im Fernfeld

$$\sin\left(\frac{\varphi}{2}\right) = 1,22 \cdot \frac{\lambda}{2r} \quad (2 - 32)$$

(r : Prüfkopfradius, λ : Schallwellenlänge, φ : Apertur).

2.1.3 Steifigkeitskoeffizienten und Schallparameter

Es gibt verschiedene theoretische Ansätze, die Zusammenhänge zwischen mechanischen und akustischen Materialeigenschaften darzulegen. Die Schallgeschwindigkeit in einem Medium ist demzufolge mit den elastischen Steifigkeitsparametern verknüpft. Für die Absorption wurden Korrelationen mit der Materialviskosität gefunden. Ebenfalls wurden Abhängigkeiten zwischen der Schallstreuung und der Variation des E-Moduls in Prüfmedien nachgewiesen. Nacheinander werden in diesem Abschnitt die Zusammenhänge von Schallgeschwindigkeit und Dämpfung mit den mechanischen Größen aufgezeigt.

Schallgeschwindigkeit

Die Christoffel-Gleichung (2 - 33) beschreibt den Zusammenhang zwischen den Komponenten des Elastizitätstensors und der Schallgeschwindigkeit einer sich in dem Material ausbreitenden Schallwelle. Sie beruht auf den mechanischen Grundgleichungen und ergibt sich durch Einsetzen des linearen Hookeschen Gesetzes in Newtons zweite Bewegungsgleichung und unter Verwendung der Beschreibung einer sich ausbreitenden, harmonischen, ebenen Welle. Sie gilt allgemein für anisotrope, rein elastische Medien [11].

$$(\mathbf{C}_{ijkn} \mathbf{n}_j \mathbf{n}_m - \rho c_{Schall}^2 \delta_{ik}) \mathbf{n}_\xi = 0 \quad (2 - 33)$$

(\mathbf{C}_{ijkm} : adiabatischer, anisotroper Elastizitätstensor, \mathbf{n}_j , \mathbf{n}_m : Einheitsvektoren der Ausbreitungsrichtungen, ρ : Gewebedichte, c_{Schall} : Phasengeschwindigkeit des Schalls, δ_{ik} : Kronecker-Symbol und \mathbf{n}_ξ : Einheitsvektor der Richtung der Teilchenverschiebung)

Ein homogenes, isotropes und linear elastisches Material kann mit zwei unabhängigen Größen beschrieben werden. Die Komponenten des adiabatichen, anisotropen Elastizitätstensors können beispielsweise nur durch E-Modul und Poissonzahl ausgedrückt werden. Aus der allgemeinen Wellengleichung für ein allgemeines, homogenes, lineares, isotropes, elastisches Material ([22] und [64]) folgt dann daraus die Differentialgleichung

$$\frac{E}{2(1+\nu)} \nabla^2 \mathbf{u} + \frac{(1-\nu)E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \nabla \nabla \cdot \mathbf{u} = \rho \ddot{\mathbf{u}} \quad (2 - 34)$$

(E : E-Modul, ν : Poissonzahl, \mathbf{u} : Verschiebungsvektor, ρ : Dichte).

Es existiert eine Diskrepanz zwischen der Messung von isotherm definierten Elastizitätskonstanten, die mit statischen Dehnungs-Meßmethoden ermittelt wurden, und der Berechnung der mechanischen Eigenschaften mit Hilfe der Schallgeschwindigkeit, die eine Meßgröße aus einem adiabatich ablaufenden Vorgang ist. Der Fehler isothermer zu adiabatichen Größen ist jedoch kleiner als 0,5% [63].

¹ den Öffnungswinkel

Die Aussagen in der Literatur über den Einfluß von Viskosität auf die Schallgeschwindigkeit sind nicht eindeutig. Nach *Mol* und *Breddels* (1982) [10] hat die Viskosität keinen Einfluß auf die Schallgeschwindigkeit. Jedoch fand *Bergmann* [63], daß zähe Flüssigkeiten eine höhere Schallgeschwindigkeit haben als weniger viskose, jedoch auf der anderen Seite die Schallgeschwindigkeit in Medien mit Dämpfung abnimmt. Weiterhin ändern sich nach *Bergmann* die Reflexions- und Durchlaßfaktoren, wenn im Stoff Dämpfung vorhanden ist.

Wird die Ausbreitungsgeschwindigkeit von der Verformung infolge nichtlinearer Geometrie oder nichtlinearem Materialverhalten beeinflusst, spricht man von dem akustoelastischen Effekt. Eine eventuell vorhandene Isotropie wird durch mechanische Verformung zerstört. An Spannungsgradienten im Medium ändern sich Schallgeschwindigkeit und Dichte proportional zum Betrag der Spannungsdifferenz. In geometrisch oder elastisch nichtlinearen Materialien entstehen daher Brechungen, Reflexionen und Variationen der Geschwindigkeit der Schallwellen [61].

Die mittlere Variation der Schallgeschwindigkeit in einem Material steht mit dem Dämpfungsbeitrag durch Streuung in Zusammenhang. Gleichsam fließt dabei die durchschnittliche Variation des E-Moduls im Material über dessen Abhängigkeit von der Schallgeschwindigkeit ein.

Dämpfung

Die Rückstreuung von Schallwellen in einem Medium charakterisiert allgemein Variationen oder Inhomogenitäten der Schallimpedanz im Material. Der Rückstreukoeffizient ist als das Verhältnis der am Schallquellenort empfangenen Energie zur in das Medium eingebrachten Energie definiert. Er kann für einfache Strukturen mit der mittleren Schwankung der Schallgeschwindigkeit (\sim E-Modul) und der Korrelationslänge der Streuzentren im Material mit

$$R_S(x_k) = \frac{\overline{\mu^2}}{16\sqrt{\pi}} k^4 l_k^3 e^{-k^2 l_k^2} \quad (2 - 35)$$

in Relation gesetzt werden [67] (R_S : Rückstreukoeffizient, l_k : Korrelationslänge, k : Wellenzahl, $\overline{\mu^2}$: normalisierte Varianz des E-Moduls).

Des weiteren kann der absorptionsbedingte Anteil der Dämpfung mit der Viskosität eines Materials in Verbindung gebracht werden. Wenn jedoch die Anteile der Absorption durch Energieverluste durch Relaxation oder Wärmeleitung überwiegen, kann eine Messung der Schalldämpfung für eine Bestimmung der Viskosität nicht herangezogen werden (siehe Gleichungen (2 - 28) und (2 - 29)).

Materialkomponenten

Besteht das Material aus isotropen Schichten, die sowohl unterschiedliche Schallgeschwindigkeiten als auch verschiedene Beiträge zu den mechanischen Eigenschaften leisten, ist eine Trennung der einzelnen Einflüsse notwendig.

Der Kehrwert der Schallgeschwindigkeit im gesamten Material verhält sich proportional zu den konzentrationsanteilig gewichteten Kehrwerten der beteiligten Komponenten-Schallgeschwindigkeiten. Für die Berechnung der resultierenden Schallgeschwindigkeit aus den einzelnen Beträgen bei zwei verschiedenen Materialien kann Gleichung (2 - 36) verwendet werden.

$$\frac{1}{c_{Gesamt}} = \frac{x_{M1}}{c_{M1}} + \frac{x_{M2}}{c_{M2}} \quad (2 - 36)$$

(c_{Gesamt} : gemessene wirksame Schallgeschwindigkeit über alle Strukturen, c_{M1} : Schallgeschwindigkeit des Materials 1, c_{M2} : Schallgeschwindigkeit des Materials 2, X_{M1} : Volumenprozentatz des Materials 1, X_{M2} : Volumenprozentatz des Materials 2 ($X_{M1} + X_{M2} = 1$))

Der Einfluß der mechanischen Eigenschaften von Komponenten in einem Verbund auf den resultierenden Gesamtelastizitätstensor ist von *Helbig* untersucht worden [68].

2.2 Biomechanisches Modell

Vor dem Hintergrund der Betrachtung mechanischer Eigenschaften werden die Struktur und der Aufbau biologischen Gewebes analysiert. Ebenso werden die Aspekte der Messung und Auswertung von Schallparametern in lebendem Gewebe unter den Gesichtspunkten der akustischen Grundlagen des vorhergehenden Abschnitts dargestellt. Eine Auswahl akustomechanischer Modelle wird unter Berücksichtigung der relevanten Einflußgrößen vorgestellt. Es folgt eine Diskussion über die Beobachtbarkeit der Meßgrößen und die Wahl eines passenden Modells.

2.2.1 Biologisches Gewebe

Biologische Gewebe sind Verbände zu einer Art differenziert entwickelter, zu gleichartiger Tätigkeit befähigter Zellen. Die Gewebe unterscheiden sich morphologisch und funktionell in Epithelgewebe, Bindegewebe, Muskelgewebe, Nervengewebe und Blut als flüssiges Gewebe. Zwei oder mehrere Gewebe vereinigen sich gemäß des jeweiligen Bauplans zu einem Organ. Dies geschieht fast immer unter Beteiligung von Bindegewebe.

Epithelgewebe sind ein- oder mehrschichtige Zellverbände, die innere oder äußere Körperoberflächen bedecken. Sie zeichnen sich durch einen geringen Anteil Interzellulärsubstanz¹ und ihre funktionelle Bedeutung aus (Schutz, Transport bei Flimmer- oder Bürstenbesatz).

Unter dem Begriff *Bindegewebe* (Textus connectivus) werden Gewebe recht unterschiedlicher Gestaltung und Funktion zusammengefaßt. Sie übernehmen verbindende und stützende Aufgaben. Es gibt grundsatzreiche, faserreiche und zellstruktureiche Bindegewebsarten. Ein Bindegewebe besteht grundsätzlich aus Zellen und Interzellulärsubstanz, die wiederum aus einer strukturlosen Grundsubstanz und kollagenen und elastischen Fasern (Elastin) besteht. Knorpel und Knochen sind spezielle Formen des Bindegewebes.

Die nahezu strukturlose *Grundsubstanz* füllt den Raum zwischen Zellen und Fasern aus und besteht aus protein- und hormonhaltiger, interstitieller Flüssigkeit und form- und konsistenzbildenden Eiweißen.

Kollagenfasern sind unverzweigte, hoch zugfeste, 0,2 – 20 µm dicke Fasern, die meist in gewellten Bündeln zusammengelagert sind. Sie nehmen unter physiologischen Bedingungen einen mittleren Spannungszustand ein. Bei anhaltender Abweichung von der Ruhespannung verkürzen oder verlängern sie sich. Der E-Modul längs der Fasern beträgt im Mittel 1000 MPa. Sie halten Spannungen bis zu 100 MPa stand.

Elastische Fasern kommen als Begleitstrukturen der Kollagenfasern in Organkapseln, Gefäßwänden, im Lungengewebe und elastischem Knorpel vor. Sie liegen primär einzeln, können sich aber auch verzweigen und dadurch Netze oder Membranen formen. Sie sind 0,5 – 1 µm dick und zugelastisch. Elastin besitzt E-Moduln in der Größenordnung von 0,6 MPa [51].

Muskelgewebe zeichnet sich morphologisch durch die Entwicklung von feinen, unterschiedlich konstruierten Strukturelementen (Myofibrillen) und funktionell durch dessen Kontraktibilität aus. Muskeln können, je nach funktioneller Leistung, sehr unterschiedlich gestaltet sein. Ein Muskel besteht aus vielen Funktionseinheiten, die aus bindegewebsumhüllten Fasergruppen bestehen. Diese Primärbündel setzen sich ihrerseits aus wechselnden Zahlen von Einzel-

¹ von Körperzellen gebildete und in den Interzellulärraum ausgeschiedene Stoffe

fasern zusammen, die mit Blut und Innervation versorgt sind und zur Kontraktion befähigt sind. Auch im Ruhezustand entwickeln sie eine Grundspannung, den Ruhetonus¹, der durch kontinuierliche Aktivierung und Entspannung der kontraktile Elemente entsteht. Diese Muskelruhespannung ist abhängig vom Metabolismus², den Ionenkonzentrationen in den Intra- und Extrazellularräumen³ des Muskelgewebes, der vegetativen Grundinnervation und dem Trainingszustand der Muskeln und wirkt auch quer zu den Fasern.

Die *Niere* ist ein Hauptausscheidungsorgan des Körpers. Der innere Aufbau der Niere besteht aus drei Teilbereichen, dem Nierenhohlsystem, dem Mark und der Rinde. Diese Teile sind unterschiedlich durchblutet. Von der gesamten Nierendurchblutung von 1,21 l/min erhält die Rinde ca. 90% und das Mark 10%. Das Nierenhohlsystem dient der Zu- und Ableitung des Blutes und der Ausscheidungsstoffe. Mark und Rinde bestehen aus zwei Kapillarnetzen, die sich zur Rinde hin immer feiner verzweigen. In Nierenmark und -rinde kann daher mikrohomogenes Materialverhalten angenommen werden, während dies im Hohlsystem nicht der Fall ist.

Die *Leber* stellt das chemische Organ des Körpers dar und besteht aus zwei Lappen. Sie ist sehr stark durchblutet und äußerst druckempfindlich. In ihr verlaufen verschieden große Gefäße. Allgemein ist sie als mikromechanisch und -akustisch homogen zu betrachten. Ausnahmen davon sind jedoch in der Nähe großer Gefäße zu erwarten.

Die *Milz* ist ein zentrales Organ im Rahmen von Abwehrvorgängen. Sie reinigt das Blut als Filtrationsorgan zwischen Verdauungskanal und Leber. Sie besteht aus einem retikulären Maschenwerk, das ständig von Blut durchströmt wird. Die Milz besitzt ein differenziertes Muskelgerüst und ist daher kontraktile. Sie kann Blut speichern und bei Bedarf an den Körper zurückgeben. Beim Menschen überwiegen die Abwehrfunktionen des Organs.

Fettgewebe ist eine Form des Bindegewebes. Es besteht aus großen, runden, durch Einlagerung von Triglyceriden in Retikulumzellen entstandenen Fettzellen. Es dient zur Speicherung von Energie und ist im Wasser- und Wärmehaushalt des Körpers von Bedeutung.

Alle tierischen und menschlichen Gewebe werden im lebenden Organismus mit zirkulierender Flüssigkeit versorgt. Diese Flüssigkeit (Blut, extrazelluläre Flüssigkeit) enthält Salze, Hormone und Botenstoffe, die die funktionellen und strukturellen Eigenschaften der Gewebe beeinflussen. Viele Gewebe erhalten zusätzlich eine elektrochemische Innervation durch Nervenzellen, die sich ebenfalls auf die Struktur oder Funktion der Zellen auswirkt. Weiterhin wird die Temperatur durch verschiedene Regelmechanismen annähernd konstant gehalten. Im physiologischen Zustand ergeben sich mechanische Gewbeeigenschaften, die aus einer Kombination dieser Faktoren entstehen.

Die Übertragung des mechanischen Verhaltens von technischen Materialien auf biologische Gewebe ist nicht ohne weiteres möglich. Die Betrachtung des inneren Aufbaus von Gewebe zieht einige Folgerungen nach sich, die in der mechanischen Bewertung berücksichtigt werden müssen.

Mechanische Eigenschaften

Die in Kapitel 2.1 aufgeführten Annahmen idealen Materialverhaltens vereinfachen das Modell, das für die mechanische Beschreibung von Gewebe aufgestellt wird. Im folgenden werden die mechanischen Stoffeigenschaften lebenden biologischen Gewebes in Hinblick auf technische Materialeigenschaften betrachtet.

Die elastodynamischen Eigenschaften biologischer Gewebe unterscheiden sich von denen technischer Werkstoffe. Weiche biologische Gewebe sind mechanisch nichtlineare, anisotrope, inhomogene und viskoelastische Medien. Auf makroskopischem Niveau sind weiche

¹ physiologischer Spannungszustand des Gewebes in Ruhe

² Stoffwechsel

³ Die Gesamtheit der außerhalb der Körperzellen im Extrazellularraum befindlichen Körperflüssigkeit.

biologische Gewebe rheologische Kombinationen viskoser Flüssigkeiten und elastischer Festkörper. Biologische Gewebe können im allgemeinen nicht als Kontinuum angesehen werden. Für bestimmte Regionen und Wertebereiche ist jedoch die Annahme eines Kontinuums zulässig. Nach *Fung* ([69] und [70]) kann eine *lokale Kontinuität* bestimmter physikalischer Größen in biologischen Materialien angenommen werden.

Die Annahme von *Isotropie* und *Homogenität* ist vor dem Hintergrund der Bestimmung makroskopischer Materialeigenschaften gerechtfertigt, wenn lokale Gewebeeigenschaften im statistischen Sinne gemittelt erfaßt werden. Physikalische Nichtlinearitäten und kompressible Eigenschaften erfahren dadurch keine Einschränkungen [9]. Für viele Gewebearten ist die Annahme isotropen Materialverhaltens möglich. Bei Muskeln, Knorpel und Knochen ist jedoch die Berücksichtigung der Prüfrichtung notwendig.

Weiterhin ist die Annahme der *tensoriellen Linearität* gerechtfertigt, wenn ausschließlich langsame Belastungsänderungen eingepreßt werden.

Für die meisten biologischen Gewebe kann zudem *Inkompressibilität* angenommen werden. Die Poissonsche Querkontraktionszahl nimmt Werte zwischen 0,49 und 0,5 an. Die Volumendehnung Θ ist in dem Fall zu vernachlässigen.

Beer, *Reihner*, und *Millesi* [71] haben einen „warm-up“- oder Trainingseffekt beobachtet, nach dem die gewebeelastischen Eigenschaften von Sehnen und Haut nach mehreren Zyklen dynamischer Belastung einem Gleichgewichtszustand zustreben.

Hartung [9] beschreibt die Ausbildung eines „steady-state“ beim Durchlaufen zyklischer Lastzustände, in dem die Gewebe ihre irreversiblen viskosen Eigenschaften verlieren und ausschließlich reversibel elastische Kennlinien aufweisen. In vivo verhalten sich demnach biologische Gewebe hauptsächlich reversibel elastisch.

Unter dem Einfluß von mechanischer Spannung verändern sich die elastodynamischen Materialeigenschaften lebender Gewebe. *Fung* [69] beschreibt diesen Vorgang als Umgestaltung des Gewebes unter Spannung, wobei sich der Grundzustand, das Stoffgesetz und die Mechanik ändern.

Er schlägt ein „*quasilinear viskoelastisches*“ Gewebemodell vor, das unterschiedliches Materialverhalten bei verschiedenen Arten der Anregung berücksichtigt [51]. Bei kleinen Oszillationen liegt nach dieser Theorie lineares und bei finiten Deformationen nichtlineares Antwortverhalten vor. Als Ersatzschaltung ist eine Reihenschaltung vieler nichtlinearer Kelvin-Modelle (Standardmodell mit nichtlinearen Federn) denkbar, die jeweils verschiedene Relaxationsfrequenzen besitzen. Das sich ergebende hysteretische Antwortspektrum deckt sich mit den viskoelastischen Beobachtungen von *Schwan*, der ebenfalls eine Theorie der multiplen Relaxationsfrequenzen aufstellte [72].

Von *Grieshaber* und *Faust* [73] wurde beobachtet, daß dünne Muskeln im Quetschversuch andere Verformungseigenschaften besitzen als dicke Muskeln.

Bei Ausübung von Druck auf lebendes Muskelgewebe wird Blut aus den Blutgefäßen gequetscht. Bei Verminderung des Drucks strömt das Blut langsam zurück. Hierdurch werden zusätzlich mechanische Eigenschaften gemessen, die von denen des Muskelgewebes ohne Einbeziehung der Blutzirkulation abweichen [10].

Es wurde ein Einfluß des Wassergehalts auf die Gewebesteifigkeit beobachtet. *Schneck* untersuchte die Steifigkeit und Viskosität von Muskeln bei verschiedenem Wasseranteil und fand, daß die elastische und viskose Steifigkeit um das dreifache steigt, wenn der Wassergehalt um 20% sinkt. Eine Erhöhung der prozentualen Wassermenge um 70% ergab dagegen keine deutliche Änderung der Elastizität. Er führte diesen Effekt auf die Fähigkeit der Muskelfibrillen zurück, Querbrücken zu bilden. Bei Reduktion der Wassermenge im Muskel gelangen die Fibrillen in einen geringeren Abstand zueinander, wodurch mehr Querbrücken gebildet werden. Dies ist bei der Erhöhung des Wassergehalts nicht der Fall [74].

Die Feuchtigkeit des biologischen Materials hat einen großen Einfluß auf die Elastizität. Im Körperinneren eines lebenden Organismus wird die Feuchtigkeit konstant gehalten. Bei äußerem Gewebe, wie Haut und Haare, können große Unterschiede der elastischen Eigenschaften bei verschiedenen Feuchtigkeitszuständen gemessen werden.

Fung stellte fest, daß sich das Spannungs-Dehnungs-Verhalten von Lungengewebe über einen großen Bereich der Dehnungsrate nur geringfügig ändert. Bei der 360fachen Zuggeschwindigkeit hat er keine wesentlichen Unterschiede der Spannungsamplituden erkennen können. Allgemein bleibt, auch bei anderen Gewebearten, der relative Anstieg der Sekantenmoduln, selbst bei einer 1000fachen Dehnungsrate, unterhalb eines Faktors 2. Ebenfalls beobachtete *Fung*, daß die Hysterese der Spannungs-Dehnungs-Kurven nur eine geringe Abhängigkeit von der Dehnungsgeschwindigkeit zeigen [69].

Folgerung:

Die Ergebnisse der Meßreihen aus dem experimentellen Teil der Arbeit werden zeigen, inwieweit die nichtlinearen und viskosen Materialeigenschaften bei der Modellbildung berücksichtigt werden müssen. Erst dann wird eine Entscheidung zu treffen sein, ob die Komplexität des Modells durch die Annahme skleronomen oder linearen Materialverhaltens reduziert werden kann.

Messung

Für die Bestimmung gewebe-mechanischer Eigenschaften sind bisher keine genormten Versuchsaufbauten angegeben worden. Als Richtlinie können die Normen des technischen Materialprüfwesens für Kunststoffe dienen (z.B. DIN 53454 [57], DIN EN ISO 527-3 [59] und DIN 53457 [58]). Bei den genormten Meßverfahren müssen die Abmessungen der Probekörper, die Prüfgeschwindigkeit und die Vorbehandlung sorgfältig protokolliert sein, um vergleichbare Daten zu erhalten.

Bei der mechanischen Prüfung biologischer Gewebe werden statische, dynamische und zyklische Belastungsformen appliziert. Statische Verfahren treffen, unter Berücksichtigung der Gewebeart, Aussagen über die elastischen Materialeigenschaften. Für rheologische Untersuchungen wird das Last-Deformations-Zeitverhalten mit Zyklen aus Belastung, Relaxation, Entlastung und Erholung ermittelt. Dauerfestigkeitsversuche prägen anhaltende, zyklische, mechanische Beanspruchungen in ein biologisches Gewebe ein und prüfen es auf Materialermüdung.

In dieser Arbeit werden Quetschversuche durchgeführt. Diese sind in der Materialprüfung nicht bekannt. Druck- und Biegeversuche sind nur für die Prüfung von Knochen und Knorpel anwendbar. Weiche Gewebe eignen sich für diese Prüfmethode nicht [73]. Im folgenden wird der Einfachheit halber nicht zwischen Quetsch- und Druckversuchen unterschieden. Ebenfalls ist der Torsionsversuch nur für feste Körper von Bedeutung und wird bei der Bestimmung der mechanischen Eigenschaften von weichem Gewebe nicht in Betracht gezogen. In der Prüfung biologischen Gewebes finden Innendruckversuche Anwendung, die hauptsächlich für die Messung der elastischen Eigenschaften der Blutgefäßwände eingesetzt werden. Es wird auch von Schlagversuchen berichtet, die das sprungdynamische Verhalten biologischer Gewebe untersuchen sollen.

Hystereseprüfmethoden zur Untersuchung des Verlustes applizierter mechanischer Energie im weichen Gewebe gelten als Maß für die Irreversibilität der Deformationen und für die Abweichung vom reversibel elastischen Materialverhalten. Sie werden last- oder deformationsbegrenzt ausgeführt.

Die Anwendbarkeit von genormten Zug- und Druckversuchen ist bei lebenden Organismen eingeschränkt. Die Normverfahren für Zugversuche legen bevorzugte Abmessungen für die Prüfkörper fest. Des weiteren soll dabei eine sichere Einspannung in eine Zugprüfmaschine gewährleistet sein. Die Anfertigung von speziellen Formen ist allerdings bei lebenden Organen auszuschließen. Die Einspannung kann durch Klemmen erfolgen, wodurch aber das Gewebe gequetscht und gekerbt wird und sich kein definierter Prüfquerschnitt ergibt. Je nach Oberflächenbeschaffenheit und Verformfähigkeit des Materials hat die Art der Einspannung große Auswirkungen auf die Meßergebnisse. Bei exzidierten Gewebeproben findet das Zugprüfverfahren häufig Anwendung. Es werden Muskeln, Sehnen oder Bindegewebe mittels Klemmbefestigungen an deren Enden entlang ihrer längsten Hauptachse eingespannt und auf Zugbelastung geprüft. Die Konstanzhaltung des Prüfquerschnitts über die Probenlänge und damit die gleichförmige Spannungsverteilung im Prüfstück kann dabei meistens nicht gewährleistet werden. Befinden sich die Gewebe im physiologischen Organverbund, ist die Zugprüfung auf diese Weise nicht möglich.

Für den Zugversuch kommen hauptsächlich diejenigen biologischen Gewebe in Frage, die auch in situ hauptsächlich Zugbeanspruchungen ausgesetzt sind (Sehnen, Bänder, Muskeln, Hautorgane, Gefäßstreifen und periphere Nerven). Der Druckversuch kann bei fast allen Materialien durchgeführt werden, ist aber bei Geweben, die im physiologischen Verbund keinem Druck ausgesetzt werden, weniger aussagekräftig. Der Druckversuch gewinnt für alle Gewebe an Bedeutung, wenn ein diagnostischer Befund ausgewertet werden soll. Die Palpation des Arztes entspricht dabei dem Druck- bzw. Quetschversuch.

Erwartet werden Spannungs-Stauchungs-Diagramme, die einen *überlinearen* Bereich im ersten Kurvenabschnitt aufweisen. Ein *quasilinear*er Teil wird sich zu höheren Beanspruchungen anschließen, der bei weiterer Belastung in ein unregelmäßiges Kurvenstück übergeht, das die *Zerstörung* der Probe dokumentiert. Die mechanischen Kennlinien, die aus Zugversuchen resultieren, werden wahrscheinlich ein ähnliches Aussehen in Dehnungsrichtung zeigen. In Abbildung 2-2 ist der erwartete Verlauf einer Spannungs-Stauchungs-Kurve skizziert.

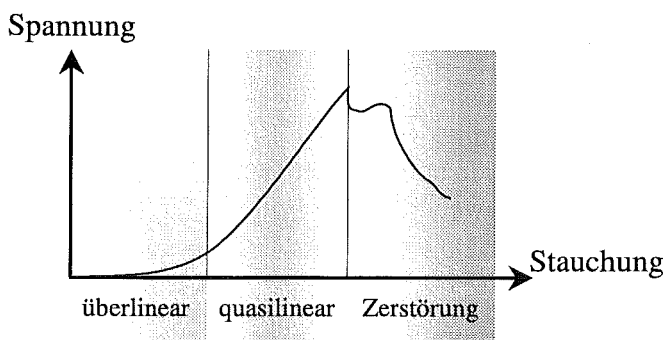


Abbildung 2-2: Erwartetes Spannungs-Stauchungs-Diagramm

In einem biologischen Zellverband resultiert die makroskopische Gesamtelastodynamik aus den elastischen Eigenschaften der festen Bestandteile, wie Zellwände und Bindegewebe, und den viskosen Eigenschaften der restlichen Substanz, wie zum Beispiel der Intra- und Extrazellulärflüssigkeit und kollagenen Faserschichten. Wird eine mechanische Belastung auf ein lebendes Zellgewebe ausgeübt, treten kombinierte, elastodynamische Effekte aus dem mechanischen Verhalten der Bestandteile auf. Konventionelle Verfahren zur Elastizitätsbestimmung (Zug- oder Druckversuch) messen eine mechanische Kombination und Mittelung dieser Effekte [11]. Die mechanische Spannung sollte bei der Messung daher innerhalb der Meßstrecke keinen großen Schwankungen unterworfen sein. In seiner Gesamtheit kann sich der Zellverband gleichartiger Zellen trotz kleiner Schwankungen an Mikrostrukturen mechanisch homo-

gen verhalten. Durch die Näherung der *Mikrohomogenität* werden Spannungsschwankungen an kleinen Strukturen vernachlässigt. Bei der Prüfung ist jedoch darauf zu achten, daß sich innerhalb der Prüfstrecke möglichst nur Zellverbände einer Art befinden.

Bei der Messung der elastischen Eigenschaften von ganzen Organen im lebenden Körper wird der physiologische Status der Gewebe gewährleistet. Jedoch entziehen sich in den meisten Fällen die Spannungen und Deformationen innerhalb der Meßstrecke der Beobachtbarkeit, wobei hier unter Beobachtbarkeit die Möglichkeit der differenzierten Erfassung einer Meßgröße verstanden wird. Es treten Spannungen durch Inhomogenitäten und durch Stütz- und Haltekräfte im Verbund der Organe im Körper auf, die meßtechnisch nicht erfaßt werden können. Die in der Literatur angegebenen Werte der Elastizitätsprüfung sind aufgrund der unterschiedlichen Meßverfahren, Materialien und Präparationsarten nicht miteinander vergleichbar. Oft wird ein großer Bereich für die Steifigkeitsparameter angegeben [9], [85], [86], [87] und [88].

In die Berechnung von Steifigkeitskoeffizienten ist die Massendichte des Materials von Bedeutung. Unter Verwendung des Archimedischen Prinzips kann die Massendichte exzidierten Materials bestimmt werden. Danach wird eine Probe zuerst in der Luft und anschließend in Wasser hängend gewogen. Aus der bekannten Dichte des Wassers ist die Dichtebestimmung der Probe mit

$$\rho_{\text{Probe}} = \rho_w \frac{m_l}{m_l - m_w} \quad (2 - 37)$$

möglich (m_l : Gewicht in Luft hängend, m_w : Gewicht in Wasser hängend, ρ_w : Dichte des Wassers, ρ_{Probe} : Dichte der Probe).

Eine andere Möglichkeit der Dichtebestimmung biologischer Gewebe wurde von *Grieshaber* und *Faust* [75] vorgestellt. Das Verfahren verwendet Ultraschall und gelangt über die Messung der Schallgeschwindigkeit und der Schallimpedanz zur Berechnung der Massendichte. Die Schallgeschwindigkeit wird durch Laufzeitmessungen ermittelt, während die Impedanz durch das Brechungsverhalten des Materials bestimmt wird.

Präparation

Die mechanischen Eigenschaften lebenden biologischen Gewebes unterscheiden sich von denen exzidierten Gewebes. Die Beobachtbarkeit der mechanischen Gewebeeigenschaften ist jedoch *in vivo* eingeschränkt, sodaß auf Messungen *in vitro* nicht verzichtet werden kann. Es müssen dafür verschiedene Bedingungen geschaffen werden, damit das Gewebe nicht vollständig degeneriert. An Luft trocknet das Gewebe aus und in Wasser verliert es durch den höheren osmotischen Druck gelöste Bestandteile. Möglich ist die Aufbewahrung in physiologischer Kochsalzlösung¹ oder in Ringer-Lösung², die zudem das Gewebe mit Nährstoffen versorgt. Die Lagerung in einer dieser Lösungen verhindert zwar das Austrocknen, kann aber die mechanischen Eigenschaften durch Quellungen und Diffusionen beeinflussen. Die Aufbewahrung in fixierenden Substanzen (Formalin®³) ist im Hinblick auf die mechanische Materialprüfung nicht zu empfehlen, da sich die elastischen Eigenschaften der Kollagene durch den Formalinhärtungsprozeß extrem ändern.

Um den physiologischen Zustand zu erhalten, müssen eine ständige Innervation, konstante Temperatur und die kontinuierliche Blutversorgung gewährleistet werden können.

¹ 0,9% NaCl in wässriger Lösung

² isotonische Elektrolytlösung zur Durchströmung isolierter Organe

³ 35-37%ige wäßrige Lösung von Formaldehyd

2.2.2 Akustische Eigenschaften

Die in Kapitel 2.1 erarbeiteten Grundlagen der Akustik werden im folgenden auf biologische Gewebe übertragen. Die Verhältnisse und Einflußgrößen werden für die Schallfeldparameter Schallgeschwindigkeit und Dämpfung dargelegt. Anschließend werden die Möglichkeiten und die Besonderheiten der Ultraschallmessung an biologischen Materialien aufgezeigt.

Schallgeschwindigkeit

Es wird angenommen, daß die mittlere longitudinale Schallgeschwindigkeit in lebendem Gewebe 1540 m/s beträgt. Der Wertebereich der Schallgeschwindigkeit weicher Gewebe um dieses Mittel ist sehr klein. In Fett und in Geweben mit hohem Fettgehalt variiert sie zwischen 1440 m/s und 1490 m/s. In der oberen Wertebereichsgrenze rangieren Muskeln mit 1550-1640 m/s [76]. Die transversale Schallgeschwindigkeit liegt in weichen Geweben unter 100 m/s. Knochen und Gase besitzen von weichen Geweben stark abweichende longitudinale Schallgeschwindigkeiten über 3000 m/s bzw. unter 400 m/s und transversale Schallgeschwindigkeiten zwischen 900 m/s und 1500 m/s. Zudem weisen Luft und Knochen eine von weichem Gewebe stark abweichende Massendichte auf (siehe Anhang E: Tabellen E-4 und E-5). Aus dem hohen Schallimpedanzkontrast zwischen Knochen bzw. Gas und weichem Gewebe resultiert ein hoher Reflexionsfaktor. Schallwellen werden im Körper an Knochen und Gaseinschlüssen daher stark reflektiert. In Knochennähe treten *Beugungseffekte* auf. Hinter den Knochen entstehen sogenannte *Schallschatten*. Ähnliche Phänomene sind auch an Gaseinschlüssen in der Lunge und im Darm zu beobachten. Für sämtliche Messungen mit Ultraschall sind daher Regionen in Knochen- und Gaseinschlußnähe zu meiden.

Der Einfluß der Temperatur auf die Schallgeschwindigkeit kann bei lebendem Gewebe nicht vernachlässigt werden. Im homiothermen¹ Lebewesen wird die Kerntemperatur durch regulative Mechanismen konstant gehalten. Dabei herrscht in den Körperhöhlen des Menschen im Mittel eine Temperatur von $\sim 37^\circ\text{C}$. Sie unterliegt hormonellen (Menstruationszyklus), pathologischen (Fieber) und tageszeitlichen Schwankungen. Letztere betragen etwa $\pm 0,5^\circ\text{C}$ (Minimum ca. 3 Uhr, Maximum ca. 18 Uhr). Zu den temperaturkonstant gehaltenen Körperhöhlen zählen der Bauch-, der Brustraum und die inneren Kopfbereiche. Die Gliedmaßen und die Haut verhalten sich poikilotherm². Deren Temperatur ist von der Außentemperatur und der inneren Wärmeproduktion abhängig und liegt bei ca. $28 - 30^\circ\text{C}$. Je nach Prüfstelle muß die Temperatur in die Messung einfließen. Für Körpertemperatur ($T = 37^\circ\text{C}$) beträgt die Schallgeschwindigkeit von Wasser 1523 m/s. Der Temperaturkoeffizient ist positiv und beträgt $1,813 \text{ (m/s)/}^\circ\text{C}$. Auch für viele andere Gewebe ist ein positiver Temperaturgradient bis ca. 50°C meßbar. Er variiert jedoch zwischen den Gewebearten. Fett und Knochen besitzen im Gegensatz zu anderen Geweben einen negativen Temperaturkoeffizienten [77] (siehe auch Tabelle E-6).

Allgemein ist in biologischen Geweben nur eine geringe *Dispersion* der Schallgeschwindigkeit zu beobachten. Ausnahmen sind Knochen und Lungengewebe, die sich stark dispersiv verhalten. Für Fett sind keine Angaben bekannt [77].

Die *Druckabhängigkeit* der Schallgeschwindigkeit ist bei biologischen Materialien vernachlässigbar. Physiologische, statische Drucke sind auf unterschiedliche Arten gemessen worden. Je nach Meßmethode unterscheiden sich die gemessenen Werte. Im subcutanen Gewebe liegen die Drucke zwischen $-0,8$ und $+0,4 \mu\text{bar}$ um Atmosphärendruck [78]. Es ist beobachtet

¹ gleichwarmen

² wechselwarm

worden, daß Ödeme¹ entstehen, wenn der Gewebedruck eine bestimmte Grenze überschreitet. In der Harnblase entstehen Drucke zwischen 1 und 150 mbar über Atmosphärendruck (1-150 cmH₂O). Die Schallgeschwindigkeit von Wasser variiert in diesem Bereich um maximal 0,02 m/s. Unter Einfluß von Druck wurde auch von *Mol* und *Breddels* keine Änderung der Schallgeschwindigkeit festgestellt [10].

Der Betrag der Schallgeschwindigkeit ist bei anisotropen Materialien richtungsabhängig. In Muskeln variiert sie daher um 0,5-1%, in Knorpel bis 5% und in Knochen bis 20% [77].

Die Schallgeschwindigkeit ist weder von elektrischen noch von magnetischen Feldern abhängig [63]. Der Unterschied zwischen der isotherm und der adiabatisch definierten Schallgeschwindigkeit ist vernachlässigbar [63].

Für die Messung an biologischem Gewebe können die Meßmethoden, die auf kontinuierlich eingestrahlenen Schallwellen beruhen, nicht angewandt werden, da durch die starke Dämpfung und die große Zahl der Streuzentren im Gewebe keine meßtechnische Auswertung möglich ist. Auch das Verfahren der Schalleitung ist nicht anwendbar, da bei dieser Methode zusätzlich kein definierter Schallstrahlengang vorliegt. Die Schallausbreitung in biologischem Gewebe wurde in verschiedenen Veröffentlichungen untersucht [10], [79], [80], [16].

Es wurden Versuche unternommen, die Schallgeschwindigkeit durch anteilige Beiträge der Materialkomponenten analytisch auszudrücken [77]. Große Bedeutung kommen dabei dem Wassergehalt und dem Fettgehalt zu. Der Ansatz von *Sehgal* et al. für lebende Gewebe bei 37°C ist in Gleichung (2 - 38) dargestellt.

$$\frac{10^6 \frac{m}{s}}{c} = 513,8 + 1,403 \cdot x_W + 2,121 \cdot x_F \quad (2 - 38)$$

(c: Schallgeschwindigkeit in m/s, x_W: Wasseranteil in %, x_F: Fettanteil in %)

Ein anderer Ansatz von *O'Brien* et al. berücksichtigt zusätzlich den Proteinanteil im Gewebe einer Fettleber:

$$c = 1580,2 \frac{m}{s} + (0,4 \cdot x_W - 2,4 \cdot x_F - 1,6 \cdot x_P) \frac{m}{s} \quad (2 - 39)$$

(x_P: Proteinanteil)

Der im Gegensatz zu Gleichung (2 - 38) positive Trend der Schallgeschwindigkeit mit zunehmendem Wasseranteil kann damit zusammenhängen, daß die Untersuchungen an den Veränderungen der Schallgeschwindigkeit im Verlauf der Bildung einer Fettleber gemacht wurden. Der Anteil des Wassers im Gewebe reduzierte sich dabei von 70% auf 50%, was von einer Abnahme der Schallgeschwindigkeit von 0,08 m/s begleitet wurde. Eventuell wirken bei der Entstehung einer Fettleber andere Effekte auf die Schallgeschwindigkeit ein.

Der Einfluß des Kollagenanteils auf die Schallgeschwindigkeit in kollagenreichem Gewebe wurde von *Rooney* et al. untersucht. Er fand den Zusammenhang

$$c = 1560 \frac{m}{s} + 17,8 \cdot x_C \cdot \frac{m}{s} \quad (2 - 40)$$

(x_C: Kollagenanteil).

Über den Zusammenhang zwischen speziellen Pathologien und der Schallgeschwindigkeit existieren nur wenige, teilweise widersprüchliche Untersuchungen [76]. Speziell wurden bei fortschreitendem Krankheitsbild der Leberfibrose² sowohl Erhöhungen (*Hayashi* et al. [81]) als auch Verminderungen (*Chen* et al. [82]) der Schallgeschwindigkeit gefunden. *Lin* et al. konnten dagegen keine Abhängigkeiten feststellen.

¹ Gewebswassersucht

² krankhafte Bindegewebsvermehrung in Organen

Dämpfung

Verschiedene Autoren beobachteten, daß die Schallabsorption durch einen bei biologischen Geweben überwiegenden Einfluß der Relaxation proportional zur Schallfrequenz ist [83]. Dementsprechend wurde von *Sehgal* und *Greenleaf* [84] eine annähernd lineare Frequenzabhängigkeit des Amplitudendämpfungskoeffizienten bei biologischem Gewebe festgestellt. Die Dämpfung für biologisches Gewebe wird daher oft in dB/cm/MHz angegeben (siehe Tabelle E-4).

Des weiteren gelang *Sehgal* und *Greenleaf* ein Rückschluß von den Dämpfungs- und Streuwerten in lebendem Gewebe auf dessen mechanische Eigenschaften. Sie trennten Dämpfungs-, Absorptions- und Rückstreuoeffizient und stellten eine Verbindung zu der Konzentration der Kollagenfasern her. Nach ihrer Theorie wird das Dämpfungsverhalten von Gewebe durch vier Parameter beschrieben. Die Streuung eines Materials sei durch die mittlere Variation der Schallgeschwindigkeit und die Korrelationslänge der Streuzentren bestimmt. Die spezifische Wärmezahl und die Zeitverzögerung zwischen Temperatur und Druckänderungen, die durch die Verluste der adiabatischen und reversiblen Natur der Wellenausbreitung entstehen, nehmen dagegen Einfluß auf die Absorption.

Der Betrag der Dämpfung ist bei biologischen Medien sehr hoch. Aus diesem Grund ist besonders für diese Materialien ein Kompromiß aus *Auflösungsvermögen* und *Eindringtiefe* zu suchen. Zusätzlich sollten die Messungen weder im Aufsteilungsgebiet noch im Nahfeld des Ultraschallwandlers erfolgen. Die Bestimmung von Schallparametern im Nahfeld ist wegen der geringen Eindringtiefe allerdings nicht zu umgehen.

Messung

Bei den meisten Methoden zur Messung von Schallfeldparametern in biologischen Medien werden ausschließlich Longitudinalwellen berücksichtigt. Transversalwellen sind durch die geringe Ausbreitungsgeschwindigkeit und die hohe Dämpfung in biologischem Gewebe meßtechnisch kaum auswertbar.

Medizinische Ultraschalldiagnostikgeräte verwenden hauptsächlich Ultraschallfrequenzen zwischen 3,5 und 10 MHz. Die Messung erfolgt in Impulsreflexionstechnik.

Experimentalaufbauten für die Bestimmung der Schallgeschwindigkeit in biologischem Gewebe sind in der Regel in Durchschallungstechnik ausgeführt. Dabei unterscheiden sich Meßverfahren, bei denen sich die Probe in einer Flüssigkeit befindet, von denen ohne Tauchmedium [64].

Der Einfluß der Temperatur ist bei Schallgeschwindigkeitsmessungen von großer Bedeutung. In Anhang E sind die Temperaturkoeffizienten biologischer Gewebe aufgeführt.

2.2.3 Akustoelastisches Modell

Ein phänomenologisches Modell soll erstellt werden, das den Zusammenhang zwischen mechanischen Materialeigenschaften und akustischen Parametern deterministisch beschreibt. Es muß Kenntnis darüber vorliegen, welche Größen berücksichtigt werden müssen und in welchem Maße sie das Meßergebnis beeinflussen können. Es folgen die Abschätzungen und Annahmen, die in dieser Arbeit getroffen wurden.

Für eine positive Verifikation des biomechanischen Modells müssen alle Eingangs- und Ausgangsgrößen jederzeit umkehrbar eindeutig miteinander verknüpft werden können, d.h. die Meßvorschrift und das Modell müssen reproduzierbar sein. Eingangsgrößen für die Modellierung sind Materialart, Schallgeschwindigkeit, Dichte, Temperatur und Poissonzahl. Die Ausgangsgrößen sind die Steifigkeitskoeffizienten des Stoffgesetzes, die aus den Parametern der Spannungs-Stauchungs-Diagramme von Messungen mit einaxialen Druckversuchen resultieren.

Für die meßtechnische Auswertung in dieser Arbeit werden für die Berechnung der elastischen Eigenschaften von biologischem Gewebe aus Schallfeldparametern folgende Annahmen bezüglich des Modells (M-1 bis M-11) getroffen. Anschließend werden die einzelnen Punkte diskutiert.

- (M-1) Die mechanischen Eigenschaften stehen in funktionellem Zusammenhang mit der Materialart, der Schallgeschwindigkeit, der Prüfrichtung, der Dichte und der Temperatur.
- (M-2) Biologisches Gewebe verhält sich mechanisch nichtlinear.
- (M-3) Der Isotropiecharakter ist von der Gewebeart abhängig.
- (M-4) Für biologisches Gewebe gilt die Annahme der Inkompressibilität ($\nu = 0,5$)
- (M-5) Der Einfluß viskoser Materialeigenschaften ist in lebendem Gewebe vernachlässigbar gering.
- (M-6) In biologischem Gewebe herrscht Mikrohomogenität für Spannung und Schallgeschwindigkeit.
- (M-7) Die Dichteverteilung in weichen lebenden Geweben ist homogen.
- (M-8) Die Dämpfung von Schallwellen ist in biologischen Medien linear frequenzabhängig.
- (M-9) Die Schallgeschwindigkeit ist von der Schallfrequenz, der Schalldämpfung und elektrischen und magnetischen Feldern unabhängig.
- (M-10) Die Materialtemperatur ist zeit- und ortsinvariant.
- (M-11) „Harte“ Gewebe werden in dem Modell nicht berücksichtigt.

Diskussion

Sind sämtliche Einflußgrößen der Steifigkeitsparameter isolierbar und auch nichtinvasiv in lebendem Gewebe beobachtbar, kann das Verfahren meßtechnisch verifiziert werden. Neben der Beobachtbarkeit muß eine genügende meßtechnische Genauigkeit und Empfindlichkeit im geforderten Wertebereich gewährleistet sein. Eine diagnostische Auswertbarkeit ist erst dann gegeben, wenn die Materialparameter sowohl im physiologischen Zustand als auch in verschiedenen pathologischen Zuständen bekannt sind. Die Beschränkung auf ein phänomenologisches Modell ist in der hohen Komplexität biologischer Materialien begründet.

Zu (M-1): Die funktionelle Natur der Abhängigkeit der Steifigkeitskoeffizienten biologischer Materialien von deren Einflußgrößen wird in Kapitel 4 experimentell untersucht. Alle Ein- und Ausgangsgrößen möglicher Modelle werden getrennt voneinander gemessen und in einer Korrelationsanalyse gegenübergestellt. Erwartet wird eine lineare Abhängigkeit von der Dichte und der Temperatur. Voraussichtlich sind die mechanischen Eigenschaften quadratische Funktionen der Schallgeschwindigkeit. Falls sich das Voigt-Modell als gültig erweist, wird die Prüfgeschwindigkeit mit dem Voigttensor additiv in das Gewebemodell eingehen. Je nach Isotropiecharakter des Gewebes wird die Prüfrichtung unterschiedlich einfließen.

Zu (M-2): Im allgemeinen verhält sich biologisches Gewebe mechanisch nichtlinear. Viele Autoren vernachlässigen diese Eigenschaft. Für lebendes Gewebe wurde vereinzelt lineares Materialverhalten nachgewiesen. Für rein linear elastisches Gewebeverhalten könnten elastische Konstanten mit Hilfe der Christoffel-Gleichung (2 - 33) durch die Schallgeschwindigkeiten des Mediums ausgedrückt werden. Die Experimente werden zeigen, ob eine Vereinfachung des Modells durch die Annahme einer linearen Strukturelastizität möglich ist.

Zu (M-3): Biologische Gewebe besitzen keinen einheitlichen Isotropiecharakter. Daher wird für jede Gewebeart eine spezifische Modellversion erstellt. Der Beitrag einer experimentellen Einzelmessung kann daher nur gemeinsam mit der Prüfrichtung und der Kenntnis der Gewe-

beart ausgewertet werden. Voraussichtlich werden Muskeln transversalisotropen Charakter aufweisen, während sich die meisten anderen weichen Gewebe weitgehend isotrop verhalten werden. Dies gilt sowohl für die akustischen als auch für die mechanischen Stoffeigenschaften.

Zu (M-4): Bei den meisten weichen biologischen Geweben sind Poissonzahlen zwischen 0,49 und 0,5 zu beobachten. Die Volumendehnung ist für diese Werte verschwindend gering. Der hohe Wasseranteil in den Intra- und Extrazellularräumen weicher Gewebe ist für die Inkompressibilität verantwortlich. Die Messung der Poissonzahl wurde in verschiedenen Veröffentlichungen [89], [90], [91], [92] und [93] vorgestellt.

Zu (M-5): Der Einfluß der Viskosität eines Materials kann nur dann im Modell unberücksichtigt bleiben, wenn die rheonomen Effekte klein gehalten werden. Werden also ausschließlich langsame Druck- oder Zuggeschwindigkeiten eingeprägt, und spielen die Hysteresephänomene bei der Auswertung eine untergeordnete Rolle, kann der Einfluß der Viskosität vernachlässigt werden. Es ist beobachtet worden, daß die Einflüsse der Viskosität in lebendem Gewebe geringer sind als in exzidiertem Gewebe. Ausnahmen bilden diejenigen Phänomene, nachdem die mechanischen Gewebeeigenschaften erst nach einigen Belastungszyklen einem Gleichgewichtszustand zustreben.

Zu (M-6): Die Schallgeschwindigkeit in Wasser ist unterschiedlich zu der in Strukturmaterialien wie Zellwänden und Bindegewebe. Bei einer makroskopisch arbeitenden Meßmethode ergeben sich über das Meßobjekt gemittelte Schallgeschwindigkeitswerte. Die Schallgeschwindigkeit resultiert aus einer Kombination der Schallgeschwindigkeiten von Zellflüssigkeit und elastischen Strukturen. Die mechanischen Eigenschaften beider Materialien unterscheiden sich ebenfalls und werden bei einem Zug- oder Druckversuch in Kombination gemessen. Möglicherweise stimmen mechanische und akustische Mittelungen nicht überein [11].

Bei der Messung der Schallgeschwindigkeit in Muskeln wird der Mittelwert aus den Einzelbeiträgen durch regelmäßig angeordnete, kollagene Fasern mit verhältnismäßig hoher Schallgeschwindigkeit und dem umgebenden, nahezu isotropen Medium gemessen. Der E-Modul wird dabei hauptsächlich durch die kollagenen Fasern bestimmt ist. Dadurch erklärt sich auch der hohe Grad der Anisotropie. Für eine Abschätzung des Einflusses der Komponenten können sie modellhaft voneinander getrennt in homogenen Schichten übereinander angeordnet. Der Beitrag elastischer Strukturen kann dann von dem inelastischer Strukturen zur gemessenen Schallgeschwindigkeit getrennt werden. Für Gewebe nähert sich beispielsweise die Schallgeschwindigkeit bei einem hohen Wasseranteil der des Wassers. Ist der Wasseranteil gering, ist die Schallgeschwindigkeit eher durch die der elastischen Komponenten bestimmt.

Zu (M-7): Die Bestimmung der Dichte eines Mediums ist mit einer großen Meßunsicherheit behaftet. Allerdings unterscheidet sich die Dichte von weichen biologischen Geweben nicht wesentlich. Sie liegt zwischen 1 g/cm^3 und $1,04 \text{ g/cm}^3$ für Muskeln und Gewebe innerer Organe und bei $0,9 \text{ g/cm}^3$ für Fett. Für Knochen ist sie dagegen erheblich größer und beträgt ca. 2 g/cm^3 (siehe Anhang, Tabelle E-1) .

In vitro wird die Dichtemessung nach dem Archimedischen Prinzip durchgeführt. Die Meßunsicherheit der Methode liegt dabei jedoch in der Größenordnung der Dichtevariation in vielen weichen Geweben. Differenzierungen innerhalb eines Organs sind mit dem Verfahren nicht möglich.

In vivo kann die Dichte nichtinvasiv mit der Computer-Röntgentomographie näherungsweise ermittelt werden. Aus der CT-Zahl oder der HU-Zahl (Hounsfield-Unit), die aus der Intensität der Röntgenstrahlung resultieren, können bei Einstellung des Röntgengerätes für

wasserähnliche Substanzen Rückschlüsse auf die Massendichte bei weichem Gewebe gezogen werden. Bei dieser Methode ist die Korrelation zwischen HU-Zahl und Dichte nicht vollständig. Es ergeben sich nur Näherungswerte.

Zu (M-8): Die Annahme der linearen Frequenzabhängigkeit der Dämpfung bewirkt, daß die Schallgeschwindigkeit von der Frequenz unabhängig ist und somit keine Dispersion vorliegt. Für biologische Gewebe soll diese Annahme zutreffen. Die Phasengeschwindigkeit des Ultraschalls ist daher durch die meßtechnisch erfaßbare Gruppengeschwindigkeit zu bestimmen.

Zu (M-9): Die Angaben gelten in biologischen Geweben als allgemein gültig [53] und werden daher nicht explizit untersucht.

Zu (M-10): Die starke Temperaturabhängigkeit von sowohl elastischen als auch akustischen Materialeigenschaften erfordert für alle Messungen eine genaue Protokollierung der Temperatur zum Prüfzeitpunkt. Die Temperatur in lebenden Organismen wird zwar durch körpereigene Regelmechanismen zeitlich konstant gehalten, kann allerdings nur unter Zuhilfenahme der Oberflächentemperatur und der Kenntnis des Meßortes geschätzt werden. In exzidiertem Gewebe kann die Meßtemperatur genauer bestimmt werden. Die in vitro gemessenen Beträge stimmen aber nicht mit denen im physiologischen Zustand überein.

Zu (M-11): Im Modell werden ausschließlich weiche Gewebe berücksichtigt. Harte Gewebeteile, wie zum Beispiel Knochen, sind in ihren akustischen und mechanischen Eigenschaften sehr unterschiedlich zu weichem Gewebe. Das akustoelastische Verhalten von Knochen und Knorpel ist nicht mit dem gleichen Modell zu beschreiben.

Die in diesem Kapitel vorgestellten Grundlagen dienen der Bereitstellung von theoretischen Modellansätzen, die bei der Auswertung der Experimente in Kapitel 4 für die Konstruktion einer nichtinvasiven Meßvorschrift berücksichtigt werden.

In Kapitel 3 wird ein Verfahren zur nichtinvasiven Messung der Einflußgrößen vorgestellt. Die Beobachtbarkeit und Genauigkeit sind dabei schlechter als bei der direkten Messung. Die Signifikanz der Zusammenhänge im bioakustoelastischen Modell muß daher so hoch sein, daß die Empfindlichkeit der nichtinvasiven Methode zur Anwendung des Modells ausreicht. Der Übertragung der Ergebnisse von in vitro Experimenten auf in vivo Messungen ist nicht ohne weiteres möglich. An exzidiertem Gewebe können Ansätze für ein akustomechanisches Modell gewonnen werden, die aber am lebenden Körper verifiziert und quantifiziert werden müssen.

3 Nichtinvasive Schallgeschwindigkeitsbestimmung

In diesem Kapitel wird das neu entwickelte Verfahren vorgestellt, das die Schallgeschwindigkeit einer im Körper liegenden Region nichtinvasiv bestimmen kann. Ein Programm zur Simulation der Ausbreitung von Ultraschall ist im Rahmen der vorliegenden Arbeit für die Untersuchung dieser Meßmethode und die Sammlung von Erfahrungen im Umgang mit echographischen Techniken in biologischen Medien entwickelt worden. Eine Software zur Überlagerung von Bilddaten aus verschiedenen bildgebenden Systemen ermöglicht die Durchführung einer nichtinvasiven Schallgeschwindigkeitsmessung in lebendem Gewebe.

3.1 Stand der Technik

Für die nichtinvasive Messung der Schallgeschwindigkeit in lebenden Körpern sind prinzipiell zwei verschiedene Verfahren bekannt. Die einen beruhen auf der Auswertung von B-Bild¹-Abweichungen bei der Aufnahme eines Körperteils aus zwei verschiedenen Richtungen. Dabei können winkelsensitive Methoden von tiefsensitiven unterschieden werden. Erstere nutzen das Snelliussche Brechungsgesetz mit der Kenntnis der Schallgeschwindigkeit in einem angrenzenden Medium. Letztere erkennen die Abweichung der tatsächlichen Schallgeschwindigkeit von der für die Ultraschall-Bildgebung konstant angenommenen. Die zweite Gruppe der Verfahren zur nichtinvasiven Schallgeschwindigkeitsmessung basiert auf Laufzeitmessungen. In der Regel sind Sender und Empfänger physikalisch voneinander getrennt. Eine Unterteilung kann in *Strahlkreuzungs-*, *Strahlverfolgungs-* und *axiale* Methoden vorgenommen werden.

Zu den grundlegenden Prinzipien wurden verschiedene Varianten entwickelt. *Robinson* [82] erzielte mit einem Verfahren, bei dem Ultraschallbilder der Zielobjekte aus zwei senkrecht zueinander stehenden Richtungen aufgenommen und anschließend deren Abweichungen voneinander verglichen wurden, eine Wiederholgenauigkeit von 1%.

Mit einer *Fokussierung* und anschließenden Schärfebewertung der Ultraschallaufnahme bestimmte *Hayashi* [81] die Schallgeschwindigkeit nichtinvasiv mit einer Genauigkeit von $\pm 2\%$. *Bamber* [76] teilte den Ultrastrahl mit einem Doppelprisma auf und machte Aufnahmen des gleichen Meßobjektes aus unterschiedlichen Blickwinkeln. Die Genauigkeit des Systems zur Schallgeschwindigkeitsbestimmung betrug 8%.

Jiniuma und *Akamatzu* kombinierten die Durchschallungs- mit der Reflexionstechnik und erhielten aus der Differenz zwischen Echo- und Transferzeiten Informationen über die Geschwindigkeit des Schalls in einem im Körperinnern liegenden Meßobjekt.

Ohtsuki schlug eine Referenzpunkttechnik vor, die aus der Kombination eines Ultraschallbildes, das mit einem Linear Array Übertrager aufgenommen wurde, mit einem senkrecht dazu stehenden Ultraschall A-Scan, besteht. Diese sogenannte Referenzpunkttechnik erlaubte eine Genauigkeit von 10%.

Céspedes, *Ophir* und *Huang* [94] entwickelten eine Strahlverfolgungs-Methode („Beam-Tracking“), mit der durch Verschieben eines Empfängers ein senkrecht dazu eingestrahelter Schallstrahl verfolgt und daraus die Schallgeschwindigkeit bestimmt wird. An Phantommaterialien erwies sich dieses Verfahren zu $\pm 0,5\%$ genau. Die Studie zeigt weiterführend jedoch nur Simulationsergebnisse.

Kondo et al. [95] beschreiben ein Verfahren mit gekreuzten Schallstrahlen, das jedoch eine Standardabweichung von 68 m/s aufweist.

Ophir und *Yazdi* [96] konnten die Schallgeschwindigkeit mit einer *Kompressionstechnik* messen, wobei im Idealfall nur ein Schallwandler notwendig ist. Aus dem Verhältnis der Verringerung der Organabmessung durch Zusammendrücken und der entsprechenden Differenz in der Echozeit der Organgrenzen wird die Schallgeschwindigkeit geschätzt. Sie nehmen an, daß sich die Schallgeschwindigkeit bei Kompression nicht ändert. Liegen andere Schichten zwischen dem Übertrager und dem Organ, wird die Organverformung aus der Amplitude des Eindrückens an der Körperoberfläche geschätzt. Mit Zuhilfenahme verschiedener Korrekturtechniken geben die Autoren die Schallgeschwindigkeit mit einem Fehler von 1% an.

Alle Methoden enthalten Nachteile, wodurch sich die jeweiligen Einsatzgebiete einschränken. Bei den Bildabweichungsverfahren wirken sich stark streuende oder strahlbrechende Strukturen negativ auf die Messung aus. Weiterhin sind die Referenzpunkte, zwischen denen eine Messung durchgeführt wird, schwer festzulegen.

Bei den Laufzeitverfahren führen Stufenphänomene zu nicht eliminierbaren Meßfehlern von bis zu 1% des Meßwertes. Zudem sind hohe Anforderungen an die Genauigkeit der Strahlen-

¹ Ultraschallbild einer Körperschicht im Brightness-Modus

ausrichtung gestellt [76]. Die Genauigkeit der Kompressionstechnik ist durch verschiedene Kompressibilitäten der Materialien eingeschränkt. Des weiteren wurde sie bisher nicht in vivo getestet.

3.2 Meßprinzip

Für die nichtinvasive Messung der Schallgeschwindigkeit eines lebenden Gewebes wird in dieser Arbeit die *Kombination zweier bildgebender Verfahren* vorgeschlagen, von denen mindestens eines auf Ultraschall basiert. Für die Berechnung der Schallgeschwindigkeit werden die Transferzeit durch das Meßobjekt und die Länge des Schallstrahlengangs mit radiologischen Meßsystemen erfaßt. Die Transferzeit des Schallstrahls durch ein Prüfobjekt wird aus der Echofolge des Ultraschallgerätes gewonnen. Die Echosequenz liegt in Form von B-Bild-daten eines medizinischen Ultraschallgerätes vor.

In diagnostischen bildgebenden Ultraschallgeräten für die Medizin wird die Tiefeninformation eines Echos aus dessen Ankunftszeit am Wandler und der Annahme einer festen, mittleren Schallgeschwindigkeit berechnet. Die Echointensität wird als Grauwert in ein Bild eingetragen. Die Position des Echos in dem Bild wird aus der Echotiefe und der Abstrahlrichtung des Schallstrahls rekonstruiert. Mit der Kenntnis der Bilderstellung im Ultraschallsystem können daraus die Echosequenzen berechnet werden.

Die Länge des Schallstrahlengangs im Meßobjekt wird aus den Bilddaten eines tomographischen Systems bestimmt. Durch die tomographische Aufnahme werden die Informationen über die *Topologie* und *Morphologie* der Organe im Körper erhalten. Je nach Aufnahmeverfahren muß die geometrische Nichtlinearität der Bildgebung mehr oder weniger berücksichtigt werden. Die Länge des Strahlengangs wird dann durch Distanzmessung zwischen zwei Grenzen des Meßobjektes im Schnittbild, unter Berücksichtigung der Einstrahlrichtung des Ultraschallstrahls, bestimmt. Es eignet sich beispielsweise die Röntgen-Computertomographie, die allerdings den Nachteil der Strahlenbelastung auf den Körper besitzt. Ebenso ist die Verwendung eines Magnetresonanztomographen möglich. Die gleichzeitige Messung der Transferzeit mit einem Ultraschallsystem ist in dem hohen Magnetfeld aber nur schwer möglich. Auch bildgebender Ultraschall ist als zweites Meßsystem denkbar, solange der Prüfstrahl für die Transferzeitbestimmung orthogonal zur Einstrahlrichtung des tomographischen Ultraschalls steht und die laterale Auflösung im Prüfbereich hoch genug ist. Der Prüfstrahl wird in axialer Richtung ausgewertet. Dessen Echozeiten sind von der Ausbreitungsgeschwindigkeit im Medium abhängig. Im tomographischen Ultraschall ist die laterale Information für die Bestimmung der Reflexionsgrendendistanz relevant. Diese ist von der Schallgeschwindigkeit unabhängig.

In Abbildung 3-1 ist das Meßprinzip illustriert.

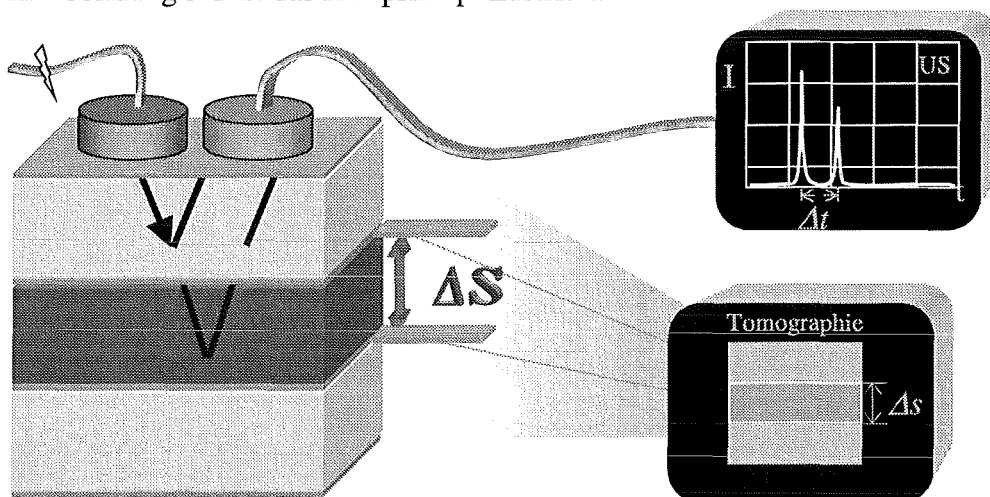


Abbildung 3-1: Nichtinvasives Meßprinzip

Ein Schallstrahl wird an beiden Grenzflächen des Prüfmediums reflektiert. Aus der zeitlichen Differenz der am Empfänger eintreffenden Echos ist die Laufzeit durch das Medium bekannt. Die Hinzunahme einer tomographischen Aufnahme dient der Ermittlung des Strahlenganges. Aus der Länge des Strahlenganges und der Laufzeit ist die Schallgeschwindigkeit bestimmt.

Für die Zuordnung der Einstrahlrichtung des Ultraschalls zu den Volumendaten der Tomographie ist die *relative räumliche Lage* der Meßorte zum Aufnahmezeitpunkt von Bedeutung. Mit einem 3D-Lageerkennungssystem, das die 6 räumlichen Freiheitsgrade für Position und Orientierung von Objekten messen kann, wird die räumliche Zuordnung der beiden bildgebenden Systeme erfaßt. Erst damit kann die Länge des Strahlenganges aus dem Tomographiebild rekonstruiert werden und die Schallgeschwindigkeit in einem im Körperinneren liegenden Organ berechnet werden, ohne daß in den Körper eingegriffen werden muß.

Für beide bildgebenden Systeme ist eine ausreichende Differenzierung der interessierenden Region zu den umgebenden Bereichen und eine ausreichende Auflösung der Meßgrößen wichtig. *Fields* und *Dunn* zeigten die Einflußgrößen der echographischen Differenzierbarkeit biologischer Gewebe auf [97]. *Holz* [98] führt in die Möglichkeiten der Gewebeunterscheidung im Magnetresonanztomographen ein. Die Darstellung von biologischem Gewebe im Computertomographen ist in [6] zu ersehen.

3.3 Programm zur Schallsimulation

Die Ausbreitung von Schallwellen in geschichteten Materialien soll theoretisch erforscht werden. Mit den Parametern für biologisches Gewebe aus der Literatur wird das Fortpflanzungs- und Brechungsverhalten simuliert. Das Programm ist als Vorbereitung für die Messung an lebendem Gewebe konzipiert. Probleme, die sich bei der Messung und Berechnung der Schallgeschwindigkeit ergeben können, sollen vorher in der Simulation erkannt werden.

Es werden Schichten dargestellt, denen gemittelte Parameter für Materialdichte, Schallgeschwindigkeiten in Longitudinal- und Transversalrichtung und Schallwellendämpfung zugeordnet sind. Der Schallstrahl beginnt an einem Übertrager und pflanzt sich nach den Regeln der Schallausbreitung fort. An Grenzlinien entstehen gebrochene und reflektierte Schallstrahlen, die sich dann erneut im Medium ausbreiten. Gelangen die simulierten Schallwellen an einen Empfänger, werden dessen Laufzeit und Amplitude aufgezeichnet. Je nach Ankunftszeit und Amplitude am Empfänger wird ein Echosignal mit Tiefe und Grauwert im Schallbild dargestellt.

Für die Berechnung der Schallgeschwindigkeit muß eine eindeutige Zuordnung zwischen einem Echo und einer Grenzschicht hergestellt werden. Im simulierten Ultraschall B-Bild können Grenzflächen einer Schicht markiert werden. Nachdem die Korrespondenz zu einer Schicht durch Markierung im Schnittbild hergestellt wurde, wird die Schallgeschwindigkeit berechnet und angezeigt.

Als Verifikations- und Optimierungsmaß der Meßmethode gilt die Übereinstimmung der in dieser Simulation kalkulierten, mit der für die Schicht vorgegebenen Schallgeschwindigkeit.

Die Simulation geschieht für Longitudinal- und Transversalwellen. Als Simulationsszenario können entweder Schichtenfolgen mit kreisförmigen Einschlüssen oder Grauwert-Bilddatensätze vorgegeben werden. Bei der Simulation der Strahlengänge in Grauwertdatensätzen (z.B. einem MR-Bild) werden verschiedene Grauwerte als Materialien und Grauwertübergänge als Grenzflächen interpretiert. Damit wird eine Simulation in Geometrien ermöglicht, die der inneren Struktur des Menschen nahekommen. Sämtliche Materialparameter können modifiziert werden.

3.3.1 Theorie der Schallausbreitung

In die Simulation fließen die formalen Beschreibungen für die Ausbreitung, Brechung, Dämpfung und Reflexion von Schallwellen ein [64], [10], [60].

In einem Schallfeld gibt es Quasilongitudinal- und Quasischerwellen, die sich jeweils als Volumenwellen ausbreiten. Sie unterscheiden sich durch die Fortpflanzungsgeschwindigkeit und die Orientierung der Deformationsrichtung zur Ausbreitungsrichtung. Quasischerwellen sind langsamer als Quasilongitudinalwellen. Im isotropen Medium sind die Quasischerwellen als Transversalwellen und die Quasilongitudinalwellen als Longitudinalwellen bekannt. In festen Stoffen gibt es Transversal- und Longitudinalwellen in allen verschiedenen Ausbreitungsrichtungen. In flüssigen und gasförmigen Stoffen entstehen keine Transversalwellen.

In homogenen Medien breiten sich Schallvolumenwellen näherungsweise radial geradlinig aus. An ebenen und glatten Grenzflächen gilt das in Gleichung (A-12) aufgeführte Snelliusche Brechungsgesetz. Demnach sind die Winkel der Ausbreitungsrichtungen von den Materialeigenschaften der angrenzenden Medien abhängig. Die Beträge der Schallgeschwindigkeiten zweier Medien verhalten sich im gleichen Verhältnis wie die Sinusfunktionen der Ausbreitungswinkel zur Grenzflächennormalen. Ist der Einfallswinkel der eintreffenden Welle größer als bestimmte kritische Winkel, tritt für die jeweilige Wellenart Totalreflexion ein.

Die Schalldruckamplitude ist die Druck- oder Zugkraft der Schallwelle, die auch von den Ultraschallempfängern erfaßt wird. Sie nimmt im Medium ab (Dämpfung und Streuung) und ändert sich sprunghaft zu Materialien mit unterschiedlicher Schallimpedanz. Die Multiplikationsfaktoren für die Schalldruckamplitude an Grenzflächen werden als Reflexions- und Durchlaßfaktoren bezeichnet. In den Gleichungen (A-13) und (A-14) sind die Schalldruckfaktoren für Grenzen zwischen flüssigen Materialien aufgeführt.

Die Intensität des Schalls berechnet sich aus dem Quadrat des Schalldrucks, bezogen auf die akustische Impedanz. Während der Schalldruck auch negativ werden kann, ist die Intensität stets eine positive Größe. Aus dem Energieerhaltungssatz folgt die Konstanz der Summe der Intensitäten an Grenzschichten [60]. In den Gleichungen (A-15) und (A-16) sind die Intensitäts-, Reflexions- und Durchlaßfaktoren für Grenzen zwischen flüssigen Materialien aufgeführt [64].

Die Amplitude einer Schallwelle nimmt in einem Medium harmonisch ab. Dies bedeutet, der Betrag der Amplitudenabnahme ist der jeweils vorhandenen Amplitude proportional. Der Amplitudendämpfungskoeffizient α ist in Gleichung (3 - 1) definiert. Die Parameter a und b sind empirisch ermittelte Werte für die Näherungsberechnung der Dämpfung. Für weiche biologische Medien beträgt a etwa 0,2/m und b liegt zwischen 0,5 und 4 [83], [84]. Oft wird jedoch die Frequenzabhängigkeit der Dämpfung als linear angenommen.

$$\alpha = 10 \cdot \alpha_t \log e = a \cdot f^b \quad (3 - 1)$$

(f: Ultraschallfrequenz in MHz, α_t : Intensitätsdämpfungskoeffizient, e: Eulersche Zahl)

Tabelle 3-1 zeigt die Werte für die Schallgeschwindigkeiten in Longitudinal- und Transversalrichtung, die Dichte, die Poissonzahlen ν und die Dämpfungskoeffizienten a und b, die für die Simulation von geschichteten Materialien verwendet wurden. Die Parameter für biologisches Gewebe wurden aus den Literaturquellen [34], [99], [19], [42] und [100] entnommen.

Tabelle 3-1: Wertetabelle für geschichtete Medien

Material	c_l in m/s	c_t in m/s	Dichte ρ	a	b	ν
Fett	1476	140	0,92 g/cm ³	0,2/m	2,0	0,5
Muskel	1586	140	1,07 g/cm ³	0,2/m	1	0,5
Knochen	3360	2140	1,7 g/cm ³	0,2/m	1,7	0,5
Wasser	1496	140	1 g/cm ³	0,2/m	0,7	0,5

3.3.2 Implementierung

Es werden einige Vereinfachungen und Annahmen getroffen, damit die Komplexität der Berechnung reduziert wird.

- Die Simulation beschränkt sich auf die zweidimensionale Wellenbetrachtung. Die Theorie reduziert sich daher auf die Untersuchung von ebenen Wellen.
- Es werden eine Quasilongitudinalwelle und eine Quasischerwelle berücksichtigt. Die Einbeziehung der dritten Quasischerwelle liefert nur einen geringen Informationsgewinn und wird daher vernachlässigt.
- Die Wellenlänge wird mit ca. $375 \mu\text{m}$ als klein gegenüber den Abmessungen der Schichten (mehrere cm) angenommen.
- Die Simulation setzt die Erzeugung der Ultraschallwellen in Impulstechnik voraus. Interferenzen und Dispersion des Schallimpulses bleiben unberücksichtigt. Modellhaft entspricht dies der ausschließlichen Betrachtung der Fortpflanzung von Wellenfronten.
- Die Materialbereiche werden als ideal isotrop angenommen. Im isotropen Medium breiten sich alle Wellen geradlinig aus.
- Der Ultraschallgeber erzeugt ausschließlich Longitudinalwellen.
- Die Schichten sind als unendlich in horizontaler Richtung ausgedehnt anzusehen.
- Interferenzen eines Schallfeldes vor einem Ultraschallschwinger werden in der vorliegenden Simulation außer acht gelassen.

Abbildung 3-2 zeigt eine Schallsimulation mit 48 radialen Strahlen unter einem Öffnungswinkel von 13 Grad, einer Schallfrequenz von 1 MHz und senkrechtem Einfall.

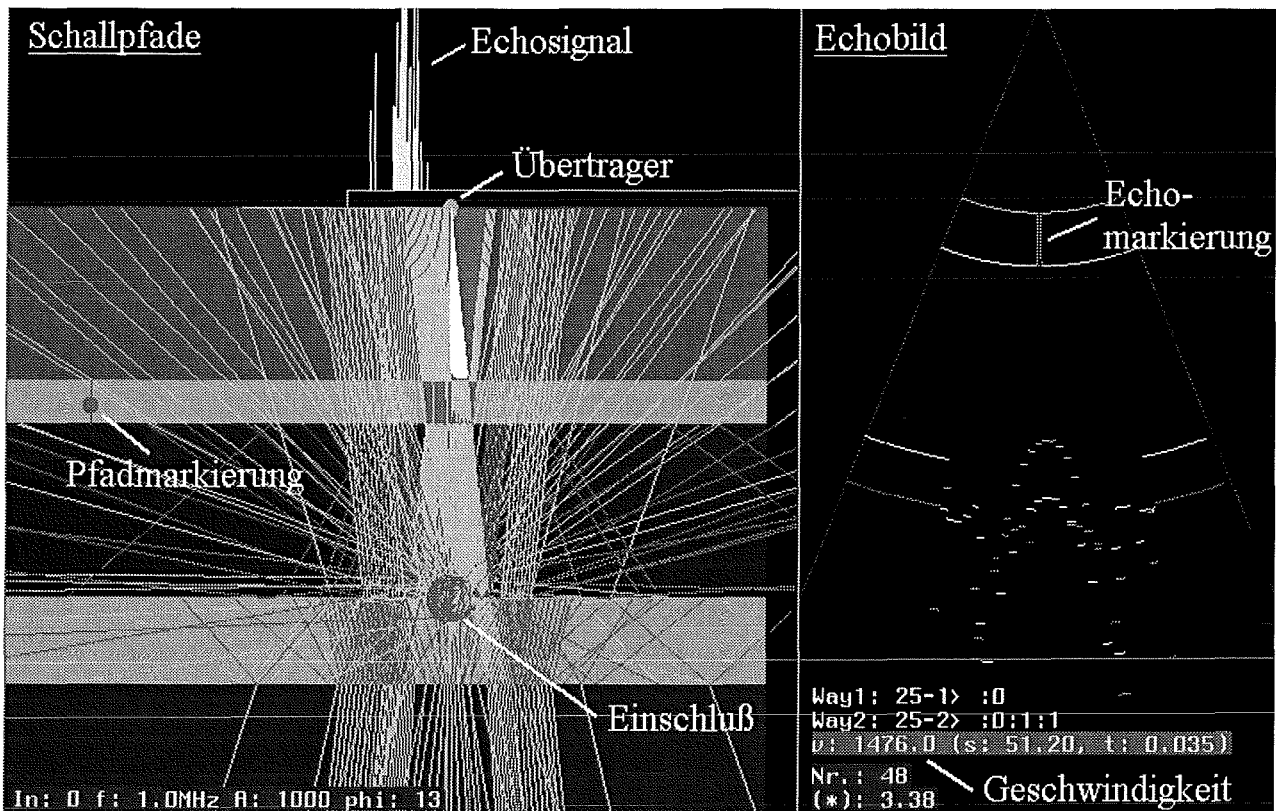


Abbildung 3-2: Schallsimulationsprogramm

Durchführung

Dieses Computerprogramm ist entwickelt worden, damit die Rekonstruktion der Schallgeschwindigkeit durch die nichtinvasive Bestimmung von Transferzeiten und Strahlengänglängen in einer Simulation getestet werden kann. Die Bedienung der Simulation wird derart gestaltet, daß sie der Bedienung der geplanten Meßmethode ähnlich ist.

Zuerst werden die Topologien und die Morphologien des Meßszenarios vorgegeben. Dieser Vorgang entspricht der Aufnahme eines Schichtbildes mit einem bildgebenden Verfahren. In diesem Programm kann die Meßszene konstruiert werden, indem Schichten und kreisförmige Einschlüsse beliebig angeordnet werden. Den einzelnen Bereichen werden dann die Materialparameter Schallgeschwindigkeit, Dichte und Dämpfungsparameter zugewiesen, wie sie in der Natur vorkommen. Von einem Schallkopf ausgehend wird die Ausbreitung der Schallstrahlen im Medium nach den Regeln der Brechung und der Dämpfung simuliert. Der Übertrager kann beliebig positioniert und gedreht werden und kann bis zu 100 verschiedene Schallstrahlen parallel oder radial aussenden. Bei der radialen Aussendung der Schallstrahlen kann zusätzlich ein Fokussierungswinkel angegeben werden. Es stehen zwei Empfänger zur Verfügung, deren Empfangsrichtung gedreht werden kann. Weiterhin sind die Position und die Breite des Empfangsbereichs modifizierbar. Nur die den Empfänger passierenden Strahlen werden zur Auswertung herangezogen. Die an dem Empfänger eintreffenden Strahlen werden registriert und, analog zur Visualisierung bei einem medizinischen Ultraschallgerät, zweidimensional in ein Bild eingetragen.

Mit einer Markierung auf der Schallbildseite und einem beweglichen Markierungspunkt auf der Strahlengangseite wird eine Beziehung zwischen zwei Echozeiten und einer Schicht hergestellt.

Die Schallgeschwindigkeit in der Schicht wird durch Bestimmung der zum einfallenden Strahl parallel wirksamen Schichtdicke und der Differenz der Echozeiten berechnet und dargestellt.

Darstellung

Der linke untere Teil des Fensters in Abbildung 3-2 stellt die Materialien, die Wege der Schallstrahlen und die jeweiligen Schallamplituden graphisch dar. Oberhalb und unterhalb der Schichten ist das Echosignal der zwei Ultraschallempfänger aufgetragen. Im oberen Fenster teil sind die Materialkennwerte der einzelnen Schichten zu sehen (Longitudinal-, Transversalgeschwindigkeit, Dichte, Schichtdicke, Dämpfung). Auf der rechten Seite erscheint das simulierte Ultraschallbild.

Die Steuerung des gesamten Programms geschieht mit der Maus. Die rechte Maustaste öffnet ein Menü, dessen Inhalt vom Ort des Mausdrucks abhängt. Wird das Menü auf den Materialparametern geöffnet, können diese verändert werden. Im Bereich des Ultraschallbildes beziehen sich die Menüoptionen auch auf dessen Einstellungen. Das Menü des Hauptfensters ermöglicht Modifikationen des Strahls, der Schallübertrager und der Darstellung.

Die Einstellungen werden jeweils mit linker und mittlerer Maustaste vorgenommen. Durch Druck der Tasten und Bewegungen der Maus über den Bildschirm ändern sich die Werte. Die linke Maustaste dient auch zur Markierung für die Geschwindigkeitsberechnung.

Die Markierung und Berechnung über mehrere Schichten erfolgt im Schallbildbereich mit Druck der linken Maustaste und Bewegungen des Mauszeigers über mehrere Echos. Die Berechnung der Strahlengänglänge kann durch eine zweite Markierung im Bild der Strahlengänge über mehrere Schichten erweitert werden. Mit der rechten Maustaste kann eine zweite Markierung von der ersten getrennt werden. Die zur Berechnung herangezogene Schichtdicke entspricht der Summe aller Schichten zwischen den Markierungen.

Die Farbe eines Schallstrahls ist zur Unterscheidung und zur Übersicht im ersten Medium (Kontaktmedium) weiß, in allen anderen, je nachdem, ob es sich um einen reflektierten oder durchgelassenen Strahl handelt, entweder rot oder türkis.

Simulation

Einem Schallstrahl sind die Charakteristika Frequenz, Amplitude, Ausbreitungsrichtung und Wellenart zugeordnet. Nach Erzeugung eines Strahls werden Ort und Schalldruck auf Gültigkeit überprüft. Liegt der Schalldruck unter einer bestimmten Grenze oder befindet sich der Strahl außerhalb des Definitionsbereiches des Meßszenarios, wird die weitere Fortführung des Strahls unterbrochen.

Die geradlinige Ausbreitung wird solange fortgeführt, bis eine Grenzfläche erkannt wird. Für die Grenze werden Normalenvektor und Materialparameterverhältnisse ermittelt. Die Berechnung der sich weiter ausbreitenden Schallstrahlen erfolgt rekursiv. Ein einfallender Strahl ruft vier weitergehende Strahlen auf: zwei reflektierte und zwei durchgelassene Strahlen, von denen je einer longitudinalen und einer transversalen Charakter besitzt. Ist die Grenze Teil eines Empfängers, wird der Strahl ausgewertet und die Rekursion abgebrochen. Der Empfänger wird energetisch als ideale Senke betrachtet. Reflexionen an dessen Oberfläche werden nicht berücksichtigt.

Die Struktur zur Charakterisierung eines Schallstrahls enthält Koordinateninformation über Ort und Richtungsvektor, Schalldruck und Art der Welle (transversal - longitudinal, reflektierte - durchgelassene Welle). Weiter beinhaltet sie Daten einer Grenzfläche (Normalenvektor, Materialkennzeichnungen), Länge der geradlinigen Ausbreitung und eine Nummer zur Kennzeichnung der gesendeten Signale.

Systemvoraussetzungen

Das Programm wurde in ANSI-C mit Hilfe der Graphics Library IrisGL von Silicon Graphics auf einer Silicon Graphics Workstation unter dem Betriebssystem IRIX 6.2 entwickelt.

3.3.3 Ergebnisse

Die Simulation erweist sich für das Training im Umgang mit Ultraschall als nützlich. Für die Zusammenführung der Daten aus Ultraschall und Schichtbildinformation ergeben sich einige Aspekte, auf die bei der Anwendung des nichtinvasiven Verfahrens geachtet werden muß.

Schwierigkeiten ergeben sich bei der eindeutigen Zuordnung der Grenzen einer Materialschicht zu deren Echosignalen. Das Ultraschallbild weist neben der geometrischen Verzerrung durch die systemseitige Annahme einer konstanten Schallgeschwindigkeit auch Schallschatten und Echoverstärkungen auf, wodurch eine genaue Messung der Echosignalzeiten erschwert wird. Insbesondere in der Nähe von Grenzflächen mit einem sehr hohen Schallimpedanzgradienten sind parasitäre Effekte zu beobachten. Die Phänomene beeinträchtigen die gemessene Echolaufzeit. Es ist daher darauf zu achten, daß die Messung in Regionen mit geringer Schallimpedanzvariation durchgeführt wird. Allerdings sind Schallimpedanzgradienten für das Entstehen von Echos an Grenzflächen erforderlich.

Liegen dünne Schichten im Nahbereich des Ultraschallwandlers, wie es bei Haut und Fettschichten bei der transcutanen¹ Messung der Fall ist, entstehen Mehrfachechos, die sich allen anderen Echos überlagern. Die exakte Rekonstruktion einer Grenzschicht aus den Echos ist nicht mehr ohne weiteres möglich.

3.4 Programm zur Schallgeschwindigkeitsmessung

Ein bildgebendes medizinisches Ultraschallsystem gibt bei der Messung von Echotiefen ein geometrisch verzerrtes Bild des Körperinneren wider, da sich die Schallgeschwindigkeiten der verschiedenen Schichten unterscheiden, für die Bildgebung aber als konstant angenommen werden. Aufgrund dieses Zusammenhanges kann die Schallgeschwindigkeit durch die graphische Überdeckung eines Ultraschallbildes mit einem Topologiebild durch *Entzerrung* und

¹ durch die Haut

Umrechnung der resultierenden Entzerrungsfunktion bestimmt werden. Der Betrag der lokalen Skalierung im Schallbild entspricht, nachdem markante Zielobjekte in beiden Datensätzen zur Deckung gebracht wurden, der Abweichung der lokalen Schallgeschwindigkeit von der im Ultraschallsystem als konstant angenommenen.

Das Programm führt die Daten zweier Bilder aus medizinischen diagnostischen Systemen unter Berücksichtigung der räumlichen Lage des jeweiligen Meßinstrumentes zusammen. Es sind Funktionen zur interaktiven Skalierung implementiert, die die Berechnung der Schallgeschwindigkeit nach dem oben genannten Prinzip ermöglichen.

Zwei Möglichkeiten der Datengewinnung sind vorgesehen. Eine *Volumen-* und eine *Schichttechnik*. Für die Volumentechnik müssen die Topologieinformationen des Körpers aus einem Röntgen-CT oder einem Magnetresonanztomographen vorliegen. Die Schichttechnik verzichtet auf die Aufzeichnung eines Volumens mit einem tomographischen System. Durch die Aufnahme zweier, in einer Ebene liegender, jedoch 90° zueinander gedrehter Ultraschall-B-Bilder kann die Echotiefeninformation im einen Bild mit der Topologieinformation im anderen Bild zusammengeführt werden. Da die Tiefeninformation von der Schallgeschwindigkeit abhängig, die laterale Bildinformation aber von ihr unabhängig ist, kann daraus die Schallgeschwindigkeit ebenso bestimmt werden.

3.4.1 Positionserkennung

Der *Optotrak 3020* der Firma *Northern Digital Inc.* ist ein Sensorsystem zur präzisen räumlichen Positionserkennung von Objekten.

An das Meßobjekt werden sogenannte „Marker“ befestigt, die Infrarotlicht aussenden. In Echtzeit werden die Entfernungen und Winkel der einzelnen Marker relativ zum Basisgerät erfaßt. Dieses besteht aus drei eindimensionalen „CCD¹ Arrays“, die unabhängig voneinander das von den jeweiligen Markern ausgesandte Infrarotlicht messen. Durch die Verknüpfung der von den „CCD-Arrays“ perspektivisch aufgezeichneten Bildern der Lichtquellen kann die dreidimensionale Position der Marker relativ zu einem Bezugskoordinatensystem berechnet werden.

Die eindeutige Messung von Lage und Orientierung im Raum erfordert die Befestigung von mindestens drei Markern an einem Objekt. Da die Positionserkennung des *Optotrak* auf der Übermittlung von Infrarotstrahlung basiert, werden verdeckte Marker nicht erkannt. Zur Verbesserung der Erkennungssicherheit und zur Ermöglichung der räumlichen Drehung der Objekte sind zusätzliche Marker hinzuzufügen.

3.4.2 Meßgenauigkeit

Bei medizinischen Ultraschallgeräten beträgt die axiale Ortsauflösung der Echos höchstens 440 µm bei einer Schallfrequenz von 3,5 MHz. Im Ultraschallgerät ist die Schallgeschwindigkeit mit 1540 m/s konstant eingestellt. Dadurch beträgt die maximale Genauigkeit der Transferzeitmessung 0,286 µs. Die Strahlengängigkeiten können senkrecht zur Einschallungsrichtung mit einer Genauigkeit von 310 µm bestimmt werden, woraus sich nach dem Gaußschen Fehlerfortpflanzungsgesetz eine Standardabweichung für die Schallgeschwindigkeit von 32 m/s oder 2% bei Objektgrößen von ca. 3 cm ergibt. Bei einer Ultraschallfrequenz von 7,5 MHz vermindert sich die Standardabweichung der Schallgeschwindigkeit bei gleicher Ortsauflösung auf 25 m/s oder 1,6%. Die Quantisierungsfehler durch Digitalisierung des Schallbildes liegen unterhalb der Meßgrenzen durch physikalische Phänomene.

3.4.3 Meßaufbau

Ein „Convex-Array“- Schallkopf eines medizinischen, bildgebenden Ultraschallgerätes wird mit einem Sensor des *Optotraks* fest verbunden. Die Lage und Orientierung des Schallkopfes

¹ Charge-Coupled Device

wird mit dem Positionserkennungssystem *Optotrak* gemessen. Die Bilddaten des Ultraschallgerätes werden in einer Videokarte eines Computers digitalisiert und zusammen mit der Positionsinformation des Ultraschallsensors der Software zur Verfügung gestellt.

Für die Volumenteknik wird eine Aufnahme des Körpers in einem Tomographen gemacht. Diese Daten werden danach im Computer gespeichert. Der Proband wird mit Markern versehen, sodaß die relative Lage der Ultraschallmessung zum Körper bekannt ist.

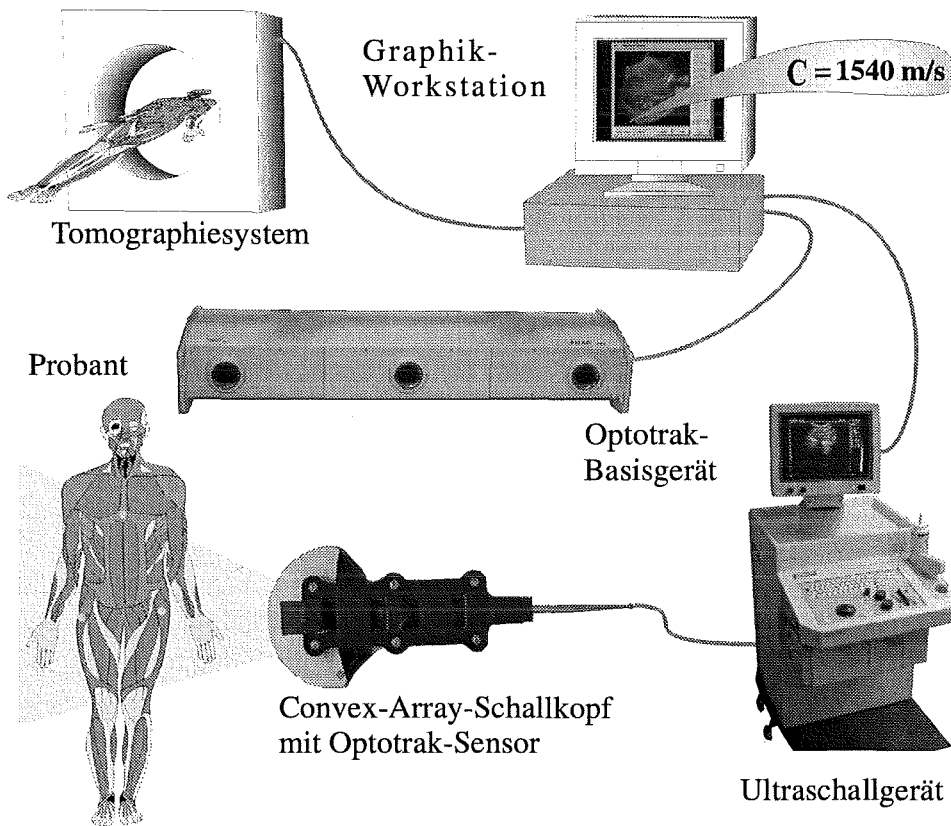


Abbildung 3-3: Anordnung für die nichtinvasive Messung

3.4.4 Visualisierung und Durchführung

Das Programm erzeugt zwei unterschiedliche Fenster auf dem Bildschirm. Eines stellt zur Orientierung die Meßanordnung graphisch dar. In Abbildung 3-4 ist das Graphikfenster für die Ultraschalltechnik gezeigt. Darin werden das *Optotrak*-Basisgerät, dessen Sensoren und ein Boden jeweils als Drahtmodell in relativer Lage zueinander dargestellt. Die Position und Orientierung des Ultraschallkopfes ist an die des Optotraksensors gebunden. Die relative Lage des Schallkopfes im virtuellen Raum resultiert aus den Informationen, die das Positionserkennungssystem in der realen Meßanordnung liefert. Diese Art der Darstellung erleichtert dem Betrachter die Orientierung und dient zur visuellen Überprüfung der Plausibilität der Meßdaten.

Im zweiten Fenster werden das Schallbild und die in der entsprechenden Lage aufgenommenen Topographiedaten gemeinsam dargestellt. Darin bestehen Möglichkeiten zur Entzerrung des Echotiefenbildes, sodaß die Schallgeschwindigkeit ermittelt werden kann.

Schichttechnik

Nach der Aufzeichnung des ersten Schallbildes wird ein Gitter in der Ebene der Messung dargestellt. Es dient als Orientierungshilfe, da die zweite Aufnahme in der gleichen Ebene durch-

geführt werden sollte. Sobald sich der Sensor wieder in der Ebene befindet, wird diese zur besseren Erkennung farbig gezeichnet. Abbildung 3-4 zeigt die Situation vor der Aufnahme des zweiten Schallbildes.

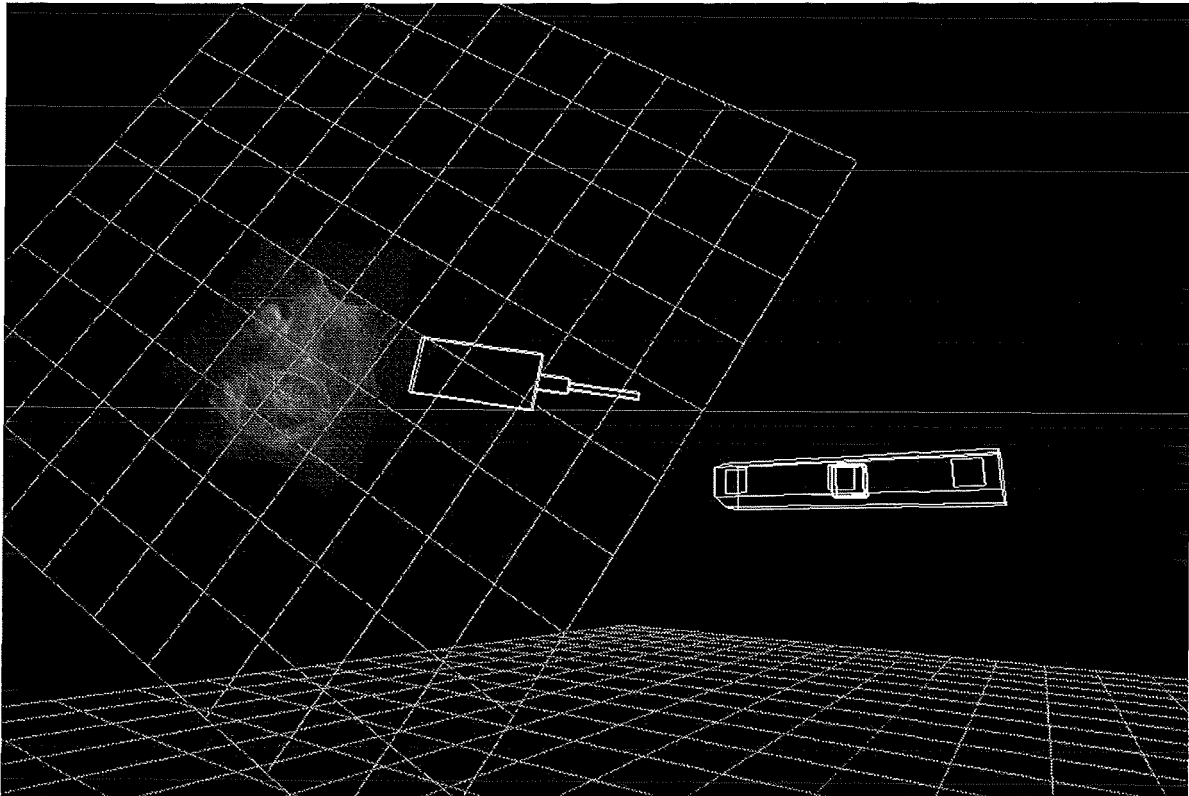


Abbildung 3-4: Bildschirmdarstellung der virtuellen Meßszene

Volumentechnik

Für die Volumentechnik wird der Tomographiedatensatz mit Hilfe der „Volume-Rendering“ Technik dreidimensional und dimensionsgetreu dargestellt. Das Programm berechnet aus der Position des Ultraschallkopfes die Schnittebene des Schallbildes im Volumendatensatz.

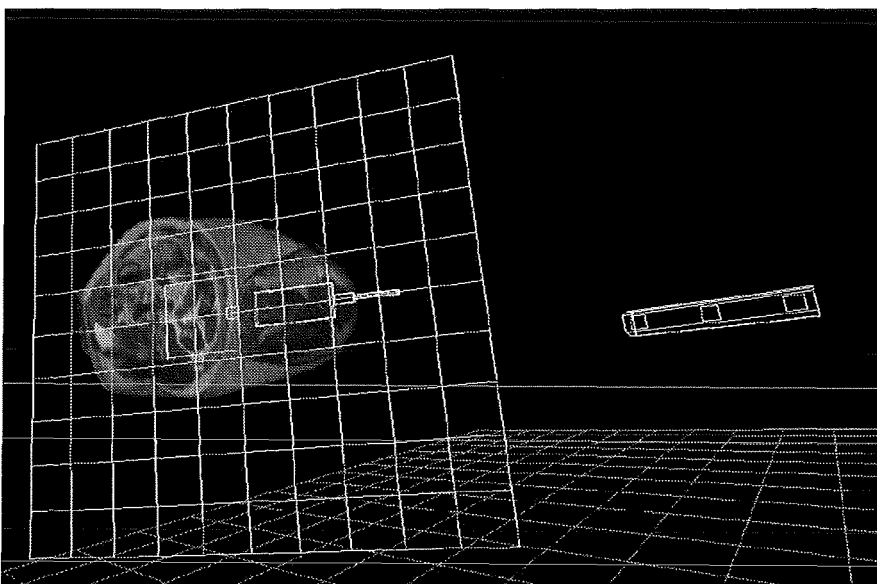


Abbildung 3-5: Volumendatensatztechnik

Bei der Volumentechnik wird als Topographie, statt des zweiten Ultraschallbildes, eine Schnittebene aus dem Tomographiedatensatz verwendet, die aus der relativen Lage des Schallkopfes zum Volumen resultieren. Der Körper, aus dem die Tomographiedaten stammen, wird für die Messung der relativen Lage ebenfalls mit Markern versehen. In Abbildung 3-5 ist ein Ausschnitt der Visualisierung in Volumentechnik dargestellt. Die Datenquelle dafür sind Magnetresonanztomographiedaten des „Visible Human“. Diese Methode wurde nicht mit eigenen Meßdaten durchgeführt.

Volume-Rendering

Cabral und *Fraser* entwickelten die „Volume-Rendering“ - Technik zur Visualisierung von Volumendatensätzen auf Silicon Graphics Hardware Architekturen, die in dieser Software Anwendung findet. Für eine hohe Darstellungsgeschwindigkeit bei großen Datensätzen werden hardwareunterstützte „Texture-Mapping“ - Techniken eingesetzt [110], [111].

Für die dreidimensionale Darstellung des gesamten Volumendatensatz wird dieser dabei mit Ebenen geschnitten, die senkrecht zur Betrachtungslinie stehen. Als Schnitte ergeben sich geschlossene, polygonal berandete Flächen. Diese Flächen werden dann in der Reihenfolge von der größten bis zur kleinsten Entfernung zum Betrachter übereinander gezeichnet. Auf die Flächen wird die entsprechende Datensatzinformation des Volumens als Bild gezeichnet („Texture-Mapping“). Es resultiert ein dreidimensionaler Eindruck des Volumendatensatzes. Diese Prozedur des „Volume-Rendering“ ist von der Orientierung des Objekts unabhängig.

Ist der Datensatz größer als der zur Verfügung stehende Texturspeicher, kann das Volumen in Teilvolumina, sogenannte „Bricks“, unterteilt werden. Die „Bricks“ werden nach der Entfernung zum Betrachter sortiert, verkettet, und nacheinander mit der „Volume-Rendering“ Technik dargestellt.

Überlagerungsfenster

In dem zweiten Fenster werden das Ultraschallbild und die Bilddaten aus der berechneten Schnittebene transparent übereinander dargestellt. In diesem Fenster besteht die Möglichkeit, das Ultraschallbild mit der Echotiefeninformation interaktiv zu verzerren. Mit der Maus kann ein Punkt des Bildes ausgewählt und dann mit Mausbewegungen verschoben werden. Eine Grenzfläche des interessierenden Organs wird dadurch in beiden Bildern zur Deckung gebracht. Im zweiten Schritt wird das Echotiefenbild interaktiv verzerrt bis die zweite Grenze des Organs in beiden Bildern zur Deckung kommt. Die resultierende Schallgeschwindigkeit wird berechnet und angezeigt.

In Abbildung 3-6 ist das Überlagerungsfenster für die Ultraschalltechnik am Beispiel der Messung der Schallgeschwindigkeit an der Leber gezeigt. Durch Auswahl des Organs kann die Berechnung der Koeffizienten E_1 bis E_4 des sich aus dem akustoelastischen Modell ergebenden Polynoms für die mechanische Kennlinie organspezifisch erfolgen. Die in der Abbildung dargestellten Werte sind nicht von Bedeutung, da diese Funktion nur vorbereitet wurde. Die Abbildung zeigt zwei überlagerte, aus zwei verschiedenen Richtungen aufgenommene Ultraschallbilder. Das Bild mit den Echotiefeninformationen wurde entsprechend der Darstellung der Grenzlinien im zweiten Bild entzerrt. Als markante Objekte wurden im Bild die Wand einer Arterie der Leber und eine Grenzlinie der Niere ausgewählt. Im Bild sind diese mit zwei Pfeilen gekennzeichnet. Am linken, unteren Bildrand ist der berechnete Wert der Schallgeschwindigkeit angegeben.

3.4.5 Systemvoraussetzungen

Alle Algorithmen und Funktionen wurden auf einer Silicon Graphics Workstation (SGI) Indigo² implementiert (CPU MIPS R4400, 200 MHz, 384 MB Hauptspeicher, Grafik-Subsystem Maximum IMPACT Graphics, MXI). Der Computer verfügt über hardwaremäßig unterstütztes 3D-„Texture-Mapping“ und 4 MByte Texturspeicher. Die Software verwendet die

auf dem „X-Window“ System basierende Programmierschnittstelle „X-Forms“ zur Fensterverwaltung und OpenGL Grafikvisualisierung. Die Implementierung des Programms erfolgte unter dem Betriebssystem IRIX 6.2 und der Verwendung der Programmiersprache C++ [101].

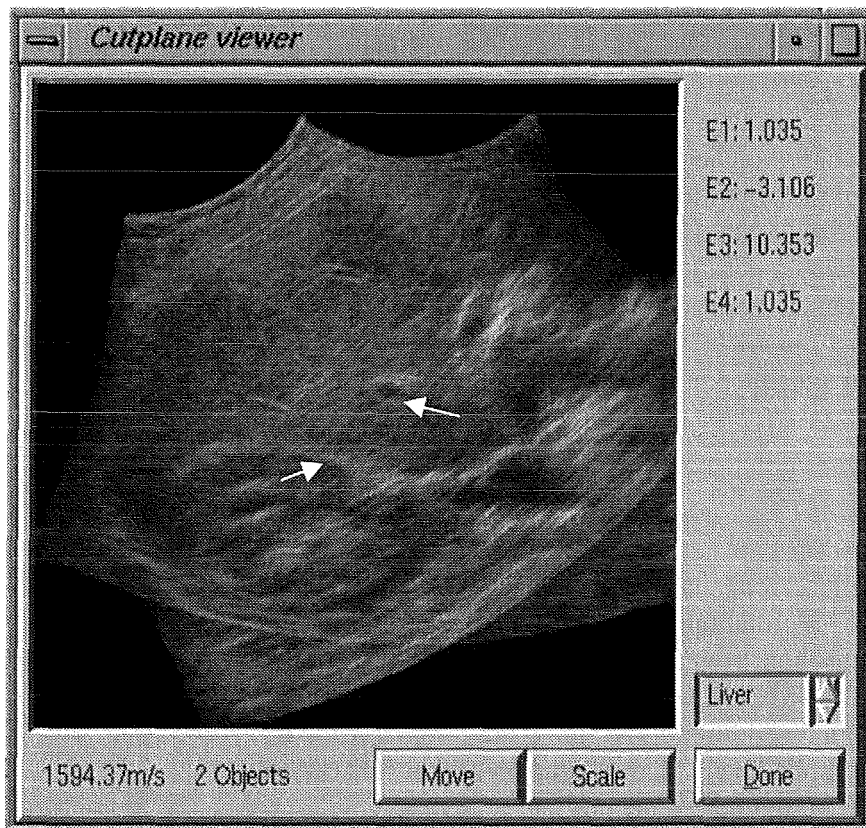


Abbildung 3-6: Überlagerungsfenster

3.4.6 Anwendung

Die Schallgeschwindigkeiten der Niere und der Leber wurden mit der Anordnung in Ultraschalltechnik nichtinvasiv am lebenden Menschen gemessen.

Die Messung an der Niere ergab eine Schallgeschwindigkeit von 1571,86 m/s. Das Ergebnis der Lebermessung lieferte eine Schallgeschwindigkeit von 1594,37 m/s. In der Literatur ist die Schallgeschwindigkeit der Niere des lebenden Menschen mit $1560 \pm 1,8$ m/s und die der Leber mit 1593 ± 46 m/s angegeben [77].

Die gemessenen Werte stimmen mit den in der Literatur genannten Daten überein, wenn eine Ungenauigkeit der Messung von 1% des Meßwertes angenommen wird.

Die Bestimmung der Schallgeschwindigkeit setzt Kenntnis über die inneren Organe voraus. Die Überlagerung geschieht an willkürlich ausgewählten Zielobjekten. Die Bewertung, bei welcher Verzerrung des überlagerten Bildes die beste Übereinstimmung der Grenzschichten besteht, geschieht intuitiv. Zur Erleichterung der Auswertung der bildgebenden Systeme können Algorithmen zur Bildverbesserung und besondere Filtertechniken angewandt werden. Für eine routinemäßige Auswertung ist es sinnvoll, Funktionen zur Automatisierung der Arbeitsschritte zu implementieren.

4 Messungen

Die mechanischen Eigenschaften tierischen Gewebes wurden mit drei verschiedenen Aufbauten untersucht. In der ersten Anordnung wurden statische und dynamische Zugeigenschaften getestet. Aufgrund der Probleme, die sich bei Kombination der Ultraschallmessung mit Zugversuchen ergeben (Abschnitt 2.2.1), wurde hierbei keine Schallgeschwindigkeitsmessung durchgeführt. In der zweiten, stationären Anordnung wurden Druckversuche mit gleichzeitiger Schallgeschwindigkeitsmessung durchgeführt. In diesem Aufbau ist die präzise Vorgabe der Belastungsfunktion möglich. Die dritte Prüfeinrichtung wurde mobil gestaltet, sodaß Messungen während Schlachthofbetriebs an frisch geschlachteten Tieren und im experimentellen Tier-Operationssaal an Organen *in situ* möglich waren.

Die drei Meßverfahren unterscheiden sich in Aufbau, Prüfmethode, Software und Auswertung. Sie werden daher im folgenden einzeln vorgestellt. Die Darstellungen der Ergebnisse und die Diskussion erfolgen anschließend für jede Meßeinrichtung getrennt.

4.1 Prüfeinrichtungen

4.1.1 Zugprüfmaschine

Die ersten Erfahrungen mit mechanischen Eigenschaften biologischen Gewebes wurden durch Aufnahme von Meßreihen mit einer Zugprüfmaschine der technischen Materialprüfung gesammelt. Es stehen eine Schenk Hydroplus PSA Zugmaschine mit entsprechender Meßeinrichtung und eine Wägezelle bis 2 kN zur Verfügung. Ein PC mit Meßkarte (DAP 800/1) und die Auswertungssoftware DASyLab übernimmt die Datenaufbereitung und -speicherung.

Die Führungsgröße Länge und die Meßgröße Kraft werden zu konstanten Zeitintervallen gemessen, digitalisiert und aufgezeichnet. Für die Gewebeproben wurde eine Spezialhalterung gebaut. Die Enden der Probe werden mit feinem Maschendraht umlegt und durch eine Quetschvorrichtung aus zwei wellenförmigen Profilbacken gehalten. Der Maschendraht verbessert die Haftung des feuchten Gewebes an der glatten Oberfläche der Metallbacken. In Abbildung 4-1 ist der Aufbau schematisch dargestellt.

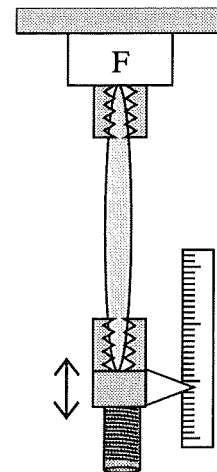


Abbildung 4-1: Zugversuch

4.1.2 Druckprüfung mit Ultraschallmessung

Zwei verschiedene Meßeinrichtungen wurden für die gleichzeitige Messung von Schallgeschwindigkeit und mechanischen Eigenschaften konstruiert. Ziel ist die gleichzeitige Aufnahme von Spannungs-Stauchungs-Diagrammen und der Schallgeschwindigkeit einer Probe. Die Meßgrößen sind die Transferzeit des Ultraschalls, die Prüflänge und die mechanische Spannung. Zuerst erfolgt die Meßwertaufnahme mit einer *stationären* Prüfmaschine, die Experimente an nur einem Ort ermöglicht. Bei dem ortsfesten Aufbau wurde nicht auf die Zugänglichkeit einer Probe geachtet. Es wurde davon ausgegangen, daß die Gewebe in kleine Stücke geschnitten und in die Apparatur eingespannt werden können. Der zweite Meßaufbau wird *mobil* konstruiert, sodaß das Meßgerät an ein Meßobjekt herangeführt werden kann und dadurch die Prüfung nicht auf exzidiertes Gewebe beschränkt ist. Beispielsweise wird bei der Messung an lebendem Gewebe eine Exzision ausgeschlossen. Die Meßobjekte befinden sich zudem innerhalb eines geschlossenen Körpers in einem komplexen mechanischen Verbund. Die interessierenden Organe sind selbst bei geöffnetem Körper nur schwer zugänglich. Es ist daher unmöglich, das Meßobjekt in eine stationäre Prüfmaschine einzuspannen. Das zweite

Meßinstrument wird klein, tragbar und leicht transportierbar konstruiert, sodaß es mit der Hand an ein Meßobjekt gehalten werden kann.

In den Versuchen *in vitro* werden ausschließlich traumatisch exzidierte, d.h. aus dem Körper entnommene und von Innervation und Blutversorgung getrennte Gewebe betrachtet. Es ist wahrscheinlich, daß Organe, die im physiologischen Verbund mit Blutzirkulation, Blutdruck, Innervation und Hormonen versorgt werden, andere mechanische Eigenschaften besitzen. Es werden daher Meßreihen an lebenden Organen *in vivo* durchgeführt und mit den *in vitro* erhaltenen Ergebnissen verglichen.

Aus den bereits in Abschnitt 2.2.1 genannten Gründen wird die Messung der elastischen Eigenschaften biologischer Gewebe durch Aufnahme von Spannungs-Stauchungs-Diagrammen aus dem *einaxialen Druckversuch* erfolgen. Gleichzeitig wird die Schallgeschwindigkeit im Prüfmedium gemessen. Alle Daten fließen in einem Computer zusammen und werden dort aufbereitet und gespeichert. Anschließend werden die mechanischen Kennlinien analysiert und parametrisiert. Unter den Gesichtspunkten der Modellerstellung aus Abschnitt 2.2 werden die Zusammenhänge zwischen akustischen und mechanischen Gewebeeigenschaften untersucht. Die aus verschiedenen Analysearten hervorgehenden Kennwerte der Spannungs-Stauchungs-Diagramme werden mit der Schallgeschwindigkeit verglichen.

Die Meßergebnisse Schallgeschwindigkeit und Elastizität sollen mit einer möglichst hohen Genauigkeit ermittelt werden, damit festgestellt werden kann, ob eine Korrelation zwischen ihnen besteht. Ein Aufbau mit zwei Spannbacken ist für die präzise Messung der Probenlänge und der Ultraschalltransferzeit in Durchschallungstechnik vorteilhaft. Meßfehler der Probenlänge wirken sich besonders auf Ungenauigkeiten bei der Bestimmung der Schallgeschwindigkeit und der Berechnung der Stauchung aus.

In Abbildung 4-2 ist der Meßaufbau für die gleichzeitige Messung von Ultraschallgeschwindigkeit und Druck-E-Modul schematisch gezeigt.

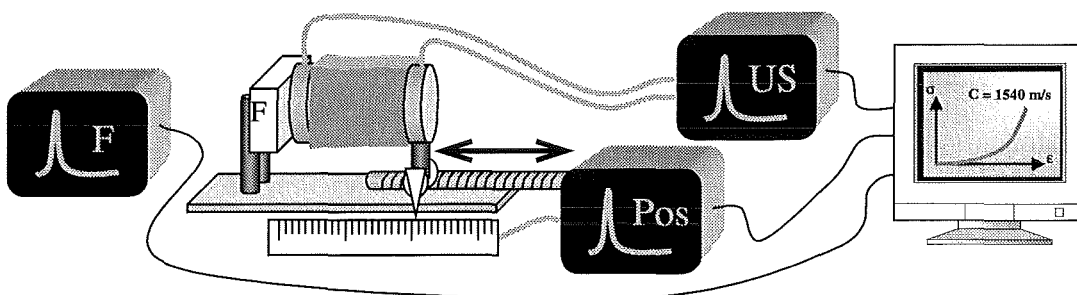


Abbildung 4-2: Prinzip des Meßaufbaus mit Ultraschallmessung

Für die gleichzeitige Messung der Schallgeschwindigkeit und der mechanischen Eigenschaften müssen die drei Meßgrößen Schalltransferzeit, Meßlänge und Druckkraft ausgewertet werden. Da sich der stationäre Meßaufbau von dem des transportablen Meßgerätes unterscheidet, wurde jeweils eine spezifische Auswertungssoftware entwickelt. Im folgenden werden die Aufbauten und die entsprechende Software dokumentiert.

4.1.3 Stationäre Prüfeinrichtung

Die Vorgabe der Weglänge zwischen den Spannbacken übernimmt ein Dreiachs-Verfahrtschneise. Es stand eine CNC-Bearbeitungsmaschine zur Verfügung, mit der eine hohe Genauigkeit der Führungsgröße Meßlänge und eine definierte Vorgabe der Stauchgeschwindigkeit möglich ist. Die CNC-Bearbeitungsmaschine ist über eine Ansteuerelektronik an einen Computer angeschlossen. Für die Messung der Druckkraft steht eine 2 kN Wägezelle Typ C2, 2 mV/V der Firma Höttinger Baldwin Meßtechnik und eine 100 N Kraftmeßdose der Firma Burster zur

Verfügung. Der Meßwert wird durch eine Meßbrücken-Auswerteeinheit (LabCard PCL814-DIO-1, 24 Bit Auflösung, Abtastrate 100 kHz) digitalisiert und steht dem Computer ebenfalls zur Verfügung. Ein Ultraschallgerät (Krautkrämer Ultraschallgerät USD 10) ist über die serielle Schnittstelle an den 486er PC angeschlossen. Für die Aufbereitung und Speicherung der Daten wurde ein Computerprogramm entwickelt.

Bei den Experimenten mit der stationären Prüfmaschine war es möglich, die Dichte des Probengewebes versuchsbegleitend zu messen. Die Dichtemessung erfolgte nach dem Archimedischen Prinzip. Die Probe wurde in Luft und in physiologischer Kochsalzlösung hängend gewogen. Die Dichte der physiologischen Kochsalzlösung (0,9% NaCl in Wasser) wurde zuvor mit dem Aräometer bei 21°C zu 1.006 g/ml bestimmt.

Software

Das Programm steuert das Ultraschallgerät über die serielle Schnittstelle sowie den Dreiachs-Verfahrtisch über die parallele Rechnerschnittstelle an. Es gibt die Führungsgröße vor, liest die Meßgrößen ein, verrechnet die Daten und speichert sie für eine weitere Verarbeitung. Es ist funktionspezifisch modular aufgebaut. Die Meßinstrumente werden in stetiger Folge zyklisch nacheinander angesteuert und ausgelesen. Der jeweils aktuelle Meßwert wird numerisch und graphisch im zeitlichen Verlauf angezeigt.

Die Schallgeschwindigkeit ergibt sich aus der von der Prüfkopfvorlaufzeit bereinigten Schalltransferzeit und dem Spannbackenabstand, der durch die Tischposition und einer Formänderungskorrektur des Meßaufbaus bestimmt wird. Die Formänderungskorrektur ist eine linear kraftabhängige Größe. Der E-Modul wird aus der Meßkraft, dem Spannbackenquerschnitt, der Ursprungsmeßlänge und der aktuellen Tischposition berechnet.

Es sind weitere Funktionen implementiert, die die Bestimmung der Schallgeschwindigkeit und Dämpfung bei geänderten Schallparametern durch variierte Intensität oder Frequenz ermöglichen. Die Schalldämpfung wird durch die Auswertung von Mehrfachechos berechnet. Die Amplitudendifferenz zwischen zwei Echos wird dazu auf die Strahlengänglänge bezogen und in dB/cm angegeben.

Das Programm wurde in C++ mit Hilfe von Borland C++ 4.5 unter Verwendung der ObjectWindows-Bibliotheken von Borland entwickelt. Es ist auf einem 386er, 486er oder Pentium-PC unter den Betriebssystemen Windows NT oder Windows 3.51 lauffähig.

Durchführung

Die Probe wird zwischen die Spannbacken gehalten und der Verfahrrarm des Tisches soweit an die Probe geführt, bis ein Ultraschallsignal empfangen wird. In der Regel wird diese Länge als Anfangsmeßlänge für den Druckversuch verwendet. Das Prüfstück wird an der Unterseite durch Halter gestützt, damit es nicht nach unten fällt.

Der Dreiachstisch fährt nach Beginn des Versuchs entlang der Meßachse von der Anfangs- zur Endlänge, die entweder durch eine maximale Stauchung oder eine Maximalkraft festgelegt wurde. Die Position des Tisches, die Transferzeit, die Kraft, die Meßzeit, die Schallgeschwindigkeit und der E-Modul werden während des Versuchs zu diskreten Zeitpunkten aufgezeichnet. Die Aufzeichnung wird angehalten, wenn eine der Größen nicht definiert ist oder eine Bereichsgrenze überschritten wurde. Nach Erreichen der Endlänge fährt der Tisch wieder in die Anfangsposition zurück.

Meßgenauigkeiten

Der aus einer Testmessung hervorgehende zufällige Fehler der 100 N Kraftmeßdose besitzt eine Standardabweichung von 0,01 Newton. Die Änderung der Meßlänge sollte nach DIN-Norm eine maximale Unsicherheit von 1% aufweisen [57], [58]. Die Standardabweichung des Verfahrensweges beträgt bei Messung mit dem Dreiachstisch 3,6 µm. Die Standardabweichung

der Transferzeitmessung beträgt $0,026 \mu\text{s}$. Die Meßtemperatur kann mit einer Genauigkeit von $\pm 0,1^\circ\text{C}$ abgelesen werden. Aufgrund der mangelhaften Beobachtbarkeit der Temperatur soll jedoch angenommen werden, daß sie im Prüfstück nur auf $\pm 1^\circ\text{C}$ genau bestimmt werden kann. Die Massendichte kann nach dem Archimedischen Prinzip mit einer Standardabweichung von $0,037 \text{ g/cm}^3$ gemessen werden.

Unter Verwendung des Gaußschen Fehlerfortpflanzungsgesetzes ergibt sich eine Standardabweichung der Schallgeschwindigkeit von $1,94 \text{ m/s}$ und eine des Sekanten-E-Moduls von 1 kPa . Die Meßunsicherheiten für die 95% Sicherheit betragen $U_{\text{Schall}} = 4 \text{ m/s}$ und $U_{\text{E-Modul}} = 0,002 \text{ N/mm}^2 = 2 \text{ kPa}$. Für die Berechnungen der Fehler lagen die Gleichungen aus Anhang C zugrunde [102], [103].

4.1.4 Mobile Prüfeinrichtung

Durch die Forderung der freien Bewegungsmöglichkeit mit dem Instrument für den mobilen Einsatz müssen alle Komponenten batteriebetrieben werden können. Aus diesem Grund übernimmt ein Notebook die Meßinformationsauswertung. Als Schnittstellen stehen am Notebook eine serielle und eine parallele Schnittstelle zur Verfügung. Da an das Notebook keine handelsüblichen Meßkarten angeschlossen werden können, ist eine neue Meßkarte für die parallele Schnittstelle des Notebooks entwickelt worden.

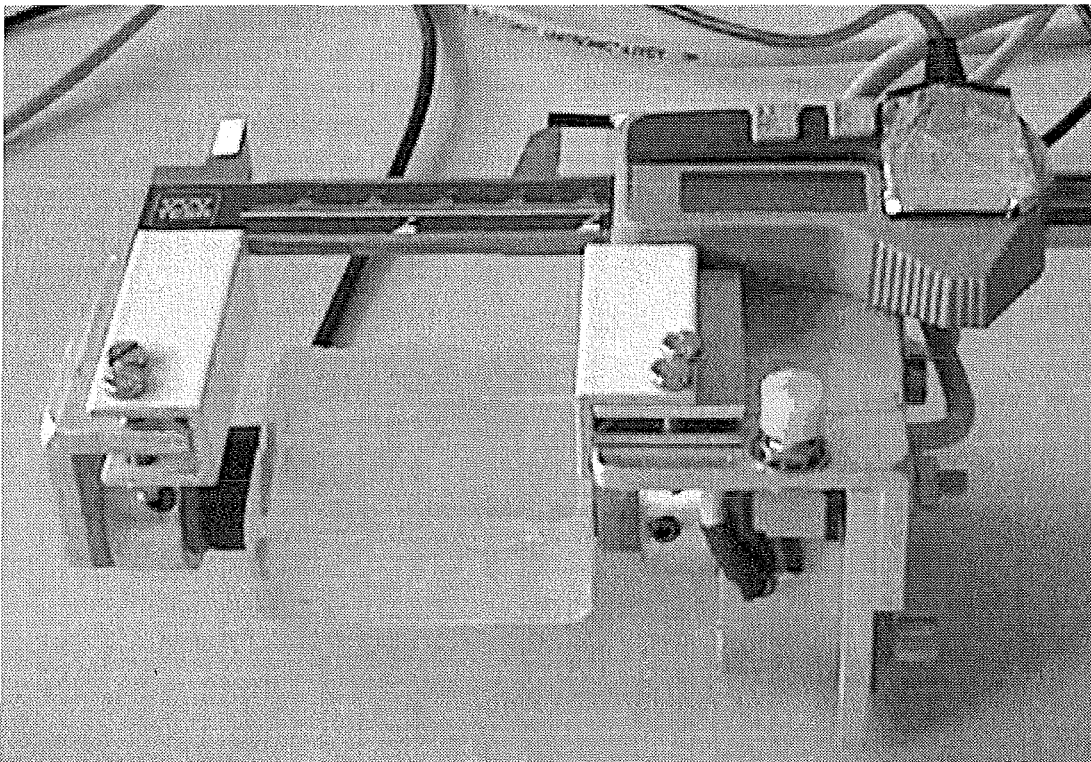


Abbildung 4-3: Meßaufbau mit Schieblehre

Die Messung der Prüflänge übernimmt eine digitale Schieblehre. Sie liefert eine hohe Meßgenauigkeit über einen großen Meßbereich und stellt gleichzeitig eine stabile und präzise Linearführung für den Druckversuch dar. An die Meßschenkel der Schieblehre wurden Haltewinkel montiert. An ihnen sind eine 100 N Kraftmeßdose der Firma Burster und jeweils ein Ultraschallwandler befestigt. Die Schallwandler sind koaxial gegenüberliegend angeordnet. Die Wandler dienen gleichzeitig als Spannbacken für den Druckversuch. Die Kraftmeßdose nimmt die auf einen Schallwandler wirkende Kraft auf. Die Berechnung der mechanischen Spannung setzt die Messung der Druckkraft bei konstantem Belastungsquerschnitt voraus.

Der Belastungsquerschnitt ist durch die Oberflächenstruktur der abstrahlenden Seite der Schallwandler gegeben. Die Schallwandler besitzen Zylinderform und wirken auf das Prüfstück mit einem kreisförmigen Querschnitt ein. An dem Haltewinkel für die Kraftmeßdose ist ein Taster befestigt, mit dem ein zusätzlicher Steuerimpuls an den Computer gesendet werden kann. In Abbildung 4-3 ist der Meßaufbau gezeigt.

Die Meßlängendaten der Schieblehre werden über die serielle Schnittstelle an den Computer geleitet. Die Übertragung erfolgt über eine optische RS232-Schnittstelle mit einer Übertragungsrate von 1200 Baud. Die Auswertung der Kraftmeßdose erfolgt in einer Brückenschaltung, die von der Parallelport-Meßkarte versorgt wird. Die Ultraschalltransferzeit wird mit Hilfe einer speziell entworfenen Schaltung ermittelt, mit der Ultraschallimpulse nach der „Sing-Around“-Methode erzeugt und empfangen werden. Die bei dem Verfahren gemessene Impuls-Wiederholfrequenz wird softwareseitig in eine Ultraschalltransferzeit zurückgerechnet.

An der Schieberseite wurde zusätzlich ein Schalter für die Aufnahmesteuerung eines Diktiergerätes angebracht. Über ein Mikrofon kann der Prüfer die Organart, die Meßtemperatur und spezielle Bemerkungen zum jeweiligen Versuch nach Druck des Schalters auf ein Tonband aufzeichnen.

Ultraschallgerät

Das im Rahmen dieser Arbeit konstruierte Ultraschallgerät funktioniert nach der „Sing-Around“-Methode [104] und [105]. Der Vorteil dieses Verfahrens ist die hohe Genauigkeit bei der Messung der Ultraschalltransferzeit. Sie ist in der Umsetzung der Transferzeit in eine Frequenz begründet, die dann sehr genau mit einem Frequenz-Spannungs-Wandler gemessen und anschließend in eine digitale Größe gewandelt werden kann. Bei einer direkten Messung der Transferzeit mit Hilfe eines Zählers kann dagegen nur mit hohem Aufwand eine ähnlich hohe Genauigkeit erreicht werden. Nachteilig wirkt sich bei der Methode der Einfluß der Signallaufzeit durch die Schaltung aus. Diese kann jedoch durch präzise Kalibrierungsmessungen bestimmt werden, wodurch dann deren Einfluß auf das Meßergebnis zu minimieren ist.

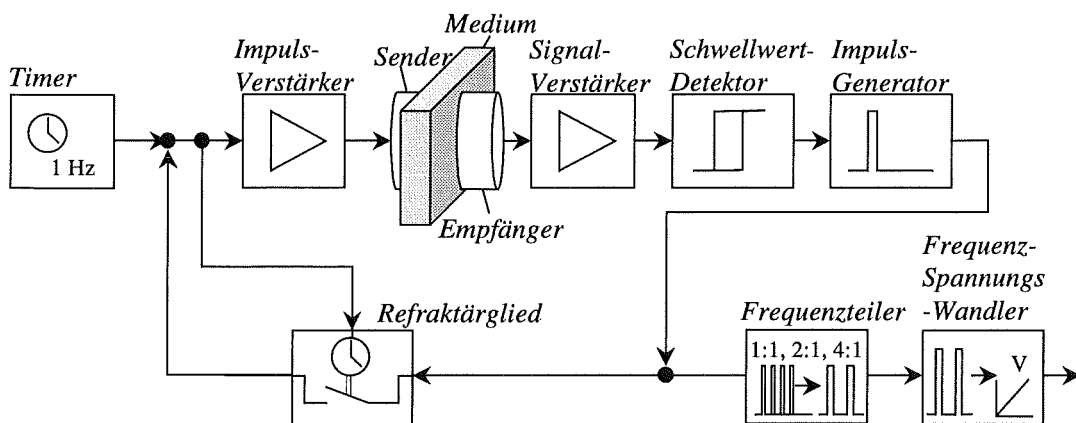


Abbildung 4-4: Prinzipschaltbild der „Sing-Around“-Technik

Die „Sing-Around“-Methode arbeitet nach folgendem Prinzip. Nachdem ein Ultraschallimpuls an einem Ultraschallsender erzeugt wird, breiten sich Schallwellen im Prüfmedium aus. Sobald das Signal an einem gegenüberliegenden Empfänger eintrifft, wird ein neuer Ultraschallimpuls am Sender ausgelöst. Dieser Vorgang wiederholt sich kontinuierlich. Die Transferzeit durch die Prüfstrecke kann durch Messung der Wiederholfrequenz der Impulserzeugung bestimmt werden. In Abbildung 4-4 ist das Prinzipschaltbild des speziell entwickelten Ultraschallgerätes gezeigt.

Ein Timer gibt sekundlich Zündimpulse, mit denen die Schaltung gestartet wird. Dies ist sowohl für die Initiierungsphase notwendig, in der noch kein Ultraschallimpuls ausgelöst wurde, als auch für den Fall, daß durch schlechte Materialankopplung oder fehlendes Prüfmaterial kein Schallsignal empfangen werden kann. Ein piezoelektrischer Ultraschallwandler benötigt eine Impulsspannung von mindestens 60 V, um die Spannung in mechanische Schwingungen umzusetzen. Der Impulsverstärker transformiert daher den Zündimpuls in einen 100 V Impuls. Das auf der Empfängerseite ankommende Signal ist stark gedämpft und wird im Signalverstärker mit dem Faktor 30 verstärkt. Mit Hilfe eines Schwellwertdetektors wird ein empfangener Impuls erkannt. Nach Überschreiten einer Schwelle wird ein Impulsgenerator getriggert und ein neuer Zündimpuls erzeugt.

Im Zeitpunkt der Impulstransformation auf eine Spannungsamplitude von 100 V entstehen auf allen Leiterbahnen der Schaltung Spannungen durch Induktion, die bei Überschreitung der Detektionsschwelle fehlerhaft als Empfangssignal erkannt werden können. Die Umlaufzeit des Signals würde nicht durch die Transferzeit durch das Prüfmedium, sondern nur durch die Schaltzeiten der elektronischen Baugruppen determiniert sein. Es muß daher eine Zeitspanne nach der Impulserzeugung geben, in der die Schaltung keine neuen Sendeimpulse auslöst. Diese Zeitspanne wird hier analog zur Reizunterdrückung in Nervenzellen Refraktärphase¹ genannt. Das Refraktärglied sperrt die Weiterleitung der neu erzeugten Impulse innerhalb eines definierten Zeitintervalls nach Auslösung des letzten gesendeten Impulses. Das kleinste mögliche Zeitintervall zwischen zwei Impulsen und damit auch die kleinste, meßbare Transferzeit durch das Prüfmedium ist durch die Refraktärzeit bestimmt.

Die Impuls-Wiederholfrequenz wird in einem Frequenz-Spannungs-Wandler in eine analoge Spannung gewandelt. Anschließend wird diese an die Parallelport-Meßkarte weitergeleitet und dort in eine digitale Größe gewandelt. Die Meßgröße Transferzeit wird im Computer softwareseitig aus dem Meßwert Frequenz berechnet.

Genauigkeit der Ultraschallmessung

Für kleine Transferzeiten werden die entsprechenden Impuls-Wiederholfrequenzen sehr groß. Der Frequenz-Spannungs-Wandler besitzt allerdings nur einen begrenzten Meßbereich. Aus diesem Grund wird ein Frequenzteiler vor dem Frequenz-Spannungs-Wandler eingesetzt. Die Einstellungen für die Wandlung der Frequenz in eine analoge Spannung und die Aufbereitung des Meßsignals für den AD-Wandler können somit für einen begrenzten Frequenzbereich optimiert werden. Zwischen den Bereichen wird mit Schaltern im Ultraschallgerät gewechselt. Es besteht die Möglichkeit, die Frequenz zu halbieren, zu vierteln oder auch unverändert durch das Bauelement passieren zu lassen, je nachdem, ob kleine, mittlere oder große Transferzeiten erwartet werden. Im dem eingestellten Bereich sind dann sowohl die Empfindlichkeit als auch die Genauigkeit der Zeitmessung optimiert.

Die Genauigkeit ist in der Mitte der Meßbereiche besonders hoch, während sie zu den Grenzen des Meßbereichs reduziert ist. Zwei verschiedene Phänomene sind an den Bereichsgrenzen wirksam. Zu kleinen Transferzeiten, das heißt hohen Frequenzen, ist die Empfindlichkeit für Transferzeitschwankungen hoch. Bereits minimale Änderungen der Umlaufzeit des „Sing-Around“-Kreises ergeben große Änderungen der Meßgröße. Des weiteren haben in diesem Bereich geringfügige Nichtlinearitäten der Kennlinie des Frequenz-Spannungs-Wandlers einen stark parasitären Einfluß. Bei langen Transferzeiten bzw. kleinen Frequenzen ist der Spannungshub pro Zeiteinheit gering. In diesem Gebiet des Meßbereichs können kleine Schwankungen der Betriebsspannung, Rauschen und Quantisierungsfehler das Meßergebnis erheblich beeinflussen.

In Tabelle 4-1 ist eine Aufstellung der Meßbereiche mit den zugehörigen Schallaufzeiten, Impuls-Wiederholfrequenzen für einen garantierten prozentualen Fehler kleiner 0,5% gezeigt. In

¹ Zeitspanne eingeschränkter oder fehlender Erregbarkeit

der vierten Spalte sind die Bereiche der Meßlänge aufgetragen, die sich bei einem Material von ca. 1500 m/s ergeben.

Meßbereich	Transferzeit in μs		Frequenz in kHz		Meßlängen in mm (1500 m/s)	
	von	bis	von	bis	von	bis
1	3	40	25	333	4,5	37,5
2	7	60	16,7	143	10,5	90
3	10	80	12,5	100	15	120

Tabelle 4-1: Meßbereiche mit Fehler < 0,5%

Es ist bei dem „Sing-Around“-Verfahren üblich, in Durchschallungstechnik zu arbeiten. Aufgrund dessen ist die Anordnung koaxial gegenüberliegender Ultraschallwandler gewählt worden, von denen einer als Sender und einer als Empfänger arbeitet. Eine Arbeitsweise des gleichen Verfahrens in Reflexionstechnik mit nur einem Ultraschallwandler, der sowohl als Sender als auch als Empfänger arbeitet ist ebenfalls prinzipiell möglich. In dem Fall würde durch einen Reflektor am Probenende ein reflektiertes Signal zum Sender zurücklaufen und dort wieder einen Impuls auslösen. Jedoch können dabei auch Reflexionen, die an Streuzentren innerhalb der Probe entstehen, die Erzeugung eines neuen Impulses auslösen, wodurch falsche Meßwerte geliefert werden können. Die Zuverlässigkeit des Systems ist nur in Durchschallungstechnik gewährleistet.

Schaltplan

Im folgenden wird der Schaltplan des Ultraschallgerätes erläutert (Siehe Anhang G).

Die Impulsverstärkung erfolgt durch Spannungsinduktion in der Spule L1. Der Feldeffekttransistor T1 schaltet für 200 ns den durch die Spule fließenden Gleichstrom ab. Die Spannungsinduktion in der Spule ist bei Abschalten eines Gleichstroms größer als bei einem Einschaltimpuls, weshalb der Abschaltimpuls für die Spannungsinduktion gewählt wurde. Die Amplitude des Spannungsimpulses wird durch die Zehnerdiode D2 und die Spannungsversorgung auf 105 V begrenzt. Der kurze Abschaltimpuls von 200 ns wird durch logische Verknüpfung des Zündsignals von Pin 5 des IC2B mit der Aufladezeit der Kondensatoren C1 und C7 im IC1B erreicht. Die Erzeugung des Abschaltimpulses zählt zu der Impulsverstärkungsbaugruppe, da hierdurch die hohe Induktionsspannung in der Spule erreicht wird. Die Spule L1 bildet mit dem Widerstand R9, dem Transistor T1 und der Impedanz des Ultraschallwandlers einen Schwingkreis. Auf der Empfängerseite wird das Meßsignal in drei nacheinander geschalteten Transistorstufen mit dem Faktor 30 verstärkt. Der Schmitt-Trigger IC1C arbeitet als Schwellwertdetektor und leitet über den Impulsgenerator IC1B einen neuen Zündvorgang ein. Das Monoflop IC1A bewirkt, daß sich die Schaltung für 4 μs refraktär verhält. In dieser Zeitspanne ist der Clr-Eingang des IC2B gesetzt. Es können keine neuen Zündungen ausgelöst werden. Der Timer IC3B gibt eine minimale Zündfrequenz von 1 Hz durch negative Flanken im Sekundentakt vor. Die Impuls-Wiederholfrequenz liegt an Pin 4 von IC2A an. In IC6A und IC6B wird dieses Signal je einmal geteilt. Je nach Stellung der Schalter SWA und SWB erhält IC5 die Impuls-Wiederholfrequenz im Verhältnis 1:1, 2:1 oder 4:1. In IC5 wird sie anschließend in eine analoge Spannung gewandelt. Die weitere Schaltung dient der Verstärkung und der Offsetjustierung des Meßwertes.

Insgesamt kann das Ultraschallgerät Transferzeiten von 3 μs bis 100 μs mit einem relativen Fehler unter 1% messen. Die Temperaturdrift der Schaltung ist von der Temperaturdrift des Frequenz-Spannungs-Wandler (25 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$) und den thermischen Eigenschaften der Referenzspannungsquellen (35 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$) abhängig. Durch entgegengesetzte Schaltung der temperaturabhängigen Spannungen wird der Temperaturkoeffizient des Meßwertes auf ca. 15 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ redu-

ziert. Die Temperaturdrift des digitalisierten Signals wird daher kleiner als $0,4 \text{ Digit}/^\circ\text{C}$ gehalten.

Die Schaltung ist mit einer Versorgungsspannung von 5 V bis 18 V Gleichspannung zu betreiben. Die Versorgung kann durch eine Batterie oder ein Netzteil erfolgen. Intern ist die Versorgungsspannung auf 5 V geregelt. Die Schaltung des Ultraschallgerätes hat einen mittleren Stromverbrauch von 160 mA.

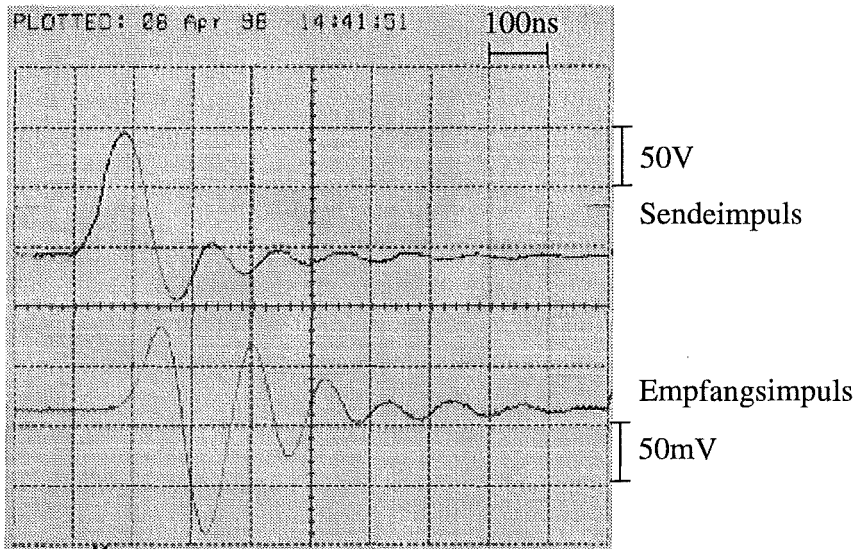


Abbildung 4-5: Plot des gesendeten und des empfangenen Signals

In Abbildung 4-5 ist ein Plot der Signale an den beiden Ultraschallwandlern gezeigt. Die obere Kurve zeigt den zeitlichen Verlauf der Spannung am Sendeschallkopf, während die untere Kurve das Spannungssignal am Empfangschallkopf wiedergibt. Die Grundfrequenz der Signale beträgt 5,4 MHz mit einer Periodendauer von 185 ns. Das Sendesignal besitzt eine Impulsbreite von ca. 380 ns (10%-Breite). Die Breite des Empfangssignals ist von der Dispersion im Prüfmedium und den Wandlern abhängig. Die Schaltung verzögert die Signalumlaufzeit um ca. 90 ns. Die Vorlaufzeit der Prüfköpfe verlängert die „Sing-Around“-Zeit der Schaltung um weitere 600 ns.

Parallelport-Meßkarte

In Abbildung 4-6 ist das Prinzipschaltbild der Meßkarte für den Parallelport eines PCs gezeigt. Die Schaltung kann auch als universelle Meßkarte eingesetzt werden. Aus diesem Grund sind die Eingänge allgemein mit Meßgröße 1 und Meßgröße 2 gekennzeichnet. Erst anschließend ist die konkrete Anwendung der Karte beschrieben. Der Schaltplan ist in Anhang G in Abbildung G-1 gezeigt.

Bei der Meßgröße 1 erfolgt die Meßwertaufnahme in Brückenschaltung, womit eine hohe Genauigkeit bei der Messung von veränderlichen Widerständen erreicht wird. Das Differenzsignal wird mit einem Faktor von 200 verstärkt, bevor es in einem 16 Bit AD-Wandler in ein digitales Signal gewandelt wird. Der Eingang von Meßgröße 2 erfordert eine analoge Spannung zwischen 0 und 2,5 V und wird nach einer Tiefpaßfilterung in ein Digitalsignal gewandelt. Der Tiefpaß hat eine Grenzfrequenz von 15 Hz und dämpft dadurch höherfrequente Spannungsschwankungen. Der Tiefpaß glättet das Meßsignal und läßt Anstiegszeiten von 20 ms zu. Die Anstiegszeit ist die Zeitspanne, in der das Signal 90% seiner Endamplitude erreicht hat.

Beide Meßgrößen liegen gleichzeitig in digitaler Form vor. Ein PC gibt über die parallele Schnittstelle ein Signal, um den Auslesevorgang der beiden 16 Bit - Werte auszulösen. Die Bits der digitalen Meßwerte werden seriell an den Computer übermittelt. Dabei steht für jeden Wandler eine Datenleitung zur Verfügung, wobei gleichwertige Bits gleichzeitig übertragen

werden. Im Rechner erfolgt dann die Rekonstruktion der 16 Bit - Werte. Die digitale Steuerinformation der Tasterstellung wird ohne Vorverarbeitung über eine Datenleitung an den Computer weitergeleitet.

Die Rate, mit der jeweils ein Datensatz, bestehend aus zwei AD-Wandlerwerten und der digitalen Steuerinformation, ausgelesen werden können, richtet sich nach der Frequenz, in der der PC den Auslesetaktimpuls senden kann. Die maximale Ausleserate beträgt 151 Datensätze (je 16 Bit) pro Sekunde. Die Samplingrate der Wandler ist von der Frequenz des inneren Taktgebers abhängig. Diese ist so eingestellt, daß die Meßwerte mit einer Frequenz von ca. 300 kHz abgetastet werden.

Die Spannungsversorgung der Meßkarte kann durch eine Batterie oder mit einem Netzteil erfolgen. Die Versorgungsspannung sollte zwischen 5 V und 18 V Gleichspannung liegen. Die interne Betriebsspannung liegt bei 5 V und wird von einem Spannungsregler bereitgestellt. Die Schaltung hat einen Stromverbrauch von 80 mA. Die Temperaturdrift der Wandlung wird durch eine temperaturkompensierte Referenzspannungsquelle minimal gehalten. Sie liegt bei $14 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$. Dies entspricht $0,36 \text{ Digit}/^\circ\text{C}$ Temperaturdrift des digitalisierten Signals.

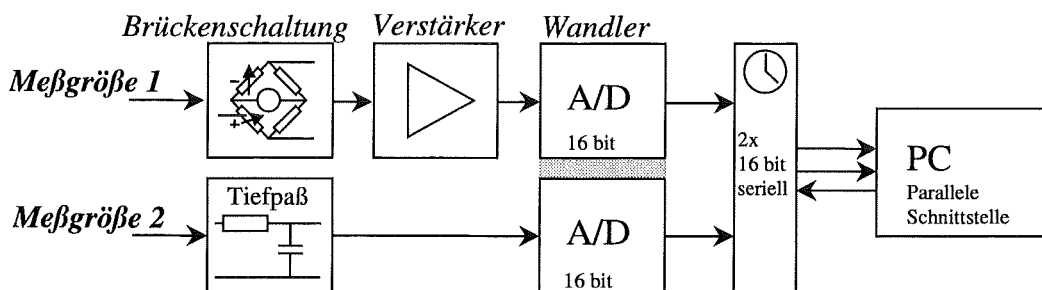


Abbildung 4-6: Prinzipschaltbild der Parallelport-Meßkarte

Als Meßgröße 1 ist für den Meßaufbau die Kraft vorgesehen. Die vorhandenen Kraftmeßdosen sind für die Auswertung in Brückenschaltung ausgelegt.

Die Meßgröße 2 entspricht der in eine analoge Spannung gewandelte Impuls-Wiederholfrequenz aus dem Ultraschallgerät. Dieses Meßsignal ist mit Spannungsspitzen überlagert, die durch Spannungsinduktion der Ultraschall - Impulserzeugung auf sämtlichen Leitungen der Schaltung entstehen. Die Frequenz dieser Störung liegt oberhalb 1 MHz. Diese Frequenzen werden im vorgeschalteten Tiefpaß mit ca. 100 dB gedämpft. Zusätzlich ist der Meßspannung eine niederfrequente 100 Hz - Schwingung überlagert, die bei der Spannungsregelung und Gleichrichtung aus der 50 Hz - Netzversorgung entsteht. Die Dämpfung des Tiefpasses für diese Schwingungen beträgt etwa 17 dB.

Software

Der transportable Meßaufbau setzt sich aus einer digitalen Schieblehre, einer Kraftmeßdose und dem eigens dafür konstruierten Ultraschallgerät zusammen. Die Meßwerte der Kraftmeßdose und des Ultraschallgerätes werden in der Parallelport-Meßkarte digitalisiert und dem Rechner zur Verfügung gestellt. Die Daten der Schieblehre werden über die serielle Rechnerschnittstelle eingelesen. Es geschieht keine Steuerung einer Führungsgröße, da die Stauchung der Probe mit der Hand erfolgt. Die Meßwerte müssen aufbereitet und gespeichert werden. Die Betätigung eines Tasters an dem Meßgerät wird für die Steuerung der Datenspeicherung ausgewertet.

Das Programm erzeugt akustische Rückmeldungen, die auf unterschiedliche Zustände verweisen. Dadurch kann bei der Messung auf die Betrachtung des Bildschirms verzichtet werden. Dies erleichtert den mobilen Einsatz, indem das Notebook und die Elektronik in einer Tasche auf dem Rücken getragen werden können, während das Meßgerät mit der einen Hand betätigt und das Prüfstück in der anderen Hand gehalten wird. Entsteht eine schalleitende Verbindung

zwischen Sende- und Empfangsschallkopf, wird dies durch einen Ton quittiert. Die Zahlenwerte der Schallgeschwindigkeit werden in Klartext an die akustische Ausgabe des Notebooks geleitet. Durch diese Plausibilitätsprüfung kann die Entstehung von Meßfehlern durch stark abweichende Schallgeschwindigkeitswerte verhindert werden. Auch bei der Trennung der Ultraschallverbindung wird ein entsprechender Signalton erzeugt. Weiterhin sind der Beginn und das Ende einer Aufzeichnung mit akustischer Rückmeldung versehen. Die laufende Nummer der Aufzeichnung, die auch im Dateinamen gespeichert wird, wird in Klartext angesagt. Unter Berücksichtigung dieser Zahl können Informationen über die Probenart, spezielle Prüfbedingungen und Besonderheiten auf ein Band gesprochen und später den Meßreihen zugeordnet werden.

Die Meßgrößen liegen gleichzeitig an der seriellen und der parallelen Schnittstelle des Rechners an und werden zyklisch nacheinander ausgelesen. Auf dem Bildschirm werden die Meßgrößen numerisch und graphisch angezeigt.

Da die Führungsgröße manuell vorgegeben wird, beschränkt sich das Programm auf die Auswertung und Aufzeichnung der Meßwerte.

Die beiden über die Parallelport-Meßkarte eintreffenden Meßwerte werden in physikalische Größen transferiert. Die aus der Kraftmeßdose stammende Größe wird offsetbereinigt und skaliert. Der Digitalwert aus der Ultraschallmessung in „Sing-Around“-Technik wird gemäß

$$t = \frac{F}{O - MW} - PV \quad (4 - 1)$$

in eine Schalltransferzeit umgerechnet (t: Schalltransferzeit, F: Kalibrierungsfaktor, O: Meßoffset, MW: digitaler Meßwert, PV: Prüfkopfvorlaufzeit).

Die Meßlänge wird einer von der Druckkraft abhängigen Korrektur unterzogen, da sich der Meßaufbau bei Kraftereinwirkung elastisch verformt und die Meßlänge daher durch den Wert der Schieblehre nicht genau erfaßt wird.

Die Größen Schallgeschwindigkeit, mechanische Spannung, Dehnung und Sekanten-E-Modul werden aus den aktuellen Meßwerten berechnet und angezeigt.

Die Aufzeichnung der Größen in eine Datei kann durch Betätigung des Tasters, der sich am Meßinstrument befindet, erfolgen.

Das Programm wurde in C++ mit Hilfe von Borland C++ 4.5 unter Verwendung der ObjectWindows-Bibliotheken von Borland entwickelt. Es ist auf einem 386er, 486er oder Pentium-PC unter Windows NT oder Windows 3.51 lauffähig.

Durchführung

Bei den Messungen mit dem mobilen Aufbau muß die Führungsgröße Dehnung mit der Hand vorgegeben werden. Die Spannbacken werden an ein Probenstück angelegt, wobei darauf geachtet wird, daß das Material innerhalb der Meßstrecke möglichst homogen und isotrop ist und die Auflageflächen der Wandler parallel zur Probenoberfläche sind. Sobald ein schalleitender Kontakt der Schallwandler zum Medium besteht, wird dies dem Prüfer akustisch signalisiert. Durch Druck des Tasters wird die Meßlänge im unverformten Zustand definiert. Gleichzeitig wird die Aufzeichnung der Meßwerte begonnen.

Die Meßschenkel der Schieblehre werden mit möglichst geringer und konstanter Stauchgeschwindigkeit zusammengedrückt. Der Versuch endet mit dem Auseinanderziehen der Spannbacken und erneutem Druck des Tasters, wodurch die Aufzeichnung beendet wird. Die laufende Nummer des Versuchs wird dem Prüfer akustisch mitgeteilt, die er bei der Aufnahme der speziellen Prüfbedingungen auf ein Tonband referenzieren kann.

Da die Dichtewerte von biologischem Gewebe keine wesentlichen Unterschiede zeigen und die Mobilität der Prüfeinrichtung durch zusätzliche Arbeitsschritte eingeschränkt ist, wird bei den Messungen mit der Schieblehre die Dichte nicht ermittelt.

Meßgenauigkeit der mobilen Prüfeinrichtung

Die Kraft wird bei dem transportablen Meßaufbau auf ähnliche Weise gemessen, wie bei dem stationären Aufbau. Die Standardabweichung durch Rauschen beträgt ebenfalls 0,01 N. Die mechanische Spannung kann durch die an der Druckfläche vorherrschende unbekanntes Spannungsanisotropie nur als Kraft pro Druckquerschnittsfläche geschätzt werden. Der Sekanten-E-Modul ist auf ± 3 kPa genau meßbar.

Die kleinste meßbare Meßlängenänderung ist durch die Auflösung der digitalen Schieblehre begrenzt. Die Meßlänge kann auf $\pm 0,005$ mm genau bestimmt werden. Die nach DIN geforderte maximale Meßunsicherheit von 1% ist ab einer Meßlänge von 0,6 mm unterschritten. Mit dem hier konstruierten Ultraschallgerät liegt der Meßfehler der Schalltransferzeit bei optimaler Bereichsauswahl unterhalb 0,5% des Meßwertes.

Der Fehler der Schallgeschwindigkeitsmessung liegt daher für Probenstücke mit mittleren Abmessungen (15-60 mm) unter 0,5%. Für Schallgeschwindigkeiten um 1500 m/s bedeutet dies eine Unsicherheit von $\pm 7,5$ m/s.

Die Schallwandler besitzen eine Nahfeldlänge von 50 mm.

4.2 Prüfung und Auswertung

4.2.1 Zugversuche ohne Ultraschallmessung

Das zu einem Streifen zurechtgeschnittene Probengewebe wird entlang seiner längsten Hauptachse in eine spezielle Haltevorrichtung der Zugprüfmaschine eingespannt. Der Meßquerschnitt wird im unverformten Zustand gemessen. Anschließend wird die Probe mit statischen und dynamischen Einstellungen beansprucht, welche mit wenigen Ausnahmen für alle Proben gleich blieben. Am Ende jeder Meßreihe steht die Zerreißprobe.

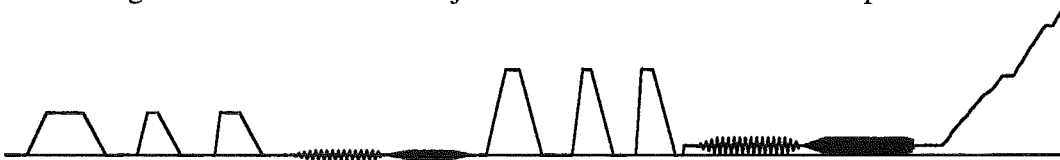


Abbildung 4-7: Belastungsverlauf der Zugversuche

Die Meßgröße ist von der Vorgeschichte der Probe, insbesondere aber von Vorverformungen abhängig. Daher wird mit jeweils kleinen Amplituden, Prüfgeschwindigkeiten und Frequenzen begonnen. Als Führungsgröße werden Rampen unterschiedlicher Amplitude und Steigung sowie sinusförmige Belastungen verschiedener Frequenz und Amplitude appliziert. In Abbildung 4-7 ist der zeitliche Verlauf beispielhaft gezeigt. In Tabelle 4-2 sind Amplituden und Dynamik eingetragen.

Tabelle 4-2: Amplituden und Dynamik für Zugversuche

Form	Rampe			Sinus		Rampe			Sinus	
Amplitude	5	5	5	0,5	0,5	10	10	10	1	1
Dynamik	180	300	600	0,02	0,04	180	300	600	0,02	0,04

(Angaben der Amplitude in mm, Dynamik bei Rampenfunktion in mm/min, bei Sinusfunktion in Hz)

Auswertung

Aus den Spannungs-Dehnungs-Diagrammen werden die Tangentensteigungen der Materialantwort bei den jeweiligen Belastungsformen extrahiert und miteinander verglichen. Die Ergebnisse sind in Abschnitt 4.3.1 aufgeführt.

4.2.2 Versuche mit Ultraschallmessung

Die Schallgeschwindigkeit und die mechanischen Eigenschaften eines biologischen Materials werden gleichzeitig gemessen. Abbildung 4-8 zeigt das Meßprinzip. Die Meßgrößen Zug- oder Druckkraft und Schalltransferzeit werden zu konstanten Zeitintervallen gemessen, digitalisiert und aufgezeichnet.

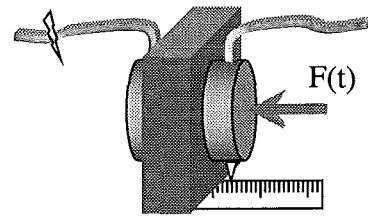


Abbildung 4-8: Meßprinzip

Es werden quasistatische einaxiale Zug- und Druckbelastungsversuche gefahren. Die Probe wird dabei an einer Querschnittsverformung nicht gehindert. Die Belastungen werden

deformationsgeführt gefahren. Durch eine langsame Änderung der Belastung werden die Einflüsse der viskosen Materialeigenschaften reduziert, wodurch die Annahme einer quasistatischen Führungsgröße gerechtfertigt ist.

Es wird durch die Wahl planparalleler Belastungsflächen jeweils darauf geachtet, daß die Verteilung der mechanischen Spannung über den Querschnitt annähernd konstant ist. Durch Sichtprüfung der Proben werden Inhomogenitäten und Wechsel im Isotropiecharakter innerhalb der Meßstrecke nach Möglichkeit vermieden. Es werden möglichst nur zur Oberfläche der Schallwandler parallele Auflageflächen an der Probe ausgesucht.

Die mechanische Druckspannung ist auf den kreisförmigen Spannbacken nicht gleichverteilt. Sie wird aber für diese Betrachtungen als über die Prüfquerschnittsfläche konstant angenommen.

Ultraschallmessung

Alle Ultraschallmessungen werden mit Hilfe von Ultraschallimpulsen in Durchschallungstechnik mit koaxial liegenden Schallwandlern ausgeführt. Die Amplitude des empfangenen Ultraschallstrahls ist bei der Messung der Schalltransferzeit nicht von Bedeutung. Die Schallgeschwindigkeit wird aus der Schallimpulslaufzeit zwischen den Ultraschallprüfköpfen und deren Abstand zueinander bestimmt. Es gibt keinen Bereich, in dem die Impulslaufzeit durch Nahfeld- oder Aufsteilungsphänomene beeinträchtigt wird.

An verschiedenen Prüfstücken werden Dämpfungsmessungen durchgeführt. Das Amplitudenverhältnis von zwei nacheinander am Empfänger eintreffenden Echos wird auf die Prüflänge bezogen und in dB/cm angegeben. Bei der Messung der Dämpfung spielt die Problematik der Signalverzerrung durch Amplitudenverformung des Schallimpulses im Nahfeldbereich der Schallwandler eine große Rolle. Die Strecke, die das Schallsignal durchquert, sollte groß sein. Die Strahlintensität muß jedoch ausreichen, damit ein zweites Echo empfangen werden kann.

Messungen in vitro

Die Meßtemperatur wird mit einem Digital-Präzisions-Thermometer mit Meßfühler (GTH 175/MO) der Firma Greisinger Electronic gemessen.

Die Probenstücke wurden vor der Prüfung in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt, wodurch sie vor dem Austrocknen geschützt sind. Die Dichte wurde nach dem archimedischen Prinzip bestimmt. Der schalleitende Kontakt zwischen Prüfmedium und Schallübertragermembran wurde durch die Verwendung von Ultraschallkontaktgel verbessert.

Mobile Prüfeinrichtung

Bei den Versuchen mit der mobilen Prüfeinrichtung beschränkt sich diese Arbeit auf Druckversuche. Für Zugversuche muß die sichere Einspannung der Proben gewährleistet sein. Dies kann besonders bei lebendem Gewebe nicht ohne Beschädigung erfolgen. Daher wurde auf eine Anordnung zur Applikation von Zugbelastung verzichtet.

Da die Organe, die mit dem mobilen Meßinstrument geprüft wurden, entweder sofort nach der Entnahme aus dem Tier oder im Körper in situ gemessen wurden, entfällt eine Aufbewahrung in physiologischer Kochsalzlösung. Ebenfalls wurde auf eine Verbesserung des schalleitenden

Kontakts durch Ultraschallgel verzichtet, da eine Befeuchtung der Organoberfläche mit Wasser ausreichte.

Auswertung

Für jeden Versuch werden die Meßwerte Schalllaufzeit, Meßlänge und Kraft in die Größen Schallgeschwindigkeit, Stauchung und Spannung umgerechnet und in ein Spannungs-Stauchungs-Diagramm eingetragen. In Abbildung 4-9 ist ein Kurvenverlauf, der sich bei den Messungen an biologischem Gewebe ergibt, beispielhaft dargestellt.

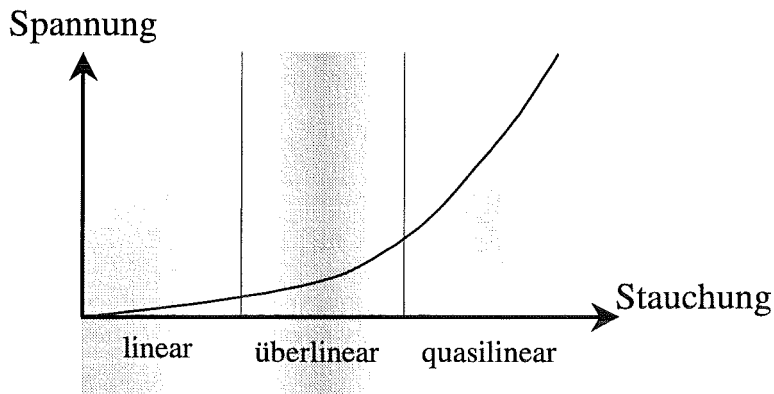


Abbildung 4-9: Allgemeiner Kurvenverlauf

Allen aufgenommenen Spannungs-Stauchungs-Kurven ist ein linearer Bereich gemeinsam, der sich jeweils vom Nullpunkt bis zu einer Stauchung von ca. 15% erstreckt. Bei Belastungen über 15% Stauchung verzeichnen alle Kurven einen nichtlinearen Anstieg, der bis zu einer Stauchung von 60% mit einer kubischen Funktion angenähert werden konnte. Die Ergebnisse der Analysen folgen in den Abschnitten 4.3.2 und 4.3.3.

4.2.3 Parametrisierung

Für die Quantifizierung des theoretischen Modells werden die Spannungs-Stauchungs-Kurven aus den Druckversuchen parametrisiert. Durch Parametrisierung findet eine Informationsreduktion auf wenige Kenngrößen statt. Je nach Analyseart sind die Kennwerte unterschiedlich. Folgende Verfahren wurden angewandt (siehe auch Anhang C):

- Polynomiale Regressionsanalyse 3. Ordnung nach der Methode kleinster Fehlerquadrate
- Anpassung eines einparametrischen Polynoms 3. Ordnung unter Minimierung der Fehlerquadrate im linearen Kurvenbereich
- Lineare Regressionsanalyse: Bestimmung der Steigung der Spannungs-Stauchungs-Kurve im Nullpunkt mit der Methode der kleinsten Fehlerquadrate

Das allgemeine Polynom dritten Grades mit vier unabhängigen Koeffizienten lautet

$$\sigma = a_0 + a_1 \varepsilon + a_2 \varepsilon^2 + a_3 \varepsilon^3 \quad (4 - 2)$$

(a_i ($i=0..3$): Parameter des allgemeinen Polynoms, ε : Stauchung).

Der Nullachsabschnitt a_0 verschwindet, wenn bei den Meßreihen kein Kraftoffset durch Neigung der Meßanordnung entsteht. Dieser Betrag wird bei den Auswertungen nicht berücksichtigt.

Das Polynom des einparametrischen Näherungsverfahrens ist in Gleichung (4 - 3) gezeigt. Aus einer Scharkurve wird diejenige ausgewählt, die mit den Meßwerten zwischen 0% und 60%

Stauchung minimale Fehlerquadrate bildet. Zur Unterscheidung des Scharparameters von dem Koeffizienten a_1 der polynomialen Regression wird dieser mit p bezeichnet. Im Gegensatz zur allgemeinen Regressionsanalyse liefert dieses Verfahren nur eine Kenngröße. Voraussetzung dafür ist, daß die Meßkurven ähnliche Formen aufweisen. Die Kurvenformkoeffizienten P_1 und P_2 , die der Kurvenschar ihre Gestalt verleihen, werden durch Optimierung der Anpassung aus dem Vergleich verschiedener Meßreihen bestimmt.

$$\sigma = a_0 + p \cdot (\varepsilon + P_1 \cdot \varepsilon^2 + P_2 \cdot \varepsilon^3) \quad (4 - 3)$$

(p : Parameter der Scharcurve)

Durch Koeffizientenvergleich mit Gleichung (4 - 2) gilt $p = a_1$, $P_1 = \frac{a_2}{a_1}$ und $P_2 = \frac{a_3}{a_1}$.

Dieses Kurvenapproximationsverfahren mit den zwei formgebenden Koeffizienten P_1 und P_2 wurde gewählt, da in den Experimenten festgestellt wurde, daß die Kurvenformen für eine Organart ähnliche Koeffizientenverhältnisse a_2/a_1 und a_3/a_1 eines allgemeinen Regressionspolynoms aufweisen. Die Meßkurven unterscheiden sich für eine Organsorte nur in dem Scharparameter p .

Alle Parameter wurden mit dem Gaußschen Ausgleichsverfahren der minimalen Fehlerquadrate bestimmt. Bei der einparametrischen Kurvenanpassung erfolgte zusätzlich eine erhöhte Gewichtung der Fehlerquadrate im linearen Kurvenbereich.

Die lineare Regressionsanalyse der Spannungs-Stauchungs-Kurven führt zur Näherung einer Geraden an die Meßwerte im Nullpunkt. Der E-Modul ist als der Tangentenmodul im Ursprung des Spannungs-Stauchungs-Diagramms definiert und entspricht daher der Geradensteigung. Da die meisten Meßreihen einen annähernd linearen Bereich zwischen 0% und 15% Stauchung aufwiesen, wurde eine Optimierung der Kurvenanpassung in diesem Bereich nach der Methode der kleinsten Fehlerquadrate vorgenommen. Die Tangentengleichung lautet

$$\sigma = a_0 + E \cdot \varepsilon \quad (4 - 4)$$

(E : E-Modul)

Angaben des E-Moduls implizieren in dieser Arbeit, daß der Wert durch die lineare Regressionsanalyse bestimmt wurde. Dies bedeutet, in Analogie zu Gleichung (4 - 2), $E = a_1$ und $a_2, a_3 = 0$.

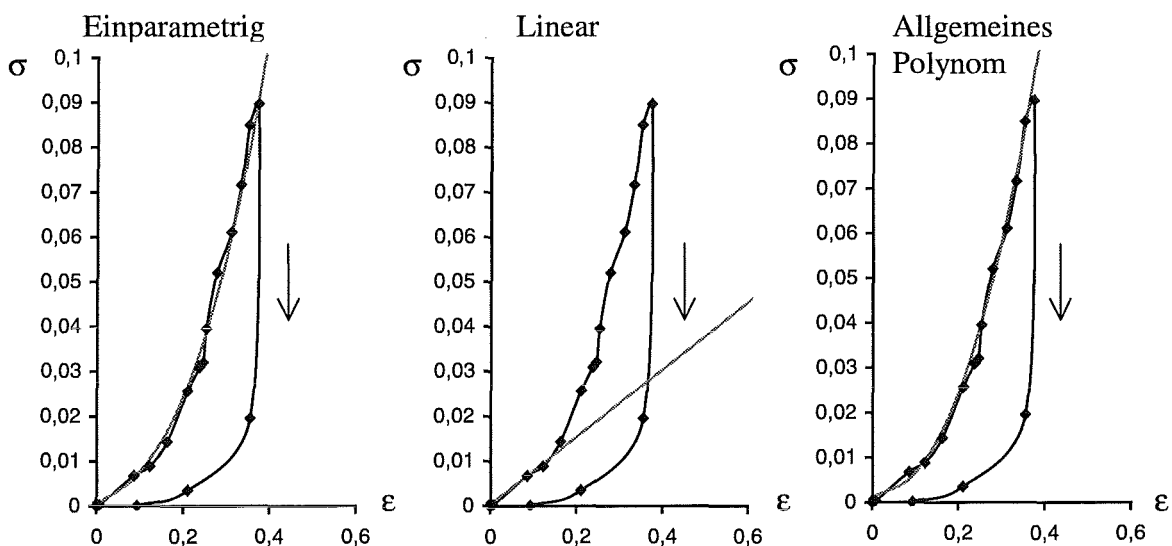


Abbildung 4-10: Vergleich der Parametrisierungsverfahren

Tabelle 4-3: Parametrisierungskoeffizienten

Koeffizient	einparametrig	linear	polynomial
a_0	0,00409	0,00409	0,00485
a_1	0,04298	0,05508	0,00175
a_2	0,21489	0	0,46234
a_3	0,85956	0	0,56881
Ergebnis:	0,05655 MPa	0,05508 MPa	

In Abbildung 4-10 sind die Ergebnisse der Näherungsmethoden einparametrische Anpassung, lineare Regression und polynomiale Regression im Kurvenbereich bis 60% Stauchung exemplarisch graphisch dargestellt. Die Pfeile deuten auf die Richtung der Belastungsänderung. In Tabelle 4-3 sind die Koeffizienten der unterschiedlichen Parametrisierungsverfahren eingetragen. In der letzten Zeile sind die Angaben der daraus hervorgehenden E-Moduln gegeben. Der Koeffizient a_1 des einparametrischen Ausgleichs ist mit einem Umrechnungsfaktor für Fettgewebe multipliziert worden. Die Faktoren sind in Tabelle 4-12 angegeben. Deutlich werden hier insbesondere die Unterschiede des Parameters a_1 , je nachdem welches Kurvenanpassungsverfahren verwandt wurde.

Die nachfolgend aufgeführten Verfahren zur Parametrisierung der Spannungs-Stauchungs-Diagramme wurden untersucht, jedoch aus den anschließend genannten Gründen nicht weiter verfolgt:

- Näherungsverfahren unter Adaption an die Steigung in den Stützstellen
- Näherungsverfahren durch direkte Stützstelleninterpolation
- Polynomermittlung durch Kurvendiskussion (Bildung der Ableitungen und daraus hervorgehende Konstruktion eines Polynoms)

Die Adaption eines Polynoms an die Steigungen in Stützstellen der Meßreihe erwies sich insofern als ungenau, als daß sich in vielen Fällen eine konstante Abweichung von der Meßkurvenform ergab, die nicht eliminiert werden konnte. Das Verfahren zur direkten Stützstelleninterpolation lieferte häufig Fehler und nicht an den Kurvenverlauf angepaßte Polygone, da dieses Verfahren die Fehlerquadrate nicht minimiert. Die Polynomermittlung durch Kurvendiskussion war, je nach Kriterienwahl, nicht eindeutig.

Genauigkeit

Der Fehler, der durch die Regression entsteht, berechnet sich aus der auf die Fläche unter der Meßkurve bezogenen Integraldifferenz zwischen der Meßkurve und dem Polynom. Der Polynomiale Ausgleich wich maximal mit einem Fehler von 4% von den Meßergebnissen ab. Die Geradenapproximation durch lineare Regression im Stauchungsbereich bis 15% wies Fehler bis zu 8% auf. Die Lösungen der Kurvennäherung durch das einparametrische Verfahren zeigte Abweichungsfehler bis 10%. In wenigen Fällen lag der relative Fehler zwischen 10% und 15%.

4.2.4 Korrelationsanalyse

Die aus den verschiedenen Kurvenparametrisierungsverfahren gewonnenen Kennwerte sind anschließend mit der im unbelasteten Zustand gemessenen Ultraschallgeschwindigkeit verglichen worden. Aus einer Korrelationsanalyse zwischen Kennwerten und Schallgeschwindigkeit wurde die Qualität und Art des Zusammenhanges ermittelt. Der Koeffizient r_{xy} einer li-

nearen Regression wird nach folgender Formel aus den Merkmalswerten x_i und y_i und deren Mittelwerten \bar{x} und \bar{y} berechnet.

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \cdot \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (4 - 5)$$

Der Korrelationskoeffizient ist von der Einheit der Merkmale unabhängig und kann alle Werte zwischen -1 und +1 annehmen. Bei einem direkten Zusammenhang ist $r = \pm 1$.

Bei der in dieser Arbeit eingesetzten Korrelationsanalyse wird jeweils ein maximaler Korrelationskoeffizient aus den Meßwerten der Schallgeschwindigkeit und eines Parameters aus der Kurvenanpassung für eine Probenart gebildet. Der maximale Korrelationskoeffizient wird durch die Technik der Subsetauswahl mit Rückwärtseliminierung berechnet, indem Merkmale, die den Koeffizienten verringern, aus der Stichprobe entfernt werden. Jedoch wird die Merkmalszahl nicht mehr als um ein Viertel reduziert. Durch diese Vorgehensweise werden potentielle Meßfehler aus der Auswertung eliminiert, der Charakter des Zusammenhangs aber nicht beeinflusst. Existiert ein Zusammenhang, wird dieser in der linearen Regressionsanalyse, die mit den resultierenden Merkmalen durchgeführt wird, deutlicher hervorgehoben.

Die Versuche wurden bei der Korrelationsanalyse nach der Belastungsart (Zug- oder Druckversuche), nach der Probenherkunft (Tier, Organ), nach der Belastungsgeschwindigkeit und der Prüfrichtung im Prüfkörper bei anisotropen Materialien eingeteilt.

Die Ermittlung einer Korrelationsvorschrift durch eine Aufteilung der Schallgeschwindigkeiten in die prozentualen Komponentenbeiträge nach Gleichung (2 - 36) ist aufgrund des Fehlens entsprechender Meßeinrichtungen für die chemische Zusammensetzung nicht möglich.

4.3 Ergebnisse

Es wurden Messungen an tierischen Geweben durchgeführt. Dabei wurden hauptsächlich innere Organe des Schweins untersucht, da diese in bezug auf Größe und Beschaffenheit denen des Menschen ähnlich sind. In den ersten Versuchen wurden allerdings auch Meßreihen an Geweben vom Rind aufgenommen. Die Ergebnisse werden in der folgenden Darstellung nach der Tierart getrennt.

4.3.1 Zugversuche ohne Ultraschallmessung

Das mechanische Verhalten von Gewebe aus Rinderorganen wurde mit einer Maschine zur technischen Materialprüfung untersucht. Dabei wurden von einem 18-24 Monate altem Rind 4 Bindegewebs-, 1 Herzmuskel-, 1 Leber- und 2 Muskelproben entnommen. Die letzteren zwei Muskelproben stammten aus dem Nierenzapfen des Tieres. Erforscht wurde das mechanische Verhalten der Prüfstücke bei Zugbelastung bei veränderter maximaler Dehnung, und unterschiedlicher Zuggeschwindigkeit sowie bei sinusförmiger Belastung mit variierter Frequenz und Amplitude. Die Temperatur der Gewebe betrug zum Meßzeitpunkt 23,4°C. Die Prüfung erfolgte 2-3 Stunden post mortem¹. Es waren keine vollständigen Muskeln vorhanden. Es erfolgte sowohl eine Messung quer als auch eine Messung in einem 45° Winkel zur Faserrichtung. Die Änderung des Probenquerschnitts während des Zugversuchs wurde bei der Berechnung der Zugspannung vernachlässigt.

E_0 , E_{lin} und E_{max} in Tabelle 4-4 sind Tangentenmoduln in MPa, die durch lineare Regression von Teilkurvenstücken bestimmt worden sind. E_0 ist die Steigung der Spannungs-Dehnungskurve im Ursprung. Der Wert für E_{lin} wurde aus dem längsten annähernd linearen Stück der

¹ nach dem Tode

Kurve entnommen. E_{\max} ist der größte positive bei dem Zerreivorgang beobachtete, nicht durch Störungen bedingte E-Modul. In Abbildung 4-11 ist das Prinzip der Ermittlung der Tangentenmoduln in einem allgemeinen Kurvenverlauf skizziert.

Tabelle 4-4: Tangentenmoduln der Zugversuche in MPa

Probe	E_0	E_{lin}	E_{\max}
Muskel quer	0,177	0,233	0,473
Muskel 45°	0,024	0,035	0,078
Sehne 1	0,223	17,950	20,023
Sehne 2	0,501	12,110	40,120
Herzmuskel	0,098	0,168	0,260
Leber	0,007	0,017	0,171
Bindegewebe	0,350	2,102	3,050
Gallenblase	0,060	0,129	0,640

Der E-Modul kann, bedingt durch geringe Empfindlichkeit der 2 kN Kraftmeßdose, nur mit einer Unsicherheit von 22 kPa angegeben werden.

In Tabelle 4-5 werden die Tangentenmoduln der verschiedenen Belastungsfunktionen an Muskeln miteinander verglichen. Die Meßreihen der anderen Gewebe lassen diese Vergleiche nicht zu, da die Kurvenbereiche durch remanente Verformungen oder Störsignale nicht im einzelnen auswertbar waren. Die Angaben R1 bis S2 beziehen sich auf die rampen- und sinusförmigen Belastungen in Tabelle 4-2. Die Moduln sind hier ausnahmsweise in kPa angegeben.

Tabelle 4-5: Tangentenmoduln E_{lin} der Zugversuche in MPa

Probe	kleine Amplitude					große Amplitude				
	R 1	R 2	R 3	S 1	S 2	R 1	R 2	R 3	S 1	S 2
Muskel quer	0,187	0,184	0,179	0,192	0,285	0,209	0,195	0,194	0,157	0,254
Muskel 45°	0,025	0,025	0,029	0,023	0,025	0,028	0,025	0,025	0,015	0,018
Herzmuskel	0,147	0,143	0,151	0,142	0,146	0,222	0,109	0,117	0,094	0,114

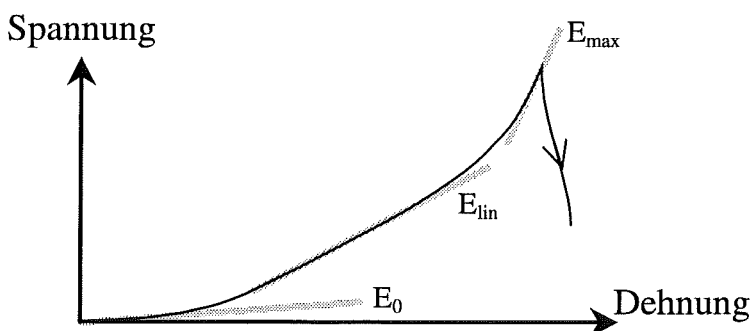


Abbildung 4-11: Allgemeiner Kurvenverlauf bei Zugversuchen

ber die Ergebnisse der Messungen mit der Zugprüfmaschine können folgende Aussagen getroffen werden:

- Es sind große Unterschiede in den elastischen Zugeigenschaften zwischen den einzelnen Gewebearten zu beobachten.
- Alle Proben weisen nichtlineares Materialverhalten auf.

- Die Belastungs-Entlastungs-Kurven zeigen Hystereseverhalten.
- Das Muskelgewebe erweist sich als stark anisotrop. Die mechanischen Eigenschaften variieren mit dem Verhältnis der Prüfrichtung zur Faserrichtung.
- Bei periodischer, sinusförmiger Belastung steigt der Tangenten-E-Modul mit der Belastungsfrequenz. Er sinkt mit der Belastungsamplitude.
- Ein Einfluß der Zuggeschwindigkeit auf die Meßergebnisse konnte nicht festgestellt werden.

In den Abbildungen 4-12 bis 4-15 sind verschiedene Meßkurven aus den Zugversuchen exemplarisch gezeigt.

In Abbildung 4-12 ist das resultierende Spannungs-Dehnungs-Diagramm nach verschiedenen Be- und Entlastungsvorgängen an einem Herzmuskel dargestellt. Abbildung 4-13 zeigt eine Hysteresekurve bei geringer Belastung und anschließender Entlastung an einem Skelettmuskel. Das Zug- und Zerreißverhalten einer Sehne ist in Abbildung 4-14 gezeigt. Abbildung 4-15 stellt das Spannungs-Dehnungsverhalten eines Leberstücks dar. Die Achsenabschnitte der Diagramme sind aufgrund der unterschiedlichen maximalen Spannungen und Dehnungen nicht einheitlich gewählt worden. Die Pfeile zeigen die Richtung der Belastungsänderung.

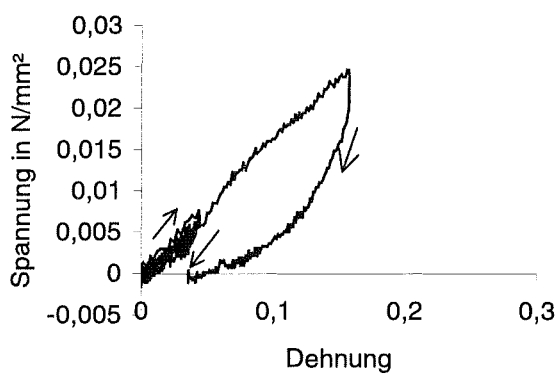


Abbildung 4-12: Zugversuch an Herzmuskel

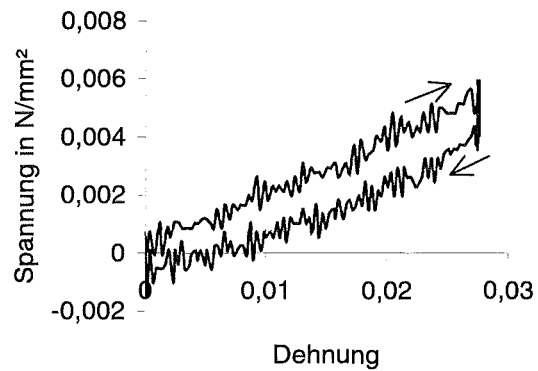


Abbildung 4-13: Skelettmuskel, kleine Zugbelastung

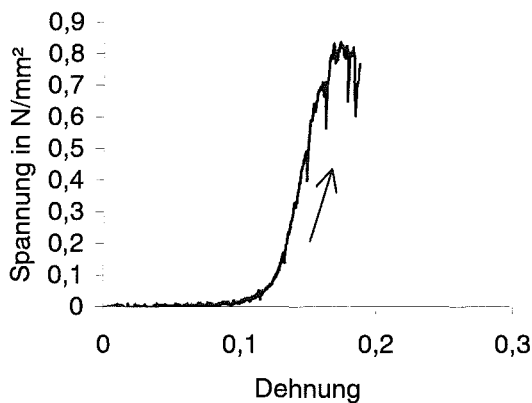


Abbildung 4-14: Zugversuch an Sehne

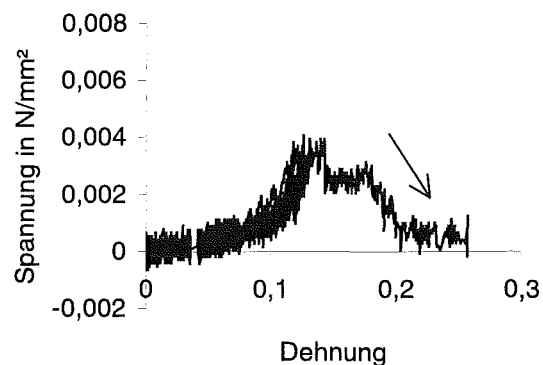


Abbildung 4-15: Zugversuch an Leber

4.3.2 Druck- und Zugversuche mit Ultraschallmessung

Druckversuche

Mit der stationären Meßeinrichtung (Abschnitt 4.1.3) erfolgte der einaxiale Druckversuch an Muskel-, Fett-, Bindegewebs-, Leber- und Nierenproben von Schweinen und Rindern. Die Umstände und der Zeitpunkt der Schlachtung der Tiere, sowie die Vorgeschichte der Gewebeproben waren nicht bekannt. Die Prüftemperatur lag für alle Proben bei 22-24°C.

Aus den Organteilen wurden quaderförmige Stücke geschnitten und entlang einer Hauptachse zwischen die zwei Ultraschallköpfe in die stationäre Prüfeinrichtung eingespannt. Die Schallgeschwindigkeit wurde jeweils zu Beginn der Messung bestimmt. Bei den Druckversuchen betragen die Stauchgeschwindigkeiten 3, 6, 12, 24 und 48 mm/min. In Abbildung 4-16 ist der Meßaufbau während der Durchführung eines Druckversuchs gezeigt. Auf der rechten Seite ist die Kraftmeßdose zu sehen. Die Ultraschallwandler liegen rechts und links an dem Prüfstück an. Mit zwei Halterungen wird das Muskelstück daran gehindert, nach unten zu rutschen.

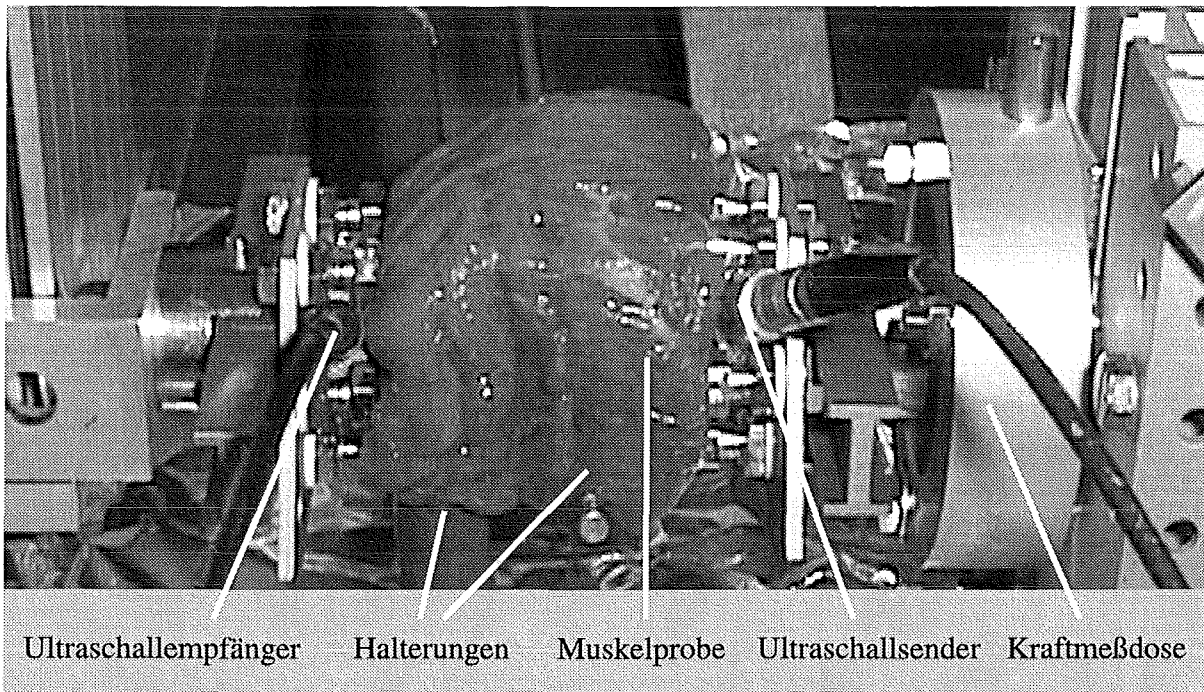


Abbildung 4-16: Druckversuch stationär

Zugversuche

An 30 Muskelproben von Rindern wurden Zugversuche durchgeführt. Diese Proben waren ausschließlich Teile von Muskeln. Dabei wurde das Prüfstück an jedem Ende mit jeweils zwei Stiften gehalten, die im Abstand von 20 mm zueinander und im Abstand von 5 mm zum jeweiligen Probenende durch das Material getrieben wurden.

Die Stifte hatten einen runden Querschnitt mit einem Durchmesser von 1,5 mm. Die Zuggeschwindigkeiten betragen 3, 6, 12, 24, 48 und 96 mm/min. Die aus den Zugversuchen bestimmten E-Moduln sind Zugmoduln und werden mit der Schallgeschwindigkeit verglichen, die vor der Einspannung in die Zugvorrichtung bestimmt wurde. Abbildung 4-17 zeigt die stationäre Prüfeinrichtung während eines Zugversuchs. Die Ultraschallwandler sind durch die Zughaltevorrichtungen ausgetauscht.

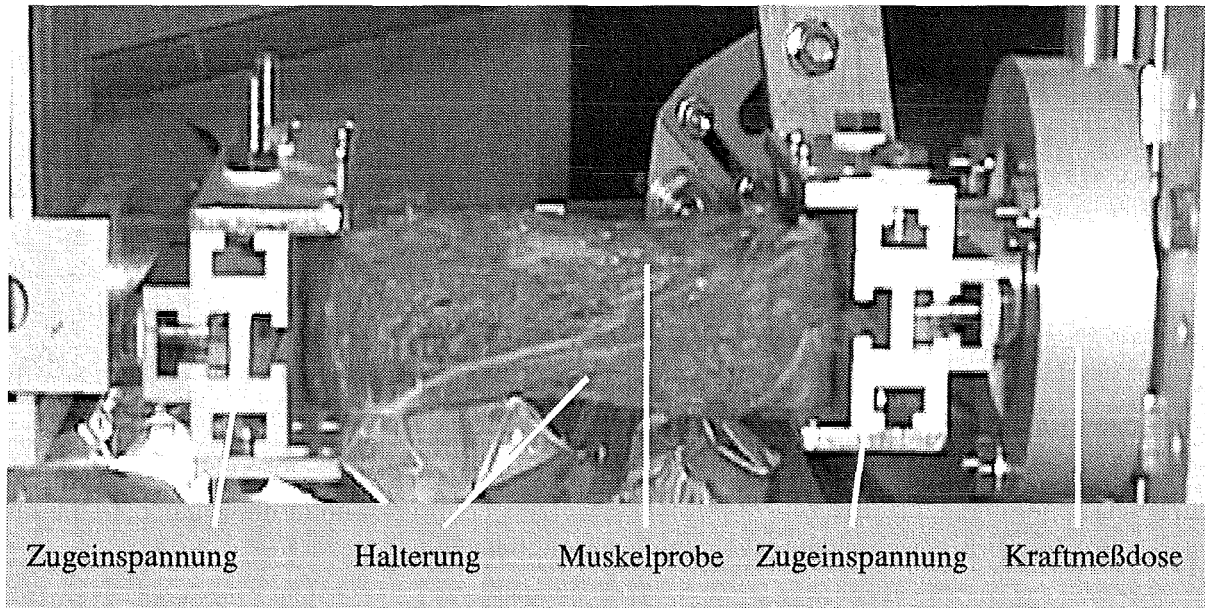


Abbildung 4-17: Zugversuch stationär

Der Fehler der Kurvenparametrisierung mit dem allgemeinen Polynom lag bei 4% im Stauchungsbereich zwischen 0% und 60%. Die lineare Kurvenregression zur Bestimmung des E-Moduls erfolgte zwischen Stauchungen von 0% und 20% mit einem Fehler von 10%. Die Anpassung der einparametrischen Kurve konnte mit einem Fehler von 15% im Stauchungsbereich von 0% bis 60% durchgeführt werden. Die Formkoeffizienten der einparametrischen Kurvenanpassung wurden für alle Meßreihen zu $P_1 = -3$ und $P_2 = 10$ bestimmt.

In Abbildung 4-23 und Abbildung 4-25 sind die berechneten E-Moduln über die zugehörigen gemessenen Schallgeschwindigkeiten in Diagramme eingetragen.

Die Schallgeschwindigkeit ist hier immer in m/s und der E-Modul (Tangente im Nullpunkt) ist immer in MPa angegeben. Die Einheit der Stauchgeschwindigkeit ist mm/min.

Kurvenformen

Die Meßreihen besaßen folgende Eigenschaften:

- Alle gemessenen Kurven bei Druckversuchen wiesen eine zu Abbildung 4-18 ähnliche Form auf.
- Der Kurvenverlauf der Kennlinie aller Meßreihen ist nichtlinear.
- In einem Bereich zwischen 0% und 15% Stauchung ist bei den Druckversuchen annähernd lineares Verhalten zu beobachten.
- Die Kennlinien können bis zu einer Stauchung von 60% mit einem Polynom 3. Ordnung hinreichend genau angepaßt werden.
- Die Hystereseschleife umfaßt eine große Fläche. Der Betrag der Hysterese variiert zwischen 0,5 und 0,9.
- Nach dem Belastungsvorgang waren die Prüfstücke remanent plastisch verformt.

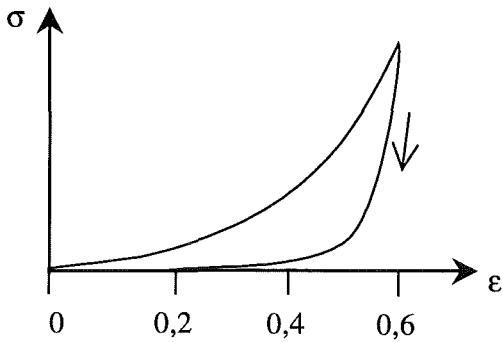


Abbildung 4-18: Typischer Kurvenverlauf bei Druckversuchen

In den Abbildungen 4-19 bis 4-22 sind Meßkurven aus den Zug- und Druckversuchen, die mit der stationären Prüfmaschine aufgezeichnet wurden, beispielhaft gezeigt.

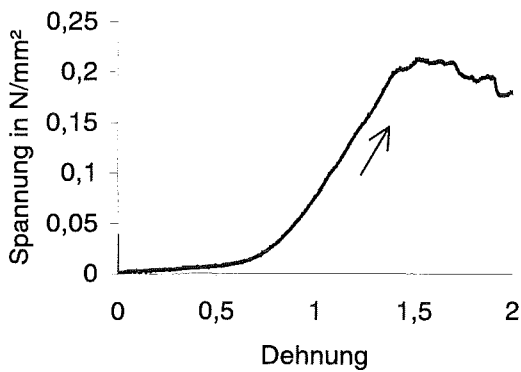


Abbildung 4-19: Zugversuch Muskel

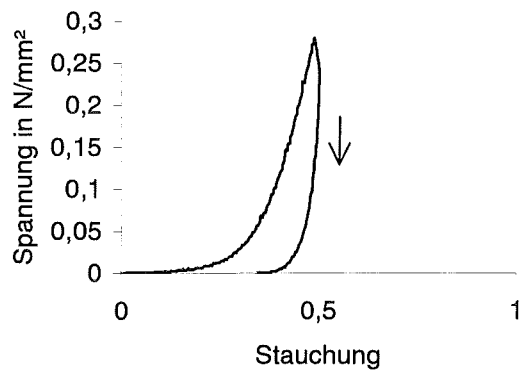


Abbildung 4-20: Druckversuch Niere

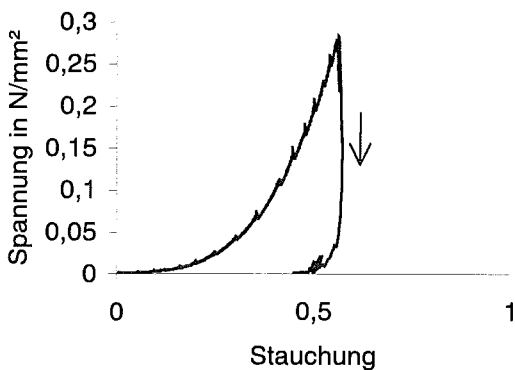


Abbildung 4-21: Druckversuch Fett

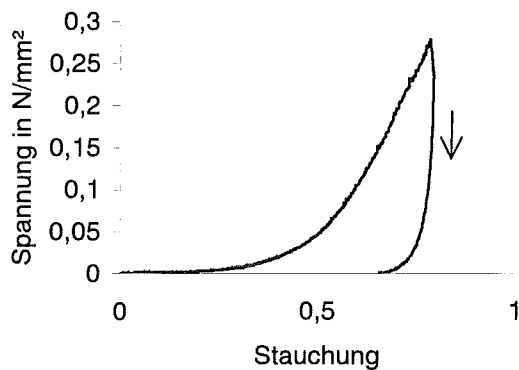


Abbildung 4-22: Druckversuch Herzmuskel

In Abbildung 4-19 ist das Spannungs-Dehnungs-Diagramm eines Zugversuchs an einem Nackenmuskel dargestellt. Abbildung 4-20 zeigt das Ergebnis eines Druckversuchs an Nierengewebe. Abbildung 4-21 repräsentiert das Spannungs-Stauchungs-Diagramm an einer Fettprobe und Abbildung 4-22 zeigt die Meßkurve an einem Herzmuskel im Druckversuch. Die Pfeile weisen auf den Verlauf der Belastungsänderung hin.

Dichtemessungen

Die an unterschiedlichen Prüfstücken gemessenen Materialdichtewerte sind in Tabelle 4-6 zusammen mit Angaben aus der Literatur [5], [106], [107], [77] dargestellt.

Tabelle 4-6: Ergebnisse der Dichtemessungen

Gewebe (alle Angaben in g/ml)	gemessene Dichte		Literaturangaben	
	von	bis	von	bis
Bindegewebe	1,087			
Fett	0,929	0,974	0,88	1,03
Herzmuskel	1,051	1,067	1,06	
Leber	1,209		1,05	1,07
Muskel (Rind)	1,006	1,118	0,92	1,07
Muskel (Schwein)	1,077	1,149	0,92	1,07
Niere	1,093		1,04	1,05

Die Ergebnisse der in dieser Arbeit durchgeführten Dichtemessungen von Herzmuskel und Fett befinden sich im Bereich der in der Literatur angegebenen Werte. Die Dichte der Niere und der Muskeln wurden hier geringfügig höher, die der Leber deutlich höher gemessen. Während bei Niere und Muskeln die höheren Ergebnisse wahrscheinlich durch Meßungenauigkeiten zustande kommen, liegt bei dem für Lebergewebe gemessenen Wert möglicherweise ein Meßfehler vor. Auf dessen Ursachen konnte aus Material- und Zeitmangel nicht näher eingegangen werden.

Schalldämpfung

Die aus den Dämpfungsmessungen hervorgehenden Ergebnisse sind mit einem Vergleich zu Literaturangaben in Tabelle 4-7 zusammengestellt. Alle Werte beziehen sich auf eine Ultraschallfrequenz von 4 MHz. Bei den Literaturangaben sind die Daten, bei denen keine Frequenzabhängigkeit angegeben wurde, unter Voraussetzung linearer Frequenzabhängigkeit extrapoliert worden.

Tabelle 4-7: Ergebnisse der Schalldämpfungsmessung

Gewebe (alle Angaben in dB/cm)	gemessene Dämpfung		Literaturangaben	
	von	bis	von	bis
Herzmuskel	0,84	1,64	2,08	2,5
Bindegewebe	0,368	2,6	13,5	25
Fett	6,12	12,0	1,04	7,2
Muskel (Schwein)	2,0	3,2	3,2	
Muskel (Rind)	0,68	4,8	1,9	11,6
Leber	0,8	2,8	1,86	5,2
Niere	2,8	6,8	1,3	4,5

Die Literaturwerte sind mit den gemessenen Ergebnissen nicht direkt vergleichbar. Alle Angaben sind unter verschiedenen Meßbedingungen ermittelt worden. Unterschiedliche Ultraschalltechniken (Impuls- oder Intensitätsverfahren, Durchschallungs- oder Reflexionstechnik), Meßtemperaturen, Meßfrequenzspektren wirken sich auf die große Streubreite der angegebenen Daten aus. Die große Abweichung bei Bindegewebe ist durch die Vielfalt der Bindegewebsarten zu erklären. Die gemessenen Gewebearten stimmen wahrscheinlich nicht überein. Aus Zeit- und Relevanzgründen wurden diese Untersuchungen nicht weiter fortgeführt.

Gewebe vom Schwein

Die folgenden Meßergebnisse wurden an Gewebeproben von Schweinen und Rindern erzielt. Die Prüfung erfolgte jeweils ca. 24 Stunden nach Schlachtung der Tiere.

Abbildung 4-23 zeigt die Auswertungen der an insgesamt 101 Gewebeproben vom Schwein aufgenommenen Meßreihen. Die Eintragungen sind für unterschiedliche Gewebearten und

Meßdurchgänge durch verschiedene geometrische Formen gekennzeichnet. Die Messungen erfolgten mit der stationären Prüfmaschine.

Die Schallgeschwindigkeit der 14 geprüften Fettstücke, die durch gefüllte Rauten im Diagramm dargestellt sind, lag im Bereich zwischen 1450 m/s und 1530 m/s. Der E-Modul verzeichnete über diesen Bereich einen leichten Anstieg von 0,0625 kPa/(m/s). Weiterhin wurde 21 mal Rückenmuskelgewebe (Kotelette) des Schweines gemessen und als Quadrate eingetragen. Die entsprechenden Schallgeschwindigkeiten waren auf einen Bereich zwischen 1500 m/s und 1550 m/s begrenzt. Die berechneten Werte des E-Moduls lagen unterhalb derer des Fetts, zeigten jedoch ebenfalls einen aufsteigenden Trend.

20 Muskelproben, die aus der Bauchwand des Schweines stammen (gefüllte Kreise), hatten Schallgeschwindigkeiten im Bereich von 1560 m/s bis 1610 m/s, innerhalb dessen ein positiverer Trend für den ermittelten E-Modul verzeichnet werden kann. Weitere Muskelproben des Bauches (Stern-Zeichen) zeigten Schallgeschwindigkeiten zwischen 1600 m/s und 1670 m/s und Ursprungstangentensteigungen zwischen 10 kPa und 45 kPa mit einem noch stärker ansteigenden Trend zu höheren Schallgeschwindigkeiten. Die Wertepaare Schallgeschwindigkeit und E-Modul der 19 Meßreihen an Nackenmuskeln des Schweines (x-Zeichen) liegen größtenteils im gleichen Gebiet, wie die der Bauchmuskulatur.

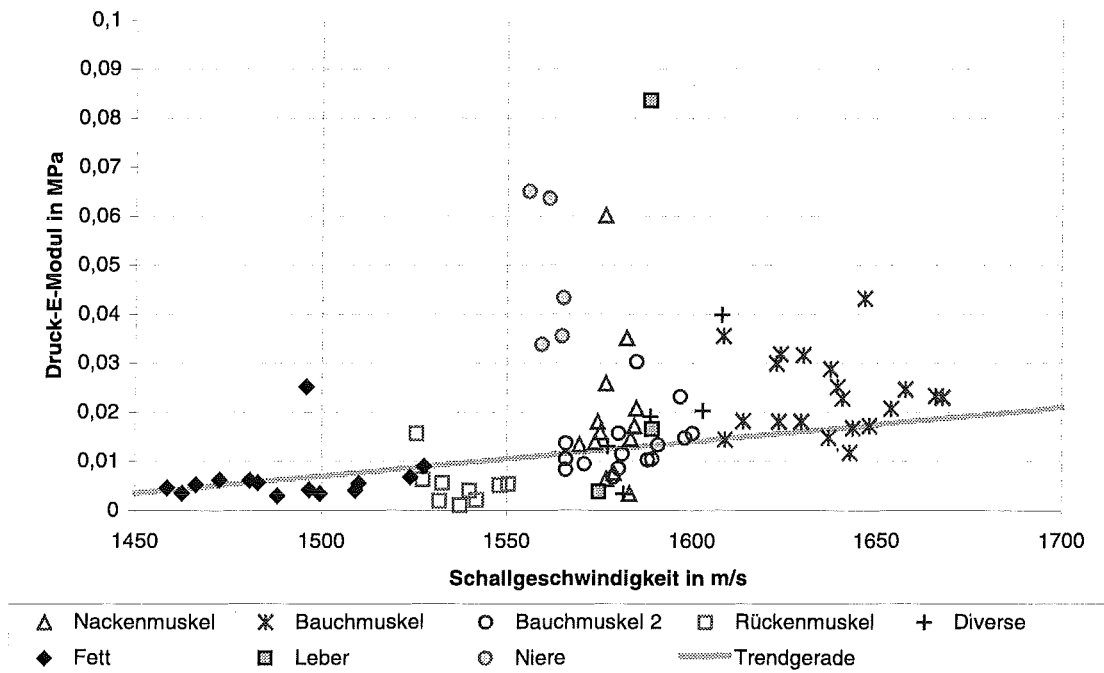


Abbildung 4-23: Meßergebnisse an Gewebe vom Schwein

Die Meßwerte der 5 Meßreihen an Nierengewebe wurden im Diagramm mit gefüllten Kreisen eingetragen. Die Schallgeschwindigkeitswerte liegen in einem kleinen Bereich zwischen 1550 m/s und 1570 m/s, während die elastischen Koeffizienten in einem relativ großen Bereich zwischen 0,03 MPa und 0,07 MPa variieren. Diese liegen deutlich höher als die Meßwerte der Muskeln.

Die Meßwerte der Leber werden durch gefüllte Rauten dargestellt und weisen Schallgeschwindigkeitswerte zwischen 1570 m/s und 1590 m/s auf. Relativ dazu ist der Wertebereich der gemessenen E-Moduln groß und erstreckt sich von 0,003 MPa bis 0,085 MPa. Die gemessenen Schallgeschwindigkeiten entsprechen den in der Literatur angegebenen.

Werden die Meßwerte an Muskeln und Fett des Schweines, die mit der stationären Prüfmaschine aufgenommen wurden, zusammengefaßt betrachtet, verzeichnen sie einen leicht positi-

ven Trend zu höheren Schallgeschwindigkeiten. In Abbildung 4-23 ist die Trendgerade mit der Geradengleichung

$$E = -0,098 \text{ MPa} + 7 \cdot 10^{-5} \frac{\text{MPa}}{\text{m/s}} \cdot c \quad (4 - 6)$$

ingezeichnet (E: E-Modul, c: Schallgeschwindigkeit). Diese Korrelationsrelation wurde durch eine lineare Regressionsanalyse zwischen den E-Modul-Werten und den Schallgeschwindigkeitswerten ermittelt.

In Tabelle 4-8 sind die ermittelten Schallgeschwindigkeitsbereiche im Vergleich zu Angaben in der Literatur angegeben. Ebenfalls sind die Bereiche der gemessenen Druck-E-Moduln in der Tabelle aufgelistet.

Gewebe vom Rind

In den Diagrammen in Abbildung 4-24 und Abbildung 4-25 sind die Ergebnisse für die Gewebeprobe vom Rind über die gemessene Schallgeschwindigkeit aufgetragen. Insgesamt wurden mit der stationären Prüfeinrichtung 83 Meßreihen im Druckversuch und 30 Meßreihen im Zugversuch an Gewebe vom Rind aufgenommen. Der Zeitpunkt und die Art der Schlachtung, wie auch die Vorgeschichten der Proben konnten nicht nachvollzogen werden. Zum Korrelationsvergleich mit den Ergebnissen an Schweinegewebe wurde die Trendgerade, die für die Meßwerte an Schweinemuskeln und -fett gefunden wurde, in die Diagramme eingetragen (Geradengleichung (4 - 6)).

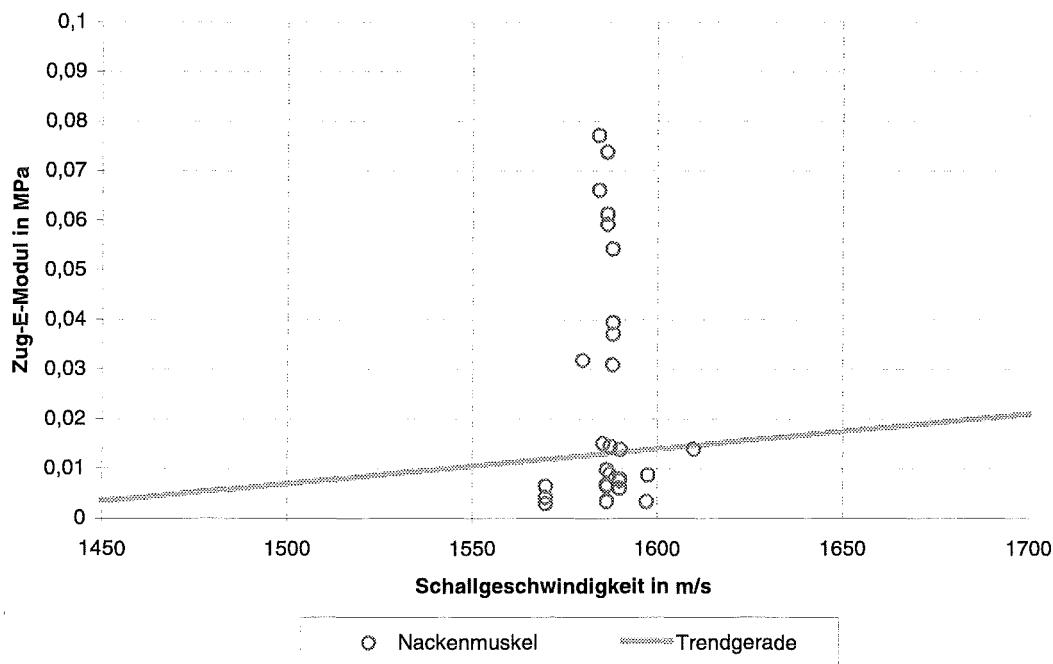


Abbildung 4-24: Meßergebnisse an Rindergewebe im Zugversuch

Die Kreise in Abbildung 4-24 repräsentieren die der Anfangssteigungen der Spannungs-Dehnungs-Kurven der Zugversuche an 30 Nackenmuskelproben. Die Schallgeschwindigkeit wurde ermittelt, bevor die Proben in die Zugvorrichtung eingespannt wurden. Die Beträge der Zug-E-Moduln sind über einen größeren Bereich verteilt als die Druck-E-Moduln der anderen Proben. Sie liegen zwischen 0,01 MPa und 0,1 MPa. Die Schallgeschwindigkeit ist jedoch für alle Zugversuchsproben fast gleich. Die Angaben in der Literatur für den Zug-E-Modul variieren für Skelettmuskeln vom Rind zwischen 0,0012 MPa und 0,8 MPa [77], [34], [19].

Im Diagramm in Abbildung 4-25 sind die Anfangssteigungen der Spannungs-Stauchungs-Kurven der Druckversuchsreihe graphisch über die Schallgeschwindigkeit aufgetragen. 44 Muskelproben stammen aus dem Schulter-Nackenbereich (Plus-Zeichen), 7 aus dem Nieren-

zapfen (Dreiecke) und 11 aus dem Herzmuskel (x-Zeichen) eines Rindes. Bei 5 Proben, zu denen die Meßwerte mit Stern-Zeichen gehören, konnte der Herkunftsbereich nicht festgestellt werden. Die Schallgeschwindigkeit aller Muskelgewebe liegt hauptsächlich zwischen 1570 m/s und 1600 m/s. In der Literatur sind Angaben für Rindermuskeln zwischen 1580 m/s und 1604 m/s zu finden. Im Vergleich zu den Messungen an Schweinemuskeln zeigen die an Rindermuskeln eine größere und unkorreliertere Variation in Schallgeschwindigkeit und E-Modul. Zwischen 1500 m/s und 1600 m/s ist in Abbildung 4-25 ein negativer Trend zu höheren Schallgeschwindigkeiten erkennbar.

Mit gefüllten Dreiecken sind die Ergebnisse an 9 Bindegewebsprüfstücken gekennzeichnet. Die gemessenen Schallgeschwindigkeiten decken den Bereich zwischen 1500 m/s und 1610 m/s ab, während der E-Modul zwischen 0,003 MPa und 0,043 MPa liegt. Die Resultate der Schallgeschwindigkeit stimmen mit den in der Literatur veröffentlichten Angaben nicht überein, da sie dort höher angegeben wird (1631 m/s-1750 m/s).

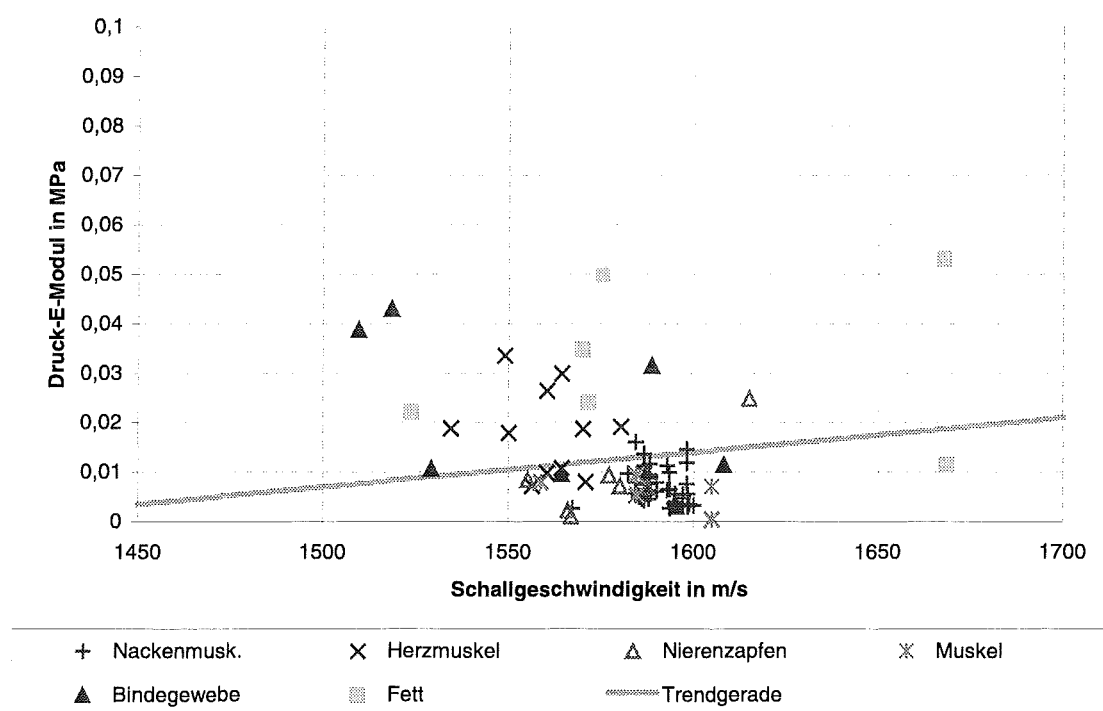


Abbildung 4-25: Meßergebnisse an Rindergewebe im Druckversuch

7 Meßreihen an Fett ergaben die mit gefüllten Quadraten in das Diagramm eingetragenen Werte. Die Schallgeschwindigkeit liegt zwischen 1530 m/s und 1670 m/s. Diese Werte werden in der Literatur nicht bestätigt (1426 m/s-1471 m/s). Durch die gemittelte Erfassung der Schallgeschwindigkeit des Fettgewebes ist es wahrscheinlich, daß sich andere Gewebestrukturen mit höherer Schallgeschwindigkeit (z.B. Bindegewebe) zu einem beträchtlichen Anteil in den Fettproben befanden. Die Sichtprüfung auf gewebeartspezifische Homogenität konnte diese jedoch nicht identifizieren, da sich Fett und Bindegewebe optisch nur wenig unterscheiden.

Tabelle 4-8: Vergleich gemessener Werte mit Literaturangaben

		gemessen				Literaturangaben	
		c in m/s		Druck-E-Modul		c in m/s	
		von	bis	von	bis	von	bis
Schwein	Muskel	1530	1670	0,001	0,05	1579	1607
	Fett	1460	1530	0,003	0,01	1426	1471
	Niere	1550	1570	0,03	0,07	1564	1578
	Leber	1570	1590	0,003	0,085	1553	1588
Rind	Muskel	1560	1610	0,001	0,02	1580	1604
	Herzm.	1530	1580	0,005	0,032	1566	1570
	Bindeg.	1500	1610	0,003	0,043	1631	1750
	Fett	1530	1670	0,01	0,053	1430	1471

(Die Literaturangaben stammen aus den Quellen [77], [5], [7] und [6])

In Tabelle 4-8 ist ein Vergleich gemessener Schallgeschwindigkeiten mit denen in der Literatur für das entsprechende Tier angegebenen Werte gezeigt. Es liegen keine Angaben über E-Modul-Messungen aus Quetschversuchen vor. Daher können die ermittelten Werte für den Druck E-Modul nicht verglichen werden.

Zusammenfassung

- Die gemessenen Schallgeschwindigkeiten sind ähnlich zu den in der Literatur angegebenen Werten.
- Der Bereich für den Druck-E-Modul erstreckt sich insgesamt von 0,001 MPa bis 0,085 MPa.
- Bei den Muskelproben vom Schwein ist ein positiver linearer Trend beobachtet worden, der jedoch bei Muskelproben vom Rind nicht nachgewiesen werden konnte.
- Alle Kennlinien der Belastungsversuche weisen nichtlineares Kurvenverhalten auf.
- Alle Kurven zeigen eine große Hystereseschleife.
- Im Stauchgeschwindigkeitsbereich von 3 mm/min bis 48 mm/min ist keine Abhängigkeit der mechanischen Eigenschaften der untersuchten Prüfkörper zu erkennen gewesen.
- Ein sogenannter „warm-up“-Effekt konnte bei den zur Verfügung stehenden Materialien nicht nachgewiesen werden.
- Die stationäre Prüfeinrichtung ermöglicht zwar eine präzise Vorgabe der Führungsgröße, kann aber für Experimente an lebendem Gewebe nicht eingesetzt werden.
- Die Vorgeschichte der Proben, die mit der stationären Prüfeinrichtung getestet wurden, war nicht bekannt. Etwaige Beanspruchungen oder Materialveränderungen durch die Vorbehandlung konnten daher nicht abgeschätzt werden.

4.3.3 Ergebnisse mit der mobilen Prüfeinrichtung

Messungen an inneren Organen des Schweins in vitro

Es wurden über 300 Meßreihen an Schweinen im Schlachthof mit der mobilen Meßeinrichtung (Abschnitt 4.1.4) post mortem aufgenommen. Dabei wurden Proben gemessen, die aus frisch geschlachteten Tieren stammten.

Die Tiere waren zwischen 2 und 3 Jahren alt. Der Exitus lag zum Meßzeitpunkt nicht länger als 10 Minuten zurück. Es wurden unterschiedliche Gewebearten untersucht. Hauptsächlich waren dies innere Organe des Bauchraumes, darunter befanden sich 70 Leber-, 105 Nieren- und 50 Milzmessungen, sowie 54 Meßdurchgänge an Muskeln (hauptsächlich Herzmuskeln)

und 34 an Fett. Diese Meßreihen wurden ausschließlich als Quetschversuche ausgeführt und nicht von Dichtemessungen begleitet.

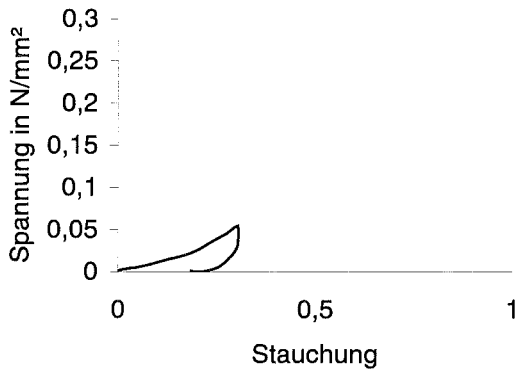


Abbildung 4-26: Leber in vitro

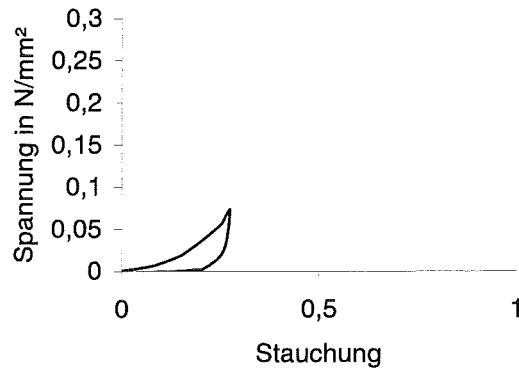


Abbildung 4-27: Niere in vitro

Die Proben wurden direkt nach Schlachtung des Tieres aus dem Körper entnommen. Die Gewebeprouben besaßen Temperaturen zwischen 30 und 37°C. Die Stauchgeschwindigkeit wurde mit der Hand vorgegeben und variierte zwischen 10 und 50 mm/min. Es zeigte sich jedoch keine Abhängigkeit der durch die Parametrisierung erhaltenen Kennwerte durch die Stauchgeschwindigkeit.

Die Ergebnisse der linearen Regression im Ursprung des Spannungs-Stauchungs-Diagramm wurden über die Schallgeschwindigkeit in Diagramme aufgetragen (s. Abbildung 4-31).

Abbildung 4-26 und Abbildung 4-27 zeigen Meßkurven an Leber und Niere, die mit der mobilen Prüfeinrichtung in vitro aufgenommen wurden.

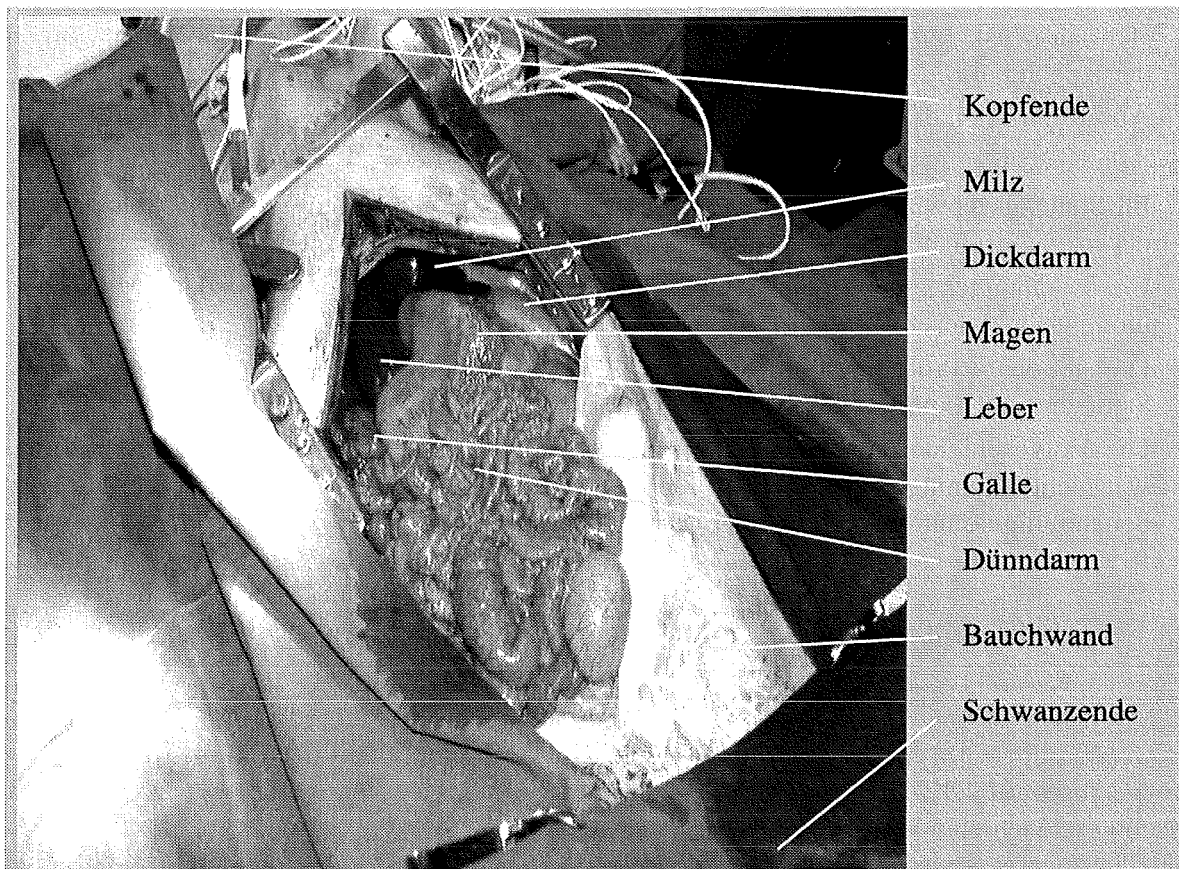


Abbildung 4-28: Schwein mit geöffnetem Bauchraum

Messungen an inneren Organen des Schweins in vivo

Die Messungen an lebenden, narkotisierten Schweinen wurden im experimentellen Operationssaal der Uniklinik Heidelberg durchgeführt. Der Bauchraum war geöffnet und die Organe waren freipräpariert. Die Aufnahme von Schallgeschwindigkeit und Spannungs-Stauchungs-Diagrammen erfolgte insgesamt 146 mal. Darunter befanden sich 63 Leber-, 44 Milz-, 29 Nieren-, sowie 10 Messungen an den Fettschichten der Bauchwand.

Abbildung 4-28 verdeutlicht die Verhältnisse bei der Messung am lebenden Schwein. Die Bauchwand ist mit einer Klammer aufgespannt. Die Organe sind durch ihre physiologische Lage schwer zugänglich. Die Probenabmessungen am 3-5 Monate alten Schwein sind erheblich kleiner als die der im Schlachthof gemessenen Schweineorgane.

Es wurden Meßreihen an den freipräparierten inneren Organen Leber, Milz und Niere eines wenige Monate alten, narkotisierten Schwein durchgeführt. Neben diesen Organen wurden ebenso Darmschlingen und die Fettschicht am Bauchschnitt vermessen.

In Abbildung 4-29 und Abbildung 4-30 sind die Spannungs-Stauchungs-Diagramme der Messungen an Leber und Niere eines lebenden Schweins exemplarisch dargestellt.

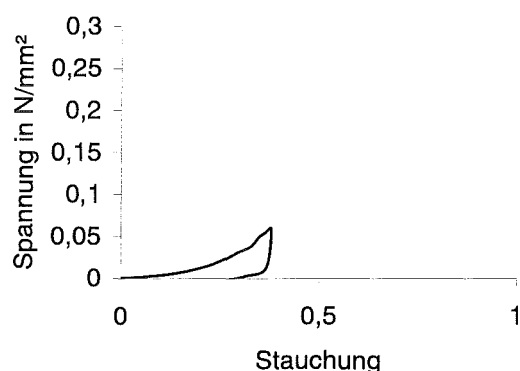


Abbildung 4-29: Leber in vivo

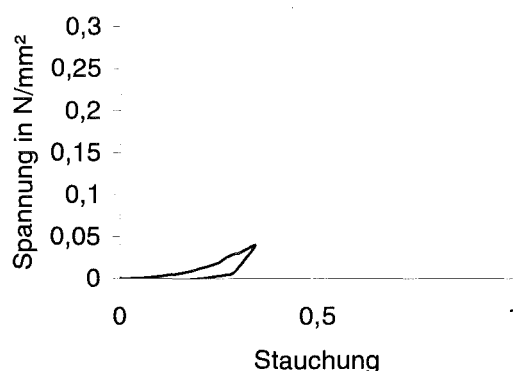


Abbildung 4-30: Niere in vivo

Die Leber ist *intra vitam*¹ sehr druckempfindlich. Bereits nach leichten Stauchungen zeigten sich plastische Verformungen und Verfärbungen, die durch geringere Durchblutung entstehen. Nach wenigen Minuten regenerierte sich das Gewebe wieder.

Auswertungen

Die E-Moduln, die sich aus der linearen Regression der Spannungs-Stauchungs-Diagramme im Stauchungsbereich zwischen 0% und 15% ergaben, wurden, zusammen mit den Ergebnissen aus den Schlachthofmessungen, über die Schallgeschwindigkeit in die Diagramme in Abbildung 4-31 eingetragen.

Die Messungen der ersten Schlachthofreihe (Plus-Zeichen) konnten, außer denen an Niere und Herzmuskel, nicht in die Auswertung eingehen, da die Schallgeschwindigkeitsmessungen durch zu geringe Probenabmessungen fehlerhaft waren. Für die weiteren Schlachthofreihen wurde der Meßfehler, der bei kleinen Meßlängen auftrat, behoben.

Die Auswertungen der zweiten Schlachthofmeßreihe zeigen bei Fett, Leber und Niere einen negativen Trend im Zusammenhang zwischen Schallgeschwindigkeit und Elastizität. Bei Muskeln ist ein positiver Trend zu beobachten. Die Messungen ergaben höhere Schallgeschwindigkeiten bei steiferen Materialien. Bei der Milz ist keine Abhängigkeit zu erkennen gewesen. Die Trends wurden in die Diagramme in Abbildung 4-31 als Geradenstücke eingetragen.

¹ während des Lebens, im lebenden Zustand

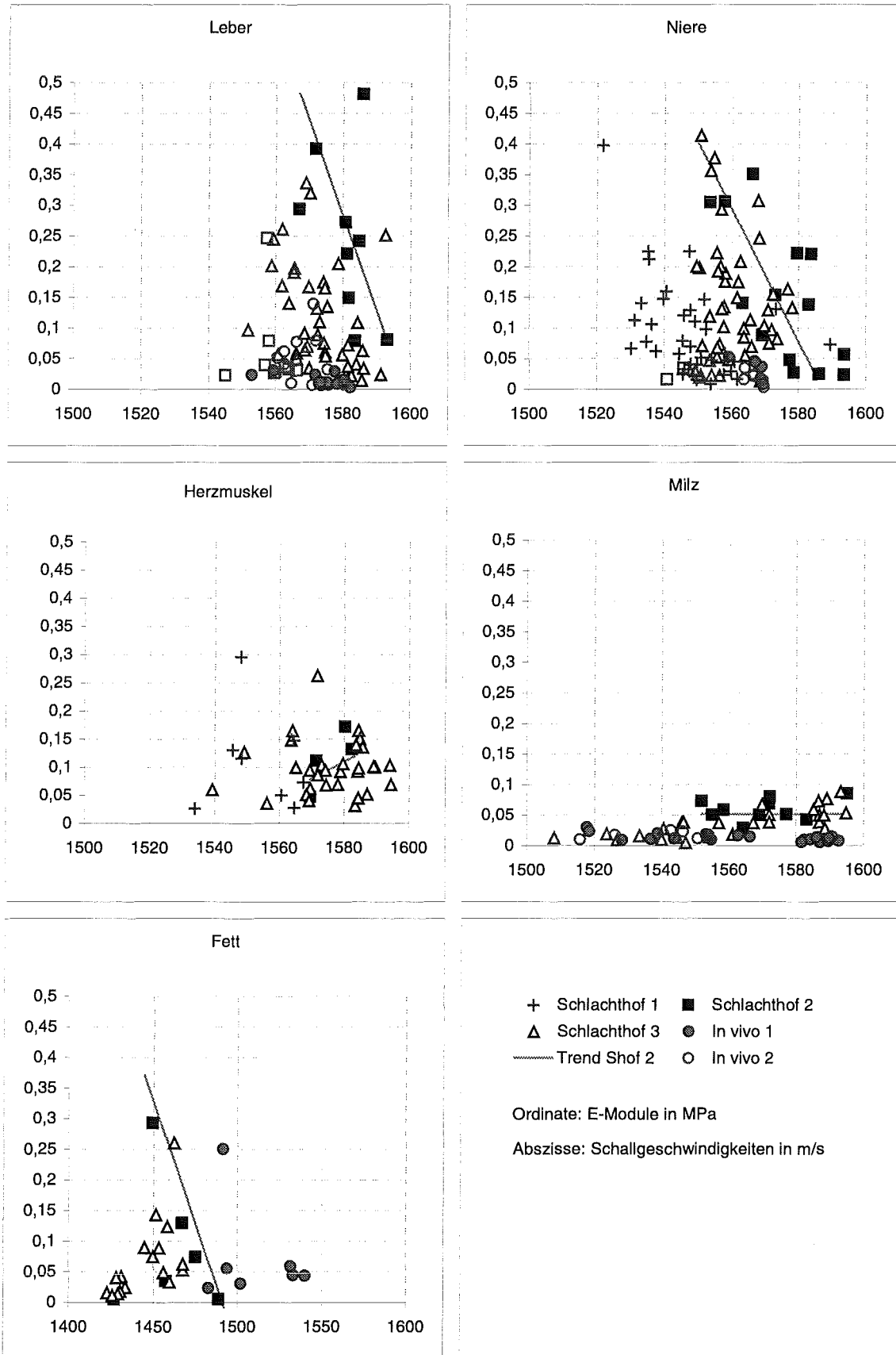


Abbildung 4-31: Messung des E-Moduls an inneren Organen vom Schwein

In Tabelle 4-9 sind die ermittelten E-Modul- und Schallgeschwindigkeitsbereiche für Gewebe in vitro und in vivo angegeben. Zum Vergleich sind darin die in der Literatur referenzierten Schallgeschwindigkeitsdaten gegenübergestellt. Für lebendes Gewebe des Schweins wurden keine Angaben gefunden. Daher wurden die Werte für menschliche lebende Organe verwandt.

Tabelle 4-9: Schallgeschwindigkeiten, E-Moduln und Trend

	gemessen				Literatur [77]	
	c in m/s		E in MPa		c in m/s	
	von	bis	von	bis	von	bis
Schwein in vitro						
Fett 1 (weich)	1420	1440	0,01	0,03	1470	1476
Fett 2 (fester)	1440	1490	0,05	0,15	1470	1476
Leber	1560	1595	0,01	0,4	1538	1588
Milz	1542	1590	0,03	0,09	1565	1585
Herzmuskel	1560	1590	0,01	0,15	1572	
Niere	1550	1590	0,04	0,4	1567	1585
Schwein in vivo						
Fett	1480	1540	0,02	0,06	1426	1476*
Leber	1560	1585	0,006	0,08	1573*	1607*
Milz	1510	1595	0,005	0,03	1558*	1576*
Niere	1540	1570	0,008	0,05	1558*	1562*

*) Werte von menschlichen Organen

Die in der zweiten Schlachthofmessung erkannte Abhängigkeit der Schallgeschwindigkeit von dem E-Modul konnte weder durch weitere Schlachthofmessungen noch durch die Messungen in vivo bestätigt werden. Die Meßwerte der Organe aus dem lebenden Körper zeigten erheblich geringere E-Moduln als die der geschlachteten Tiere. Weiter unten wird eine Vergleichsmessung, die den vitalen Zustand des Tieres berücksichtigt, dokumentiert.

In Abbildung 4-32 ist eine graphische Zusammenfassung der Ergebnisse dargestellt. Die Balken verdeutlichen jeweils die Bereiche der gemessenen Schallgeschwindigkeiten, sowie die der E-Moduln.

Die Schallgeschwindigkeiten von weichem und festerem Fett unterscheiden sich deutlich von denen anderer Gewebe. Die Messungen an Fett in vivo wurden an der Bauchwand durchgeführt, wodurch in der Wand liegende Muskeln und Hautschichten mit erfaßt wurden. Daher resultieren höhere Schallgeschwindigkeiten. Leber und Niere zeigen in vitro einen auffällig großen Bereich der E-Modul-Werte. Die Ergebnisse intra vitam verteilen sich über einen kleineren Bereich.

Die prozentuale Variation beträgt bei einer Organsorte für den E-Modul bis zu 1000%, während die der Schallgeschwindigkeit maximal 6% beträgt.

Die gemessenen Schallgeschwindigkeitswerte stimmen in guter Näherung mit den von anderen Autoren angegebenen überein [108], [77], [109], [82], [5], [7], [6].

Die E-Moduln, die in dieser Arbeit aus der Tangentensteigung der Spannungs-Stauchungs-Diagramme im Ursprung berechnet wurden, können nicht direkt mit Literaturangaben verglichen werden, da dort die Prüfbedingungen nicht genau angegeben werden. Die Daten aus [74], [34], [19], [42], [99] und [77] liegen aber im gleichen Wertebereich wie die hier ermittelten.

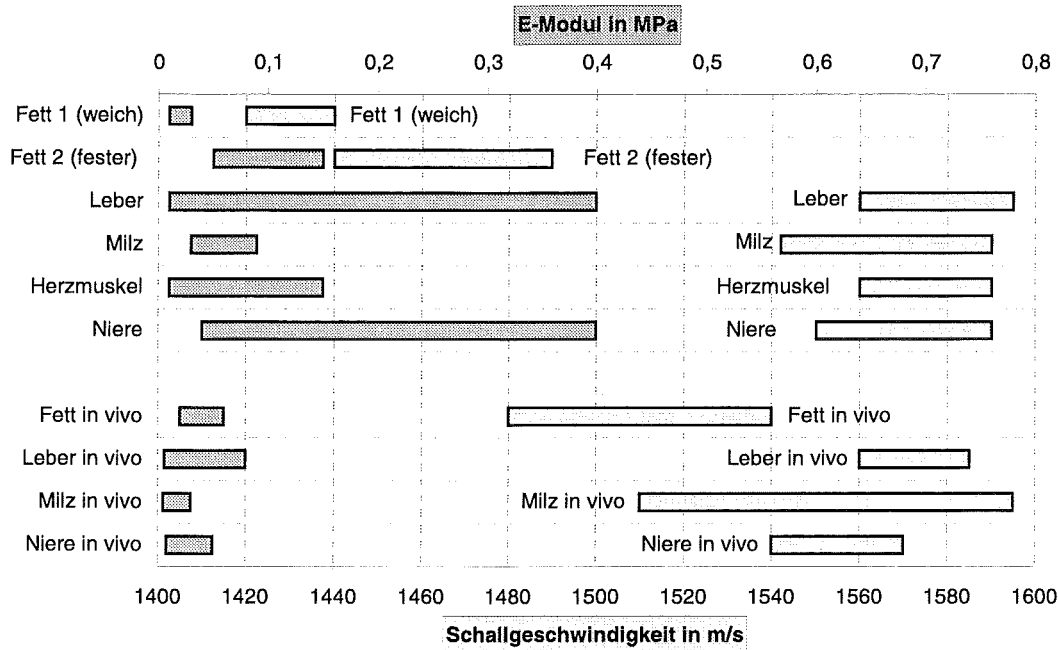


Abbildung 4-32: Graphische Übersicht der Ergebnisse in vitro und in vivo

Viskosität

An einem Stück Leber wurden Viskositätsuntersuchungen unternommen. Das Leberstück wurde dazu mehrfach mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten gestaucht und wieder entspannt. Nach dem 3. Durchgang konnte eine remanente Verformung beobachtet werden.

Die Werte für Stauchgeschwindigkeit und Kurvensteigung im Ursprung sind in Tabelle 4-10 aufgeführt.

Tabelle 4-10: Ergebnisse des Tests bei unterschiedlichen Stauchgeschwindigkeiten

Zyklus	v	E
1	11	0,0812
2	94	0,2274
3	181	0,227
4	195	0,138

(v: Stauchgeschwindigkeit in mm/min; E: E-Modul in MPa)

Zwischen Zyklus 1 und 2 ist bei höherer Stauchgeschwindigkeit eine Steigerung des E-Moduls zu erkennen. Dagegen ist bei weiterer Erhöhung der Stauchgeschwindigkeit keine weitere Änderung des E-Moduls zu beobachten. Nach der plastischen Verformung ist eine Abnahme des E-Moduls zu verzeichnen.

Differenzierung zwischen Messungen intra vitam und post mortem

Im experimentellen Operationssaal wurde ein Vergleich zwischen den Meßwerten an Leber, Niere und Milz ante mortem¹ und post mortem durchgeführt. Dabei wurden Schallgeschwindigkeit und E-Modul im lebenden Körper und nach Exitus gemessen. Anschließend wurden die Organe in Stücke geschnitten und erneut gemessen. Bei der Milz wurde keine Schnittprobe erstellt, da die Organabmessungen zu klein waren.

¹ vor dem Tode

In Tabelle 4-11 sind die Meßwerte dargestellt. Zum Vergleich sind in jeweils einer Zeile die Ergebnisse aus den Schlachthofversuchen in vitro gegenübergestellt.

Tabelle 4-11: Vergleich: intra vitam - post mortem

	c in m/s		E-Modul in MPa	
	von	bis	von	bis
Leber				
intra vitam	1560	1580	0,004	0,08
post mortem	1550	1575	0,05	0,35
Schnittprobe	1545	1570	0,025	0,08
in vitro	1560	1590	0,01	0,4
Niere				
intra vitam	1560	1570	0,005	0,04
post mortem	1550	1560	0,018	0,05
Schnittprobe	1540	1550	0,015	0,04
in vitro	1550	1590	0,04	0,4
Milz				
intra vitam	1500	1550	0,01	0,025
post mortem	1500	1550	0,005	0,03
Schnittprobe	-	-	-	-
in vitro	1542	1590	0,03	0,09

Bei den Testorganen Leber und Niere konnte eine Erhöhung des E-Moduls nach Eintritt des Todes festgestellt werden. Die Messungen an den Schnitten von Leber und Niere zeigten wieder geringere elastische Größen. An der Leber sind die Unterschiede besonders deutlich zu erkennen. Die E-Modul Werte post mortem entsprechen denen, die im Schlachthof gemessen wurden. Die Bereiche der Schallgeschwindigkeit verschieben sich, jeweils im Übergang von in vivo zu post mortem und anschließend zur Schnittprobe, zu geringfügig niedrigeren Werten. In vitro sind Schallgeschwindigkeiten gemessen worden, die den Wertebereich der Meßdaten im Vitalzustand abdecken. Bei der Milz sind weder Änderungen im Bereich der Schallgeschwindigkeit noch in den Werten der Elastizität zu erkennen gewesen. Die in vitro Meßwerte aus dem Schlachthof weisen höhere Schallgeschwindigkeiten sowie geringfügig größere E-Moduln auf.

Kennlinienformen

Es wurde festgestellt, daß die Kurvenformen einer Organsorte ähnlich waren, während sie zwischen Organarten variierten. Daher wurden für eine Organart spezifische Kurvenformkoeffizienten für die einparametrische Kurvenanpassung bestimmt. P_1 und P_2 aus Gleichung (4 - 3) wurden durch Vergleich der Meßkurvenformen jeweils eines Organs bestimmt. Da die Meßreihen einer Organart ähnliche Kurvenformen im Spannungs-Stauchungs-Diagramm aufweisen, konnte eine Minimierung der Abweichung der Näherungskurve an die Meßwerte durch Optimierung der Formkoeffizienten P_1 und P_2 erreicht werden. Unter Verwendung dieser beiden Größen wurden anschließend die Parameter p für die Meßreihen berechnet. In Tabelle 4-12 ist eine Aufstellung der Koeffizienten für die verschiedenen Organarten gezeigt. Der Faktor F ist das Verhältnis, mit dem die aus der Kurvenanpassung ermittelten Parameter p multipliziert werden, damit direkte Vergleiche mit den Beträgen der E-Moduln aus der linearen Regression unternommen werden können. Diese Umrechnungskorrektur resultiert aus der mittleren Steigung des annähernd linearen Anfangsteilstücks der Kurve. Abbildung 4-33 zeigt die organspezifischen Kurvenformen bei einer Anfangssteigung von 0,05 MPa. Zum Vergleich ist ebenfalls eine Gerade mit der Steigung $E = 0,05$ MPa eingetragen.

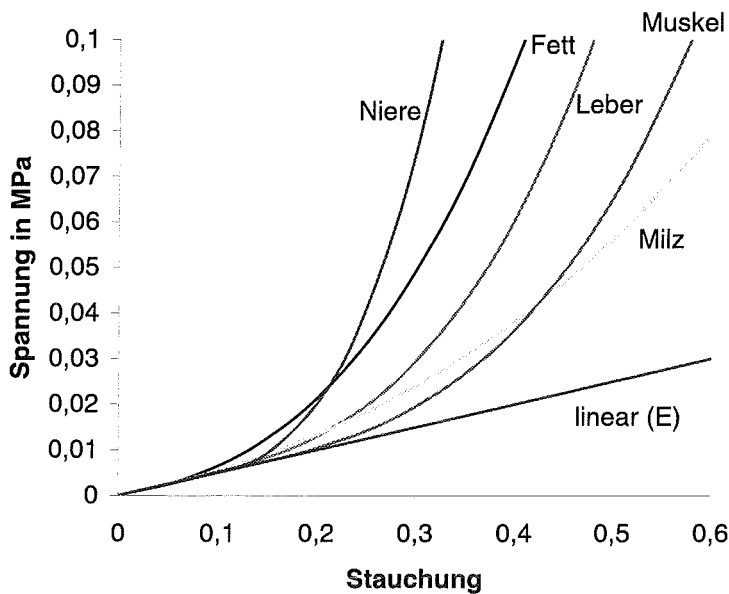


Tabelle 4-12: Kurvenformkoeffizienten

Organ	P_1	P_2	F
Fett	5	20	0,76
Leber	-3	17	1,2
Milz	2	2	0,9
Muskel	-3	10	1,3
Niere	-10	50	2,0

$$(p \cdot F \Leftrightarrow E)$$

Abbildung 4-33: Kurvenformen des einparametrischen Ausgleichs

Die Kennlinien verschiedener Organe unterscheiden sich ab Stauchungswerten von 10% signifikant. Den stärksten Anstieg zeigen die Ausgleichskurven für Niere und Fett. Der Verlauf der Näherungsfunktion für Milzgewebe weist die geringste Krümmung auf.

Durch die Spezifikation der Kurvenformkoeffizienten ist eine Reduktion des Fehlers bei der Anpassung mit dem einparametrischen Polynom um 50% erreicht worden.

Parametrisierung

Bereits bei den Auswertungen der ersten Versuche in vitro wurde festgestellt, daß das lineare Regressionsverfahren sinnvolle Aussagen über das Materialverhalten liefert. In Abbildung 4-34 sind die Ergebnisse p der einparametrischen Meßkurvenanpassung über die Schallgeschwindigkeit aufgetragen. Die Kennwerte p zeigen, trotz organspezifischer Wahl der Kurvenformkoeffizienten P_1 und P_2 , eine ähnliche Verteilung über die Schallgeschwindigkeit wie die E-Module aus Abbildung 4-31. Zum Vergleich sind die Trendgeraden, die für die E-Module bestimmt wurden, in Abbildung 4-34 eingezeichnet.

Durch die Regressionsanalysen mit einem allgemeinen Polynom (Gleichung (4 - 2)) wurden die in Tabelle 4-13 angegebenen Wertebereiche für den Koeffizienten a_1 und die Verhältnisse a_2/a_1 und a_3/a_1 ermittelt. Die Genauigkeit der allgemeinen Kurvenanpassung durch das Polynom 3. Ordnung ist höher als für den einparametrischen Ausgleich, jedoch sind ebenfalls nur bedingt Abhängigkeiten der einzelnen Koeffizienten von der Schallgeschwindigkeit zu erkennen.

Durch eine Differenzierung nach der Stauchgeschwindigkeit konnte keine Verbesserung der Korrelation zwischen Schallgeschwindigkeit und Koeffizienten der allgemeinen polygonalen Regression nachgewiesen werden.

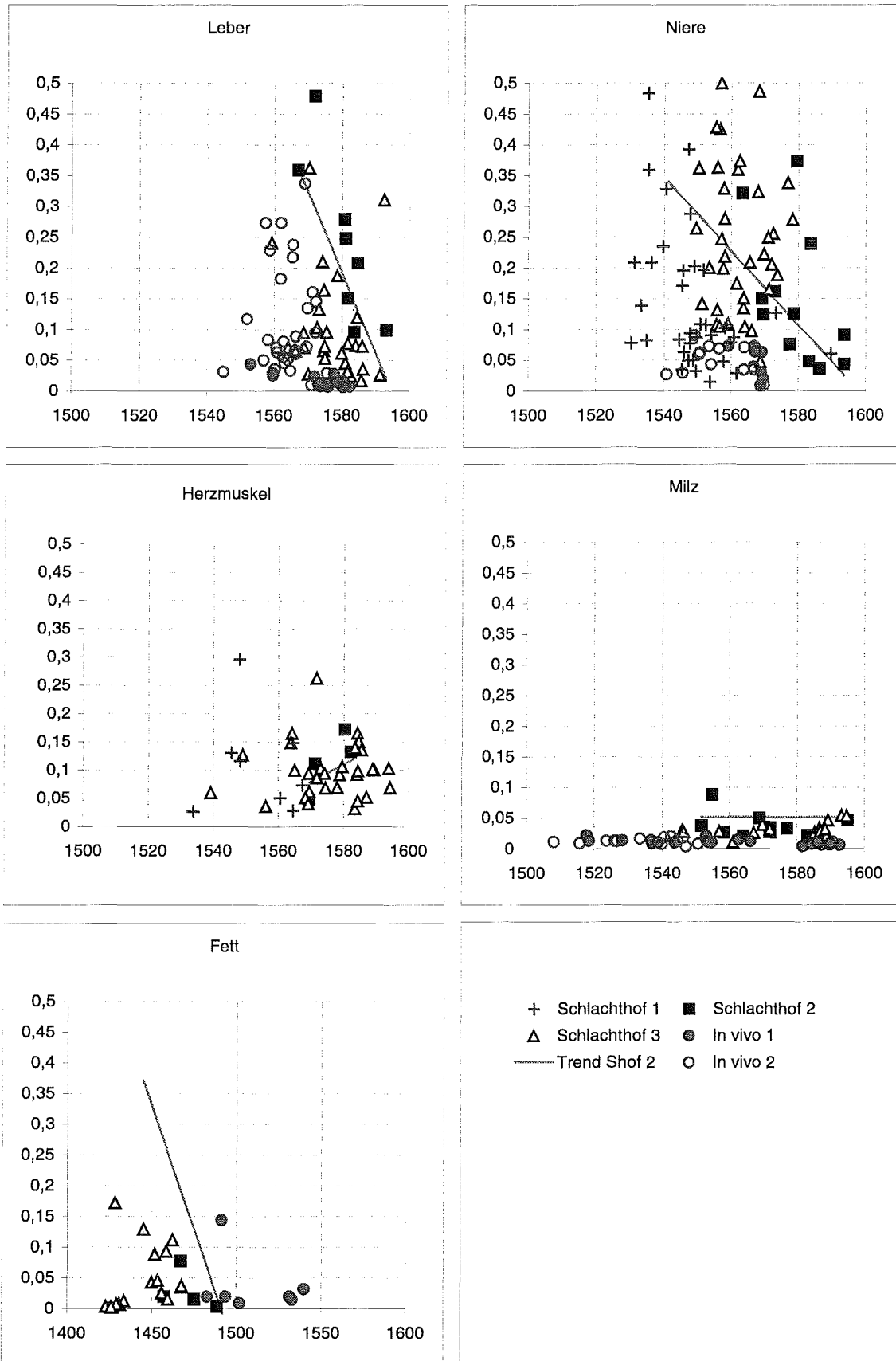


Abbildung 4-34: Ergebnisse des einparametrischen Ausgleichs aus Meßreihen am Schwein

Tabelle 4-13: Ergebnisse der polynominalen Regression

Gewebe (Schwein)	c in m/s		a ₁ in MPa		a ₂ /a ₁		a ₃ /a ₁	
	von	bis	von	bis	von	bis	von	bis
Milz	1540	1590	0,05	0,12	-3,5	0,5	1	7
Leber	1560	1590	0,01	0,3	-10	20	-20	40
Niere	1550	1595	0,003	0,6	-20	25	-10	50
Fett	1425	1480	0,05	0,7	-5,5	3,5	6,3	30
Herzmuskel	1540	1595	0,05	0,13	-3	9	-6	6
Muskel	1520	1670	0,04	0,33	-2	12	-15	3
Milz in vivo	1510	1590	0,001	0,03	-25	-2	8	30
Leber in vivo	1550	1580	0,005	0,1	-10	5	10	45
Niere in vivo	1540	1570	0,002	0,06	-20	5	-10	35
Fett in vivo	1450	1550	0,02	0,14	-10	3	2	40

Messungen an menschlichem Bizeps brachii

Der menschliche Bizeps des Oberarmes (Musculus biceps brachii¹) ist ein Muskel, der von außen gut zugänglich ist. Seine Größe eignet sich zur Einspannung in das transportable Meßinstrument für Quetschversuche quer zur Faser- bzw. zur Kontraktionsrichtung. Des weiteren ist es möglich, die Muskelsteifigkeit durch Anspannung willkürlich zu verändern.

Es wurden Meßreihen am Bizeps von 23 verschiedenen Mitarbeitern im Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe durchgeführt. Dabei wurde je eine Messung an entspanntem und eine an gespanntem Muskel aufgenommen. Es wurde jeweils der Arbeitsarm gewählt (rechter Arm bei Rechtshändern).

Abbildung 4-35 und Abbildung 4-36 zeigen Meßkurven an entspanntem und gespanntem Bizeps einer Testperson. Deutlich ist der Unterschied in der Ursprungssteigung zu erkennen.

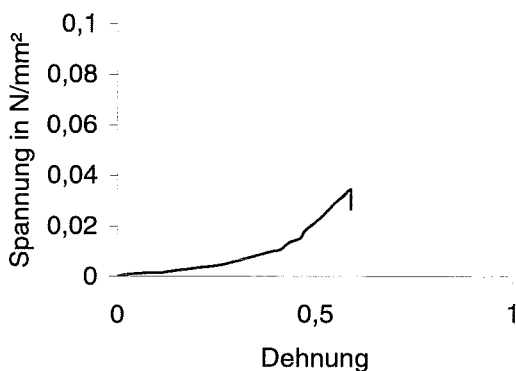


Abbildung 4-35: entspannter Bizeps

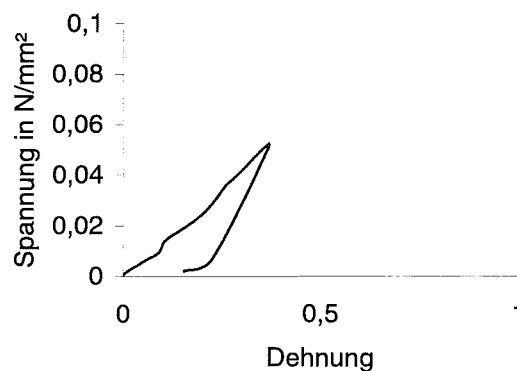


Abbildung 4-36: angespannter Bizeps

Im Diagramm in Abbildung 4-37 sind die Ursprungssteigungen der entspannten Muskeln sowie der angespannten Muskeln über die Schallgeschwindigkeit aufgetragen.

Die Steigung im Ursprung der Spannungs-Stauchungs-Diagramme wurde bestimmt und über die Schallgeschwindigkeit, die jeweils vor dem Quetschversuch gemessen wurde, aufgetragen. Aus den an einer Testperson aufgenommenen Meßreihen wurden die entsprechenden Ergebnisse im entspannten und angespannten Zustand in Abbildung 4-37 mit einer Linie verbunden. Dabei entsprechen die mit Punkten gekennzeichneten Einträge dem jeweils kleineren E-Modul und damit der Prüfung in entspanntem Muskel, während diejenigen mit größerem E-

¹ Oberarm-Muskel

Modul am kontrahierten Bizeps gemessen wurden und mit Dreiecken eingezeichnet sind. Der Fehler durch die lineare Regression zwischen 0% und 20% Stauchung lag unterhalb 10%.

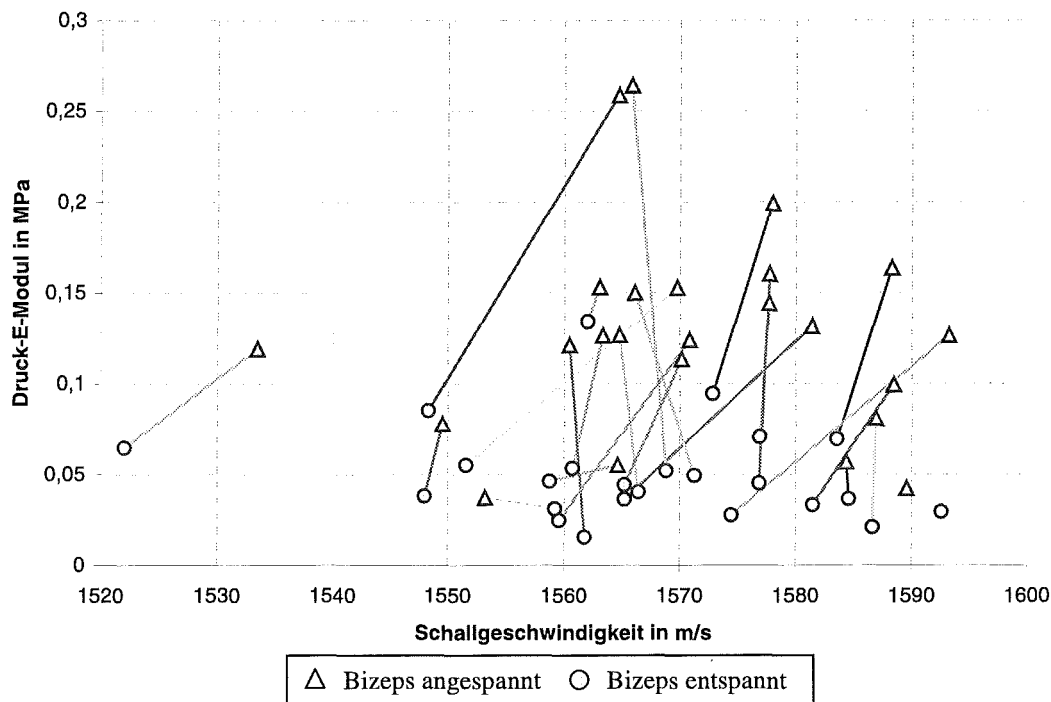


Abbildung 4-37: Ergebnisse der Bizepsmessungen

Die Bereiche und Mittelwerte der Schallgeschwindigkeit und der Tangentensteigung im Nullpunkt des Spannungs-Stauchungs-Diagramms im entspannten sowie im angespannten Zustand sind in Tabelle 4-14 zusammen mit einem Literaturvergleich aufgelistet.

Tabelle 4-14: Schallgeschwindigkeit und Ursprungssteigung bei der Bizepsmessung

	Schallgeschwindigkeit in m/s			Ursprungssteigung in MPa			Literaturangaben [77]
	von	Mittel	bis	von	Mittel	bis	
entspannt	1522	1566	1592	0,015	0,0499	0,134	$0,0062 \pm 8\%$, 10% ϵ
angespannt	1533	1571	1593	0,037	0,1286	0,264	$0,11 \pm 2\%$, 10% ϵ

Die Werte, die in [77] angegeben wurden, gelten für Muskeln allgemein. Sie wurden bei 10% Dehnung gemessen und sind daher Zugmoduln. Die Angaben liegen bei entspanntem Muskel unter den am Bizeps gemessenen und bei gespanntem Muskel darüber.

Bei den meisten Testpersonen nehmen sowohl der E-Modul als auch die Schallgeschwindigkeit mit erhöhtem Kontraktionszustand zu. Bei einigen Probanden wurde aber auch eine geringere Schallgeschwindigkeit bei erhöhter Kontraktion gemessen. Die Steigung des Trends zwischen Schallgeschwindigkeit und E-Modul unterscheidet sich von Person zu Person erheblich. Eine Differenzierung nach dem Geschlecht der Probanden ergab keine Verbesserung der Ergebnisse. Die ermittelten E-Moduln zeigen ebenfalls keine Korrelation mit der Stauchgeschwindigkeit.

Zwischen den Mittelwerten der Druck-E-Moduln im entspannten und angespannten Muskel ist eine Erhöhung um 160% zu beobachten. Die mittlere Schallgeschwindigkeit der beiden Zustände erhöht sich um 5 m/s. Dies entspricht einem prozentualen Anteil von 0,32%.

Zusammenfassung

- Auch die mit der mobilen Prüfeinrichtung gemessenen Schallgeschwindigkeiten sind ähnlich zu den in der Literatur angegebenen Werten.
- Der Bereich für den Druck-E-Modul erstreckt sich insgesamt von 0,002 MPa bis 0,4 MPa.
- Zwischen den Ergebnissen an Geweben in vivo und post mortem sind große Unterschiede zu beobachten.
- Der Trend, der bei den mit der stationären Prüfeinrichtung gemessenen Muskelproben vom Schwein beobachtet wurde, konnte mit der mobilen Prüfmethode nicht bestätigt werden.
- Die Schallgeschwindigkeit in Fettgewebe ist deutlich geringer als die anderer Gewebearten.
- Alle Kennlinien der Belastungsversuche weisen nichtlineares Kurvenverhalten auf.
- Alle Kurven zeigen eine große Hysterese.
- Im Stauchgeschwindigkeitsbereich von 10 mm/min bis 50 mm/min ist auch bei diesen Versuchen keine Abhängigkeit der mechanischen Eigenschaften zu erkennen gewesen.
- Kleine Meßwertbereiche der Schallgeschwindigkeit bilden sich auf große prozentuale Änderungen der elastischen Eigenschaften ab.
- Der sogenannte „warm-up“-Effekt konnte auch bei den geprüften lebenden Organen nicht nachgewiesen werden.
- Die Vorgeschichte der Proben, die mit der mobilen Prüfeinrichtung getestet wurden, war größtenteils bekannt.

4.3.4 Diskussion

Zugversuche

Bei den Zugversuchen wurden keine Schallgeschwindigkeitsmessungen durchgeführt. Daher war kein Vergleich der elastischen mit den akustischen Eigenschaften möglich.

Bedingt durch den Aufbau mit der Prüfeinrichtung für die technische Materialprüfung wurden die Proben vertikal an der Kraftmeßdose hängend eingespannt. Durch diese Anordnung ergeben sich Verformungen durch das Eigengewicht der Probe. Die Festlegung der Meßlänge kann daher, trotz genauer Meßwertaufnahme und -digitalisierung, nicht präzise genug bestimmt werden. Die Genauigkeit der Kraftmessung ist zudem durch den Einsatz einer 2 kN Kraftmeßdose gering.

Der Zugquerschnitt wird bei der Spannungsberechnung als über den Versuch konstant bleibend angenommen. Dies ist jedoch nicht der Fall. Biologisches Gewebe zeigt starke Querverformungen. Das Volumen der Probe ändert sich bei der annähernd gewährleisteten Inkompressibilität nicht. Bereits geringe Belastungen bewirken große Deformationen der Probe.

Die Klemmvorrichtung wurde zwar für biologische Gewebe konstruiert, jedoch rutschte das Gewebe oft aus der Halterung. Zerreißproben konnten daher bei den meisten Gewebearten nicht durchgeführt werden.

Die geringe Probenzahl läßt keine verallgemeinernden Aussagen über das Zugverhalten zu. Aufgrund der mangelnden Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse für Zugeigenschaften weichen Gewebes und der fehlenden Aussagefähigkeit der Zugversuche für eine nichtinvasive Meßmethode ist hier auf die Durchführung weiterer Versuche verzichtet worden.

Bestätigt wurde mit diesen Versuchen das Vorhandensein von nichtlinearem, viskosen Materialverhalten, jedoch ohne daß eine Abhängigkeit von der Zuggeschwindigkeit besteht. Die

elastischen Zugeigenschaften exzidiertes Gewebestücke unterscheiden sich bei verschiedener Gewebeart, Herkunft und Vorgeschichte deutlich.

Quetschversuche mit Schallgeschwindigkeit

Alle Spannungs-Stauchungs-Diagramme weisen bei der Messung von exzidiertem Gewebe einen linearen Bereich zwischen 0% und 15% Stauchung auf. Weiterhin sind Ähnlichkeiten zwischen Kurvenformen einer Organsorte beobachtet worden. Die Spannungs-Stauchungs-Diagramme konnten daher für jede untersuchte Gewebeart mit nur einem Parameter gekennzeichnet werden. Diese Ähnlichkeit der Kennlinien ist bisher nicht festgestellt worden.

Zwischen der Tangentensteigung der Kennlinien im Nullpunkt und der Stauchgeschwindigkeit konnte keine Abhängigkeit festgestellt werden. Ebenfalls konnte keine Abhängigkeit der Kennlinienform von der Stauchrate erkannt werden. Diese Beobachtung deckt sich mit der von *Fung* [69]. Der Einfluß der Belastungsgeschwindigkeit auf die Materialparameter ist daher in dem hier betrachteten Bereich der langsamen Verformung nicht relevant.

Der Zusammenhang zwischen E-Modul und Schallgeschwindigkeit ist in den Diagrammen in Abbildung 4-23 und Abbildung 4-25 mit einer linearen Funktion angenähert. Die Streubreite der Meßwerte um diese Kurve liegt jedoch in der Größenordnung des gesamten Meßbereichs. Bei den Versuchsreihen an Rindergewebe wurde die Schallgeschwindigkeit teilweise mit der Spitzenwertmessung und teilweise durch Messung des Eintreffens der ersten Signalflanke bestimmt. Zudem wurde vielfach mit kleinen Probenabmessungen gearbeitet, wodurch die Laufzeiten in der Größenordnung der Prüfkopfvorlaufzeit lagen. Die Meßgenauigkeit der Schallgeschwindigkeit ist daher bei einigen Meßreihen an Rindergewebe reduziert.

In allen Prüfdurchläufen ist die Hysterese stark ausgeprägt. Sie tritt bei den Versuchen *in vitro* gemeinsam mit plastischer Verformung auf. *In vivo* wurden mit den dabei eingepprägten Belastungsamplituden keine remanenten plastischen Verformungen provoziert. Exzidiertes Gewebe besitzt keine Möglichkeit zur Regeneration. Daher können Deformationen hierbei schon bei kleinen Amplituden irreversible Materialzerstörungen verursachen und abweichende Ergebnisse liefern.

Bei der Prüfung im Belastungsversuch liegt keine Kenntnis über innere Struktur der Prüfstücke vor. Für die Abschätzung, ob der Körper Inhomogenitäten, wie Hohlräume und Bindegewebe enthält, können nur die an der Oberfläche sichtbaren Strukturen herangezogen werden. Durch die fehlende Beobachtbarkeit können Abweichungen in den Meßergebnissen entstehen, ohne mit den Ursachen in Verbindung gebracht zu werden. Speziell bei den in dieser Arbeit untersuchten Organen Niere, Leber, Milz und Muskel sind Inhomogenitäten nicht auszuschließen (siehe Abschnitt 2.2.1).

Messungen *in vivo*

Allgemein ergeben sich besonders im lebenden Körper Schwierigkeiten bei der Anwendung von mechanischen Belastungsversuchen. Quantitativ auswertbare Zugversuche werden aus den in Abschnitt 2.2.1 genannten Gründen ausgeschlossen.

Die Organe eines lebenden Körpers befinden sich in einem mechanischen Verbund, wodurch innere Spannungen durch Halte- und Stützkräfte aus der Wechselwirkung mit anderen Organen entstehen können. Im Belastungsversuch wirkt sich eine möglicherweise vorherrschende Spannungsanisotropie unvorhersehbar auf das Meßergebnis aus. Die Auswahl eines möglichst homogenen und spannungsisotropen Prüfstücks muß für die Druckversuche gewährleistet sein können. Durch die Komplexität, die Inhomogenität und die Anordnung der Organe im Körper ist diese Auswahl stark eingeschränkt. Sogar bei entsprechender Auswahl ist eine Restunsicherheit durch die mangelhafte Beobachtbarkeit gegeben.

Die ermittelten Beträge der E-Moduln sind deutlich geringer als die, die aus den Schlachthofmessungen stammen. Im lebenden Organismus weisen alle Organe geringere Steifigkeiten auf als bei Messungen post mortem. Aus den Vergleichsmessungen ist zu erkennen, daß sich das mechanische Materialverhalten biologischen Gewebes unmittelbar nach dem Tod des Organismus wesentlich ändert.

Auf die Ergebnisse wirken die innere Organstruktur, die Art und Menge der Perfusion¹ ein. Aufgrund der reduzierten Beobachtbarkeit des inneren Probenaufbaus können nicht alle Einflußgrößen zur Differenzierung der Auswertung herangezogen werden.

Die Temperatur zeigt keinen Einfluß auf die Meßergebnisse. Die bei den Messungen vorliegenden Werte lagen zwischen 30 und 37°C. In inneren Organen unterscheidet sich die Schallgeschwindigkeit in diesem Bereich um 9 m/s (ca. 0,6% bei 1500m/s) (siehe entsprechende Tabelle in Anhang E). Diese Differenz liegt in der Größenordnung des Meßfehlers der Schallgeschwindigkeit und kann daher vernachlässigt werden. Die elastischen Eigenschaften weisen keine meßbaren Veränderungen in dem Temperaturbereich auf.

Die lebenden Gewebe sind durch ihre Durchblutung mechanisch regenerationsfähig. Wiederholte Untersuchungen eines Organs an einer Stelle ergeben gleiche Ergebnisse, wenn Erholungsphasen von wenigen Minuten berücksichtigt werden.

Ein Einfluß auf die Meßergebnisse durch die Änderung des inneren Zell- und Gefäßdrucks bei pulsierender Durchblutung konnte nicht beobachtet werden. Es ist weder eine pulsierende mechanische Änderung der Spannungs- und Deformationsverhältnisse, noch eine rhythmische Variation der Schallgeschwindigkeit zu erkennen gewesen.

Bizepsmessungen

Aus den Meßreihen am menschlichen Bizeps können allgemein gültige Folgerungen nur bedingt gezogen werden. Ein Zusammenhang zwischen Schallgeschwindigkeit und Anfangssteigung ist hier nicht nachgewiesen worden. Entsprechende Vergleiche mit anderen Parametrisierungsverfahren führen zum gleichen Ergebnis. Auch die Einflußgrößen Stauchgeschwindigkeit und Geschlecht der Testpersonen zeigen keine Korrelation mit den mechanischen oder akustischen Eigenschaften. Für die Validierung einer Methode zur Bestimmung der Elastizität durch Schallgeschwindigkeitsmessung am menschlichen Bizeps zeigen die in dieser Arbeit ermittelten Meßdaten zu große Variationen.

In Muskeln können parasitäre innere Spannungen durch deren Ruhetonus auftreten.

Je nach Trainingszustand und gegenwärtiger Konstitution ändern sich Muskelvolumen, Durchblutung und Zusammensetzung. Ein höherer Wasseranteil im Gewebe führt beispielsweise zu geringerer Schallgeschwindigkeit. Ist dessen Ursache eine stärkere Durchblutung bei Kraftentwicklung, hat dies steiferes Materialverhalten zur Folge. Andererseits muß mehr Wasser im Gewebe nicht zwangsläufig zu einer Verhärtung beitragen. Ein erhöhter Fettanteil, der keine versteifenden Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften ausübt, kann ebenfalls Ursache für eine geringere Schallgeschwindigkeit sein. Bindegewebsstrukturen im Muskel erhöhen gleichzeitig die Schallgeschwindigkeit und die Steifigkeit. Die Beiträge der verschiedenen Einflußgrößen können nicht ohne weiteres meßtechnisch erfaßt und voneinander getrennt werden.

Sowohl bei der mechanischen Belastungsprüfung als auch bei der Messung der Schallgeschwindigkeit erfolgt eine gemittelte Erfassung der vorliegenden Materialeigenschaften. Die unterschiedlichen Einflüsse von Fettschichten, Bindegewebsanteilen und Muskelgewebe können bei dieser Meßmethode nicht voneinander getrennt werden.

¹ Durchströmung

4.3.5 Fazit

- Durch die in dieser Arbeit eingesetzten Prüfeinrichtungen und -methoden und der getroffenen Auswahl der Proben ist kein allgemeiner Zusammenhang zwischen Schallgeschwindigkeit und elastischen Eigenschaften zu erkennen gewesen. Die Meßwerte und Ergebnisbereiche zeigen große Streuungen, die nicht auf Meßfehler der Meßinstrumente zurückzuführen sind. Ebenso war die Empfindlichkeit der Prüfgeräte ausreichend. Die Zahl der Versuche läßt verallgemeinernde Aussagen über die betrachteten Gewebearten zu.
- Es wurden ausschließlich diejenigen Einflußgrößen für die Erstellung eines akustomechanischen Modells berücksichtigt, die in einer angestrebten nichtinvasiven Meßmethode bestimmt werden können. Es hat sich gezeigt, daß für die Aufstellung eines allgemeinen Modells Einflußgrößen zu berücksichtigen sind, die nur invasiv ermittelt werden können.
- Die Kurvenform der Belastungskennlinien ist bis 60% Stauchung organspezifisch ähnlich. Alle gemessenen Kurven weisen einen linearen Bereich bis 15% Stauchung auf.
- Weder die Kurvenform der Kennlinien noch deren Steigungen im Ursprung zeigten eine Abhängigkeit von der Stauchgeschwindigkeit.
- Es wurden deutliche Veränderungen der mechanischen Materialeigenschaften post mortem zu denen in vivo festgestellt. Generell waren die Organe im lebenden Organismus weicher. Die gemessene Schallgeschwindigkeit zeigte zwischen den beiden Zuständen jedoch keine wesentliche Veränderung. Die Einflüsse durch Temperaturabfall und Gerinnung des Blutes sind aufgrund der kurzen zeitlichen Abständen zwischen den Messungen (wenige Minuten post mortal) vernachlässigbar.

5 Zusammenfassung

Ausgehend von den theoretischen Grundlagen und Erfahrungen der mechanischen Werkstoffprüfung wurde ein Verfahren konzipiert und meßtechnisch untersucht, das die mechanischen Eigenschaften lebenden biologischen Gewebes, basierend auf Ultraschallgeschwindigkeitsmessungen, bestimmen kann.

In einem theoretischen, akustomechanischen Modell wurden, unter Berücksichtigung bekannter Zusammenhänge und dem Aspekt der angestrebten nichtinvasiven Messung, mögliche Abhängigkeiten zwischen mechanischen und akustischen Materialparametern isoliert.

Zur Vorbereitung einer nichtinvasiven Messung der Schallgeschwindigkeit von biologischem Gewebe wurden zwei Meßmethoden mit bildgebenden, medizinischen Diagnosesystemen vorgestellt. Eine Methode basiert auf der bimodalen Kombination eines Ultraschallsystems mit einem Röntgen- oder Magnetresonanztomographiesystem. Bei der anderen Methode genügt ein einzelnes herkömmliches Ultraschalldiagnosesystem. Für die Durchführung wurde eine spezielle Meßanordnung eingerichtet und entsprechende Software entwickelt. Die Schallgeschwindigkeiten der Niere und der Leber wurden nichtinvasiv gemessen.

Für die Verifikation des Modells sind verschiedene Prüfeinrichtungen konstruiert worden, mit denen die Untersuchung der Korrelation zwischen den relevanten Materialgrößen möglich ist. Das mechanische Verhalten biologischer Gewebe wurde im einaxialen Zugversuch mit einer Einrichtung zur technischen Materialprüfung untersucht. Weiterhin wurden zwei unterschiedliche Prüfeinrichtungen konstruiert, die gleichzeitig die Schallgeschwindigkeit messen und eine Kennlinie des Belastungs-Deformationsverhaltens aufzeichnen können. Darunter befanden sich eine stationäre Prüfmaschine, die präzise Vorgaben der Führungsgröße gewährleistete, und ein mobiler Meßaufbau, durch den Experimente im Schlachthof Karlsruhe und im experimentellen Operationssaal der Universitätsklinik Heidelberg möglich wurden. Die Versuche konnten direkt nach Schlachtung und Entnahme der Organe aus dem Tier bzw. im experimentellen Operationssaal direkt im lebenden Tier durchgeführt werden.

Es wurde eine große Zahl von Experimenten an tierischem Gewebe durchgeführt. Die Proben stammten hauptsächlich aus inneren Organen von Schweinen. Die mechanischen und akustischen Materialparameter wurden gemessen und miteinander verglichen. Die Gewebeproben zeigten im einaxialen Druckversuch nichtlineares, rheonomes Materialverhalten, ohne daß ein Einfluß der hier applizierten kleinen Belastungsgeschwindigkeiten zu erkennen war. Sämtliche Kennlinien konnten durch einen unteren linearen Teilbereich bis 15% Stauchung und einem organspezifischen, durch ein Polynom 3. Grades zu beschreibenden, oberen Teilbereich charakterisiert werden. Die E-Moduln, die als Tangentensteigungen aus dem unteren linearen Teil der Spannungs-Stauchungs-Diagramme ermittelt wurden, wiesen einen durchschnittlichen Korrelationskoeffizienten von 0,6 im Vergleich mit der vor dem Belastungsversuch gemessenen Schallgeschwindigkeit auf.

Die Ergebnisse aus den Versuchen an Gewebe, das aus dem Körper entnommen wurde, sind mit Messungen an lebenden Schweinen verglichen worden. Dabei wurden große Unterschiede der mechanischen Parameter beobachtet, während nur kleine Unterschiede der Schallgeschwindigkeit gemessen wurden.

Die gemessenen biologischen Materialparameter wurden in eine bereits bestehende Software zur elastodynamischen Gewebesimulation eingesetzt.

Mit einer im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Simulationssoftware wurde die Ausbreitung von Schallwellen in biologischen Medien untersucht. Das Programm liefert Erkenntnisse in der Bildgebung mit Ultraschall in Impulstechnik. Weiterhin zeigt es Möglichkeiten und

Schwierigkeiten bei der Durchführung der nichtinvasiven Messung von Schallgeschwindigkeiten auf.

Die neuen Aspekte der hier untersuchten Meßmethode sind die Betrachtung und Evaluierung des Zusammenhanges zwischen den mechanischen Eigenschaften und der Schallgeschwindigkeit weicher biologischer Gewebe und der Vorschlag einer nichtinvasiven Messung der Schallgeschwindigkeit mit multimodalen bildgebenden Diagnosesystemen.

Es wurden ausschließlich diejenigen Einflußgrößen für die Erstellung eines akustomechanischen Modells berücksichtigt, die nichtinvasiv an lebendem Gewebe bestimmt werden können. Die Prüfeinrichtungen für die experimentelle Untersuchung des Zusammenhanges wiesen eine hohe Meßgenauigkeit und -empfindlichkeit auf. Die Zahl der Versuche, bei denen die elastischen und die akustischen Gewbeeigenschaften gleichzeitig bestimmt wurden, war für verallgemeinernde Aussagen ausreichend.

Mit den Ergebnissen der in dieser Arbeit durchgeführten Meßreihen ist festgestellt worden, daß die mechanischen Eigenschaften von weiteren Einflußgrößen abhängen. Es wurde beobachtet, daß der Zustand der Durchblutung von entscheidender Bedeutung für die mechanischen Materialkenngrößen ist. Für den Betrag der Schallgeschwindigkeit sind dagegen die Anteile der chemischen Komponenten maßgeblich verantwortlich.

Die Organform und -lage im mechanischen Verbund der Gewebe hat ebenfalls einen großen Einfluß auf das mechanische Verhalten. Allein die Messung der Schallgeschwindigkeit eines Materials kann aber die Abhängigkeit von diesen Eigenschaften nicht berücksichtigen.

Die Messung erfolgte mit einer in der Materialprüfung unbekanntem Versuchsart, dem sogenannten Quetschversuch mit zylindrischer Flächenpressung. Bei dieser Prüfmethode ist die Spannung über die Quetschfläche nicht konstant. Unter Umständen haben die Effekte durch zusätzliche Scherbeanspruchung des Materials an den Rändern der Kolben einen großen Einfluß auf die Versuchsergebnisse. Neben den mechanischen Quetscheigenschaften der Meßstrecke werden kombinierte Einflüsse aus dem umgebenden Organbereich bei der Belastungsprüfung erfaßt.

In der Literatur sind keine Daten zum Vergleich der Parameter aus den Quetschversuchen zu finden. Alle Angaben beziehen sich dort auf Zugversuche. Diese ergeben jedoch Schwierigkeiten bei der gleichzeitigen Messung der Schallgeschwindigkeit. Zudem kann bei Zugversuchen an biologischem Gewebe kein konstanter Prüfquerschnitt gewährleistet werden. Die in dieser Arbeit durchgeführten Zugversuche vervollständigen die Untersuchung der mechanischen Materialeigenschaften, können jedoch aufgrund unzureichender Reproduzierbarkeit und fehlender Information über die akustischen Eigenschaften nicht in die Aussagen über das akustomechanische Modell einfließen.

Die Belastungsgeschwindigkeit zeigte keinen Einfluß auf die Kennlinien der Gewebe. Die Applikation geringfügig unterschiedlicher Verläufe der Führungsgröße, wie sie bei der Messung mit der mobilen Prüfeinrichtung auftrat, spielte daher eine untergeordnete Rolle.

Es ist nicht zu erwarten, daß die Vernachlässigung der Dichtemessung in den Versuchen mit der mobilen Prüfeinrichtung einen starken Einfluß auf die Meßwerte hat. Die Variation der Materialdichte zwischen weichen, biologischen Organen ist kleiner als 2%. Dieser Bereich ist klein gegenüber dem der gemessenen Elastizitätswerte.

Durch die Frequenzabhängigkeit der Schallgeschwindigkeit können Unterschiede zwischen der Phasen- und der gemessenen Gruppengeschwindigkeit bei Vorhandensein von Dispersion entstehen. In stark dispersiven Materialien kann das in dieser Arbeit eingesetzte Impuls-Lauf-

zeit-Verfahren daher fehlerhafte Ergebnisse liefern. Für biologische Gewebe wurde jedoch von nur geringer Dispersion berichtet.

Die nichtinvasive Bestimmung der Schallgeschwindigkeit kann zur Differenzierung von weichen Organen zu Fettgewebe eingesetzt werden, da die meisten weichen Organe eine zu Fett stark unterschiedliche Schallgeschwindigkeit aufweisen. Denkbar ist auch eine Methode zur nichtinvasiven Bestimmung des Gewebefettanteils.

Es hat sich gezeigt, daß für die Aufstellung eines allgemeinen akustomechanischen Modells im Sinne dieser Arbeit Einflußgrößen zu berücksichtigen sind, die mit gegenwärtig verfügbaren, nichtinvasiv arbeitenden medizinischen Diagnosesystemen nicht gemessen werden können.

Eine Fortführung der Untersuchung eines Zusammenhanges zwischen mechanischen Eigenschaften und nichtinvasiv erfaßbaren Größen könnte für Muskelgewebe unter Zuhilfenahme elektrischer Reizstromableitung erfolgen („Innervationstomographie“). Andere radiometrische Verfahren, die beispielsweise Mikrowellen oder Infrarotstrahlung nutzen, könnten in fortgeführte Experimente eingehen.

Für eine weitere Untersuchung der elastodynamischen Eigenschaften biologischer Gewebe sind genormte Verfahren zu entwickeln, die für sämtliche Materialparameter untereinander vergleichbare Werte erzielen können.

6 Literatur

- [1] Kühnapfel, U. et al.: Endosurgery Simulations with KISMET: A Flexible Tool for Surgical Instrument Design, Operation Room Planning and VR Technology based Abdominal Surgery Training (1995), Forschungszentrum Karlsruhe, IAI, HIT, Virtual Reality World , Seiten: 165-171
- [2] Kuhn, C.: Modellbildung und Echtzeitsimulation deformierbarer Objekte zur Entwicklung einer interaktiven Trainingsumgebung für die Minimal-Invasive Chirurgie (1997), Forschungszentrum Karlsruhe, Bericht FZKA 5872
- [3] Kühnapfel, U.: Grafische Realzeitunterstützung für Fernhandhabungsvorgänge in komplexen Arbeitsumgebungen im Rahmen eines Systems zur Steuerung, Simulation und Off-Line-Programmierung (1991), Universität Karlsruhe, Dissertation
- [4] Voges, U., Kühnapfel, U. et al.: Experimenteller Telemanipulator für die minimal invasive Chirurgie (1995), Forschungszentrum Karlsruhe, Bericht FZKA 5670, Seiten: 106-111
- [5] Medical Physics (1981), SIDF Bologna-Italy
- [6] Morneburg, H. (Hrsg.): Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik (1995), Siemens
- [7] Eichmeier, J.: Medizinische Elektronik (1983), Springer
- [8] King,A.L.,Lawton,R.W.: Elasticity of Body Tissues (1960), Chicago Year Book Publ. 1950 u. 1960, Medical Physics, Vol II, Vol.III
- [9] Hartung, C.: Zur Biomechanik weicher Gewebe (1975), VDI-Verlag, Düsseldorf, Seiten: 1-74
- [10] Mol, C.R., Breddels, P.A.: Ultrasound Velocity in Muscle (1982), State University of Utrecht, NL, Journal of Acoustical Society of America, Band 71, Seiten: 455-461
- [11] Levinson, S.F.: Ultrasound Propagation in Anisotropic soft Tissues (1987), University of Rochester, Journal of Biomechanics Bd. 20, Seiten: 251-260
- [12] O'Donnell, M. et al.: Relationship between Collagen and Ultrasonic Backscatter in Myocardial Tissue (1981), Washington University, Department of Physics and School of Medicine, St. Louis, Missouri 63130, USA, J.Acoust.Soc.Am.(69), Seiten: 580-588
- [13] Mottley, J.G. et al.: Anisotropy of the Ultrasonic Backscatter of Myocardial Tissue: Theory and Measurements in vitro (1988), Washington University, Department of Physics and School of Medicine, St. Louis, Missouri 63130, USA, J.Acoust.Soc.Am.(83), Seiten: 755-761
- [14] Wear, K.A. Et al.: Contraction-Related Variation in Frequency Dependence of Acoustic Properties of Canini Myocardium (1989), J.Acoust.Soc.Am.(86), Seiten: 2067-2072
- [15] Hete, B., Shung, K.K.: A Study of the Relationship between Mechanical and Ultrasonic Properties of Dystrophic and Normal Skeletal Muscle (1995), Respironics, Murrysville, USA, Ultrasound in Medicine and Biology Bd. 21 Heft 3, Seiten: 343-352
- [16] Zhang D; Gong X; Ye S: Acoustic nonlinearity parameter tomography for biological specimens via measurements of the second harmonics (1996), Institute of Acoustics, Nanjing University, People's Republic of China, J Acoust Soc Am, Apr, 99:4 Pt 1, Seiten: 2397-2402
- [17] Krouskop, T.A. et al. : A Pulsed Doppler Ultrasonic System for Making Noninvasive Measurements of the Mechanical Properties of Soft Tissue (1987), University of Texas, Houston, Journal of Rehabilitation Research Bd. 24, Seiten: 1-8
- [18] Lerner, R.M. et al.: Sono-elasticity'-Images derived from Ultrasound Signals in Mechanically Vibrated Targets (1988), Report of the Commission of the European Communities Paper-Nr.: EUR11816EN, Seiten: 127-129

-
- [19] Parker, K.J., Lerner, R.M. et al.: Tissue Response to mechanical vibrations for 'Sonoelasticity-Imaging'. (1990), *Ultrasound in Medicine and Biology* Bd. 16, Heft 3, Seiten: 241-246
- [20] Lerner, R.M. et al.: Sonoelasticity-Images derived from Ultrasound Signals in mechanically vibrated Tissues (1990), University of Rochester, *Ultrasound in Medicine and Biology* Bd. 16, Heft 3, Seiten: 231-239
- [21] Lee, F.J., Lerner, R.M. et al.: Sonoelasticity Imaging: Results in in-vitro Tissue Specimens (1991), University of Rochester, *Radiology* Bd. 181, Seiten: 237-239
- [22] Gao, L. et.al.: Sonoelasticity Imaging: Theory and experimental Verification (1995), University of Rochester, *Journal of Acoustical Society of America*, Band 97, Heft 6, Seiten: 3875-3886
- [23] Rubens, D.J., et al.: Sonoelasticity Imaging of Prostate Cancer: in-vitro Results (1995), University of Rochester, *Radiology* Vol 195 Iss 2, Seiten: 379-383
- [24] Ophir, J. Cespedes, I. et al.: Elastography: A Quantitative Method for Imaging the Elasticity of Biological Tissues (1991), University of Texas, Houston, *Ultrasonic Imaging* Bd. 13, Seiten: 111-134
- [25] Cespedes, I. et al.: Elastography: Elasticity Imaging using Ultrasound with Application to Muscle and Breast in vivo (1993), University of Texas, Houston, *Ultrasonic Imaging* Bd. 15, Seiten: 73-88
- [26] Ponnekanti, H. et al.: Ultrasonic Imaging of the Stress Distribution in Elastic Media Due to an External Compressor (1994), University of Houston, Texas, *Ultrasound in Medicine and Biology* Bd. 20 Heft 1, Seiten: 27-34
- [27] Ophir, J. et al.: Elastography of Beef Muscle (1994), University of Houston, Texas, *Meat Science* Bd. 36, Heft 1-2, Seiten: 239-250
- [28] Ponnekanti, H. et al.: Fundamental Mechanical Limitations on the Visualization of Elasticity Contrast in Elastography (1995), University of Texas, Houston, USA, *Ultrasound in Medicine and Biology* Vol. 21, Iss 4, Seiten: 533-543
- [29] Ponnekanti, H. Ophir, J., Huang, Y., Céspedes, I.: Fundamental Mechanical Limitations on the Visualisation of Elasticity Contrast in Elastography (1995), *Ultrasound in Medicine and Biology*, Bd. 21, Heft 4, Seiten: 533-544
- [30] Céspedes, I. et al.: Theoretical Bounds on Strain Estimation in Elastography (1995), *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* Bd. 42, Heft 5, Seiten: 969-972
- [31] Céspedes, I., Huang, Y, Ophir, J., Spratt, S.: Methods for Estimation of Subsample Time Delays of Digitized Echo Signals (1995), Houston University of Texas, *Ultrasonic Imaging* 17 (2), Seiten: 142-147
- [32] Céspedes, I. et al.: Methods for Estimation of Sub-Sample Time Delays of Digitized Echo Signals (1995), *Ultrasonic Imaging* Bd. 17, Heft 2, Seiten: 142
- [33] Kallel, F., Ophir, J., Céspedes, I.: Determination of Elasticity Distribution in Tissue from Spatio-Temporal Changes in Ultrasound Signals (1995), *Acoustical Imaging* Volume 22, Seiten: 433-444
- [34] Chen, E.J. et al.: Young's Modulus Measurement of Soft Tissues with Application to Elasticity Imaging (1996), *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, Vol. 43, No. 1, January 1996, Seiten: 191-194
- [35] Skovoroda, A.R. et al.: Theoretical Analysis and Verification of Ultrasound and Strain Imaging (1994), *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, Vol. 41, No.3, Seiten: 302-313
- [36] O'Donnell, M., Skovoroda, A.R. et al.: Internal Displacement and Strain Imaging Using Ultrasonic Speckle Tracking (1994), *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* Bd. 41, Seiten: 314-325

-
- [37] Skovoroda, A.R., Emelianov, S.Y., O'Donnell, M.: Tissue Elasticity Reconstruction Based on Ultrasonic Displacement and Strain Images (1995), IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, Vol. 42, No. 4, July 1995, Seiten: 747-765
- [38] Emelianov, S.Y. et al.: Elasticity Imaging for Early Detection of Renal Pathology (1995), University of Michigan, Ultrasound in Medicine and Biology Vol. 21, Iss 7, Seiten: 871-883
- [39] Fowlkes, J.B., Skovoroda, A.R., Emelianiv, S.Y.: Magnetic Resonance Imaging Techniques for Detection of Elasticity Variation (1995), Medical Physics Bd. 22, Heft 11 Teil 1, Seiten: 1771-1778
- [40] Skovoroda, A R, Lubinski, M A, Emelianov, S Y, O'Donnell, M: Nonlinear Estimation of the Lateral Displacement Using Tissue Incompressibility (1998), IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control Band 45, Heft 2, Seiten: 491-503
- [41] Kallel, F, Ophir, J, Magee, K, Krouskop, T: Elastographic Imaging of Low-Contrast Elastic Modulus Distributions in Tissue (1998), Department of Radiology, Houston, USA, Ultrasound in Medicine and Biology, Band 24, Heft 3, Seiten: 409-426
- [42] Levinson, S.F. et.al.: Sonoelastic Determination of Human Skeletal Muscle Elasticity (1995), Tokyo Institute of Technology, Journal of Biomechanics Band 28, Heft 10 , Seiten: 1145-1154
- [43] Muthupillai, R. et al.: Magnetic Resonance Elastography by direct Visualization of Propagating Acoustic Strain Waves (1995), Mayo Clinic and Foundation, Rochester, Science Bd. 269 Nr. 5232 , Seiten: 1854-1857
- [44] Muthupillai, R. et al.: Magnetic Resonance Elastography (1996), Mayo Clinic and Foundation, Rochester, Nat Med 2:5, Seiten: 601-603
- [45] Muthupillai R, Rossman PJ, Lomas DJ, Greenleaf JF, Riederer SJ and Ehman RL.: Magnetic resonance imaging of transverse acoustic strain waves (1996), Mag. Reson. in Med. 36 , Seiten: 266-274
- [46] Manduca, A., Muthupillai, R. et al.: Visualization of Tissue Elasticity by Magnetic Resonance Elastography (1996), Lecture Notes in Computer Science Bd. 1131, Heft 1131, Seiten: 63-68
- [47] Manduca, A., Muthupillai, R.: Visualization of Tissue Elasticity by Magnetic Resonance Elastography (1996), Lecture Notes in Computer Science, Band 1131, Heft vol: 1131; 8, Mayo Clinic and Foundation, Rochester, Seiten: 63-68
- [48] Lewa, C.J. et al.: MR Imaging of Viscoelastic Properties (1995), Université de Rennes, France, Journal of Magnetic Resonance Imaging, Bd. 5, Heft 2, Seiten: 242-244
- [49] Gao L; Parker KJ; Lerner RM; Levinson SF: Imaging of the elastic properties of tissue-a review (1996), Department of Electrical Engineering, University of Rochester, NY 14627, USA, Ultrasound Med Biol, 22:8, Seiten: 959-977
- [50] Göldner, H.: Lehrbuch Höhere Festigkeitslehre Band 1 + 2 (1985), Physik-Verlag Weinheim
- [51] Fung, Y.C.: Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissue (1993), Springer 2nd Edition
- [52] Leipholz, H.: Einführung in die Elastizitätstheorie (1968), G. Braun
- [53] Schaaffs, W.: Molekularakustik (1963), Springer
- [54] Düllmann, H.: Ermittlung der elastischen Kennwerte von Gesteinen mittels US-Laufzeitmessungen (1976), RWTH Aachen
- [55] Stüwe, H.P.: Mechanische Anisotropie (1974), Springer
- [56] McIntire, P. (editor): Nondestructive Testing Handbook (1992), American Society for Nondestructive Testing, Seiten: 384-431

- [57] Deutsches Institut für Normen: Prüfung von Kunststoffen: Druckversuch (1971), Beuth-Verlag, DIN 53 454, Seiten: 1-6
- [58] Deutsches Institut für Normen: Prüfung von Kunststoffen: Bestimmung des Elastizitätsmoduls im Zug-, Druck- und Biegeversuch (1987), Beuth-Verlag, DIN 53 457, Seiten: 1-7
- [59] Deutsches Institut für Normen: Bestimmung der Zugeigenschaften Teil 1 + 3 (1996), Beuth-Verlag, DIN EN ISO 527-1, -3, Seiten: 1-8
- [60] Nayfeh, A.H.: Wave Propagation in Layered Anisotropic Media (1995), North-Holland, ISBN 0-444-89018-1
- [61] Gamer, U., Pao, Y.H.: Grundlagen der akustoelastischen Spannungsmessung (1984), Österreichische Ingenieur- und Architektenzeitschrift 129.Jg. Heft 2, Seiten: 51-54
- [62] Gamer, U., Pao, Y.H.: On the Speeds of Ultrasonic Waves in Elastic Bodies (1984), TU Wien, Zeitschrift für angewandte Mathematik und Mechanik 64, Seiten: 44-45
- [63] Bergmann, L.: Der Ultraschall (1954), S. Hirzel
- [64] Krautkrämer, J.+H.: Werkstoffprüfung mit Ultraschall (1980), Springer
- [65] Jin, C.: A Continuous Wave Method for Simultaneous Sound Velocity and Attenuation Measurements (1996), Review of Scientific Instruments Bd. 67, Heft 1, Seiten: 271-273
- [66] Wells, P.N.T.: Biomedical Ultrasonics (1977), Academic Press, London, Seiten: 110-130
- [67] Lu, X.M., Ying, C.F.: A Modified Model of Ultrasound Scattering for Biological Tissues (1990), Drexel University, Philadelphia, CH2834-3/90/0000-0037, Seiten: 37-38
- [68] Helbig, K.: Elastische Wellen in anisotropen Medien (1958), Universität München, Seiten: Teil1: 176-211, Teil2: 256-288
- [69] Fung, Y.C. et al.: A First Course in Continuum Mechanics 3rd Edition (1993), Prentice-Hall ISBN: 013061524-2
- [70] Fung, Y.C.: Stress, Strain, Growth and Remodeling of Living Organisms (1995), Birkhäuser Vlg., Basel, ZAMP - Zeitschrift für angewandte Mathematik und Physik, Bd. 46, Teil SPECI, Heft 9, Seiten: 469-482
- [71] Beer, R., Reihnsner, R., Millesi, H.: Biomechanik weicher biologischer Gewebe (1989), Akademie der Wissenschaften DDR, Experimentelle Methoden der Festkörpermechanik, Seiten: 6-21
- [72] Pauly, H., Schwan, H.P.: Mechanism of Absorption of Ultrasound in Liver Tissue (1971), Acoustical Society of America, Journal o. Acoust. Soc. Am. Vol. 50, No. 2 Pt. 2 1971, Seiten: 692-699
- [73] Grieshaber, F.A., Faust, U.: Mechanische Kenngrößen von biologischem Weichgewebe (1992), Universität Stuttgart, Biomedizinische Technik Bd. 37, Seiten: 278-286
- [74] Schneck, D.J.: Mechanics of muscle (1985), Santa Barbara, Kinko's Publishing Group
- [75] Grieshaber, F. A., Faust, U.: Verfahren zur Messung der Massendichte von Weichgeweben mit Ultraschall (1996), Biomedizinische Technik - Biomedical Engineering - Supplement, 1995, Band 40, Heft vol: 40 ; 87, Seiten: 187-188
- [76] Robinson DE; Ophir J; Wilson LS; Chen CF: Pulse-echo ultrasound speed measurements: progress and prospects (1991), Division of Radiophysics, Commonwealth Scientific and Industrial Research Organisation, Sydney, Australia, Ultrasound Med Biol, 17:6, Seiten: 633-646
- [77] Duck, F.A.: Physical Properties of Tissue - A Comprehensive Reference Book (1990), Academic Press, San Diego, California, USA, Seiten: 73-162
- [78] Fung, Y.C. et al.: Biomechanics: Motion, Flow, Stress and Growth (1990), Springer

- [79] Gaunaurd, G.C.: Wave Propagation in Isotropic Linear Viscoelastic Media (1989), Journal of Acoustic Society of America, Bd. 85, Nr. 3, March, Seiten: 995-1004
- [80] Ostashev, V.E.: Sound Propagation and Scattering in Media with Random Inhomogeneities of Sound Speed, Density and Medium Velocity (1994), Waves in Random Media Bd. 4, Heft 4, Seiten: 403-428
- [81] Hayashi N; Tamaki N; Senda M; Yamamoto K; Yonekura Y; Torizuka K; Ogawa T; Katakura K; Umemura C; Kodama M: A new method of measuring in vivo sound speed in the reflection mode (1988), Department of Radiology and Nuclear Medicine, Kyoto University School of Medicine, Japan, JCU J Clin Ultrasound, 16:2 , Seiten: 87-93
- [82] Chen CF; Robinson DE; Wilson LS; Griffiths KA; Manoharan A; Doust BD: Clinical sound speed measurement in liver and spleen in vivo (1987), Ultrasonics Institute, Chatswood, NSW, Australia, Ultrason Imaging, 9:4, Seiten: 221-235
- [83] Hill, C.R.: Ultrasonic Attenuation and Scattering by Tissues (1978), Vlieger, NewYork, Handbook of clinical Ultrasound, Seiten: 91-100
- [84] Sehgal, C.M. u.a.: Scattering of Ultrasound by Tissues (1984), 6/84 NewYork, Ultrasonic Imaging, Seiten: 60-80
- [85] Reihnsner, R. et al.: Two dimensional Elastic Properties of Human Skin in Terms of an incremental Model at the in-vivo Configuration (1995), TU Vienna, Medical Engineering and Physics Bd. 17 Heft 4, Seiten: 304-313
- [86] Petter,E., Meyer, J.U.: Einrichtung zur Messung mechanischer Eigenschaften von biologischem Gewebe (1996), FhG zur Förderung der angewandten Forschung, München, Patentschrift DE 4433 104 C1, Seiten: 1-4
- [87] Hoffmeister BK; Handley SM; Wickline SA; Miller JG: Ultrasonic determination of the anisotropy of Young's modulus of fixed tendon and fixed myocardium (1996), Washington University, Department of Physics and School of Medicine, St. Louis, Missouri 63130, USA, J Acoust Soc Am, Dec, 100:6, Seiten: 3933-3940
- [88] Aoki T; Ohashi T; Matsumoto T; Sato M: The pipette aspiration applied to the local stiffness measurement of soft tissues (1997), Department of Aeronautics and Astronautics, University of Tokyo, Japan, Ann Biomed Eng, May-Jun, 25:3, Seiten: 581-587
- [89] Crecraft, D.I.: Ultrasonic Measurement of Stress (1982), Ultrasonic Testing , Seiten: 437-458
- [90] Hasegawa, H. et al.: Non-invasive Evaluation of Poisson's Ratio of Aterial Wall Using Ultrasound (1997), Electronic Letters, Bd. 33, Heft 4, Seiten: 340
- [91] Migwi, C.M. et al.: A Method of Determining the Shear Modulus and Poisson's Ratio of Polymer Materials (1994), Journal of Materials Science Bd. 29, Heft 13, Seiten: 3430-3432
- [92] Zhao, W., Jin, G.: An Experimental Study on Measurement of Poisson's Ratio with Digital Correlation Method (1996), Tsinghua University, Peking, Journal of Applied Polymer Science Bd. 60, Heft 8, Seiten: 1083-1088
- [93] Nagy, P.B. et al.: Ultrasonic Assesment of Poisson's Ratio in Thin Rods (1995), Journal of the Acoustical Society of America, Bd. 98, Heft 5, Teil 1, Seiten: 2694-2701
- [94] Cespedes, I., Ophir, J. and Huang, Y.: On the feasibility of sound speed estimation in small regions: simulation studies (1992), Department of Radiology, Houston, USA, J. Ultras. in Med. Biol., Vol. 18 (3), Seiten: 283-291
- [95] Kondo M; Takamizawa K; Hirama M; Okazaki K; Iinuma K; Takehara Y : An evaluation of an in vivo local sound speed estimation technique by the crossed beam method (1990), Toshiba Research and Development Center, Kawasaki, Japan, Ultrasound Med Biol, 16:1, Seiten: 65-72

-
- [96] Ophir, J. et al.: A Transaxial Compression Technique (TACT) for Localized Pulse-Echo Estimation of Sound Speed in Biological Tissues (1990), University of Texas, Houston, Ultrasonic Imaging 12, Seiten: 35-46
- [97] Fields, S., Dunn, F.: Correlation of Echographic Visualizability of Tissue with Biological Composition and Physiological State (1973), University of Illinois, Urbana, J.Acoust.Soc.Am.(54), Seiten: 809-812
- [98] Peters, P.E.(Hrsg.): Magnetresonanztomographie in der Orthopädie (1990), Ferdinand-Enke-Verlag, Stuttgart, Bd. 56, Seiten: 1-25
- [99] Reihnsner,R.: Biomechanische Eigenschaften des Kollagenen Bindegewebes (1989), ISBN: 3-85175-521-9, Das kollagene Bindegewebe, Seiten: 30-41
- [100] Kuttruff, H.: Physik und Technik des Ultraschalls (1988), Hirzel, Seiten: 274-275
- [101] Aupperle M. : Die Kunst der objektorientierten Programmierung mit C++ (1997), Vieweg
- [102] Normenausschuß Einheiten und Formelgrößen: Grundbegriffe der Meßtechnik (Behandlung von Unsicherheiten bei der Auswertung von Messungen (1985), Beuth-Verlag, DIN 1319 Teil 4, Seiten: 1-18
- [103] Hart, H., Lotze, W., Woschni, E.G.: Meßgenauigkeit (1987), VEB-Verlag Technik Berlin
- [104] Hiedemann, E.: Wellenausbreitung in festen Körpern, Ultraschall (1948), Dieterische Verlagsbuchhandlung, Wiesbaden, Ultraschall Fiat Review of German Science 1939-1946, Physics of Solids, Part I, Seiten: 154-178
- [105] van Venrooij, G.E.P.M.: Measurement of Ultrasound Velocity in Human Tissues (1971), Ultrason, Volume 9, Seiten: 240-242
- [106] Shrimpton, P.C.: Electron Density Values of various Human Tissues: in vitro Compton scatter Measurement and calculated ranges (1981), Phys.Med.Biol.,Vol.26,No.5, Seiten: 907-911
- [107] Deutsches Institut für Normen: Klinische Dosimetrie (1976-90), Beuth-Verlag, DIN 6809, Seiten: Teil 1: 1-12, Teil 3: 1-8, Teil 4: 1-14
- [108] Ophir, J. et al.: Estimation of the Speed of Ultrasound Propagation in Biological Tissue: A Beam Tracking Method (1986), IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. UFFC-33, Seiten: 359-368
- [109] Bamber, J.C. et al.: Acoustic Properties of Normal and Cancerous Human Liver - II. Dependence on Tissue Structure (1981), Ultrasound, Med.Biol. (7), Seiten: 135-144
- [110] Cabral, B., Cam, N., Foran, J.: Accelerated Volume Rendering and Tomographic Reconstruction Using Texture Mapping Hardware (1994), Symposium on Volume Visualization, Washington DC, Seiten: 91-98
- [111] Fraser, R.: Interactive Volume Rendering Using Advanced Silicon Graphics Hardware Architectures (1995), Silicon Graphics Computer Systems, Advanced Systems Division Mountain View, California

Anhang

Anhang A: Ultraschall-Kenngrößen

$$\text{Verschiebung} \quad x = \xi \sin \omega t \quad (\text{A-1})$$

$$\text{Geschwindigkeit} \quad \dot{x} = \omega \xi \cos \omega t \quad (\text{A-2})$$

$$\text{Beschleunigung} \quad \ddot{x} = -\omega^2 \xi \sin \omega t \quad (\text{A-3})$$

$$\text{Schalldruck} \quad P_s = \rho c \omega \xi = Z \omega \xi \quad (\text{A-4})$$

$$\text{Intensität} \quad J = \frac{1}{2} \frac{P_s^2}{Z} = \frac{1}{2} \frac{P_s^2}{\rho c} = \frac{1}{2} Z \omega^2 \xi^2 \quad (\text{A-5})$$

$$\text{Schallgeschwindigkeit} \quad c_{ad} = \left(\frac{\partial P}{\partial \rho} \right)_s \quad (\text{A-6})$$

$$\text{Amplitudendämpfungskoeffizient} \alpha_\xi = \frac{1}{x_2 - x_1} \ln \frac{\xi_1}{\xi_2} \quad (\text{A-7})$$

$$\text{Intensitätsdämpfungskoeffizient} -\frac{\partial I}{I} = \alpha_I \partial z \Rightarrow I_z = I_0 e^{-\alpha_I z} \quad (\text{A-8})$$

$$\text{Näherung} \quad \alpha_\xi = 10 \cdot \alpha_I \log e = a \cdot f^b \quad (\text{A-9})$$

$$I_z = I_0 e^{\frac{-af^b z}{10 \log e}} \quad (\text{A-10})$$

$$\text{Schallwiderstand} \quad R = c_{Schall} \cdot \rho_{Medium} \quad (\text{A-11})$$

$$\text{Brechungsgesetz} \quad \frac{\sin \alpha_I}{\sin \alpha_{II}} = \frac{c_I}{c_{II}} = n \quad (\text{A-12})$$

$$\text{Reflexionsfaktor} \quad R_P = \frac{m \cos \varphi_e - \sqrt{1 - \left(\frac{c_2}{c_1}\right)^2 \sin^2 \varphi_e}}{m \cos \varphi_e + \sqrt{1 - \left(\frac{c_2}{c_1}\right)^2 \sin^2 \varphi_e}} \quad (\text{A-13})$$

$$\text{Durchlaßfaktor} \quad D_P = \frac{2m \cos \varphi_e}{m \cos \varphi_e + \sqrt{1 - \left(\frac{c_2}{c_1}\right)^2 \sin^2 \varphi_e}} \quad (\text{A-14})$$

$$\text{Für Intensität} \quad R_I = R_P^2 \text{ und } D_I = D_P^2 \cdot \frac{1}{m} \sqrt{1 - \left(\frac{c_2}{c_1}\right)^2 \sin^2 \varphi_e} \quad (\text{A-15})$$

$$\text{mit} \quad R_I + D_I = 1 \text{ und } m = \frac{\rho c_2}{\rho c_1} = \frac{Z_2}{Z_1} \quad (\text{A-16})$$

$$\text{Axiale Auflösung} \quad t_1 c \leq 2 \Delta s \quad (\text{A-17})$$

$$\text{Laterale Auflösung} \quad \sin\left(\frac{\varphi}{2}\right) = 1,22 \cdot \frac{\lambda}{D} \quad (\text{A-18})$$

$$\text{Longitudinalgeschwindigkeit} \quad c_l = \sqrt{\frac{1-\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)}} \cdot \sqrt{\frac{E}{\rho}} \approx \sqrt{\frac{\lambda+2\mu}{\rho}} \quad \text{[1]} \quad (\text{A-19})$$

$$\text{Transversalgeschwindigkeit} \quad c_t = \sqrt{\frac{1}{2(1+\nu)}} \cdot \sqrt{\frac{E}{\rho}} = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \quad (\text{A-20})$$

¹ Für homogenes, isotropes, linear elastisches Material, letzter Term für $\nu \rightarrow 0,5$

Quelle:

- Krautkrämer, J.+H.: Werkstoffprüfung mit Ultraschall (1980), Springer

Anhang B: Festigkeitslehre

Für die Beschreibung der Verzerrung im Raum gibt es die Darstellung in Lagrangeschen oder in Eulerschen Koordinaten (Greensche und Almansische Tensoren). Tensoriell formulierte Gleichungen gelten in jedem Koordinatensystem und beinhalten zugleich das Transformationsverhalten der einzelnen Größen.

Im Fall der Lagrangeschen Koordinaten ist der Beobachter fest mit einem Punkt des Körpers verbunden. Alle Punkte und Verschiebungen des Körpers und des Raumes sind auf diesen Punkt des Körpers bezogen.

$$\text{Verschiebungsvektor} \quad \mathbf{u} = (u_{\xi_1}; u_{\xi_2}; u_{\xi_3})^T \quad (\text{B-1})$$

In Eulerschen Koordinaten ist der Standort des Beobachters ein Fixpunkt im Raum.

$$\text{Verzerrungstensor} \quad \varepsilon_{jk} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_j}{\partial \xi_k} + \frac{\partial u_k}{\partial \xi_j} - \frac{\partial u_i}{\partial \xi_j} \frac{\partial u_i}{\partial \xi_k} \right) \quad (\text{B-2})$$

Der Maß- oder Metriktenor

$$g_{jk} = \frac{\partial u_i}{\partial \xi_j} \frac{\partial u_i}{\partial \xi_k} \quad (\text{B-3})$$

verschwindet, wenn die Verformungen infinitesimal und ihre Ableitungen dadurch vernachlässigbar sind (geometrisch lineares Materialverhalten).

$$\text{Linearer Verzerrungstensor} \quad \varepsilon_{jk} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_j}{\partial \xi_k} + \frac{\partial u_k}{\partial \xi_j} \right) \quad (\text{B-4})$$

In einem Punkt P ist der Spannungszustand durch drei Spannungsvektoren bezüglich dreier nicht komplanar liegender Ebenen vollständig definiert. Danach lassen sich die Spannungen in jedem beliebig orientierten Flächenelement durch P berechnen. Diese drei Vektoren werden zum Spannungstensor $\sigma_i = (\sigma_{ij})$ für $i, j = 1, 2, 3$ zusammengefaßt.

Aus den tensoriellen Gleichgewichtsbedingungen für Momentenspannungen folgt die Symmetrie des Spannungstensors, wenn keine Momentenspannungen im Nahbereich vorkommen. Der Cauchysche oder Eulersche Spannungstensor bezieht sich auf die Fläche des Elements im bereits verformten Zustand. Dagegen beschreibt der Kirchhoffsche Spannungstensor die Spannung im Bezug auf die Fläche im ursprünglichen, unverformten Zustand.

Verallgemeinertes Hookesches Stoffgesetz

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl}, \quad i, j, k, l = 1, 2, 3 \quad (\text{B-5})$$

C_{ijkl} sind die 81 Komponenten des Elastizitätstensors (Tensor 4. Stufe).

Symmetrie des Elastizitätstensors

$$C_{jikl} = C_{ijkl} \quad \text{und} \quad C_{ijlk} = C_{ijkl} \quad (\text{B-6})$$

Das Hookesche Gesetz für homogene, isotrope, elastische Körper

$$\sigma_{ij} = \lambda \delta_{ij} \varepsilon_{kk} + 2\mu \varepsilon_{ij} \quad (\text{B-7})$$

$$\text{Christoffel-Gleichung} \quad (c_{ijkm} n_j n_m - \rho v^2 \delta_{ik}) U_k = 0 \quad (\text{B-8})$$

Konventionen

Einsteinsche Summenkonvention: über gleiche obere und untere Indizes wird von 1 bis n summiert.

$$a_i b^i = \sum_{i=1}^n a_i b^i, \quad a_i^j b_j^k = \sum_{i,j=1}^n a_i^j b_j^k \quad (\text{B-9})$$

Eine partielle Ableitung nach einer Variablen wird bei Tensoren mit einem Komma gefolgt von dem Variablennamen angegeben.

$$\frac{\partial(\quad)}{\partial x} \equiv (\quad)_{,x} \quad (\text{B-10})$$

Indexkonvention von Voigt für ein lokales orthogonales kartesisches Referenzsystem:

$$1 \rightarrow 11, \quad 2 \rightarrow 22, \quad 3 \rightarrow 33, \quad 4 \rightarrow 23, \quad 5 \rightarrow 13, \quad 6 \rightarrow 12$$

Gestrichene Größen bezeichnen Verwendung dieser Indexreduktion

$$\text{Scherdehnung: } \gamma'_{12} = 2e'_{12}, \quad \gamma'_{13} = 2e'_{13}, \quad \gamma'_{23} = 2e'_{23}$$

Die Bezeichnung *sym* verweist auf die Symmetrie der Matrix

Steifigkeitskoeffizienten

Allgemeine Spannungs-Dehnungs-Verhältnisse für ein linearelastischen anisotropen Feststoff.
(21 unabhängige elastische Konstanten)

$$\begin{bmatrix} \sigma'_{11} \\ \sigma'_{22} \\ \sigma'_{33} \\ \sigma'_{23} \\ \sigma'_{13} \\ \sigma'_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C'_{11} & C'_{12} & C'_{13} & C'_{14} & C'_{15} & C'_{16} \\ & C'_{22} & C'_{23} & C'_{24} & C'_{25} & C'_{26} \\ & & C'_{33} & C'_{34} & C'_{35} & C'_{36} \\ & & & C'_{44} & C'_{45} & C'_{46} \\ & \text{sym} & & & C'_{55} & C'_{56} \\ & & & & & C'_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} e'_{11} \\ e'_{22} \\ e'_{33} \\ \gamma'_{23} \\ \gamma'_{13} \\ \gamma'_{12} \end{bmatrix} \quad (\text{B-11})$$

Quellen:

- Leipholz, H.: Einführung in die Elastizitätstheorie (1968), G. Braun
- Stüwe, H.P.: Mechanische Anisotropie (1974), Springer
- Bronstein, I.N., Semendjajev, K.A.: Taschenbuch der Mathematik (1987), Harri Deutsch

Anhang C: Fehlerabschätzung

In einem realen System ist jede Messung fehlerbehaftet. Spezifikation, Betrag und Ursache dieser Fehler lassen sich meistens nur schwer definieren. Daher wird nach Fehlerarten eingeteilt und die einzelnen Beiträge abgeschätzt.

Der Fehler F einer Meßeinrichtung ist definiert als

$$F = x_A - x_r, \quad (\text{C-1})$$

Dabei ist x_A der angezeigte oder ausgegebene Wert und x_r der richtige Wert. Der richtige Wert einer Meßgröße ist grundsätzlich nicht bekannt. Es kann der angezeigte Wert einer Präzisionsmeßeinrichtung dienen, oder zur Verfügung stehende Maßverkörperungen (Normale) können genutzt werden.

Der relative Fehler F_r ist der auf den richtigen Wert x_r bezogene Fehler F .

$$F_r = \frac{x_A - x_r}{x_r} \cdot 100\% \quad (\text{C-2})$$

Die Meßgenauigkeit ist der reziproke Wert des relativen Fehlers. Diese Größe ist allerdings nicht einheitlich definiert.

Es muß zwischen systematischen und zufälligen Fehlern, sowie zwischen statischen und dynamischen Fehlern unterschieden werden. Systematische Fehler werden durch Offsetkorrekturen und Kalibrierungen nahezu beseitigt. Die zufälligen Fehler können durch Mittelwertbil-

derung der Meßgröße reduziert werden. Wichtig ist die Angabe der statistischen Unsicherheit des Meßergebnisses. Für alle hier angegebenen Unsicherheiten wird ein Vertrauensniveau von $P = 95\%$ vorausgesetzt.

Der zufällige Fehler wird durch die Streubreite um den arithmetischen Mittelwert der Stichprobe \hat{x} angegeben. Die mathematische Definition des zufälligen Fehlers ist die Stichprobenvarianz.

$$S^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \hat{x})^2, \quad \hat{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (\text{C-3})$$

Die Wurzel aus der Stichprobenvarianz ist die Standardabweichung S

Eine Quantisierung eines Meßwertes durch die Auswerteeinheit ergibt einen Fehler, der dem Rauschen ähnlich ist, jedoch nur bei sich ändernden Signalen auftritt.

Die Varianz eines quantisierten Signals berechnet sich mit der Quantisierungsbreite Δx und dem Mittelwert x_0 zu

$$S^2 = \int_{x_0 - \Delta x/2}^{x_0 + \Delta x/2} (x - x_0)^2 p(x) dx \quad (\text{C-4})$$

$p(x)$ ist die Wahrscheinlichkeitsverteilung der x -Werte. Mit der bei der Quantisierung vorliegenden Gleichverteilung vereinfacht sich Gleichung (C-4) zu

$$S^2 = \frac{(\Delta x)^2}{12} \quad (\text{C-5})$$

Soll der Fehler des aus x_i zusammengesetzten Meßergebnisses

$$y = f_{(x_i)} \quad \text{mit } i = 1, \dots, m \quad (\text{C-6})$$

abgeschätzt werden, gibt das Gaußsche Fehlerfortpflanzungsgesetz, unter der Voraussetzung der Unabhängigkeit der beteiligten Meßgrößen, die Varianz des Ergebnisses, als Funktion der Varianzen der einzelnen Meßgrößen x_i , an:

$$S_y^2 = \sum_j \left(\frac{\partial f_{(x_{i0})}}{\partial x_j} \right)^2 \cdot S_{x_j}^2 \quad (\text{C-7})$$

x_{i0} ist als der richtige Wert der Meßgröße definiert.

Für die Zusammenfassung von systematischen Fehler F_c ist das lineare Fehlerfortpflanzungsgesetz bekannt

$$F_{c,y} = \sum_j \left(\frac{\partial y}{\partial x_j} \right) \cdot F_{c,x_j} \quad (\text{C-8})$$

F_c muß dabei klein gegenüber den Meßwerten sein.

Ausgleich und Regression

Die von C.F. Gauß entwickelte Ausgleichsrechnung bedient sich der Methode der kleinsten Fehlerquadrate zur Ermittlung eines funktionalen Zusammenhangs zwischen zwei Merkmalen.

Die Regressionsanalyse untersucht die stochastischen Zusammenhänge zwischen zwei oder mehr Variablen. Die darin enthaltenen Signifikanz- und Korrelationsanalysen bestimmen die Qualität des Zusammenhangs.

Die in dieser Arbeit angewandte einfache polynomische Regression geht von der Darstellung der Meßgröße y als Polynom von einer Regressorvariablen x aus.

Je nach Grad k des Polynoms ergeben sich k Normalgleichungen, aus denen die Koeffizienten berechnet werden können.

$$y = \beta_0 z_0 + \beta_1 z_1 + \dots + \beta_k z_k \quad (\text{C-9})$$

$$[pyz_k] = \beta_i [pz_k z_i], \text{ wobei } [z] = \sum_{j=1}^n z_j \quad (\text{C-10})$$

(p: Gewichte, z: Einflußgrößen, y: Meßwerte)

Der Korrelationskoeffizient r einer einfachen linearen Regressionsanalyse ist in Gleichung (C-11) in Form des „Produkt-Moment-Korrelationskoeffizienten“ angegeben

$$r_{xy} = \frac{\sum (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x_i - \bar{x})^2 \cdot \sum (y_i - \bar{y})^2}} \quad (\text{C-11})$$

Das Bestimmtheitsmaß B ist definiert als das Quadrat des Korrelationskoeffizienten. Ist $|r_{xy}| \approx 1$, ist der Zusammenhang nahezu linear. Für $|r_{xy}| \rightarrow 0$ liegt kein Zusammenhang vor.

Quellen:

- Leipholz, H.: Einführung in die Elastizitätstheorie (1968), G. Braun
- Stüwe, H.P.: Mechanische Anisotropie (1974), Springer
- Bronstein, I.N., Semendjajev, K.A.: Taschenbuch der Mathematik (1987), Harri Deutsch

Anhang D: Medizinische Fachausdrücke

Extrazellularflüssigkeit	Abk.: ECF, EZF: Die Gesamtheit der außerhalb der Körperzellen im Extrazellularraum befindlichen Körperflüssigkeit. Das Volumen ergibt sich aus den Untereinheiten Blutplasma, interstitielle Flüssigkeit u. Lymphe, Flüssigkeit des transzellulären Raumes u. der extrazellulären Räume des festen Bindegewebes, der Knorpel u. Knochen
exzidieren, Exzision	das „Herausschneiden“; die Entfernung eines Gewebe- oder Organteils („Exzizat“) mit einem scharfen Instrument
Fibrose	krankhafte Bindegewebsvermehrung in Organen
Formalin ®	35-37%ige wäßrige Lösung von Formaldehyd (mit Methanolzusatz gegen Polymerisation)
In situ	am Ort, in natürlicher Lage (innerhalb des Körpers)
intra vitam	während des Lebens, im lebenden Zustand, auch: intravital
in vitro	„im (Reagenz-)Glas“, d.h. im Versuch außerhalb des Organismus.
in vivo	„im Leben“, im lebenden Organismus
Innervation	die Versorgung eines Organs, Körpergebietes oder Gewebes durch anatomisch u. funktionell mit diesem verbundene Nerven bzw. Teile des (animalen u. vegetativen, peripheren u. zentralen) Nervensystems
Interzellulärsubstanz	von Körperzellen gebildete u. in den Interzellularraum ausgeschiedene, dem Gewebeaufbau dienende Stoffe, die sich z.T. zu retikulären, kollagenen u. elastischen Fasern zusammenfügen (= geformte I.), teils strukturlos bleiben u. als Grund- oder Kittsubstanz (= ungeformte I.) das Binde- bzw. Einschlußmittel für die Fasern bilden. Geformte u. ungeformte I. treten stets gemeinsam auf, am reichlichsten im Knorpel- u. Knorpelgewebe.
Intrazellularflüssigkeit	Abk.: IZF, ICF: Die flüssigen Bestandteile der biologischen Zelle; im engeren Sinne der Flüssigkeitsinhalt der gesamten Zellmasse eines Individuums als Medium des Zellstoffwechsels. Sie beträgt (altersabhängig) etwa 60% des Gesamtkörperwassers u. ca. 33 (jüngere o) bzw. 24% (ö) des Körpergewichts

Metabolismus	Der Stoffwechsel
Musculus biceps brachii	2-köpfiger Oberarm-Muskel Ursprung: Schulterblatt, und zwar Caput longum an Tuberculum supraglenoidale (Verlauf durch Schultergelenk), Caput breve an Processus coracoideus; Ansatz: Tuberositas radii und - über Aponeurosis m. bicipitis br. (= Laccertus fibrosus) - auch Elle; Innervation: Nervus musculocutaneus; Funktion: Unterarmbeugung u. -supination im Ellbogengelenk, Nachvornführen des Armes im Schultergelenk (= Anteversion) u. Abduktion im Schultergelenk durch beide Köpfe, durch den kurzen auch Innenrotation.
Ödem, Oedema	Syn.: Gewebswassersucht; umschriebene oder diffuse, meist schmerzlose, massive Ansammlung aus dem Gefäßsystem ausgetretener seröser, nicht gerinnender Flüssigkeit in den Gewebsspalten von Haut (=>Anasarka) oder Schleimhaut, aber auch in Nervengewebe, im Interstitium parenchymatöser Organe, in Hohlräumen oder Hohlorganen (= Hydrops, Erguß); ferner interzellulär und interfibrillär (z.B. bei Elephantiasis); =>Ödemkrankheit. Als akutes Transsudat im allg. eiweißarm (später meist eiweißreicher). - Ursachen: a) erhöhter Gefäßdruck; z.B. bei Herzinsuffizienz oder Abflußhindernis (Stauungsödem; =>Lymphödem). - b) geringer Eiweißgehalt - und damit verminderter onkotischer Druck - des Blutes (bei renalem Ö. u. =>Hungerödem). - c) erhöhte Durchlässigkeit der Gefäßwand (z.B. infolge =>Entzündung oder durch Gifte u. Reizstoffe). - Als wichtigste Organformen das =>Lungenödem, =>Hirnödem.
Palpation	Tastuntersuchung (mit einem oder mehreren Fingern, auch bimanuell) der Körperoberfläche oder zugänglicher Körperhöhlen („Austastung“) zur Beurteilung von Konsistenz, Elastizität, Beweglichkeit, Schmerzempfindlichkeit etc.
Pathologie	Lehre von den abnormen u. krankhaften Vorgängen u. Zuständen im Körper („pathologische Anatomie“) u. deren Ursachen.
Perfusion	Durchströmung
Physiologie	im weiteren Sinne: Wissenschaft von der belebten Natur (Antike), im engeren Sinne: Wissenschaft von den normalen Lebensvorgängen, mit den Teilgebieten Muskel-, Nerven- (Neuro-), Kreislauf-, Sinnes-, Arbeitsphysiologie etc.
physiologische Kochsalzlösung	0,9% NaCl in wäßriger Lösung
ante mortem	vor dem Tode
post mortem	nach dem Tode, auch: postmortal
Refraktärperiode, -phase:	1) R., absolute: an erregbaren Membranen der Zeitraum unmittelbar nach einer Erregung, in dem die Membran infolge Inaktivierung des Natriumsystems völlig unerregbar ist („elektrische Refraktärität“); entspricht zeitlich dem Aktionspotential (ohne Nachpotential); beträgt an Nervenfasern ca. 2 ms, am Herzmuskel 200 bis 500 ms. 2)R., relative: der einem Aktionspotential folgende Zeitraum (mit Umwandlung des Natriumsystems in den aktivierbaren Zustand), in dem die Reizschwelle für die Auslösung eines 2. Aktionspotentials erhöht ist (verminderte Erregbarkeit) u. die Amplitude dieses Potentials vermindert ist.

Ringer-Lösung	isotonische Elektrolytlösung zur Durchströmung isolierter Organe (0,95% NaCl, 0,02-0,007% KCl, 0,02% CaCl ₂ , 0,01-0,02% NaHCO ₃ , evtl. 0,1% Glukose)
Tonus	Spannung; physiologischer Spannungs- bzw. Erregungszustand eines Gewebes
transcutan	durch die Haut: cutaneus (Syn.: kutan) (Latein.) die Haut (Cutis) betreffend, trans- (Latein.) Präfix „durch“, „hinüber“, „darüber hinaus“, „jenseits“

Quellen:

- Silbernagl, S., Despopoulos, A.: dtv-Atlas der Physiologie, 1991, Thieme Verlag
- Zetkin, Schaldach, H.: dtv Wörterbuch der Medizin, 1974, Thieme Verlag
- Roche Lexikon Medizin, 3.Auflage, 1993, Urban&Schwarzenberg

Anhang E: Tabellen

Tabelle E-1: Bereiche der Massendichte in g/cm³

Probe	Quelle E1	Quelle E2	Quelle E3	Quelle E4
Blut (heparinisiert ¹)	1,06	1,03-1,06		1,052-1,064
Brust		0,97-1,05		
Fett	0,92		0,88-0,95	0,917-0,939
Gehirn	1,03	1,03-1,04		1,030-1,041
Harnblase				1,040
Knochen	1,38-1,81		1,15-1,50	1,9990±27
Leber	1,06	1,05-1,07		1,050-1,070
Lunge	0,4	0,26-1,06	0,26-0,70	0,230-1,092
Milz	1,06	1,05-1,06		1,054
Muskel	1,07	1,04-1,06	0,92-1,07	1,038-1,060
Niere	1,04	1,05		1,044-1,050
Pankreas		1,02-1,05		1,040-1,050
Tierisches Gewebe		0,92-0,93		
Urin				1,001-1,050

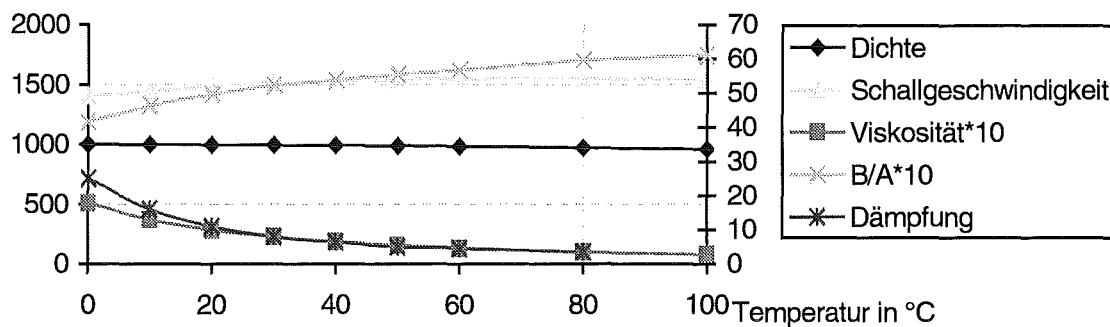


Abbildung E-1: Diagramm zu Tabelle E-2

¹ gerinnungsgehemmt

Tabelle E-2: Temperaturabhängige Eigenschaften von Wasser (Quelle E4)

Temperatur in °C	Dichte in kg m ⁻³	Viskosität in mPa s	Schallgeschwindigkeit in m s ⁻¹	B/A	Dämpfung in 10 ⁻³ dB m ⁻¹ MHz ⁻²
0	999,84	1,7865	1402,4	4,16	25
10	999,70	1,3037	1447,3	4,63	16
20	998,20	1,0019	1482,3	4,96	11
30	995,65	0,7982	1509,1	5,22	8
40	992,22	0,6540	1528,9	5,38	7
50	988,04	0,5477	1542,6	5,55	5
60	983,20	0,4674	1551,0	5,67	4,5
80	971,79	0,3554	1554,5	5,96	3,5
100	958,36	0,2829	1543,1	6,11	-

Tabelle E-3: Wandlerfrequenzen, Eindringtiefe und Auflösung (Quelle E5)

Sendefre- quenz MHz	Wellen- länge mm	Eindring- tiefe cm	Laterale Aufl. mm	Axiale Aufl. mm	Untersuchungsgebiet
2	0,78	25	3	0,8	Fetus, Leber, Herz
3,5	0,44	14	1,7	0,5	Niere
5	0,31	10	1,2	0,35	Gehirn
7,5	0,21	6,7	0,8	0,25	Prostata (endo)
10	0,16	5	0,6	0,2	Pankreas (intraoperativ)
15	0,1	3,3	0,4	0,15	
20	0,078	1,2	0,3	0,1	Auge, Haut
40	0,039	0,6	0,15	0,05	Haut, Gefäße

Tabelle E-4: Schallfeldgrößen (Quelle E5)

Substanz	c in m/s	ρ in g/cm ³	Z = c· ρ in g/(cm ² s) = Rayl	Dämpfung in dB/MHz·cm
Fett	1470	0,97	1,42·10 ⁵	0,5
Knochenmark	1700	0,97	1,65·10 ⁵	
Muskel	1568	1,04	1,63·10 ⁵	2
Leber	1540	1,055	1,66·10 ⁵	0,7
Gehirn	1530	1,02	1,56·10 ⁵	1
Knochen (kompakt)	3600	1,7	6,12·10 ⁵	4-10
Knochen (porös)			2,5·10 ⁵	30-90
Wasser (20°C)	1492	0,9982	1,49·10 ⁵	0,002
Luft (NN)	331	0,0013	43	

Tabelle E-5: Schallfeldgrößen (Quelle E1 und Quelle E6)

Substanz	Dichte ρ in g/cm ³	c_{Schall} in m/s	Impedanz Z_s in kg/m ² s	Impedanz in kg/m ² s	Dämpfung 2α in m ⁻¹	Reflexion r gg. Wasser	Halb- wertstiefe h in cm
H ₂ O, dest.	1	1496	$1,49 \cdot 10^6$	$1,52 \cdot 10^6$		0	410
Blut	1	1560	$1,56 \cdot 10^6$	$1,62 \cdot 10^6$			
Gehirn	1,02	1530	$1,5 \cdot 10^6$	$\approx 1,6 \cdot 10^6$		0,029	2,5
Fett	0,93	1476	$1,37 \cdot 10^6$	$1,35 \cdot 10^6$	9	0,042	3,8
Muskel	1,06	1568	$1,66 \cdot 10^6$	$\approx 1,7 \cdot 10^6$	26	0,054	2,5
Knochen	1,85	3360	$6,2 \cdot 10^6$	$3,8-7,4 \cdot 10^6$	310	0,614	0,23
Luft	$1,3 \cdot 10^{-3}$	340	$4 \cdot 10^3$	$0,4 \cdot 10^3$		0,999	1,1
Stahl	7,7	5000	$39 \cdot 10^6$	-			

(bei 1 MHz)

Tabelle E-6: Temperatur und thermische Leitfähigkeit (Quelle E4)

Gewebe, Mensch, in vivo	Temperatur in °C	Thermische Leitfähigkeit in W m ⁻¹ K ⁻¹ ; %°C ⁻¹	Temperaturkoeffizient in m s ⁻¹ °C ⁻¹
Blut, 44% Hct	24-38	0,484-0,530	2,0
Colon	37	0,556±0,009	
Fett, subcutan	37	0,23-0,27	-3,1- -7,1
Gehirn	37	0,503-0,576	1,5
Haut	37	0,293-0,499	
Knochen (Rippe)	37	0,373-0,496	-6,6 (Rind)
Leber	37	0,467-0,527; 0,25	1,0-1,5
Lunge	37	0,302-0,550	
Magen	37	0,489-0,565	
Milz	37	0,539; 0,26	1,3 (Hund)
Muskel (Herz-)	37	0,492-0,562; 0,24	1,1 (Rind)
Muskel (Skelett-)	37	0,449-0,546	0,6-1,2 (Hund)
Niere	37	0,513-0,564; 0,22-0,4	1,1-1,6 (Rind)
Pankreas	37	0,294-0,588	
Urin	24-38	0,561	

Tabelle E-7: Wassergehalt einzelner Organe (Quelle E7)

Organ	Wasser in %	Körpergewicht in %	Wasser in l bei Mensch, 70kg
Blut	83	8	4,65
Nieren	82,7	0,4	0,25
Herz	79,2	0,5	0,28
Lungen	79,0	0,7	0,39
Milz	75,8	0,2	0,1
Muskel	75,6	41,7	22,1
Gehirn	74,8	2	1,05
Magen-Darm	74,5	1,8	0,94
Haut	72	18	9,07
Skelett	22	15,9	2,45
Fett	10	10-50	0,7

Quellen:

- Quelle E1: Medical Physics (1981), SIDF Bologna-Italy
 Quelle E2: Shrimpton, P.C.: Electron Density Values of various Human Tissues: in vitro Compton scatter Measurement and calculated ranges (1981), Phys.Med.Biol.,Vol.26,No.5, Seiten: 907-911
 Quelle E3: Deutsches Institut für Normen: Klinische Dosimetrie (1976-90), Beuth-Verlag, DIN 6809, Seiten: Teil 1: 1-12, Teil 3: 1-8, Teil 4: 1-14
 Quelle E4: Duck, F.A.: Physical Properties of Tissue - A Comprehensive Reference Book (1990), Academic Press, San Diego, California, USA
 Quelle E5: Morneburg, H. (Hrsg.): Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik (1995), Siemens
 Quelle E6: Eichmeier, J.: Medizinische Elektronik (1983), Springer
 Quelle E7: Schmidt,R.F., Thews,G.: Physiologie des Menschen (1986), Springer

Anhang F: Umrechnungen**Kraft**

Newton	1 N			
Kilopond	1 kp	=	9,80665 N	
Dyn	1 dyn	=	1 g cm s ⁻²	= 10 ⁻⁵ N

Mechanische Spannung

Pascal	1 Pa	=	1 N/m ²	= 1 kg / (m·s ²)
Megapascal	1 MPa	=	1 N/mm ²	= 1.000.000 Pa

Druck

physikalische	1 atm	=	1,01325·10 ⁵ Pa	= 1,01325 bar
Atmosphäre	1 Pa	=	10 ⁻⁵ bar	= 9,86923·10 ⁻⁶ atm
technische	1 at	=	1 kp cm ⁻²	= 9,80665·10 ⁻⁴ Pa
Atmosphäre	1 Torr	=	1 mm Hg	= 1,33322·10 ⁻² Pa
medizinisch	1 cm H ₂ O	=	98,1 Pa	= 0,981 mbar

Arbeit, Energie

Joule	1 J			
Kilopondmeter	1 kpm	=	9,80665 J	= 2,3422 cal
Kalorie, erg	1 erg	=	1 g cm ² s ⁻²	= 10 ⁻⁵ J

Leistung

Watt	1 W			
Pferdestärke	1 PS	=	735,5 W	= 75 kpm s ⁻¹
	1 W	=	0,23884 cal s ⁻¹	= 1,3596 10 ⁻³ PS

Anhang G: Schaltpläne

Parallelport-Meßkarte

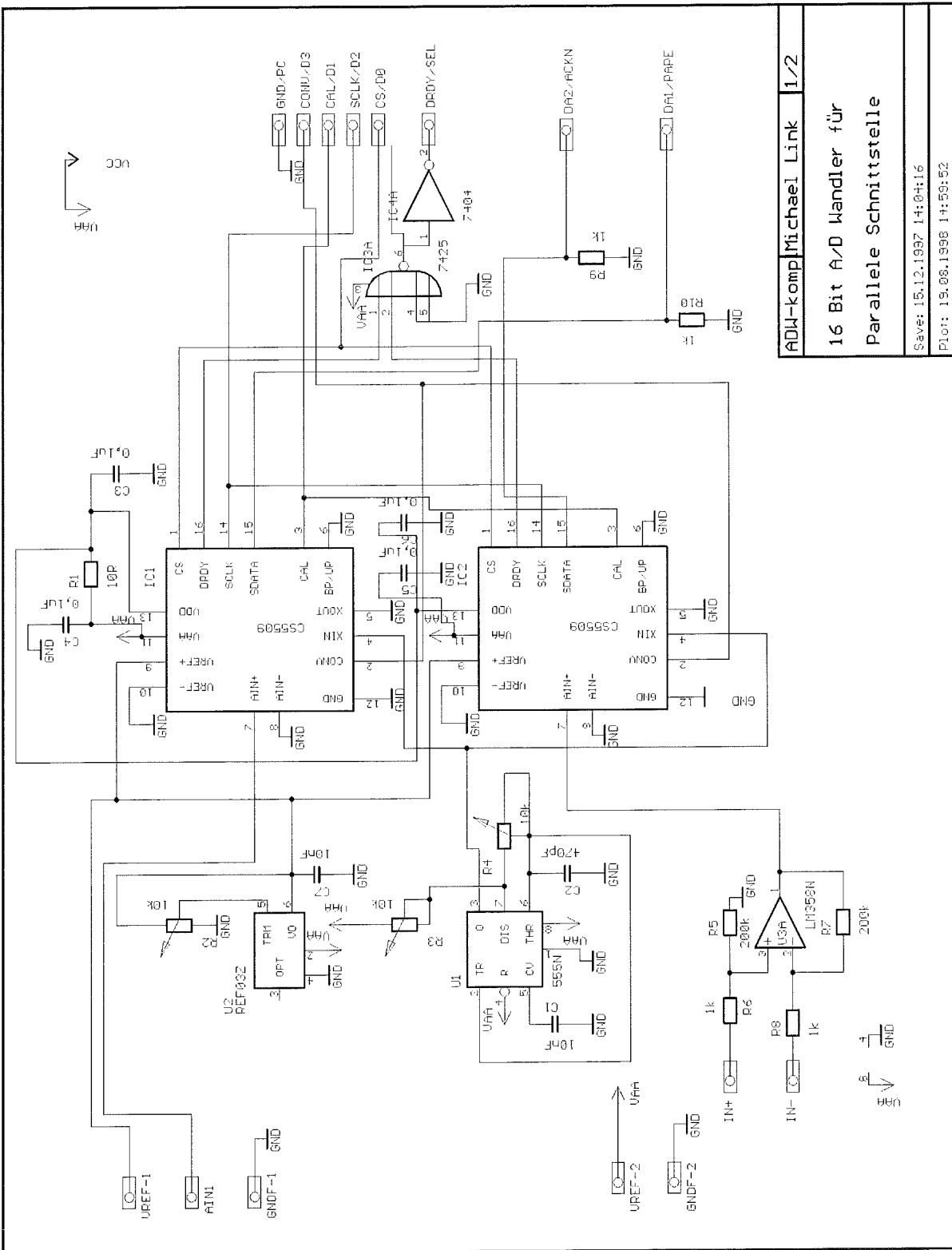


Abbildung G-1: Schaltplan der Parallelport-Meßkarte

