

Berührungslose Anregung und Analyse von Schwingungen des menschlichen Auges zur Frühdiagnose einer Glaukomerkrankung

Zur Erlangung des akademischen Grades eines

DOKTOR-INGENIEURS

von der Fakultät für
Elektrotechnik und Informationstechnik
der Universität Fridericiana Karlsruhe
genehmigte

DISSERTATION

von

Dipl.-Ing. Stefan Hey
aus Impflingen

Tag der mündlichen Prüfung:	10.11.2003
Hauptreferent:	Prof. Dr.-Ing. K.D. Müller-Glaser
Korreferent:	Prof. Dr. rer. nat. O. Dössel

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Technik der Informationsverarbeitung an der Universität Karlsruhe. Bei den Leitern des Instituts, Herrn Prof. Dr.-Ing. K.D. Müller-Glaser und Herrn Prof. Dr.-Ing. J. Becker sowie seinem Vorgänger Herrn Prof. Dr.-Ing. Dr.-Ing. h.c. Dr. h.c. H.M. Lipp möchte ich mich für die Möglichkeit, in einem sehr angenehmen Umfeld arbeiten zu dürfen, bedanken.

Besonderen Dank gebührt Herrn Prof. Dr.-Ing. K.D. Müller-Glaser für die Übernahme des Hauptreferates und seine stetige konstruktive Förderung der Arbeit und die damit verbundenen kreativen Anregungen.

Danken möchte ich auch Herrn Prof. Dr. rer. nat. O. Dössel für die Übernahme des Korreferates sowie für sein großes Interesse an der Arbeit.

Ganz besonders bedanken möchte ich mich bei Herrn Dr. rer. nat. Stork, der es durch sein persönliches Engagement erst ermöglicht hat, diese Arbeit im Rahmen des Forschungsprojektes „Mikrooptisches Tonometer“ durchzuführen. Die in einer Vielzahl von fachlichen und persönlichen Diskussionen gewonnenen Anregungen haben wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Mein Dank richtet sich weiterhin an alle Mitarbeiter am Institut für die kollegiale Zusammenarbeit in den vergangenen Jahren. Namentlich erwähnt seine dabei: Herr Dr.-Ing. J. Drescher, Herr Dipl.-Phys. A. Wagner und Herr Dipl.-Ing. C. Kunze für die freundschaftlichen Gespräche und die ständige Hilfsbereitschaft. Auch allen Studenten, die im Rahmen von Diplomarbeiten und Studienarbeiten zum Fortschritt der Arbeit beigetragen haben, sei an dieser Stelle ein aufrichtiger Dank ausgesprochen.

Meiner ganzen Familie, insbesondere meinen Eltern Marga und Günther Hey, die sich stets mit großer Anteilnahme um mein Wohl sorgten, möchte ich ganz herzlich danken.

Karlsruhe, Dezember 2003

Stefan Hey

1	Einleitung	1
1.1	Motivation	1
1.2	Eigener Beitrag.....	4
1.3	Gliederung der Arbeit	5
2	Das Glaukom	9
2.1	Medizinischer Hintergrund.....	9
2.1.1	Die Bedeutung des Augeninnendrucks	9
2.1.2	Ursachen und Formen der Glaukomerkrankung	11
2.1.2.1	Primäres Offenwinkelglaukom.....	13
2.1.2.2	Sekundäres Offenwinkelglaukom.....	13
2.1.2.3	Primäres Winkelblockglaukom	14
2.1.2.4	Sekundäres Winkelblockglaukom.....	14
2.1.2.5	Kindliches Glaukom (Kongenitales Glaukom)	15
2.1.2.6	Weitere Formen des Glaukoms	15
2.1.3	Therapie der Glaukomerkrankung.....	16
2.1.3.1	Medikamentöse Therapie	16
2.1.3.2	Laserbehandlung eines Glaukoms	19
2.1.3.3	Operative Behandlung.....	20
2.2	Volkswirtschaftliche Aspekte der Frühdiagnose.....	21
2.2.1	Messung des Augeninnendruckes beim Augenoptiker	22
2.2.1.1	Rechtliche Situation.....	22
2.2.1.2	Chancen und Risiken	23
2.2.1.3	Kosten, Einsparungen	23
2.2.1.4	Schlussfolgerung	24
2.2.2	Messung durch den Patienten selbst	24
2.2.2.1	Bisherige Möglichkeiten.....	24
2.2.2.2	Vor- und Nachteile der Selbsttonometrie.....	25
2.2.2.3	Kosten, Einsparungen	26
2.2.2.4	Schlussfolgerung	26
3	Etablierte Verfahren zur Glaukomdiagnose.....	27
3.1	Verfahren zur Messung des Augeninnendrucks	27
3.1.1	Statische Verfahren	28
3.1.1.1	Goldmann Tonometer.....	28
3.1.1.2	Handtonometer nach Mackay-Marg	30
3.1.1.3	Luftimpulstonometer	31
3.1.2	Dynamische Verfahren	33
3.1.2.1	Pneumotonometer	34
3.1.2.2	Pulsatile Ocular Blood Flow Tonometer	35

3.1.2.3 Smart Lens	36
3.2 Sonstige Verfahren zur Glaukomdiagnose	37
3.2.1 Untersuchung des Sehnervenkopfes	38
3.2.2 Untersuchung der Durchblutung des Auges	40
3.2.3 Vermessung des Gesichtsfeldes	40
4 Glaukomdiagnose aus den Schwingungseigenschaften des Auges.....	43
4.1 Ergebnisse bisheriger Arbeiten anderer Forschergruppen	44
4.1.1 Vibrationstonometer	44
4.1.2 Tonometer nach Hamelink	46
4.1.3 Ultraschalltonometer.....	46
4.1.4 Lidtonometer.....	47
4.1.5 Luftimpulstonometer mit kontinuierlicher, interferometrischer Messung der Applanation	48
4.1.6 Zusammenfassung	49
4.2 Akusto-optisches Tonometer am ITIV	50
4.2.1 Konzept des akusto-optischen Tonometers	52
4.2.1.1 FEM-Simulationen.....	52
4.2.1.2 Messungen in-vitro	54
4.2.1.3 Messungen in-vivo	56
4.2.2 Optischer Messkopf des akusto-optischen Tonometers	57
4.2.2.1 Interferometrische Schwingungsmessung	57
4.2.2.2 Automatische Justage	58
4.3 Konzept zur Schwingungsanregung und -auswertung	60
4.3.1 Schwingungsanregung durch Schallwellen.....	60
4.3.2 Schwingungsanregung durch Ultraschallwellen.....	62
4.3.3 Messung und Analyse des intraokularen Pulses.....	63
5 Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen	65
5.1 Anregung mit Schall.....	66
5.1.1 Schalltechnische Grundlagen.....	66
5.1.1.1 Messgrößen des Schalls	66
5.1.2 Ermittlung der Anforderungen an das Anregungssystem.....	72
5.1.3 Helmholtzresonator	73
5.1.3.1 Beschreibung des Systems.....	74
5.1.3.2 Modellbildung, Simulation	80
5.1.3.3 Realisierung des Helmholtzresonators.....	84
5.1.3.4 Charakterisierung des Systems	86
5.1.4 Mechanische Anregung.....	87
5.1.4.1 Mechanische Anregung über den Schädelknochen.....	88

5.1.4.2	Mechanische Anregung durch das Augenlid	88
5.1.4.3	Modellbildung	89
5.1.4.4	Charakterisierung des Systems.....	90
5.2	Anregung mit Ultraschall	92
5.2.1	Theoretische Grundlagen	93
5.2.1.1	Raleighscher Schallstrahlungsdruck	93
5.2.1.2	Langevinscher Strahlungsdruck	93
5.2.1.3	Absorption	95
5.2.2	Ermittlung der Anforderungen an ein Ultraschallanregungssystem.....	96
5.2.3	Aufbau zur Messung von Ultraschallfeldern	98
5.2.4	Patientensicherheit	100
5.2.4.1	Belastung durch amplitudenmodulierten Ultraschall	101
5.2.4.2	Erwärmung	101
5.2.4.3	Kavitation	105
5.2.4.4	Mechanische Beanspruchung	106
5.2.4.5	Wirkung auf das Gehör.....	107
5.2.4.6	Fazit	109
5.2.5	Kapazitive Wandler.....	110
5.2.5.1	Charakterisierung des Wandlers	112
5.2.6	Piezoelektrische Wandler	113
5.2.6.1	Piezoelektrische Folien (PVDF).....	115
5.2.6.2	Piezokeramische Biegeschwinger.....	117
5.2.6.3	Piezokeramische Dickenschwinger	125
5.2.7	Piezokeramischer Dickenschwinger mit Anpassschicht.....	127
5.2.7.1	Modellbildung	129
5.2.7.2	Simulation	132
5.2.7.3	Realisierung und Integration.....	137
5.2.7.4	Charakterisierung des Wandlers	140
6	Realisierung der Systeme zur Messung von Augenbewegungen	147
6.1	Tischsystem	148
6.1.1	Optikkopf.....	148
6.1.2	Systemelektronik	151
6.2	Handheld System	154
6.2.1	Optikkopf.....	155
6.2.2	Systemelektronik	157
6.2.3	Messablauf	158
7	Analyse der Schwingungen des menschlichen Auges	161
7.1	Analyse angeregter Schwingungen	161

7.1.1	Eigenschaften der Signale zur Anregung.....	162
7.1.1.1	Impulsanregung.....	162
7.1.1.2	Getaktete Anregung	164
7.1.1.3	Sweep-Anregung.....	165
7.1.2	Methoden zur Signalanalyse	166
7.1.2.1	Rekonstruktion des Bewegungssignals.....	167
7.1.2.2	Extraktion des Messsignals.....	174
7.1.2.3	Analyse im Zeitbereich	175
7.1.2.4	Analyse im Frequenzbereich.....	177
7.2	Realisierung der Signalverarbeitungssoftware	180
7.2.1	PC-Programm.....	181
7.2.1.1	Schnittstelle zu Matlab	182
7.2.1.2	Schnittstelle zur Datenbank.....	183
8	Messungen in-vivo	187
8.1	Messungen mit Schallanregung.....	187
8.1.1	Helmholtzresonator	187
8.1.1.1	Messungen an einem Probanden, Reproduzierbarkeit ...	188
8.1.1.2	Variation des Augeninnendrucks an einem Probanden ...	189
8.1.1.3	Messreihen an mehreren Probanden.....	191
8.1.1.4	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	192
8.1.2	Mechanische Anregung.....	193
8.1.2.1	Messungen an einem Probanden	193
8.1.2.2	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	196
8.2	Messung mit Ultraschallanregung	197
8.2.1.1	Ermittlung der Reproduzierbarkeit.....	197
8.2.1.2	Korrelationsmessungen.....	201
8.2.1.3	Variation des Augeninnendrucks.....	203
8.2.1.4	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	205
8.3	Zusammenfassung der Messungen in-vivo	206
9	Neues Messkonzept	207
9.1	Anregung von Augenbewegungen durch den intraokularen Puls	208
9.1.1	Medizinische Grundlagen.....	208
9.1.2	Modellbildung	209
9.1.2.1	Hämodynamisches Modell	210
9.1.3	Simulation.....	213
9.2	Messung des cornealen Pulses	214
9.2.1	Messungen mit unterschiedlichen Referenzsignalen	215
9.2.2	Messungen mit Variation physiologischer Parameter	218

9.2.3 Zusammenfassung der Ergebnisse der Messungen.....	222
10 Zusammenfassung und Ausblick	225
11 Literatur.....	229
12 Abbildung- und Tabellenverzeichnis.....	245
12.1 Abbildungsverzeichnis.....	245
12.2 Tabellenverzeichnis	252

1 Einleitung

Das Glaukom, besser bekannt als „Grüner Star“, ist eine Erkrankung des Auges. Wird sie nicht rechtzeitig behandelt, kann es zur völligen Erblindung führen. In Deutschland und den anderen westlichen Industrienationen ist das Glaukom die zweithäufigste Erblindungsursache. Nur eine Erblindung in Folge einer Zuckererkrankung (Diabetes Mellitus) tritt noch häufiger auf. Alleine in Deutschland erblinden jedes Jahr ca. 40.000 Menschen an den Folgen einer Glaukomerkrankung. Ein Großteil dieser Fälle von Blindheit ließe sich vermeiden, wenn die Erkrankung rechtzeitig diagnostiziert und anschließend eine geeignete Behandlung eingeleitet würde. Dies ist leider in vielen Fällen nicht gegeben. Die Gründe liegen zum einen an der Art der Erkrankung, die im Anfangsstadium für den Betroffenen nicht festzustellen ist, zum anderen aber auch an der unzureichenden Zahl von Vorsorgeuntersuchungen, mit denen eine große Anzahl von Personen getestet werden müsste. In der vorliegenden Arbeit sollen Verfahren und Systeme, mit denen man eine einfache Untersuchung des Auges in Hinblick auf eine Glaukomerkrankung durchführen kann, vorgestellt werden.

1.1 Motivation

Bei der Glaukomerkrankung handelt es sich in der Regel um eine langsam fortschreitende Krankheit, die mit einer völligen Erblindung enden kann. Die Ursachen für diese Erkrankung können vielfältig sein. Als Hauptursache wird eine Erhöhung des Augeninnendrucks angesehen. Bleibt der Augeninnendruck über einen längeren Zeitraum hinweg über einen kritischen Wert erhöht, kann es

innerhalb des Auges zu irreversiblen Schädigungen kommen. Diese treten vor allem im Bereich der Papille auf, an dem der Sehnerv in das Auge eintritt. Der erhöhte Druck führt dort zu einer mechanischen Belastung des Nervenbündels und infolgedessen zu Schädigungen. Außerdem wirkt sich der Druck auf die Sehzellen aus: durch eine Verminderung oder völlige Blockierung der Blutversorgung der Sehzellen kommt es zu einem Absterben der betroffenen Zellen. Diese Vorgänge sind für den Patienten nicht feststellbar, da die Erhöhung des intraokularen Drucks nicht mit Schmerzen oder sonstigen Beschwerden einhergeht. Ausfälle des Gesichtsfeldes, die sich durch die Schädigung des Sehnerven oder der Sehzellen einstellen, bemerkt der Betroffene im Anfangsstadium nicht, da die übergeordnete Verarbeitung der visuellen Informationen im Gehirn solche Fehler ausgleichen kann. Wenn der Patient aufgrund von Beschwerden den Arzt aufsucht, sind oft schon über die Hälfte der Sehzellen unwiederbringlich abgestorben.

Die beschriebenen Schäden am Auge bzw. eine Erblindung können jedoch leicht vermieden werden: Regelmäßige Vorsorgeuntersuchungen lassen die Erkrankung frühzeitig erkennen — und bei rechtzeitiger Diagnose stehen der Medizin mittlerweile Methoden zur Verfügung, durch die eine Glaukomerkrankung erfolgreich behandelt werden kann. Dies scheitert aber daran, dass an zu wenigen Personen eine Vorsorgeuntersuchung des Auges durchgeführt wird. Durch geeignete Maßnahmen, die wirkungsvoll bei einem großen Teil der Bevölkerung eine vorliegende Glaukomerkrankung feststellen können, ließen sich Folgekosten der Erkrankung in erheblichem Umfang einsparen. So erhalten in Deutschland jährlich 40.000 Glaukomblinde Landesblindengeld in Höhe von 200 Mio. € [Jon01]. Dabei handelt es sich aber nur um einen Bruchteil der gesamten Kosten, die durch die Glaukomerkrankung anfallen. Oft sind im Laufe einer Behandlung stationäre Aufenthalte in einer Klinik erforderlich, um den Augeninnendruck auf einen normalen Wert einzustellen. Ebenso ist die eigentliche Behandlung, ob mit Medikamenten oder operativ, mit erheblichen Kosten verbunden. Diese Kosten können durch eine rechtzeitige Diagnose und eine geeignete Messtechnik deutlich reduziert werden.

Bei der Entwicklung eines Verfahrens zur Glaukomdiagnose steht deshalb die frühzeitige Entdeckung der Krankheit ganz klar im Vordergrund. Hierbei lässt sich die momentane Situation dadurch verbessern, dass man ein einfaches Verfahren zur Verfügung stellt, mit dem zum Beispiel nicht nur der Augenarzt in der Praxis oder der Klinik den Augeninnendruck oder andere Risikofaktoren

bestimmen kann, sondern auch nicht medizinisch ausgebildetes Personal. Denkbar ist in diesem Zusammenhang eine Vorsorgemessung beim Augenoptiker oder auch in der Apotheke. Ziel sollte es sein, eine Verfügbarkeit der Vorsorgeuntersuchung am Auge zu erreichen, wie sie zum Beispiel für den Blutdruck besteht.

Die Wichtigkeit der Messung des Augeninnendrucks lässt sich anhand statistischer Zahlen verdeutlichen. Es gibt in Deutschland ungefähr 3 Mio. Patienten mit einem erhöhten Augeninnendruck. Davon sind ca. 800.000 nachweislich an einem Glaukom erkrankt. Die Dunkelziffer der nicht entdeckten Glaukomfälle ist aber aufgrund der oben angesprochenen Problematik relativ hoch. Das Risiko einer Glaukomerkrankung liegt für Personen ab dem 40. Lebensjahr bei 2,4 % ([Bun00]).

Die bisher vorhandenen Geräte, mit denen der Augenarzt eine Glaukomuntersuchung durchführt, sind aber für einen Einsatz zur flächendeckenden Glaukomfrüherkennung in keiner Weise geeignet. Sie erfordern entweder die Bedienung durch einen Arzt, da sie nur in Zusammenhang mit einem lokalen Betäubungsmittel für das Auge eingesetzt werden können (Goldmann-Tonometer, vgl. Abschnitt 3.1.1.1), oder sie sind in der Anwendung für den Patienten eher unangenehm (Luftimpulstonometer, vgl. Abschnitt 3.1.1.3), was die Bereitschaft zu einer Messung ohne konkreten Verdacht stark mindert.

An dieser Stelle kann mit einem berührungslosen und belastungsfreien Verfahren eine deutliche Verbesserung erzielt werden. Voraussetzung dafür ist ein Gerät, mit dem der Arzt oder auch eine andere eingewiesene Person einfach und zuverlässig eine Messung des Augeninnendrucks oder vergleichbarer Parameter durchführen kann. Eine Möglichkeit zur Bestimmung des Augeninnendrucks besteht in der Messung und Auswertung von Schwingungen der Augenoberfläche, wie sie in der Dissertation von Drescher [Dre00] beschrieben wurde. Voraussetzung für die Realisierung eines solchen Systems ist zum einen eine berührungslose und belastungsfreie Messung der am Auge auftretenden Schwingungen. (vgl. [Dre00] und [Gun02]) sowie eine ebenfalls berührungslose und für den Patienten nicht störende Anregung dieser Schwingung.

Die Untersuchung möglicher Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen der Augenoberfläche und die Realisierung geeigneter Systeme sind Inhalt dieser Arbeit.

1.2 Eigener Beitrag

Die oben aufgeführten Nachteile bisheriger Verfahren zur Messung des Augeninnendrucks und zur Diagnose einer Glaukomerkrankung verlangen nach einem neuen Ansatz, wie er in seinen Grundlagen in der Dissertation von Drescher [Dre00] beschrieben wird. Die Messung des Augeninnendrucks erfolgt dabei über die Auswertung der Schwingungseigenschaften des Auges. Zwischen der Resonanzfrequenz der Augenhülle und dem Augeninnendruck besteht ein Zusammenhang, der durch Simulationen und Messungen an einem Modell und an Schweineaugen von Drescher nachgewiesen werden konnte.

Die Anregung der Augenschwingung muss, um ein für den Patienten belastungsfreies Verfahren zu erhalten, berührungslos vonstatten gehen. Dazu werden in der Arbeit Systeme und Verfahren zur Anregung der Schwingung über mechanische Vibrationen, Schallwellen und Ultraschallwellen untersucht. Ausgehend von Untersuchungen an Modellaugen und Schweineaugen werden die Anforderungen an ein Anregungssystem definiert.

Die Anregung mit Schallwellen ist die naheliegendste Art, einen Körper berührungslos zu Schwingungen anzuregen. Nach umfassenden theoretischen Überlegungen wird ein Resonatorsystem vorgestellt, das die Erzeugung von Schallwellen in ausreichender Intensität zur Anregung des menschlichen Auges gewährleistet.

Neben der Anregung des Auges mit hörbarem Schall werden Methoden zur Anregung über luftgeleiteten Ultraschall untersucht. Die Betrachtung verschiedener Wandlerysteme zur Erzeugung von hochenergetischem, luftgeleiteten Ultraschall führt zur Auswahl eines Systems aus einem piezokeramischen Wandler mit einer speziell dimensionierten Schicht zur Anpassung der akustischen Impedanz. Es wird ein mathematisches Modell des beschichteten Wandlers erstellt. Nach umfassenden Simulationen, bei denen die Einflüsse verschiedener Komponenten auf das Verhalten des Gesamtsystems untersucht werden, wird ein zur Anregung geeigneter Ultraschallwandler dimensioniert und aufgebaut.

Zur Auswertung der mit einer externen Anregungseinheit stimulierten Augenschwingungen sind komplexe Signalverarbeitungsalgorithmen erforderlich. Ausgehend von Methoden zur Rekonstruktion der Schwingung aus den Signalen eines laserinterferometrischen Vibrometers werden Verfahren zur

Analyse der Schwingungssignale in Hinblick auf die Berechnung des Augeninnendrucks hergeleitet.

Die einzelnen Komponenten aus Hardware und Software werden in ein komplexes Gesamtsystem, das in den Arbeiten von Drescher und Gundlach entstanden ist, integriert. Die Anwendbarkeit der Anregungssysteme und die Zusammenhänge zwischen den Schwingungssignalen und dem intraokularen Druck werden in weit über tausend Einzelmessungen, die an einer Vielzahl von Probanden durchgeführt wurden, untersucht.

Aufbauend auf den Messergebnissen und den im Verlauf der Arbeit gewonnenen Erkenntnissen wird ein Konzept für ein neuartiges Messverfahren vorgestellt, das die Möglichkeiten der herkömmlichen Geräte zur Augeninnendruckmessung erweitert. Aus den am Auge auftretenden Schwingungen, die durch das pulsatile Einströmen von Blut in den Bulbus hervorgerufen werden, lassen sich Rückschlüsse auf den im Auge herrschenden Druck und die Durchblutung der Sehzellen schließen. Somit wäre es möglich, schon in einem sehr frühen Stadium einer Glaukomerkrankung, in dem noch keine irreparablen Schäden aufgetreten sind, eine zuverlässige Diagnose zu stellen und entsprechende Therapiemaßnahmen einzuleiten.

1.3 Gliederung der Arbeit

Nach dieser Einführung soll im nächsten Kapitel das für das Verständnis der Arbeit notwendige Wissen über die Glaukomerkrankung vermittelt werden. Im ersten Teil werden dazu die medizinischen Aspekte behandelt. Ausgehend von der Bedeutung des Augeninnendrucks für die Funktionsfähigkeit des Auges werden die verschiedenen Formen der Glaukomerkrankung erläutert. Anschließend werden die Möglichkeiten der Therapie, wie sie in der heutigen Praxis Anwendung finden, aufgezeigt. Im zweiten Teil wird die volkswirtschaftliche Bedeutung der Frühdiagnose einer Glaukomerkrankung dargestellt.

Kapitel 3 beschäftigt sich mit den heute etablierten Verfahren zur Glaukomdiagnose. Die Verfahren zur Messung des Augeninnendrucks nehmen dabei die wichtigste Stellung ein. Neben der Messung des Augeninnendrucks spielt die Untersuchung des Augenhintergrunds die wichtigste Rolle. Mit der Perimetrie kann das Gesichtsfeld eines Patienten untersucht werden, zur

Untersuchung der Durchblutung des Sehnerven und der Netzhaut werden Laser-Scanning-Verfahren benutzt.

Seit einigen Jahren werden Verfahren entwickelt, die eine Messung des Augeninnendrucks aus den Schwingungseigenschaften des Auges zum Ziel haben. Zunächst werden in Kapitel 4 bisher bekannte Arbeiten anderer Gruppen vorgestellt. Im zweiten Teil folgt die Darstellung des Verfahrens, wie es am Institut für Technik der Informationsverarbeitung (ITIV) entwickelt wird. Der eigene Beitrag zu diesem Projekt wird hier im Zusammenhang mit den anderen vorher und parallel durchgeführten Arbeiten erläutert.

Die Entwicklung von Systemen zur berührungslosen Anregung von Schwingungen am menschlichen Auge ist Inhalt des 5. Kapitels. Die im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Methoden lassen sich folgendermaßen unterteilen: Erstens werden Verfahren untersucht, bei denen das Auge mit Schallwellen im hörbaren Bereich angeregt wird. Der zweite Teil enthält die Verfahren zur Anregung mit Ultraschall.

Für die verschiedenen Möglichkeiten werden, aufbauend auf den mathematischen Beschreibungen, zum Entwurf und zur Dimensionierung eine Modellbildung mit anschließender Simulation durchgeführt. Die daraus entstandenen Systeme werden abschließend umfassend charakterisiert.

Zur Messung der angeregten Augenschwingungen wurden zwei Systeme eingesetzt, die in Zusammenarbeit mit den Arbeiten von Drescher [Dre00] und Gundlach [Gun02] entwickelt wurden. Die Beschreibung dieser Systeme erfolgt in Kapitel 6, soweit sie für das Verständnis dieser Arbeit erforderlich ist.

Für die Auswertung der am Auge auftretenden Schwingungen zur Bestimmung des Augeninnendrucks sind komplexe Signalverarbeitungsalgorithmen erforderlich. Kapitel 7 stellt die verschiedenen Methoden vor.

Eine Überprüfung der Anwendbarkeit der entwickelten Anregungssysteme und Auswertalgorithmen wurde in in-vivo Messungen durchgeführt. Für diese Untersuchungen wurden umfangreiche Messreihen mit weit über 1000 Einzelmessung an nahezu 20 verschiedenen Probanden durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Messungen sind in Kapitel 8 dargestellt.

Einen Ausblick auf ein im Laufe der Arbeit entstandenes neues Konzept zur Frühdiagnose einer Glaukomerkrankung wird in Kapitel 9 gegeben. Dazu werden

in kurzer Form die für das Verfahren notwendigen medizinischen Grundlagen erläutert. Daraus wird ein Modell zur mathematischen Beschreibung des zugrundeliegenden Zusammenhangs aufgestellt und in Simulationen die Anwendbarkeit der Methode untersucht. Das Kapitel schließt mit ersten Messungen und einem Konzept zur Realisierung eines geeigneten Messsystems.

2 Das Glaukom

Die für das Verständnis der vorliegenden Arbeit notwendigen Hintergründe zur Glaukomerkrankung werden in diesem Kapitel erläutert. Im ersten Teil werden die medizinischen Aspekte betrachtet. Dabei werden zunächst die physiologische und pathophysiologische Bedeutung des Augeninnendrucks sowie die verschiedenen Formen der Glaukomerkrankung beschrieben. Die heute in der augenärztlichen Praxis angewandten Therapieformen schließen den medizinischen Bereich dieses Kapitels ab.

Der zweite Teil beschäftigt sich mit der Bedeutung einer frühen Diagnose der Glaukomerkrankung aus volkswirtschaftlicher Sicht. Den Systemen zur Diagnose ist aufgrund der Bedeutung für die vorliegende Arbeit ein eigenes Kapitel (Kapitel 3) gewidmet.

2.1 Medizinischer Hintergrund

2.1.1 Die Bedeutung des Augeninnendrucks

Im Inneren des Auges herrscht bei einem gesunden Menschen ein konstanter Überdruck zwischen 10 mmHg und 20 mmHg. Dieser Druck ist für die optische Funktion des Auges unerlässlich, da er die Form des Auges sicherstellt und somit eine konstante Anordnung der optischen Elemente (Hornhaut, Iris, Linse, Glaskörper und Netzhaut) des Auges gewährleistet. Der Augeninnendruck sorgt weiterhin für eine Spannung der Augenhülle und dadurch für eine glatte Oberfläche der Hornhaut (Cornea).

Der Augeninnendruck wird durch das Kammerwasser bestimmt, das sich in der vorderen und hinteren Augenkammer befindet. Das Kammerwasser wird in den Ziliarkörpern gebildet und in die hintere Augenkammer sezerniert. Von dort gelangt es zwischen Linse und Iris hindurch in die vordere Augenkammer. Durch das Trabekelwerk im Kammerwinkel fließt das Wasser schließlich in den Schlemmschen Kanal und von dort in die Kammerwasservenen (siehe Abbildung 2.1). Die Produktion und der Abfluss des Kammerwassers sind bei einem gesunden Menschen stets im Gleichgewicht.

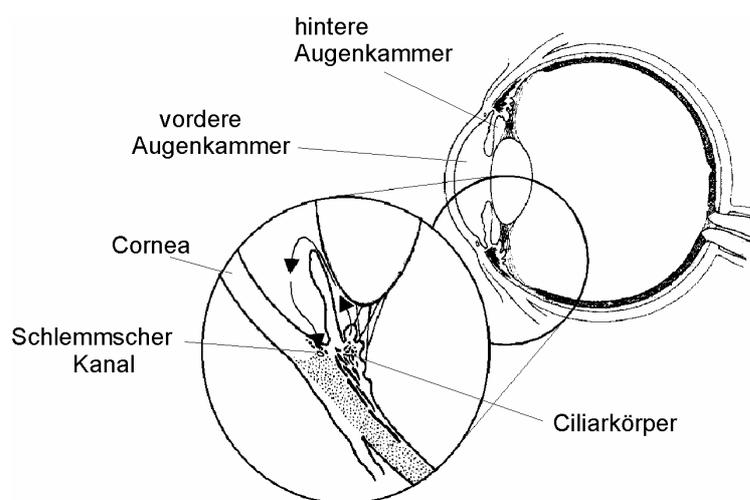


Abbildung 2.1: Produktion und Abfluss des Kammerwassers im Auge

Bei einer Störung dieses Gleichgewichts kommt es zu einer Erhöhung des Drucks im Auge. Dafür können zwei Ursachen verantwortlich sein. Zum einen eine Erhöhung der Kammerwasserproduktion, zum anderen eine Verringerung des Abflusses durch eine Erhöhung des Abflusswiderstandes oder ein völliges Aussetzen durch eine Blockade der Abflusswege. Als pathologisch erhöhter Augeninnendruck wird üblicherweise ein Wert, der größer als 21 mmHg ist, angesehen.

Für eine Erhöhung des Abflusswiderstandes gibt es zwei Ursachen. Anhand dieser zwei Mechanismen werden auch die unterschiedlichen Formen der Glaukomerkrankung differenziert. Erstens kann der Übergang zwischen der hinteren und vorderen Augenkammer, der zwischen Iris und Linse liegt, erschwert sein. Zweitens ist eine Behinderung im Bereich des Kammerwinkels oder des Trabekelwerkes als Ursache möglich. Eine genauere Beschreibung dieser unterschiedlichen Formen wird im nächsten Abschnitt vorgenommen.

2.1.2 Ursachen und Formen der Glaukomerkrankung

Vor einer Erläuterung der verschiedenen Formen der Glaukomerkrankung, soll anhand mehrerer Definitionen aufgezeigt werden, wie unterschiedlich der Begriff Glaukom in der medizinischen Fachliteratur verwendet wird. Man kann anhand der Zitate auch eine Entwicklung ablesen, die in den letzten Jahren begonnen hat und die sich vermehrt auch in den medizinischen Alltag ausbreiten wird.

„... Dadurch kommt es zu einem erhöhten Augeninnendruck (Glaukom: grüner Star), was zu Schmerzen und einer Schädigung der Retina führt. ...“ [Sil91]

„Das Glaukom ist eine Erkrankung, bei der ein erhöhter Augeninnendruck den N. opticus schädigt. Dies führt letztendlich zur Erblindung des Auges.“ [Lan98]

„Sammelbezeichnung für verschiedene Erkrankungen des Auges, die mit einer vergrößerten Excavatio papillae nervi optici und meist einer Erhöhung des Augeninnendrucks einhergehen;...“. [Psc98]

„Von einem Glaukom wird gesprochen, wenn die folgenden drei Merkmale vorliegen:

- Eine Gesichtsfeldeinschränkung; diese lässt sich mittels Perimetrie bestimmen.
- Eine Sehnervschädigung; diese verdeutlicht sich in einer bei der Spiegelung des Augenhintergrundes sichtbaren Veränderung der Papille.
- Ein erhöhter Augeninnendruck; während hier lange Zeit für die Diagnose des Glaukoms maßgeblich war, dass der Augeninnendruck über einem bestimmten Wert, beispielsweise 21 mmHg lag, wird anstelle dessen seit einiger Zeit ein „Augeninnendruck in einer Höhe, die vom betroffenen Auge nicht mehr toleriert wird“ gefordert.“ [Hes00]

„Das Glaukom — auch „Grüner Star“ genannt — ist eine Erkrankung des Sehnerven (Nervus opticus).“ [Kri00]

Auffällig ist, dass bei der Definition des Begriffs eine stetige Entwicklung stattgefunden hat. Ausgehend von einer Gleichsetzung der Begriffe „erhöhter Augeninnendruck“ und Glaukom über eine differenzierte Betrachtung, bei der der Augeninnendruck nur noch eines von drei Merkmalen ist, wird heute das

Das Glaukom

Glaukom allgemein als eine Erkrankung des Sehnerven und der Sehzellen angesehen.

Mögliche Risikofaktoren oder Ursachen für eine Glaukomerkrankung sind nach der neueren Literatur:

- Erhöhter Augeninnendruck
- Alter des Patienten
- Familiäre Veranlagung
- Zugehörigkeit zu einer bestimmten ethnischen Gruppe
- Kurzsichtigkeit (Myopie)
- Zuckerkrankheit (Diabetes mellitus)

In der klinischen Praxis stellt aber nach wie vor der Augeninnendruck den zentralen Parameter zur Beurteilung einer Glaukomerkrankung dar. Dies wird auch in der immer noch gültigen Einteilung der verschiedenen Glaukomformen deutlich, die sich alleine auf Mechanismen, die eine Erhöhung des Augeninnendrucks zur Folge haben, stützt. Die verschiedenen Formen des Glaukoms werden allgemein in primäre und sekundäre Glaukomformen eingeteilt. Bei den primären handelt es sich um die eigentlichen Glaukome, bei denen ein verringerter Abfluss des Kammerwassers eine Erhöhung des Augeninnendrucks nach sich zieht. Die sekundären Glaukome sind solche, bei denen der Abfluss des Kammerwassers durch andere Erkrankungen des Auges, durch Verletzungen oder durch andere, nicht unmittelbar mit der Glaukomerkrankung zusammenhängende Faktoren, verringert ist. Zum anderen unterteilt man nach dem Ort der Entstehung in Offenwinkelglaukome und Winkelblockglaukome. Damit erhält man die vier wichtigsten Glaukomformen:

- Primäres Offenwinkelglaukom
- Sekundäres Offenwinkelglaukom
- Primäres Winkelblockglaukom
- Sekundäres Winkelblockglaukom

Eine weitere Form der Glaukomerkrankung ist das kindliche Glaukom.

2.1.2.1 Primäres Offenwinkelglaukom

Das primäre Offenwinkelglaukom ist mit einem Anteil von über 85 % die mit Abstand am häufigsten auftretende Form einer Glaukomerkrankung. Dabei ist der Abfluss des Kammerwassers im Trabekelwerk erschwert (Abbildung 2.2). Diese Abflussbehinderung tritt verstärkt im Alter auf und ist auf einen Verschluss der Maschen des Trabekelwerkes durch Ablagerungen zurückzuführen.

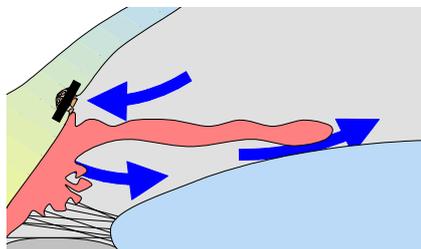


Abbildung 2.2: Primäres Offenwinkelglaukom

2.1.2.2 Sekundäres Offenwinkelglaukom

Beim sekundären Offenwinkelglaukom kommt es zu einer Abflussbehinderung des Kammerwassers aufgrund von Fremdstoffen, die den Zugang zum Trabekelwerk verlegen (Abbildung 2.3). Dabei handelt es sich zum Beispiel um Erythrozyten, Pigmente oder Entzündungszellen, die aufgrund von Erkrankungen des Auges oder durch äußere Einwirkung in die Vorderkammer gelangen.

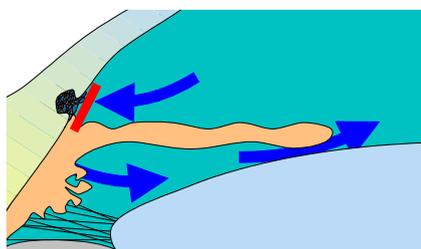


Abbildung 2.3: Sekundäres Offenwinkelglaukom

2.1.2.3 Primäres Winkelblockglaukom

Das primäre Winkelblockglaukom, auch akuter Glaukomanfall, ist mit einem Anteil von ca. 5 % an den Glaukomerkrankungen zwar nicht der bedeutendste Anteil, aufgrund der möglichen Schäden aber medizinisch von großer Relevanz. Bei dieser Form wird das Trabekelwerk durch die Iris völlig blockiert, was zu einem sehr raschen Ansteigen des Augeninnendrucks auf Werte bis zu 60 mmHg führen kann. Die Folge eines solchen Glaukomanfalls ist eine irreversible Schädigung des Sehnerven oder der Sehzellen. Ausgelöst wird ein Winkelblockglaukom durch eine Behinderung des Abflusses des Kammerwassers aus der hinteren Augenkammer in die vordere (vgl. Abbildung 2.4). Somit steigt der Druck in der hinteren Augenkammer und wölbt die Iris nach vorne.

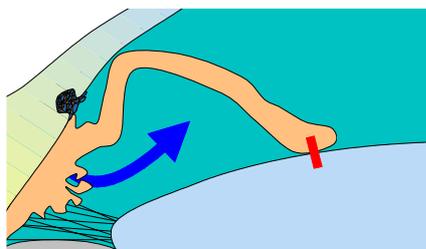


Abbildung 2.4: Primäres Winkelblockglaukom

Eine weniger gefährliche Form des Winkelblockglaukoms ist das chronische Winkelblockglaukom, bei der der Kammerwinkel stark verengt ist und somit der Abfluss des Kammerwassers erschwert.

2.1.2.4 Sekundäres Winkelblockglaukom

Bei den sekundären Winkelblockglaukomen wird der Kammerwinkel nicht durch die Iris, sondern durch anderes Gewebe verlegt, das sich in Folge von Krankheiten oder Verletzungen in der Nähe des Kammerwinkels bildet (siehe Abbildung 2.5).

Auch diese Form der Glaukomerkrankung führt zu einer Behinderung des Abflusses des Kammerwassers und somit zu einem Anstieg des Augeninnendruckes.

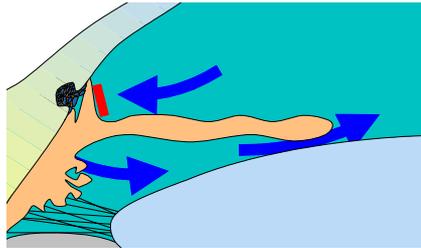


Abbildung 2.5: Sekundäres Winkelblockglaukom

2.1.2.5 Kindliches Glaukom (Kongenitales Glaukom)

Diese Form der Glaukomerkrankung ist die seltenste unter den bisher erwähnten. Sie tritt dann auf, wenn sich das Trabekelwerk in der kindlichen Entwicklung nicht vollständig ausbildet und somit von Geburt an der Abfluss des Kammerwassers erschwert oder verhindert ist.

Eine Gemeinsamkeit aller bisher aufgeführten Formen der Glaukomerkrankung ist, dass infolge einer Abflussbehinderung des Kammerwassers der Augeninnendruck erhöht wird. Dieser erhöhte Augeninnendruck verursacht die glaukomatösen Schäden an Sehnerv und Netzhaut.

2.1.2.6 Weitere Formen des Glaukoms

Der Augeninnendruck spielt jedoch nicht die alleinige Rolle bei der Entstehung des Glaukoms. Zahlreiche Patienten weisen einen offenbar normalen Augeninnendruck (unter 21 mm Hg) auf und entwickeln trotzdem glaukومتypische Schäden. Man spricht in diesem Fall von einem Normal- oder Niederdruckglaukom. Umgekehrt muss ein erhöhter Augeninnendruck (über 21 mm Hg) nicht bei jedem zu Glaukomschäden führen. Bei diesen Patienten liegt eine okuläre Hypertension vor. In diesem Zusammenhang kann man von einer Druckempfindlichkeit der Patienten sprechen. Einige Patienten reagieren schon auf eine geringe Erhöhung des Augeninnendrucks mit einem Auftreten von Schäden am Auge. Andere dagegen können über einen langen Zeitraum einen Druck ohne schädliche Auswirkungen aufweisen, der im allgemeinen als krankhaft erhöht angesehen wird.

Als wichtigster Faktor für das Auftreten von glaukomatösen Schäden wird deshalb in der neueren medizinischen Literatur die Durchblutung des Auges bzw. des Sehnervs angesehen. Die Mangelversorgung des Sehnervs und der Sehzellen

mit Blut und somit mit Sauerstoff ist der Hauptgrund der Schäden, die für eine Glaukomerkrankung typisch sind. Für eine Durchblutungsstörung des Auges gibt es eine Vielzahl von Ursachen. Eine der Wichtigsten ist ein hoher Augeninnendruck, der die Blutversorgung im Auge unterbinden kann. Aus umfangreichen Studien ist bekannt, dass über 90 % der Glaukompatienten auch an allgemeinen Kreislaufproblemen leiden, wie z.B. Durchblutungsstörungen der Hände und Füße, niedriger Blutdruck oder Tinnitus.

2.1.3 Therapie der Glaukomerkrankung

Für jede Art der Glaukomerkrankung gibt es verschiedene Therapieformen. Unabhängig von der Art der Therapie ist die Forderung nach einer frühen Diagnose: Je früher eine Glaukomerkrankung erkannt wird, umso besser sind die Erfolgsaussichten der Behandlung. In den meisten Fällen können durch eine frühzeitige Diagnose eine Verschlechterung der Sehfähigkeit oder eine Erblindung vermieden werden.

Die verschiedenen Therapieformen werden in diesem Abschnitt vorgestellt. Die wichtigste Form der Glaukombehandlung ist die medikamentöse Therapie. Der überwiegende Teil der Glaukomkranken kann mit Augentropfen behandelt werden. Hat eine Behandlung mit Medikamenten jedoch nicht den gewünschten Erfolg, so kommt eine Laserbehandlung oder auch eine Operation in Frage. Ziel aller Glaukomtherapien ist es, Schädigungen des Sehnervs und der Sehzellen zu verhindern und somit die Sehfähigkeit des Patienten zu erhalten. Dies erreicht man durch eine Senkung des Augeninnendrucks oder durch eine Verbesserung der Durchblutung des Auges.

2.1.3.1 Medikamentöse Therapie

Die medikamentöse Therapie des Glaukoms verfolgt im wesentlichen zwei Ziele. Zum einen die Senkung des Augeninnendrucks, zum anderen eine Verbesserung der Durchblutung des Sehnervs und der Sehzellen. Die Senkung des Augeninnendrucks kann erreicht werden, indem die Kammerwasserproduktion gesenkt wird oder indem der Abfluss des Kammerwassers durch das Trabekelwerk erhöht wird.

Eine Unterteilung der Therapieformen lässt sich zudem noch danach vornehmen, ob sie lokal oder systemisch wirken. Bei den lokalen Medikamenten

handelt es sich um Tropfen oder Salben, die direkt auf das Auge aufgebracht werden. Systemische Medikamente wirken auf den gesamten Organismus, indem sie z.B. den Blutdruck verändern oder die Durchblutung der peripheren Gefäße erhöhen.

In Abbildung 2.6 ist eine Übersicht über die möglichen Wirkstoffe zur Glaukomtherapie und deren Wirkungsweise dargestellt. Das gemeinsame Ziel jeder Behandlung ist die Verbesserung der Durchblutung des Auges, um ein Absterben der Sehzellen oder des Sehnervs zu verhindern. Das kann direkt geschehen (Carboanhydrasehemmer) oder über eine Senkung des Augeninnendrucks. Die Senkung des Augeninnendrucks kann, wie schon beschrieben, über eine Verringerung der Kammerwasserproduktion (Carboanhydrasehemmer, Betablocker, Sympathomimetika) oder über die Erhöhung des Kammerwasserabflusses (Sympathomimetika, Parasympathomimetika, Prostaglandine) erfolgen.

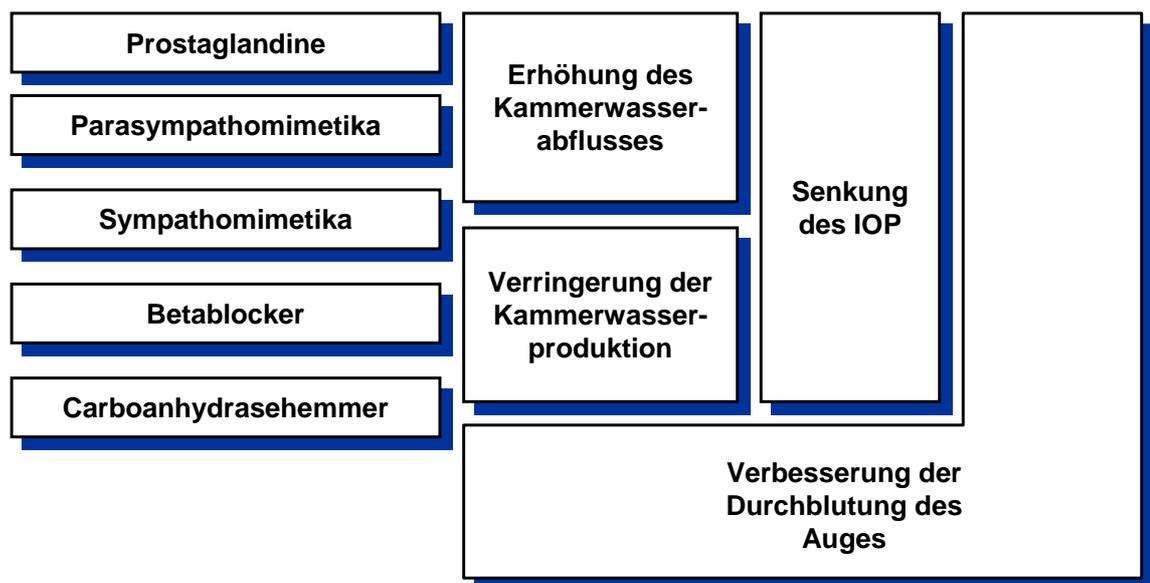


Abbildung 2.6: Übersicht über die medikamentöse Glaukomtherapie

Die genaue Beschreibung der Wirkungsmechanismen der verschiedenen Medikamente folgt in den nächsten Abschnitten.

2.1.3.1.1 Prostaglandine

Unter Prostaglandinen versteht man eine Gruppe hormonähnlicher Substanzen. Sie wirken im Allgemeinen auf die glatte Muskulatur, wobei es zu unterschiedlichen oder zum Teil gegensätzlichen Effekten kommen kann. Die zur

Glaukombehandlung eingesetzten Wirkstoffe führen zu einer Entspannung des Ziliarmuskels. Infolgedessen kommt es vermutlich zu einer Änderung der Strukturen im Gewebe des Ziliarmuskels, die zu einer Verbesserung des Abflusses des Kammerwassers führt. In diesem Falle wird ein Weg für den Kammerwasserabfluss benutzt, der unter physiologischen Bedingungen kaum eine Rolle spielt. Prostaglandine können, wenn sie nicht lokal angewendet werden, auch zu einer Beeinflussung des Blutdrucks führen; Blutdruckerhöhung und –senkung können die Folge sein.

2.1.3.1.2 Parasympathomimetika

Dabei handelt es sich um Medikamente, die die Wirkung des Parasympathikus nachahmen. Man nennt diese Medikamente auch Miotika, da sie neben der Senkung des Augeninnendruckes auch eine Verengung der Pupille (Miosis) zur Folge haben. Der Wirkungsmechanismus dieser Medikamente kann wie folgt beschrieben werden: Über die Reaktion des Medikamentes mit den Rezeptoren des Ziliarmuskels kommt es zu einer Kontraktion. Dies löst einen mechanischen Zug auf das Gewebe des Trabekelwerkes aus, wodurch der Abfluss des Kammerwassers erleichtert wird. Die ebenfalls aufgrund der Muskelkontraktion einsetzende Pupillenverengung wird von vielen Patienten als störend empfunden, da das Sehvermögen dadurch negativ beeinflusst wird, insbesondere bei Patienten mit einem grauen Star oder bei schlechten Lichtverhältnissen.

2.1.3.1.3 Sympathomimetika

Diese Gruppe von Medikamenten ahmen die Wirkung des Sympathikus nach. Bei der Behandlung des Glaukoms wirken sie augeninnendrucksenkend durch die Verbesserung des Kammerwasserabflusses auf der einen Seite und die Reduktion der Kammerwasserproduktion durch eine okuläre Vasokonstriktion auf der anderen Seite. Ein Vorteil dieser Medikamente ist es, dass sie ohne eine Verringerung des Pupillendurchmessers wirken.

2.1.3.1.4 Betablocker

Betablocker senken den Augeninnendruck durch eine Verringerung der Kammerwasserproduktion. Sie werden lokal als Augentropfen angewendet und haben keine negativen Auswirkungen auf die Pupillengröße und das Akkomodationsvermögen. Sie sind heute die am meisten angewendeten Medikamente zur Behandlung des Glaukoms.

2.1.3.1.5 Carboanhydrasehemmer

Bei der Produktion des Kammerwassers spielt das Enzym Carboanhydrase eine zentrale Rolle. Die Carboanhydrasehemmer verlangsamen diesen Prozess und führen somit zu einer Senkung des Augeninnendrucks. Zudem konnte in Untersuchungen eine Verbesserung der okulären Blutversorgung nach der Einnahme des Medikamentes festgestellt werden.

Die Verwendung von Carboanhydrasehemmern bei der Behandlung eines Glaukoms ist vor allem dann angebracht, wenn noch weitere kreislaufbedingte Risikofaktoren, wie zum Beispiel niedriger Blutdruck, Durchblutungsstörungen der Hände und Füße, Migräne oder andere vorliegen.

In Fällen, in denen mit der Verabreichung eines Wirkstoffes nicht der gewünschte Erfolg eintritt, kann die Therapie oft auch durch die Verabreichung einer Kombination aus den oben aufgeführten Medikamenten durchgeführt werden.

2.1.3.2 Laserbehandlung eines Glaukoms

Die Laserbehandlung einer Glaukomerkrankung verfolgt im wesentlichen ein Ziel: Dadurch, dass mit dem Laserstrahl kleine Löcher in das Gewebe im Auge gebrannt werden, wird die Blockade des Kammerwasserabflusses aufgehoben. Je nach der Art der Erkrankung gibt es zwei Möglichkeiten: Offenwinkelglaukome, bei denen die Abflussbehinderung im oder vor dem Trabekelwerk besteht, können dadurch beseitigt werden, dass die Perfusion im Kammerwinkel angebracht wird (Abbildung 2.7, links).

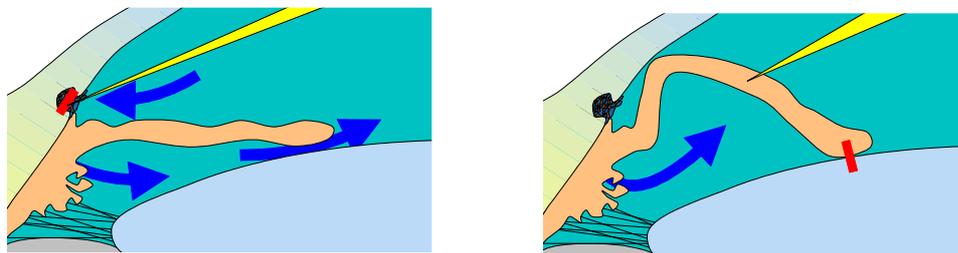


Abbildung 2.7: Laserbehandlung des Offenwinkelglaukoms (links) und des Winkelblockglaukoms (rechts)

Bei einem primären Winkelblockglaukom kann der Druck, der in der hinteren Augenkammer entsteht, durch Löcher in der Iris entweichen und so der vorher verlegte Kammerwinkel wieder freigegeben werden (Abbildung 2.7, rechts).

Um die Behandlung durchzuführen, setzt der Arzt ein Kontaktglas auf das Auge auf. Der Laserstrahl wird durch dieses Kontaktglas auf die entsprechende Stelle im Auge gelenkt und ein Loch in das den Abfluss verhindernde Gewebe geschossen. Nachteilig bei der Behandlung mit einem Laser ist die Langzeitwirkung der Behandlung, die nicht bei allen Patienten gegeben ist. Die mit dem Laser angebrachten Löcher können wieder durch neues Gewebe verlegt werden, was eine erneute Behandlung notwendig macht. Hat auch eine Laserbehandlung nicht den gewünschten Erfolg, bleibt als letzte Behandlungsmethode nur noch der operative Eingriff.

2.1.3.3 Operative Behandlung

Die operative Behandlung eines Glaukoms erfolgt hauptsächlich bei einem primären Offenwinkelglaukom. Es gibt verschiedene Methoden der Operation. Am häufigsten angewendet werden filtrierende Eingriffe, bei denen durch die Operation der Abfluss des Kammerwassers erhöht wird. Eine Alternative dazu stellen die zyklodestruktiven Eingriffe dar, die einen Teil des Kammerwasser produzierenden Gewebes eliminieren und so eine Verringerung des intraokularen Drucks herbeiführen. Diese Eingriffe sind irreversibel, können also zu einem dauerhaft zu niedrigen IOP führen. Sie werden deshalb nur dann durchgeführt, wenn alle anderen Methoden versagen.

Die am weitesten verbreiteten filtrierenden Eingriffe sind die Trabekulektomie oder die Goniotrepanation. Dabei wird durch eine Öffnung in der Augenhülle eine Perforation des Trabekelwerkes durchgeführt. Bei der Trabekulektomie wird ein rechteckiges Fenster in die Lederhaut geschnitten, das eine Verbindung zur vorderen Augenkammer herstellt (siehe Abbildung 2.8). Bei der Goniotrepanation wird mit einem speziellen Instrument ein rundes Loch in die Lederhaut gestanzt. Die so entstanden Löcher werden teilweise wieder abgedeckt, so dass das Kammerwasser langsam absickern kann. Es gelangt auf diesem Weg unter die Bindehaut und von dort in das venöse System.

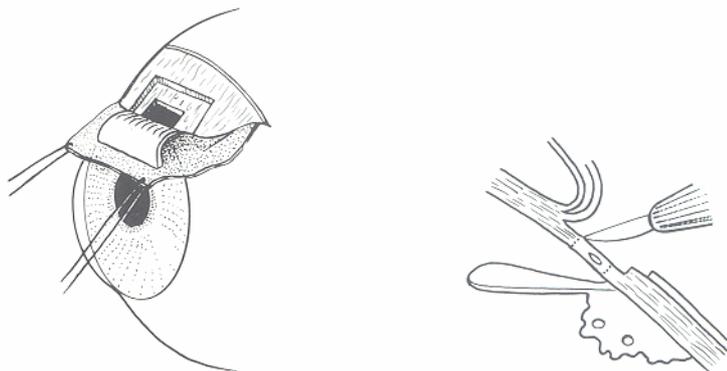


Abbildung 2.8.: Trabekulektomie [Hol88]

Eine relativ neue Methode der Glaukomoperation ist die nicht penetrierende externe Trabekulexzision. Der Chirurg gelangt dabei durch eine Öffnung des Auges in der Hornhaut in den Schlemmschen Kanal. Von dort wird das Trabekelwerk, das einen zu hohen Abflusswiderstand für das Kammerwasser aufweist, in dünnen Schichten abgetragen. Dies erfolgt so lange, bis der Abfluss des Kammerwassers wieder einen normalen Wert erreicht hat. Durch einen solchen operativen Eingriff kann ein erhöhter Augeninnendruck als Ursache einer glaukomatösen Erkrankung nachhaltig gesenkt werden.

2.2 Volkswirtschaftliche Aspekte der Frühdiagnose

Wie schon im vorangegangenen Abschnitt erläutert, ist in jedem Falle einer Glaukomerkrankung der Erfolg der Behandlung maßgeblich von einer rechtzeitigen Diagnose abhängig. Bei vielen Patienten findet diese Diagnose aber nicht statt, da die Messung des Augeninnendrucks als einer der wichtigsten Parameter nicht routinemäßig durchgeführt wird, wie das z.B. beim Blutdruck der Fall ist. Es gibt mehrere Ursachen für diesen Missstand. Zum einen sind dies rechtliche Rahmenbedingungen, zum anderen aber auch das Fehlen einer zuverlässigen und einfachen Meßmethode. Die Hintergründe und die sich daraus ergebenden Konsequenzen für den Patienten bzw. für das gesamte Gesundheitssystem sollen im folgenden Abschnitt kurz beleuchtet werden.

2.2.1 Messung des Augeninnendruckes beim Augenoptiker

Eine wesentliche Verbesserung der Situation bei der Frühdiagnose von Glaukomerkrankungen ließe sich dadurch erreichen, dass flächendeckend Screening-Untersuchungen an einer großen Anzahl von Personen durchgeführt werden. Dafür bietet sich das dichte Netz der Augenoptikerbetriebe an. Bestrebungen in diese Richtung sind bisher aber an der momentanen Rechtslage gescheitert.

2.2.1.1 Rechtliche Situation

Eine Messung des Augeninnendruckes beim Augenoptiker ist nach der gültigen Rechtsprechung nur sehr eingeschränkt möglich. In den letzten Jahren wurden zu diesem Thema mehrmals die höchsten Gerichte der Bundesrepublik angerufen. Ein kurzer Überblick soll die momentane Situation verdeutlichen.

Im Jahr 1995 wird einer Augenoptikerin nach einer Klage der Zentrale zur Bekämpfung des unlauteren Wettbewerbs untersagt, weiterhin eine kostenlose Tonometrie und Perimetrie anzubieten. Ein Jahr später wird in einem Revisionsverfahren am Oberlandesgericht Koblenz der Klägerin erlaubt, diese Messungen durchzuführen, wenn sie in geeigneter Weise vor der Messung darauf hinweist, dass eine sichere Glaukomdiagnose nur durch den Augenarzt erfolgen kann.

1998 wird das Urteil vom Bundesgerichtshof (BGH) wieder aufgehoben. Das Urteil untersagt der Augenoptikerin wiederum die Messung des Augeninnendruckes und die Perimetrie. Das Gericht sieht darin eine Ausübung der Heilkunde, da durch das Ergebnis der Untersuchung Gefahren für den Patienten entstehen können. Diese werden in erster Linie darin gesehen, dass der Patient durch einen normalen Befund trotz eventuell vorliegender ernsthafter Erkrankung von einem Arztbesuch abgehalten werden könnte. Daran ändert auch die zuvor durchgeführte Aufklärung des Kunden nichts.

Dieses Urteil wird vom Bundesverfassungsgericht im August 2000 aufgehoben, da dadurch das Recht auf Berufsfreiheit des Optikers eingeschränkt würde. Die Entscheidung wird wieder an den BGH zurückverwiesen. In seinem Urteil im Juni 2001 verweist der BGH seinerseits das Urteil an das Oberlandesgericht Koblenz zurück. Eine endgültige Entscheidung steht zur Zeit immer noch aus.

Die momentane Rechtsprechung geht davon aus, dass eine Augeninnendruckmessung und eine automatische Perimetrie von einem Augenoptiker durchgeführt werden kann, wenn dieser den Kunden vorher darüber aufklärt, dass alleine eine Untersuchung beim Augenarzt einen fehlerhaften Befund zweifelsfrei ausschließen kann.

2.2.1.2 Chancen und Risiken

Eine Messung des Augeninnendrucks beim Augenoptiker bietet nicht nur die Chance der Frühdiagnose bei einer großen Anzahl von Patienten, sondern birgt auch die Gefahr einer Fehldiagnose. Diese Gefahr besteht vor allem bei den Patienten mit einem Nieder- bzw. Normaldruckglaukom. Bei diesen Patienten wird bei der Messung des Augeninnendrucks keine Auffälligkeit festgestellt. Diese Messung kann dem Patienten unter Umständen das Gefühl vermitteln, dass er gesund ist und ihn von einem notwendigen Besuch beim Augenarzt abhalten.

Nach Angaben des Berufsverbandes der Augenärzte werden bei einer alleinigen Augeninnendruckmessung lediglich 50 % der an Glaukom erkrankten Patienten festgestellt. Das alleine kann aber kein Argument gegen eine Messung des Augeninnendrucks beim Optiker sein, da ohne diese Messung unter Umständen keiner der Patienten entdeckt würde. Nach einer Untersuchung zur Wertigkeit der Augeninnendruckmessung beim Augenoptiker können durch ein flächendeckendes Angebot jährlich etwa 80.000 Fälle von bisher unentdeckter Glaukomerkrankung bzw. erhöhtem Augeninnendruck festgestellt werden. Wird bei diesen Patienten eine Behandlung der Erkrankung durchgeführt, kann durch diese Messung bei ca. 13.000 Personen eine Erblindung verhindert werden. Verglichen mit den Gefahren der zur späten Diagnose des Glaukoms durch eine Verhinderung des Arztbesuchs infolge eines Nicht-Erkennens eines Niederdruckglaukoms ist die Anzahl der zusätzlich entdeckten Fälle um das 17-fache höher als die Zahl der nicht entdeckten Fälle [Hes00].

2.2.1.3 Kosten, Einsparungen

Durch die Untersuchung einer großen Anzahl von Kunden durch den Augenoptiker entstehen natürlich Kosten in großem Umfang. Dies sind zum einen die Kosten durch die Messung selbst, sowie die durch die Messung ausgelösten Folgekosten, wie z.B. die genaue Untersuchung beim Augenarzt und die sich daran anschließenden Kosten für eine Behandlung. In der oben schon

zitierten Untersuchung werden die Kosten und die Einsparungen durch diese Maßnahme miteinander verglichen. Die Autoren kommen zu dem Ergebnis, dass sich damit Kosten in einem Umfang von ca. 500 Mio. € einsparen lassen.

2.2.1.4 Schlussfolgerung

Eine Messung des Augeninnendrucks beim Augenoptiker ist unter volkswirtschaftlichen Gesichtspunkten auf jeden Fall zu befürworten. Auch mit der heute zur Verfügung stehenden Messtechnik der Luftimpulstonometer ist eine deutliche Verbesserung bei der Diagnose des Glaukoms zu erwarten. Zusätzlich kann man auch an eine Ausweitung der Messungen z.B. auf Apotheken denken, wie dies mit der Kontrolle des Blutdrucks und des Glukosespiegels im Blut schon durchgeführt wird.

2.2.2 Messung durch den Patienten selbst

Bei der Selbsttonometrie ist das primäre Ziel nicht die Erkennung einer Erkrankung, sondern die Kontrolle des Augeninnendrucks bei einem schon diagnostizierten Glaukom. Diese Kontrollmessungen sind für den Arzt vor allem zu Beginn einer Therapie unerlässlich, damit er die Wirkung der Medikamente beurteilen und die Dosierung entsprechend einstellen kann. Bisher ist zu Beginn einer solchen Behandlung oft ein mehrtägiger Klinikaufenthalt notwendig. Der Augeninnendruck wird dabei mehrmals pro Tag gemessen. Diese Art der Behandlung verursacht erhebliche Kosten.

Ein kompaktes Messgerät, das es dem Patienten erlaubt, seinen Augeninnendruck selbst zu bestimmen, kann diese Aufenthalte in der Klinik vollständig ersetzen. Mit einem berührungslosen und belastungsfreien Verfahren sind auch Messungen in wesentlich kürzeren zeitlichen Abständen möglich. Somit kann der Arzt ein sehr viel detaillierteres Bild vom Verlauf der Erkrankung und dem Erfolg seiner Therapie erhalten.

2.2.2.1 Bisherige Möglichkeiten

Bisher gibt es auf dem deutschen Markt lediglich ein Gerät, das eine Messung des Augeninnendrucks durch den Patienten selbst erlaubt, das Ocuton S der Firma EPSA. Dabei handelt es sich um ein Goldmann-Tonometer, das den Augeninnendruck über einen Messstempel erfasst, der auf das Auge aufgesetzt

werden muss. Zur Messung muss das Auge vorher mit Tropfen anästhesiert werden.



Abbildung 2.9: Selbsttonometer Ocuton S

Das Gerät muss dem Patienten von einem Arzt verschrieben werden, da die Augentropfen zur Betäubung nicht frei erhältlich sind. Bisher konnte dieses System jedoch keine weite Verbreitung finden.

2.2.2.2 Vor- und Nachteile der Selbsttonometrie

Auch bei der Messung des Augeninnendrucks durch den Patienten sind die offensichtlichen Vorteile, die ein solches Verfahren bietet, den möglichen Risiken gegenüberzustellen. Das größte Problem bei einer Messung durch den Patienten ist die Zuverlässigkeit, und somit die Aussagefähigkeit der ermittelten Messergebnisse. Es kann bei den Messungen zu Fehlern in der Bedienung des Gerätes kommen, die eine Verfälschung der Messergebnisse zur Folge haben. Werden diese Fehler vom Arzt nicht erkannt, wird er seine Behandlung aufgrund der falschen Daten nicht den tatsächlich vorliegenden Umständen anpassen können.

Eine erste Anwendung der Selbsttonometrie in einem telemedizinischen Projekt wird von der Augenklinik der Universität Erlangen –Nürnberg erprobt [Gro01]. Die Patienten erhalten ein Selbsttonometer (Ocuton S) und einen Handcomputer (PDA). Sie messen mehrmals am Tag den Augeninnendruck, geben den gemessenen Wert in den PDA ein und übermitteln die Daten an eine Datenbank in der Klinik. Der Arzt erhält damit eine große Anzahl von Messungen, ohne dass der Patient dafür einen langen Klinikaufenthalt in Kauf nehmen muss. Das kontaktbehafte Messverfahren des Ocuton S beinhaltet aber die oben schon erwähnten Nachteile. Aus diesem Grund können nur bestimmte Patienten für dieses Projekt ausgewählt werden.

2.2.2.3 Kosten, Einsparungen

Der Preis des oben beschriebenen Gerätes liegt bei ca. 500 €. Folgekosten entstehen im Gebrauch durch die Augentropfen, die zur Betäubung des Auges notwendig sind. Eine Übernahme der Kosten durch die Krankenkassen erfolgt nur in Ausnahmefällen. Die mit dem Verfahren möglichen Einsparungen sind in erster Linie die Kosten, die durch einen ansonsten notwendigen stationären Aufenthalt in einer Klinik anfallen. Zudem ist durch eine regelmäßige Kontrolle bei vielen Patienten eine wesentlich günstigere Prognose des Krankheitsverlaufs gegeben. Dadurch können Kosten für Folgebehandlungen, im Extremfall auch die Kosten, die bei einer Erblindung anfallen, eingespart werden.

2.2.2.4 Schlussfolgerung

Die durch die Selbsttonometrie zu erwartenden Auswirkungen sind unter volkswirtschaftlichen Gesichtspunkten als äußerst positiv einzuschätzen. Durch eine Reduzierung der Aufenthalte in der Klinik können direkt Kosten in erheblichem Umfang eingespart werden. Eine weitere Einsparung ist durch eine Verbesserung des Behandlungserfolges bei einer regelmäßigen Kontrolle durch den Patienten selbst zu erwarten.

3 Etablierte Verfahren zur Glaukomdiagnose

In Kapitel 2 wurden die Merkmale aufgeführt, die bei der Diagnose eines Glaukoms vorliegen müssen. Der wichtigste Parameter ist dabei der Augeninnendruck. Dieser alleine ist allerdings nicht ausreichend. Man spricht erst von einem Glaukom, wenn bereits Schädigungen an Sehnerv oder Sehzellen vorliegen. Die wichtigsten Untersuchungsverfahren, die heute in der augenärztlichen Praxis durchgeführt werden, werden in folgendem Kapitel zusammengestellt. Zuerst folgt eine Übersicht über die Verfahren zur Messung des Augeninnendrucks, anschließend eine Betrachtung der Untersuchungsmethoden des Augenhintergrundes, d.h. des Sehnervs und der Netzhaut mit den Sehzellen.

3.1 Verfahren zur Messung des Augeninnendrucks

Die Verfahren zur Messung des Augeninnendrucks gliedern sich in statische und dynamische Verfahren. Statischen Verfahren messen einen einzelnen Wert des im Auge herrschenden Drucks, ohne die durch die pulsatile Blutversorgung hervorgerufenen Druckschwankungen zu berücksichtigen. Dynamische Messmethoden messen diese pulsatischen Augeninnendruck-Schwankungen.

3.1.1 Statische Verfahren

Alle statischen Verfahren zur Bestimmung des Augeninnendrucks beruhen auf dem Prinzip, dass man durch einen von außen auf das Auge aufgebrachten Druck und dem sich ergebenden Gegendruck auf den Druck im Auge schließen kann. Das einfachste und älteste Verfahren ist die sogenannte digitale Palpation, bei der der Arzt mit den Fingern durch das Augenlid hindurch die Festigkeit des Augapfels prüft. Dieses Verfahren ist allerdings sehr ungenau, wird aber für eine erste Abschätzung immer noch eingesetzt.

Das älteste Messgerät zur Bestimmung des intraokularen Drucks ist das im Jahre 1905 vorgestellte Impressionstonometer nach Schiötz (siehe Abbildung 3.1). In der klinischen Praxis hat dieses Verfahren aber praktisch keine Bedeutung mehr.



Abbildung 3.1: Impressionstonometer nach Schiötz

3.1.1.1 Goldmann Tonometer

Das am weitesten verbreitete Verfahren zur Augeninnendruckmessung beruht auf einer Methode, die erstmals 1955 von Goldmann vorgestellt wurde. Dabei wird die Hornhaut auf einer definierten Fläche abgeplattet und die dafür benötigte Kraft gemessen. Diese Kraft stellt ein Maß für den Augeninnendruck dar (vgl. Abbildung 3.2).

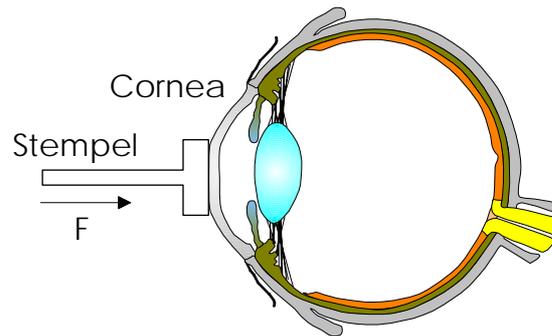


Abbildung 3.2: Prinzip des Applanationstonometers nach Goldmann

Mit dieser Methode sind sehr genaue Messungen des Augeninnendrucks möglich, weshalb solche Geräte als Referenz bei der Bestimmung der Messgenauigkeit neuentwickelter Geräte herangezogen werden.

Die Abbildung 3.3 zeigt ein Goldmann-Tonometer. Das Messgerät wird an einer Spaltlampe befestigt, mit der der Augenarzt auch weitere Untersuchungen des Auges durchführen kann. Vor der Messung muss das Auge mit einem Betäubungsmittel oberflächlich anästhesiert werden. Außerdem wird ein Farbstoff (Fluorescein) auf das Auge gegeben, der das Ablesen während der Messung erleichtert.

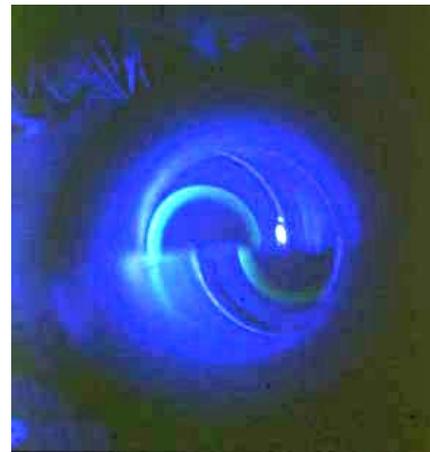


Abbildung 3.3: Ansicht Goldmann-Tonometer, Blick durch ein Goldmann-Tonometer

Zur Messung legt der Patient seinen Kopf in eine Halterung. Der Arzt bringt den Messstempel auf die Oberfläche des Auges auf und erhöht an einer Stellschraube so lange den Druck auf das Auge, bis die in Abbildung 3.3 (rechts) gezeigten

Einstellmarken richtig positioniert sind, d.h. die Innenseiten der beiden Halbringe müssen senkrecht übereinander liegen.

Die Nachteile der Messung des intraokularen Drucks mit dem Goldmann-Tonometer bestehen in der direkten Berührung des Messstempels mit der Cornea. Dadurch kann es zum einen zu einer mechanischen Verletzung der Hornhautoberfläche und zu einer Übertragung von Augeninfektionen durch den Messstempel kommen. Diese Infektionen können durch sorgfältige Desinfektion zwar weitgehend vermieden werden, kommen in der Praxis aber immer wieder vor. Im Extremfall führen solche Infektionen zu dauerhaften Schäden am Auge oder gar zur Erblindung. Die Berührung des Messgerätes mit dem Auge setzt eine lokale Anästhesie voraus. Diese kann nur von medizinisch geschultem Personal durchgeführt werden und soll aufgrund der Nebenwirkungen nicht beliebig oft wiederholt werden. Außerdem erfordert die Bedienung einige Übung, um eine fehlerfreie Messung zu garantieren.

3.1.1.2 Handtonometer nach Mackay-Marg

Ein in der Handhabung wesentlich einfacheres Tonometer wurde von Mackay und Marg vorgeschlagen. Ein Stempel, der von einer ringförmigen Grundplatte umgeben ist, misst hierbei die Kraft zur Applanation der Hornhaut (Abbildung 3.4).

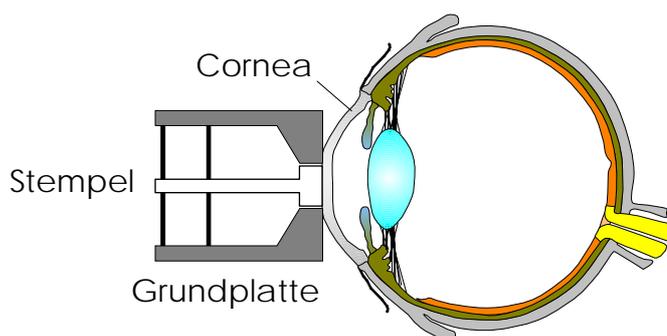


Abbildung 3.4: Prinzip der Messung des Augeninnendrucks nach Mackay-Marg

Dadurch entfällt die bei Goldmann notwendige und problematische Flächenmessung. Zusätzlich werden durch den Ring Kräfte, die durch die Oberflächenspannung der Tränenflüssigkeit entstehen, vom eigentlichen Messsensor ferngehalten, so dass die Kraft auf den Messstempel genau dem

Augeninnendruck entsprechen soll. Das Verfahren besitzt aber eine Reihe anderer Fehlereinflüsse, so dass mit solchen Geräten, die in der Regel als Handapplanationstonometer ausgeführt sind, keine exakten Messungen möglich sind. Vom Hersteller werden aus diesem Grund drei aufeinanderfolgende Messungen mit anschließender Mittelwertbildung vorgeschlagen.

Auf dem deutschen Markt ist zur Zeit nur ein Gerät, das nach diesem Prinzip arbeitet, erhältlich. Es ist ein Handapplanationstonometer und wird unter dem Namen Tono-Pen vertrieben. Abbildung 3.5 zeigt dieses System.



Abbildung 3.5: Tono-Pen. Handtonometer

In mehreren Studien wurde die Genauigkeit des Handtonometers Tono-Pen untersucht. Die Ergebnisse dieser Studien haben gezeigt, dass die Genauigkeit dieses Handtonometers zu gering ist, um eine zuverlässige Messung des Augeninnendrucks durchzuführen [Dra89].

3.1.1.3 Luftimpulstonometer

Ein berührungsloses Verfahren zur Augeninnendruckmessung ist die Luftimpulstonometrie oder auch Non-Contact-Tonometry (NCT). Dieses Verfahren wurde 1972 von Grolmann vorgestellt. Es ist das erste Verfahren, mit dem eine berührungslose Messung des Augeninnendrucks in ein kommerzielles Gerät umgesetzt werden konnte. Durch das Verfahren werden die Nachteile, die durch die Berührung des Messstempels bei den kontaktbehafteten Verfahren entstehen, vermieden. Aber auch diese Methode ist nicht ohne Belastung für den Patienten, da die Funktion des Messstempels von einem Luftstrahl hoher Geschwindigkeit übernommen wird.

Bei der Messung wird die Hornhaut durch einen kurzen, starken Luftstoß abgeplattet und die Deformation mit einem Lichtstrahl, der auf der Hornhaut reflektiert wird, gemessen (Abbildung 3.6). Als Maß für den Augeninnendruck dient die Zeit, die bis zur ebenen Abplattung der Hornhaut vergeht. Der Druck zur Erzeugung des Luftstrahls wird entweder durch einen Kolben oder durch ein

Überdruckreservoir erzeugt. Beim Beginn der Messung wird dieser Druck durch eine kleine Düse auf das Auge gelenkt und führt dort zu einer Abplattung und schließlich zu einer Eindellung der Cornea.

Die Detektionseinheit ist auf beiden Seiten der Luftdüse angeordnet. Die Lichtquelle sendet einen parallelen Lichtstrahl auf das Zentrum der Cornea. Im unverformten Zustand wird das Licht bei der Reflektion zu einem divergenten Strahl geformt. Wird die Hornhaut aber durch den sich aufbauenden Staudruck auf einer definierten Fläche abgeflacht, wird der Strahl parallel auf den Detektor gelenkt. Dieser Moment kann am Detektor durch ein Maximum der gemessenen Lichtleistung festgestellt werden. Aus der gemessenen Zeit wird der Augeninnendruck bestimmt.

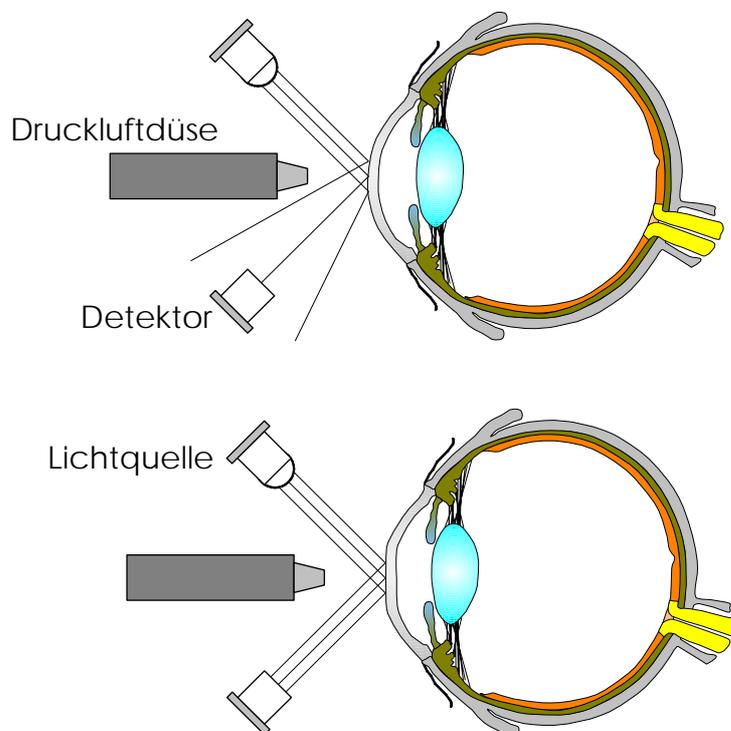


Abbildung 3.6: Prinzip des Luftimpulstonometers

Ein wesentlicher Vorteil dieses Instruments ist die berührungslose Messung, bei der man auf eine Betäubung der Hornhaut verzichtet. Nachteilig ist die geringere Messgenauigkeit im Vergleich zum Applanationstonometer nach Goldmann. Zudem kann es durch die hohe Strömungsgeschwindigkeit der Luft zu Mikroschädigungen der Hornhaut kommen. Von den meisten Patienten wird der Luftimpuls als äußerst unangenehm empfunden, was in manchen Fällen zu einer Abwehrhaltung führt, die, da der Augeninnendruck in Verbindung mit dem

Blutdruck stark vom seelischen Zustand des Patienten abhängig ist, eine Fehlmessung verursachen kann.

Da bei der Messung mit dem Luftimpulstonometer auf die Betäubung der Cornea verzichtet werden kann, darf die Messung auch von nicht ärztlich geschultem Personal durchgeführt werden. Die diagnostische Auswertung der aufgenommenen Werte bleibt aber nach wie vor dem Arzt überlassen (vgl. Abschnitt 2.2.1.1).

Die Messdauer für eine Messung beträgt bei den heutigen Geräten wenige Millisekunden. Dadurch können die pulsatorischen Schwankungen des Augeninnendrucks bei einer Messung nicht herausgemittelt werden. Deshalb werden zur Bestimmung eines aussagekräftigen Wertes immer drei Messungen benötigt, von denen dann der Mittelwert gebildet wird.



Abbildung 3.7: Luftimpulstonometer

Die Luftimpulstonometer sind heute neben den Goldmann-Tonometern die am weitesten verbreiteten Geräte. Abbildung 3.7 zeigt ein solches Gerät. Bei den niedergelassenen Ärzten haben die Luftimpulstonometer mittlerweile das Goldmann-Tonometer fast verdrängt. In der Augenklinik wird aufgrund der etwas höheren Genauigkeit das Goldmann-Tonometer weiterhin angewendet.

3.1.2 Dynamische Verfahren

Als dynamische Verfahren zur Augeninnendruckmessung werden hier diejenigen bezeichnet, die eine Messung der pulsatorischen Schwankungen des intraokularen Drucks ermöglichen. Die pulsatorischen Schwankungen des

Augeninnendruck durch den Blutpuls im Auge verursacht. Nachfolgend werden die wichtigsten Verfahren aufgeführt und beschrieben.

3.1.2.1 Pneumotonometer

Ein erstes Verfahren, das eine Messung des pulsatilen Drucks zulässt, wurde 1974 von Langham vorgeschlagen. Es handelt sich dabei um ein pneumatisches Applanationstonometer. Dabei wird eine Druckkammer, die von einem konstanten Luftstrom durchflossen wird, mit einer dünnen Membran auf die Cornea aufgesetzt (Abbildung 3.8). Bei der Applanation der Cornea entsteht ein Staudruck in der Kammer, der über einen Sensor ausgelesen werden kann. Mit diesem System lassen sich durchschnittlicher Augeninnendruck und pulsatile Druckschwankungen bestimmen. Das Pneumotonometer ist auch die Grundlage für die Weiterentwicklung zu einem Gerät, mit dem der intraokulare Blutfluss gemessen werden kann (vgl. Abschnitt 3.1.2.2).

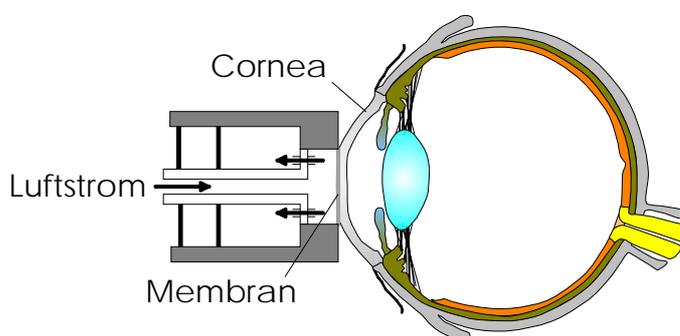


Abbildung 3.8: Prinzip des Pneumotonometers

Das Pneumotonometer wird, ebenso wie das Applanationstonometer nach Goldmann, an der Spaltlampe des Augenarztes angebracht. Die Messung des Drucks mit diesem System zeigt Abbildung 3.9.

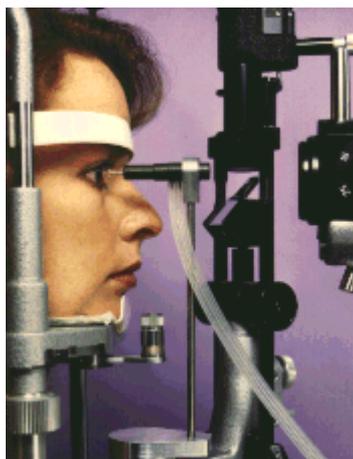


Abbildung 3.9: Pneumotonometer

3.1.2.2 Pulsatile Ocular Blood Flow Tonometer

Mit dem Pulsatile Ocular Blood Flow Tonometer (OBFT) kann der zeitliche Verlauf des IOP gemessen werden. Als Sensor dient ein auf das Auge aufgesetztes Pneumotonometer. Um Infektionen zu vermeiden, werden für den Sensor Einwegspitzen verwendet. Der patientierte Sensor kalibriert sich selbst, wobei eine Tonfolge die korrekte Positionierung anzeigt. Wie bei allen Tonometern, bei denen das Auge kontaktiert wird, ist eine lokale Betäubung der Hornhaut erforderlich. Es werden 500 Messungen pro Sekunde durchgeführt, um die pulsatile Schwankungen des IOP aufzunehmen. Die Gesamtmessung dauert 5 bis 10 Sekunden.

Aus den IOP-Pulsationen wird anschließend der pulsatile okuläre Blutfluss (POBF) berechnet. Da nicht nur der Momentanwert des IOP, sondern auch die okuläre Durchblutung die Entstehung von Glaukomerkrankungen beeinflussen, soll so eine intensivere und wirksamere Kontrolle von Glaukompatienten ermöglicht werden.

In Studien wird mit dem OBFT bei wiederholten Messungen in kurzen Zeitabständen eine hohe Zuverlässigkeit der POBF-Berechnungen erreicht. In einer Studie mit 83 gesunden Freiwilligen zeigen die Werte jedoch eine breite Verteilung, weshalb die Aussagekraft dieser POBF-Werte stark eingeschränkt werden muss. Es wird als wahrscheinlich angesehen, dass Parameter, die außerhalb des Auges liegen (z.B. kardiovaskulärer Natur), die POBF-Werte beeinflussen. Diese werden aber beim POBF-Tonometer nicht gemessen und daher höchstens als Durchschnittswert in die Berechnung einbezogen. Die

Korrektheit der Methode des POBF-Tonometer zur Bestimmung des pulsatilen Blutflusses ist daher nicht gesichert ([Yan97]).

Während das Gerät in den augenärztlichen Praxen anscheinend kaum Verbreitung gefunden hat, wird es bei klinischen Studien häufig eingesetzt, um die Zusammenhänge zwischen Augeninnendruck, okulärer Pulsamplitude und glaukomatösen Veränderungen des Auges genauer zu erforschen.

3.1.2.3 Smart Lens

Ein neues System zur Aufzeichnung der zeitlichen IOP-Schwankungen trägt den Namen Smart Lens. Das Gerät ist seit Februar 2000 ISO-zertifiziert und zum Verkauf zugelassen. Die Druckmessung erfolgt bei diesem System, im Gegensatz zu den Standard-Tonometern, direkt über einen Drucksensor (vgl. Abbildung 3.10).

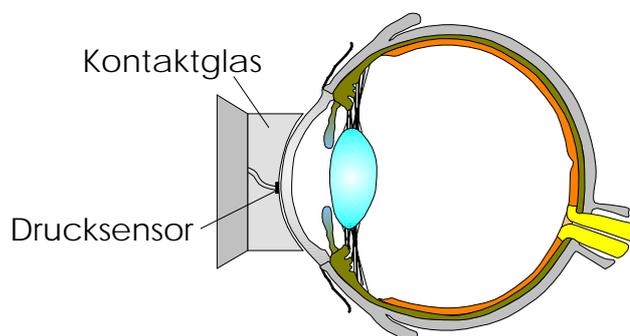


Abbildung 3.10: Prinzip Smart Lens

Das Messsystem ist aus vier Komponenten aufgebaut, die im folgenden kurz beschrieben werden. Der Drucksensor, der über eine Flüssigkeitssäule den Augeninnendruck misst, ist in ein Gonioskopie-Kontaktglas integriert. Es werden 100 Messwerte pro Sekunde aufgenommen und per Funk an eine Basisstation übertragen, wo die Werte gespeichert und auf einem LC-Display dargestellt werden. Über eine Bedienungstaste können, ebenfalls drahtlos, während der Messung Markierungen gesetzt werden, um besondere Ereignisse während der Messung hinterher identifizieren zu können. In der Basisstation ist auch die

erforderliche Temperiereinheit für die Messsonde untergebracht. Über eine serielle Schnittstelle lassen sich die Daten von der Basisstation an einen PC übertragen und mit der zugehörigen Software auswerten und in eine Datenbank eintragen.

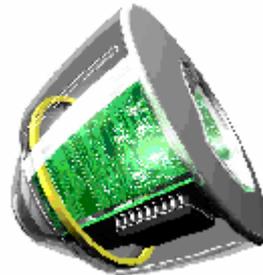


Abbildung 3.11: Sensorkopf des Smart Lens System [infobit]

Durch den Kontakt von Messsonde und Auge kann der sogenannte tonographische Effekt auftreten. Das bedeutet, dass durch den auf das Auge ausgeübten Druck das Kammerwasser verdrängt wird und der Augeninnendruck sinkt. Um diesem Effekt vorzubeugen, soll bei der Messung des Augeninnendrucks mit Smart Lens das Kontaktglas periodisch abgehoben werden. Vom Hersteller wird eine Standardabweichung der gemessenen IOP-Werte von ca. 3 mmHg angegeben, wobei die Werte tendenziell etwa 2 mmHg höher liegen als bei der Messung mit einem Goldmann-Tonometer. Mit dem Smart Lens System können verschiedene Untersuchungen, wie Tonographie, Gonioskopie, Ophtaldynamometrie und Ophtalmoskopie mit zeitgleicher Tonometrie durchgeführt werden. Seine Einsatzgebiete sollen sowohl augenärztliche Praxen als auch Augenkliniken und Forschungseinrichtungen sein.

3.2 Sonstige Verfahren zur Glaukomdiagnose

Neben der Messung des Augeninnendrucks sind noch weitere Untersuchungen notwendig, um ein Glaukom sicher diagnostizieren zu können. Dazu zählt die Untersuchung des Augenhintergrundes und die Vermessung des Gesichtsfeldes. Bei der Untersuchung des Augenhintergrundes überprüft der Arzt, ob eine sichtbare Schädigung von Sehnerven oder Netzhaut festzustellen ist. Weiterhin existieren Verfahren, mit denen man die Durchblutung der Netzhaut, die maßgeblich für eine mögliche Schädigung ist, bewerten kann.

3.2.1 Untersuchung des Sehnervenkopfes

Die Untersuchung des Sehnervenkopfes gehört neben der Augeninnendruckmessung und der Vermessung des Gesichtsfeldes zu den drei wichtigsten Methoden der Glaukomdiagnose. Bei einem über längere Zeit erhöhten Augeninnendruck kommt es an der Stelle, an der der Sehnerv in das Auge eintritt (Papille), zu einer Eindellung. Diese sogenannte Papillenexkavation ist ein Maß für das Fortschreiten der Erkrankung. Durch die Verformung und den auf den Sehnerv ausgeübten mechanischen Druck kommt es letztendlich auch zum Absterben der Nervenzellen.

Die einfachste Art der Untersuchung der Papille ist die binokulare Untersuchung an der Spaltlampe. Dadurch kann der Arzt einen ersten Eindruck gewinnen, ob bereits eine Schädigung des Sehnerven vorliegt.

Dieses Verfahren ist für eine notwendige Dokumentation zur Verlaufskontrolle während einer Therapie kaum geeignet. Hier werden moderne bildgebende Verfahren der Medizintechnik eingesetzt, mit denen man ein hochauflösendes, dreidimensionales Bild des Augenhintergrundes und der Papille erstellen kann.



Abbildung 3.12: Laser Scanning Ophthalmoskop

Hierfür existieren zwei Verfahren. Zum einen ein konfokales Laser Scanning System, wie es zum Beispiel im Heidelberg Retina Tomograph eingesetzt wird (siehe Abbildung 3.12). Dabei wird der Strahl eines Halbleiterlasers durch ein Pinhole und einen Strahlteiler auf eine Ebene im Auge projiziert. Die Ebene wird mit einer Scanning-Einheit Punkt für Punkt abgetastet, und das Verfahren für mehrere Ebenen wiederholt. Liegt das zu untersuchende Gewebe im Bereich eines Abtastpunktes einer Ebene, wird am Detektor ein Signal empfangen (vgl.

Abbildung 3.13). Mit einer geeigneten Signalverarbeitung kann man somit ein dreidimensionales Bild von der Oberfläche der Papille erhalten.

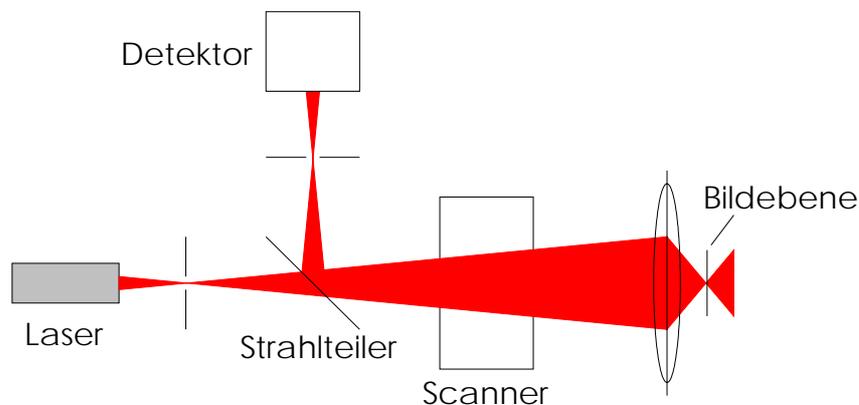


Abbildung 3.13: Prinzip des Laser Scanning Tomographen

Die Genauigkeit des Verfahrens wird beschränkt durch die Tiefenschärfe des Fokuspunktes in der zu untersuchenden Ebene. Diese wiederum hängt vom Öffnungsdurchmesser der Pupille und dem Abstand zur Netzhaut ab. Man erhält mit den heutigen Systemen eine Auflösung von ca. 20 μm .

Ein weiteres Verfahren zur Abbildung des Augenhintergrundes ist die sogenannte optische Kohärenz Tomografie. Dabei handelt es sich um ein Weisslichtinterferometer. Dieses hat aufgrund seines breitbandigen Spektrums eine sehr geringe Kohärenzlänge. Treten deshalb bei einer Messung Interferenzerscheinungen auf, kann man den Abstand des Objektes sehr genau über den Abstand des Referenzstrahls bestimmen. Die Auflösung solcher Geräte liegt bei ca. 1 μm .

Der Nachteil dieser Verfahren ist zum einen die lange Messdauer, die bis zu 15 Minuten betragen kann [Jon01], zum anderen aber vor allem die Tatsache, dass diese Verfahren ausschließlich bestehende Schäden an der Retina und der Papille feststellen können. Sie sind also für den Einsatz in der Glaukomfrüherkennung bei einer großen Anzahl von Personen nicht geeignet. Der Einsatz der Geräte beschränkt sich im Wesentlichen auf die Verlaufskontrolle bei einem schon diagnostizierten Glaukom.

3.2.2 Untersuchung der Durchblutung des Auges

Die Untersuchung der Durchblutung des Auges ist ein wichtiger Beitrag zur Beurteilung einer Glaukomerkrankung. Zur differenzierten Analyse der lokalen Durchblutung bieten sich Doppler-Verfahren zur Flussmessung an. Beim sogenannten Heidelberg Retina Flowmeter, das zusammen mit dem Laser Scanning Tomographen in einem Gerät integriert ist (Abbildung 3.12), wird ein zweidimensionales Feld des Auges mit dem Laserstrahl abgetastet. Durch den Blutfluss in den Gefäßen kommt es zu einer Frequenzverschiebung des reflektierten Lichts. Diese Verschiebung wird ausgewertet und kann dann zu einem zweidimensionalen Bild zusammengesetzt werden, das die Verteilung des Blutflusses in dem untersuchten Gebiet wiedergibt. Mit diesem Verfahren lässt sich prinzipiell die Gefahr einer Glaukomerkrankung durch eine unzureichende Blutversorgung feststellen, in der Praxis ist der Einsatz allerdings auf die Kontrolle von bereits erkannten Fällen begrenzt, da die Messdauer für ein Screening Gerät zu hoch ist.

3.2.3 Vermessung des Gesichtsfeldes

Neben den bisher beschriebenen Verfahren gehört die Vermessung des Gesichtsfeldes (Perimetrie) zu den wichtigsten Untersuchungsmethoden. Die Funktion der Retina wird dadurch überprüft, dass in unterschiedlichen Raumrichtungen optische Reize erscheinen. Kann der Patient diese nicht feststellen, ist der entsprechende Bereich der Netzhaut geschädigt.

Soll die Perimetrie zur Glaukomdiagnose eingesetzt werden, können verschiedenen Methoden angewendet werden. Man unterscheidet die Lichtsinn-Perimetrie, Perimetrieverfahren mit zeitlichen Kriterien, wie z.B. die Flimmerperimetrie, die Blau/Gelb Perimetrie oder andere Verfahren. Mit diesen Methoden werden unterschiedliche Aspekte des Sehens, die durch unterschiedliche Sehzellen repräsentiert werden, untersucht. Neuere Untersuchungen haben ergeben, dass die für blaues Licht empfindlichen Sehzellen (Blauzapfen), empfindlicher auf eine Glaukomerkrankung reagieren als andere. Mit der Blau/Gelb Perimetrie, bei der eine blaue Marke vor einem gelben Hintergrund erkannt werden soll, kann deshalb ein entstehendes Glaukom früher festgestellt werden.

Bei allen perimetrischen Verfahren ist die zeitliche Belastung des Patienten problematisch, da eine Untersuchung des gesamten Sehfeldes mit einer ausreichend hohen Auflösung viele Messpunkte erfordert. Aus diesem Grund

sind Untersuchungen mit dem Perimeter für ein Glaukom-Screening nicht geeignet, da bei einer Verringerung der Auflösung kleinere Schäden nicht erfasst werden können.



Abbildung 3.14: Perimeter

Bei einem bereits diagnostizierten Glaukom kann mit der Perimetrie eine differenzierte Diagnose bereits existierender Schäden durchgeführt werden und eine exakte Verlaufskontrolle der Erkrankung erfolgen. Moderne Perimeter, wie in Abbildung 3.14 dargestellt, führen die Untersuchung und die Auswertung der Messung automatisiert durch.

4 Glaukomdiagnose aus den Schwingungseigenschaften des Auges

Die im vorangegangenen Kapitel beschriebenen Methoden zur Augeninnendruckmessung beruhen ausschließlich auf einer statischen Messung. Nachteilig bei einem solchen Messverfahren ist die große Deformation des Auges, die zur Messung notwendig ist. Aus diesem Grund können diese Verfahren auch nicht direkt nach Operationen angewendet werden, obwohl gerade hier ein großer Bedarf für eine Messung des intraokularen Drucks besteht. Bei den vorgestellten Verfahren zur Beurteilung des Sehnerven und des Gesichtsfeldes können natürlich nur bereits bestehende Schädigungen festgestellt werden. Eine Diagnose in einem frühen Stadium der Erkrankung, oder besser noch vor dem Auftreten eines irreversiblen Schadens, ist nicht möglich. Es besteht also ein großer Bedarf an einem neuen Verfahren, das die beschriebenen Nachteile überwindet. Ziel dieses Verfahrens ist, die aus medizinischer Sicht sehr wichtige Frühdiagnose einer Glaukomerkrankung zu ermöglichen. Dazu ist in ersten Linie ein sehr einfaches, berührungsloses Verfahren erforderlich, damit das System auch von nicht medizinisch geschultem Personal bedient werden kann. Somit könnte über breit angelegte Screening-Programme die Zahl der entdeckten Erkrankungen deutlich erhöht werden. Darüber hinaus kann mit einem neuen Verfahren, das eine Glaukomerkrankung schon vor dem Auftreten von irreversiblen Schäden diagnostizieren kann, ein wesentlicher Fortschritt in der Diagnose ermöglicht werden.

Ein Verfahren, das diese Vorteile in sich vereinen kann, ist die Beurteilung einer Glaukomerkrankung aus den Schwingungseigenschaften des Auges. Das Auge besitzt eine Hülle, die eine gewisse Elastizität aufweist und somit zu Schwingungen fähig ist. Durch eine Druckänderung im Auge wird die Spannung der Augenhülle variiert, was sich wiederum auf die Schwingungseigenschaften auswirkt. Man erhält somit einen Zusammenhang zwischen den Schwingungseigenschaften und dem intraokularen Druck. Zur Messung und Auswertung von Schwingungen am Auge sind im Gegensatz zu den vorher aufgeführten statischen Verfahren nur sehr geringe Amplituden erforderlich. Das Verfahren kann somit mit um Größenordnungen geringere mechanische Belastung für den Patienten erfolgen. Außerdem sind prinzipiell die Schwingungsanregung und die Messung berührungslos möglich. Alle Anforderungen, die an ein zum Glaukomscreening einsetzbares Gerät gestellt werden, sind somit erfüllt. Natürlich können nur Personen mit einem hohen Augeninnendruck ermittelt werden, eine Aussage über das Vorliegen einer Glaukomerkrankung ist, wie schon in Kapitel 2 dargestellt, daraus alleine noch nicht möglich.

Die bisher untersuchten Verfahren in diesem Bereich werden im folgenden Kapitel vorgestellt. Einem einführenden Überblick über die Arbeiten anderer Forschergruppen folgt eine Beschreibung des am Institut für Technik der Informationsverarbeitung (ITIV) entwickelten Verfahrens. Die Konzepte für die vorliegende Arbeit sind von den Arbeiten von Drescher [Dre00] und Gundlach [Gun02] abgeleitet.

4.1 Ergebnisse bisheriger Arbeiten anderer Forschergruppen

4.1.1 Vibrationstonometer

Ein erster Versuch zur Bestimmung des Augeninnendrucks über die Messung von Augenschwingungen wurde 1962 von Roth und Mitarbeitern beschrieben [Rot62]. Dabei handelt es sich um ein sogenanntes Vibrationstonometer, bei dem man einen Tastkopf auf das Auge setzt und dieses so zu Schwingungen anregt.

Das Auge wird als mechanische Feder mit der Steifigkeit s betrachtet, die mit einer Masse m behaftet ist und in der Verluste in Form von Reibung W auftreten.

Das mechanische Ersatzschaltbild dieser Anordnung, wie es von Roth vorgeschlagen wurde, ist in Abbildung 4.1 dargestellt.

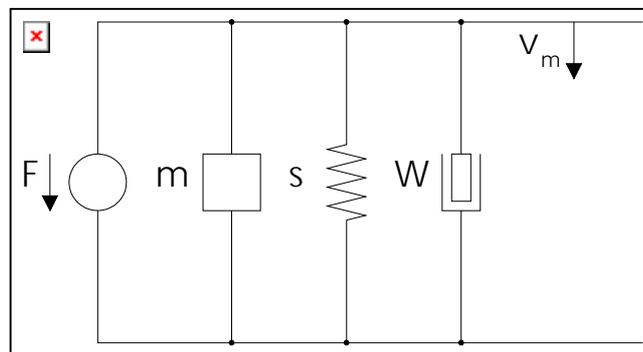


Abbildung 4.1: Mechanisches Ersatzschaltbild des Auges [Rot62]

Zur Bestimmung des Augeninnendrucks wird die Frequenz der anregenden Quelle variiert und die Amplitude der resultierenden Schwingung gemessen. Die Höhe der Resonanzfrequenz des Gesamtsystems, bestehend aus Tastkopf und Auge, wird als Maß für den Augeninnendruck herangezogen.

Messungen an enucleierten menschlichen Augen ergaben eine deutliche Abhängigkeit der Resonanzfrequenz des schwingenden Systems. Die Frequenzen lagen bei einer Variation des Augeninnendrucks von 10 mmHg bis 50 mmHg zwischen 30 Hz und 160 Hz. Die mit dem System erzeugten Schwingungen hatten dabei eine Amplitude von 80 μm . Die Resonanzfrequenz des Systems wird durch die Masse des Tastkopfes und die Steifigkeit der Augenhülle bestimmt und liegt deshalb unterhalb der Eigenfrequenz der Augenhülle.

Ein ähnliches Verfahren stellten 1963 Keiper und Mitarbeiter vor [Kei63]. Auch hier lag das einfache mechanische Ersatzschaltbild zugrunde. Zur Bestimmung des Augeninnendrucks wurde aber nicht die Resonanzfrequenz des Systems gemessen, sondern mit konstanter Frequenz (14 Hz) angeregt und die Federkonstante des Systems bestimmt. Dieses Verfahren ist bei Zugrundelegung des oben angegebenen Ersatzschaltbilds äquivalent zur Bestimmung der Resonanzfrequenz des Systems und liefert ebenfalls eine Messgröße, mit der auf den Augeninnendruck zurückgerechnet werden kann.

Eine genaue Bestimmung des Augeninnendrucks konnte mit beiden Systemen jedoch nicht erreicht werden. Im ersten Fall konnten die in-vitro erzielten Ergebnisse nicht durch Messungen in-vivo bestätigt werden. Bei dem Verfahren

von Keiper wurden bei der Modellierung des Systems die Einflüsse des Augnlides nicht betrachtet. Dies führt zu Abweichungen zwischen verschiedenen Messungen und zwischen verschiedenen Patienten, deren Einfluss auf das Messergebnis nicht vernachlässigt werden kann.

4.1.2 Tonometer nach Hamelink

Das erste Verfahren, das eine berührungslose Messung des Augeninnendrucks aus den akustischen Eigenschaften des Auges ermöglichen sollte, entwickelten Hamelink und Cloud [Ham79] im Jahre 1979. Dabei wurde das Auge mit Hilfe von Schallwellen zu Schwingungen angeregt. Als Wandler zur Schallanregung benutzte man handelsübliche Breitbandlautsprecher. Die Messungen der Schwingungen erfolgten mit einem Laser-Doppler-Velocimeter.

Die Versuche wurden zuerst an einem aus einem Diaphragma angefertigten Modell, das nur den vorderen Teil des Auges mit den beiden Augenkammern nachbilden sollte, durchgeführt. Aus weiteren Messungen an 20 enucleierten Lammaugen, die in ein Gel eingebettet waren und bei denen man den Innendruck variierte, konnte ein Zusammenhang zwischen Resonanzfrequenz der Augenhülle und Augeninnendruck nach Gleichung (4.1) ermittelt werden.

$$f = 233,65 + 6,9 \sqrt{\frac{\ln \text{IOP}}{\text{mmHg}}} \quad (4.1)$$

Die Ergebnisse der Messungen weisen ebenfalls einen Zusammenhang zwischen der Resonanzfrequenz des Auges und dem Augeninnendruck auf. Die Resonanzfrequenzen liegen in einem Bereich zwischen 242 Hz und 252 Hz.

Auch bei diesem Verfahren konnten keine Messungen in-vivo die im Laboraufbau erzielten Ergebnisse bestätigen. Der ermittelte Zusammenhang zwischen dem Augeninnendruck und der Resonanzfrequenz kann demnach auch die individuellen Unterschiede, die durch die Anatomie der Patienten gegeben ist, nicht berücksichtigen.

4.1.3 Ultraschalltonometer

Eine Messung der Resonanzfrequenz der Augenhülle zur Bestimmung des Augeninnendrucks mit Ultraschall-Doppler-Verfahren wurde von Alam und

Mitarbeitern vorgeschlagen [Ala94]. Dazu wird ein Ultraschallsensor auf das geschlossene Auge aufgesetzt und so die Schwingung der Augenhülle gemessen. Die Anregung erfolgt dabei durch Vibrationen, die über den Schädelknochen auf das Auge übertragen werden.

Mit dem System wurden sowohl in-vitro als auch in-vivo Messungen durchgeführt. Die Ergebnisse der Messungen in-vivo sind in Abbildung 4.2 dargestellt.

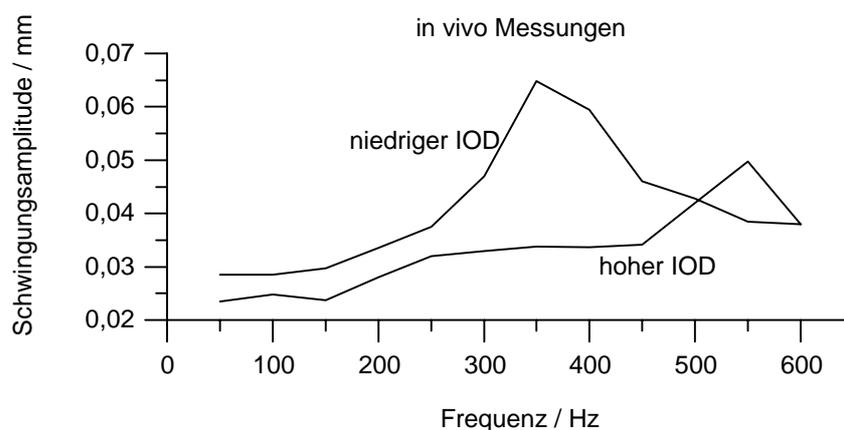


Abbildung 4.2.: Ergebnisse der Messungen in-vivo [Ala94]

Man sieht bei den dargestellten Ergebnissen einen deutlichen Zusammenhang zwischen intraokularem Druck und Resonanzfrequenz der Augenhülle. Die Werte der Resonanzfrequenz in-vitro unterscheiden sich deutlich von Werten bei in-vivo Messungen. Außerdem wird nur eine einzige Resonanz gemessen, obwohl eine Vielzahl von Eigenschwingungen zu erwarten sind. Dies kann an der sehr großen Schrittweite bei der Änderung der Anregungsfrequenz liegen. Bei beiden Messungen wurde die Frequenz in 50 Hz Schritten variiert. Damit lassen sich die geringen Verschiebungen der Resonanzfrequenz, wie sie in anderen Veröffentlichungen angegeben werden, nicht feststellen.

4.1.4 Lidtonometer

Einen anderen Weg, um den direkten Kontakt des Messgerätes mit dem Auge zu vermeiden, schlug Woll im Jahre 1994 vor [Wol94]. In seiner Arbeit wird das Auge mit einem Messstempel durch das geschlossene Lid zum Schwingen gebracht.

Glaukomdiagnose aus den Schwingungseigenschaften des Auges

Um dabei die Auswirkung des das Auge umgebenden Gewebes auf die Augenschwingungen untersuchen zu können, erstellte er ein FEM-Modell der gesamten Augenhöhle. Mit diesem Modell wurden eine Vielzahl von Resonanzfrequenzen der Augenhülle berechnet. Einige der ermittelten Eigenfrequenzen sind in Tabelle 4.1 aufgelistet. Dabei sind auch die Schwingungen der übrigen elastischen Elemente im Auge berücksichtigt.

Schwingender Bereich	f_{res}/Hz (15 mmHg)	f_{res}/Hz (45 mmHg)	Moden
Augapfel als Ganzes	19,5 / 21,1	19,5 / 21,1	1 / 2
Flüssigkeit	35,6 / 71,4 / 90,2	36,7 / 73,2 / 90,2	4 / 7 / 17 / 21
Fettgewebe	34,7 / 36-71 / 73-86	34,7 / 36-71 / 73-86	3 / 5-16 / 18-20
Augapfelhülle	109 / 213 / 241 / 245 / 264 / 308-472	209 / 232 / 257 / 264 / 287 / 327-479	43 / 45 / 47 / 48 / 50 / 54-60

Tabelle 4.1: Eigenresonanzen des Auges

Anhand dieser Ergebnisse kann nicht gesagt werden bis zu welchen Frequenzen messbare Schwingungen der Augapfelhülle auftreten, da auch hier keine Betrachtung der Schwingungsamplitude vorgenommen wurde. Geht man aber von einer konstanten Geschwindigkeit der Bewegung aus, nimmt die Schwingungsamplitude mit steigenden Frequenzen stetig ab; höhere Schwingungsmoden können folglich nur sehr schwer gemessen werden. Die höchste berechnete Frequenz lag bei dieser Untersuchung knapp unter 500 Hz, bei der FEM-Analyse lassen sich jedoch beliebig viele Oberschwingungen berechnen.

4.1.5 Luftimpulstonometer mit kontinuierlicher, interferometrischer Messung der Applanation

In einem Forschungsvorhaben der Universität Ilmenau wird ein neues Verfahren zur kontaktlosen Bestimmung des Augeninnendrucks untersucht [Pla99]. Ziel der Arbeit ist, ein Verfahren zu entwickeln, mit dem verfälschende Einflussfaktoren bei der herkömmlichen Luftimpulstonometrie kompensiert werden können. Bei der Messung wird das Auge mit einem Luftimpuls applaniert. Ein polarisationsoptisches Laserinterferometer misst die Verformung.

Der Luftpuls zur Deformation hat die Form einer sägezahnförmigen Rampe. Dadurch bewegt sich die Cornea nahezu linear vom Messkopf weg. Nach einer

einstellbaren Zeit wird der Luftpuls sehr schnell abgeschaltet, so dass sich die Cornea in die Ausgangslage zurück bewegt.

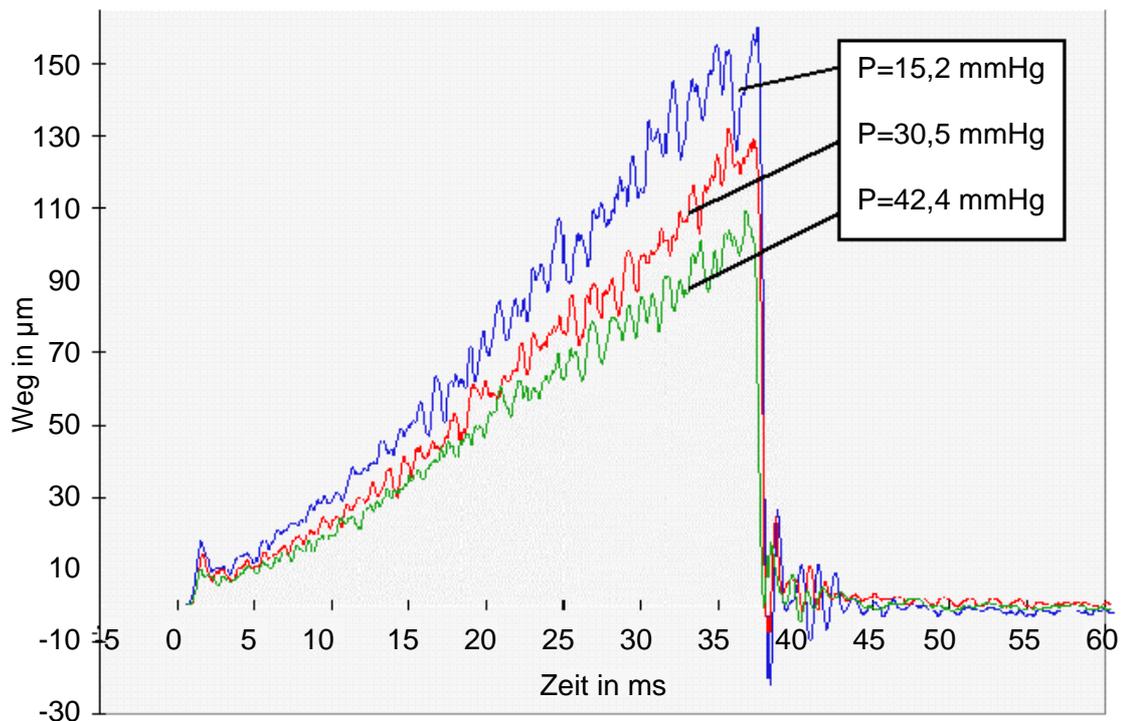


Abbildung 4.3: Verformung der Cornea an einem Augenmodell [Pla99]

Der Augeninnendruck berechnet sich aus der Geschwindigkeit der Auslenkung sowie der Form und der Dauer des Ausschwingverhaltens. Die Abbildung zeigt deutlich, dass bei steigendem Druck die Anstiegsgeschwindigkeit der gemessenen Augenbewegung abnimmt. Weiterhin konnte aus den Messungen ermittelt werden, dass die Dämpfung des Ausschwingens mit steigendem Druck zunimmt, die Frequenz des Nachschwingvorgangs steigt mit steigendem Druck. Die Messungen wurden an einem Augenphantom durchgeführt, da Messungen in-vivo mit dem vorhanden System nicht möglich sind.

4.1.6 Zusammenfassung

In den vorgestellten Arbeiten wurde auf völlig unterschiedliche Art und Weise versucht, die Schwingungen der Augapfelhülle zur Bestimmung des Augeninnendruckes zu verwenden. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.2 gegenübergestellt. Die Resonanzfrequenzen sind jeweils für einen normalen Wert des intraokularen Druckes und einen hohen Wert angegeben. Diese Werte sind in

Glaukomdiagnose aus den Schwingungseigenschaften des Auges

den verschiedenen Studien nicht identisch, die Druckdifferenz zwischen den beiden Messungen beträgt jedoch bei allen Untersuchungen ca. 40 mmHg.

Verfahren	Meßobjekt	Anregungsart	gemessene Resonanzfrequenz	
			normaler IOD	hoher IOD
Vibrationstonometer (Roth 1962)	enucleierte menschl. Augen	Tastkopf	30 Hz	160 Hz
Laser-Tonometer (Hamelink 1979)	Diaphragma, enucleierte Lammaugen	Schallwellen	330 Hz	420 Hz
		Vibrationen	242 Hz	252 Hz
Ultraschalltonometer (Alam 1994)	Menschen- u. Schweineaugen	Vibrationen	800 Hz	850 Hz
	Menschenaugen (in-vivo)	Vibrationen	350 Hz	550 Hz
Lidtonometer (Woll 1994)	FEM-Modell der Augenhülle	-	190; 213; 241; 245; 264; 308 315; 472 Hz	209; 232; 257; 264; 287; 327; 341; 479 Hz

Tabelle 4.2: Ergebnisse bisheriger Arbeiten

Diese Zusammenstellung macht die Unterschiede in den Ergebnissen deutlich. Die Unterschiede beziehen sich sowohl auf die absolute Lage der Resonanzfrequenz der Augenhülle als auch auf die Abhängigkeit vom Augeninnendruck. Während sich bei der Berechnung mit FEM-Modellen die Frequenz bei einem höheren Augeninnendruck nur um einige Hz verschiebt, beträgt die Änderung bei der in-vivo Messung von Alam 200 Hz. Diese Ergebnisse wurden allerdings nur an drei Personen mit normalem Augeninnendruck und einer Person mit erhöhtem Augeninnendruck ermittelt.

4.2 Akusto-optisches Tonometer am ITIV

Die in der vorliegenden Arbeit beschriebenen Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen des Auges und zur Auswertung von Augenschwingungen zur Frühdiagnose einer Glaukomerkrankung wurden im Rahmen eines Projektes erstellt, das von einer Forschergruppe des ITIV bearbeitet wurde. Bevor die einzelnen Konzepte zur Schwingungsanregung und Auswertung näher erläutert werden, soll zunächst die Gliederung des Gesamtprojektes und die Einordnung dieser Arbeit in das Projekt verdeutlicht werden. In Abbildung 4.4 ist der Aufbau des Projektes und die Verteilung der einzelnen Arbeitspakete auf die Mitarbeiter am Projekt dargestellt. Wesentlicher Bestandteil der Dissertation von Drescher ist die Untersuchung des

zugrundeliegenden Messprinzips anhand von FEM-Simulationen, Messungen an Modellen und Schweineaugen und ersten Messungen am Menschen. Weiterhin erstellte er die Konzeption des gesamten Meßsystems und war für den Entwurf und die Realisierung der Systemelektronik zuständig. Im Bereich der Optik wurden von Drescher zudem grundlegende Arbeiten zum Interferometer und der Positionsmessung am Auge durchgeführt.

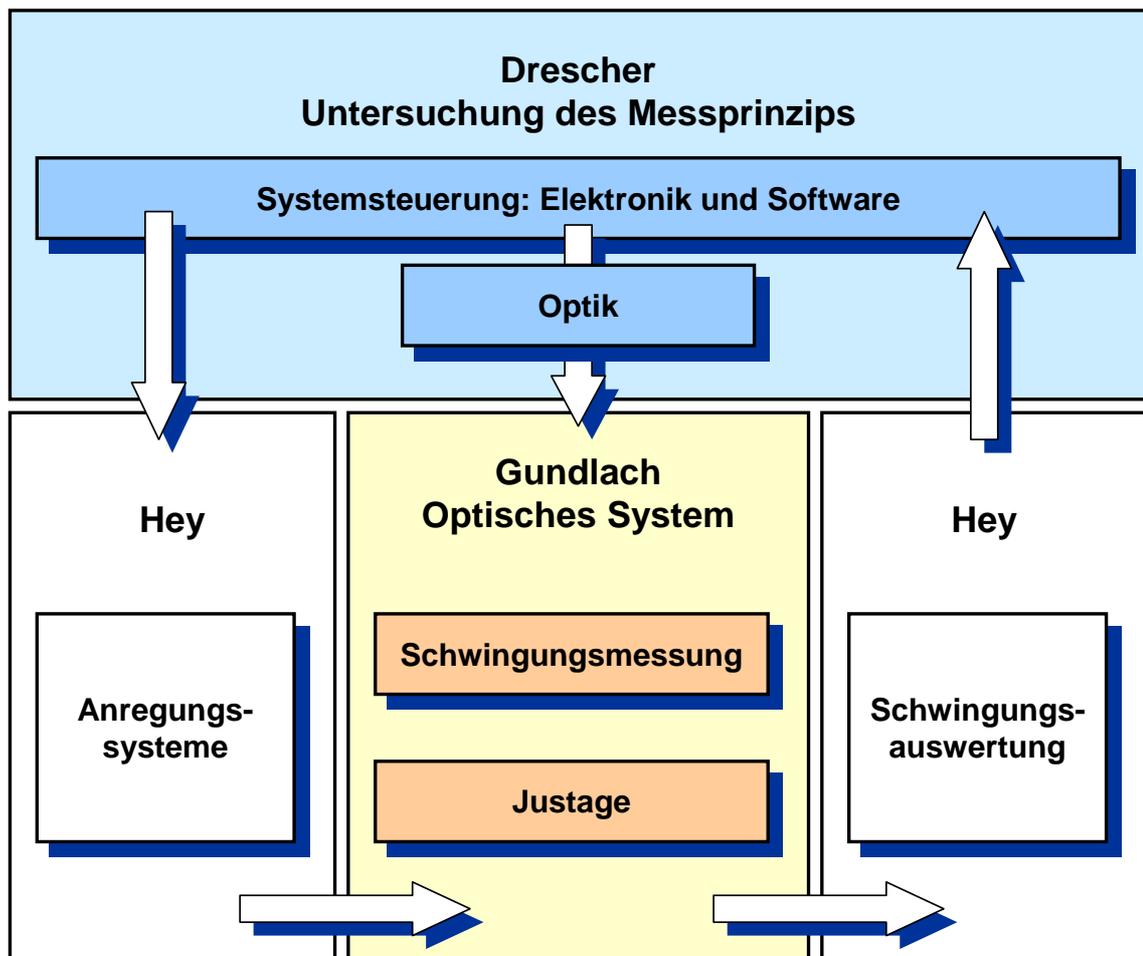


Abbildung 4.4: Aufteilung des Gesamtprojektes

Bestandteil der Dissertation von Gundlach ist der Bereich der interferometrischen Messung der Augenschwingung und die Rekonstruktion der Schwingung aus den aufgenommenen interferometrischen Signalen. Ein zweiter Bereich dieser Arbeit ist die Entwicklung und Realisierung eines Systems zur automatischen Justage des Messaufbaus vor dem menschliche Auge.

Der eigene Teil der Arbeit umfasst die Bereiche der Schwingungsanregung und der Auswertung der aufgenommenen Schwingungssignale. Dies beinhaltet den

Entwurf und die Realisierung geeigneter Anregungssysteme sowie deren Integration in das Gesamtsystem. Zur Auswertung der aus dem Interferometer erhaltenen Signale sind komplexe Algorithmen zur Schwingungsrekonstruktion und zur Analyse der berechneten Schwingungen erforderlich. Mit dem realisierten Gesamtsystem konnten erstmals Messungen in größerem Umfang an verschiedenen Probanden durchgeführt werden, um das Funktionsprinzip des Messverfahrens auch in Messungen in-vivo zu bestätigen.

4.2.1 Konzept des akusto-optischen Tonometers

Das neue System zur Bestimmung des Augeninnendrucks aus den Schwingungseigenschaften des Auges soll die Nachteile der bisher existierenden Geräte überwinden. Dies ist möglich, indem die Messung berührungslos und ohne große Belastung für das Auge durchgeführt wird. Grundlage für die Entwicklung eines solchen Systems ist die genaue Kenntnis des Zusammenhangs zwischen dem intraokularen Druck und den akustischen Eigenschaften des Auges. Deshalb wurden in einem ersten Schritt Simulationen mit der Methode der finiten Elemente durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Simulationen werden anschließend in Messungen im Labor an Augenmodellen und enukleierten Schweineaugen verifiziert. Anhand dieser Ergebnisse kann abschließend das Konzept für ein berührungsloses, akusto-optisches Tonometer entwickelt werden. Die ersten Messergebnisse, die mit dem realisierten System erzielt werden konnten, werden abschließend in der Arbeit von Drescher vorgestellt.

Nachfolgend werden die Ergebnisse der einzelnen Phasen, sofern sie für die vorliegende Arbeit von Relevanz sind, aufgeführt.

4.2.1.1 FEM-Simulationen

Das Ziel der Modellierung des menschlichen Auges mit finiten Elementen kann nicht in einer exakten Nachbildung des sehr komplexen anatomischen Gebildes „Auge“ liegen. Um ein solches Modell handhabbar zu machen, muss eine Vereinfachung und Idealisierung der realen Bedingungen durchgeführt werden. Aufgrund der begrenzten Rechenzeit können nicht alle mikroskopisch kleinen Einzelheiten des Gewebes nachgebildet werden. Man muss sich darauf beschränken, ähnliche Gewebeabschnitte durch gemittelte mechanische Eigenschaften zu beschreiben. Das für die Simulationen verwendete Modell ist in Abbildung 4.5 dargestellt.

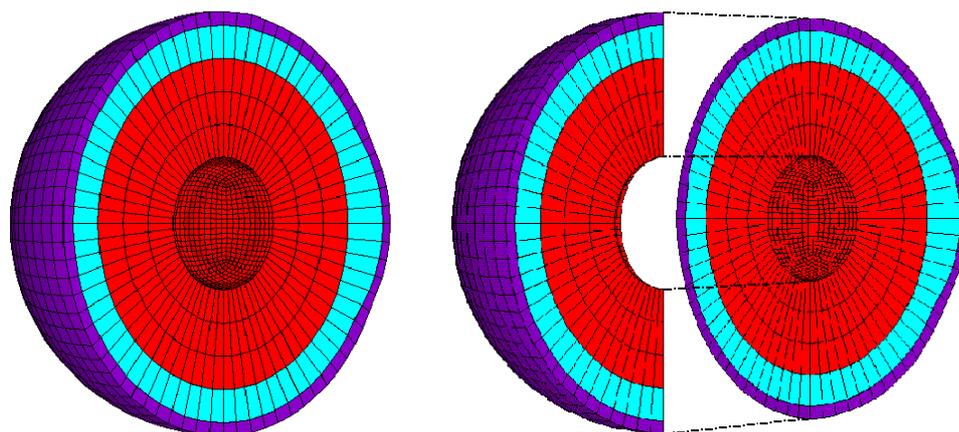


Abbildung 4.5: FEM-Modell des Auges [Dre00]

Man erkennt darin zwei unterschiedliche Bereiche zur Modellierung der Augenhülle und einen Bereich zur Modellierung des gesamten Augeninneren. In der Mitte des Modells ist ein Bereich freigelassen. Dadurch kann die Anzahl der Elemente, die die Rechenzeit für die Simulation wesentlich bestimmen, verringert werden. Das Ergebnis wird durch diese Maßnahme nicht beeinflusst.

Mit diesem Modell können die Resonanzfrequenzen der Augenhülle berechnet werden. Damit lässt sich zeigen, ob die dem Messverfahren zugrundegelegte Aussage zutreffend ist, dass der Augeninnendruck die Resonanzfrequenz verändert. Weiterhin können die Querempfindlichkeiten des Verfahrens auf die anderen Parameter des Modells, wie z.B. die Dicke der Augenhülle oder Cornea, die Steifigkeit der Hülle und die Größe des Augapfels, untersucht werden. Diese Parameter werden in der Simulation im physiologischen Bereich variiert, um den Einfluss auf das Simulationsergebnis zu erhalten.

Die Ergebnisse der Untersuchung, wie die Resonanzfrequenz des Auges vom Augeninnendruck abhängt, zeigt Abbildung 4.6. In dem Diagramm sind die ersten sechs Eigenschwingungen des Auges bei unterschiedlichem IOP aufgetragen. Man erkennt einen deutlichen Anstieg der einzelnen Resonanzfrequenzen bei steigendem intraoklarem Druck. Die Abhängigkeit vom Druck nimmt dabei bei höheren Schwingungsmoden zu.

Die Simulationen bestätigen den erwarteten Zusammenhang. Mit den Ergebnissen kann auch eine erste Abschätzung der Empfindlichkeit des Messeffektes vorgenommen werden. Die Untersuchungen zu den Querempfindlichkeiten bezüglich der oben aufgeführten individuellen Parameter ergaben einen unterschiedlich starken Einfluss auf die Resonanzfrequenz. Als

wichtigster Parameter stellte sich die Größe des Auges heraus. Diese muss zur Kompensation in dem zu entwickelnden System unter Umständen mitgemessen werden.

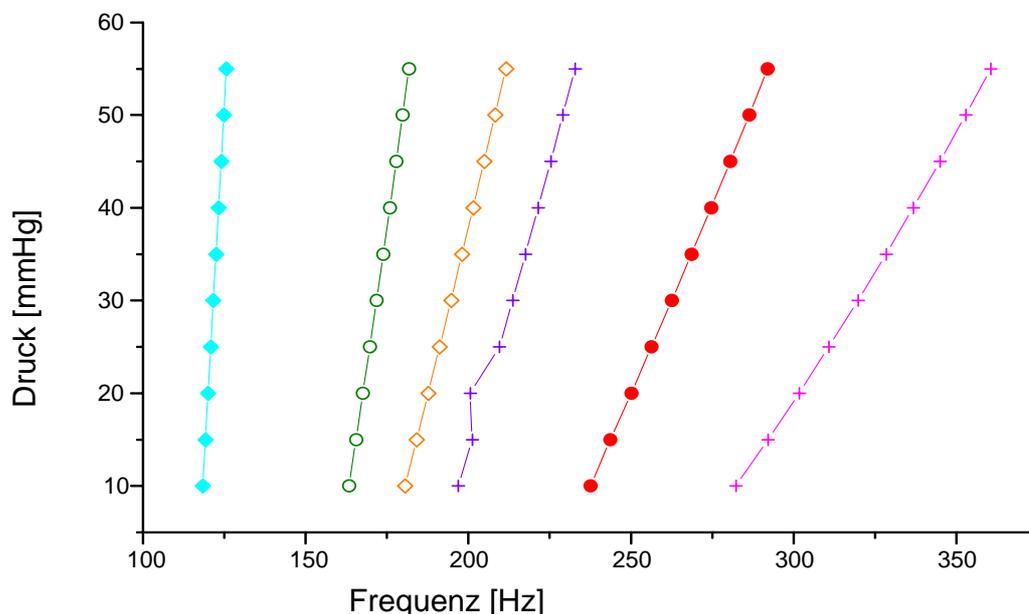


Abbildung 4.6: Ergebnisse der FEM-Simulationen [Dre00]

Die Verifizierung der Ergebnisse der Simulation wird durch Messungen an Augenmodellen und Schweineaugen durchgeführt.

4.2.1.2 Messungen in-vitro

Zur Messung der Schwingungen an enukleierten Schweineaugen wurde ein Messaufbau auf Basis eines Michelson-Interferometers realisiert. Der optische Teil des Systems ist in Abbildung 4.7 dargestellt.

Für die Messungen werden die Schweineaugen in einer Halterung fixiert und durch den Sehnerven hindurch kanüliert. Dadurch kann der Druck im Inneren des Auges variiert werden. Die Schwingungsanregung wird mit einem Lautsprecher durchgeführt, der über einen kleinen Stift an das Auge angekoppelt wird. Bei einer Messung wird die Anregungsfrequenz in einem Bereich zwischen 100 Hz und 200 Hz linear erhöht und die Schwingungsamplitude der Cornea gemessen. Die Resonanzfrequenz liegt bei dieser Messung unterhalb der Resonanzfrequenz der Augenhülle, da sie sich aus dem System Lautsprecher – Auge ergibt.

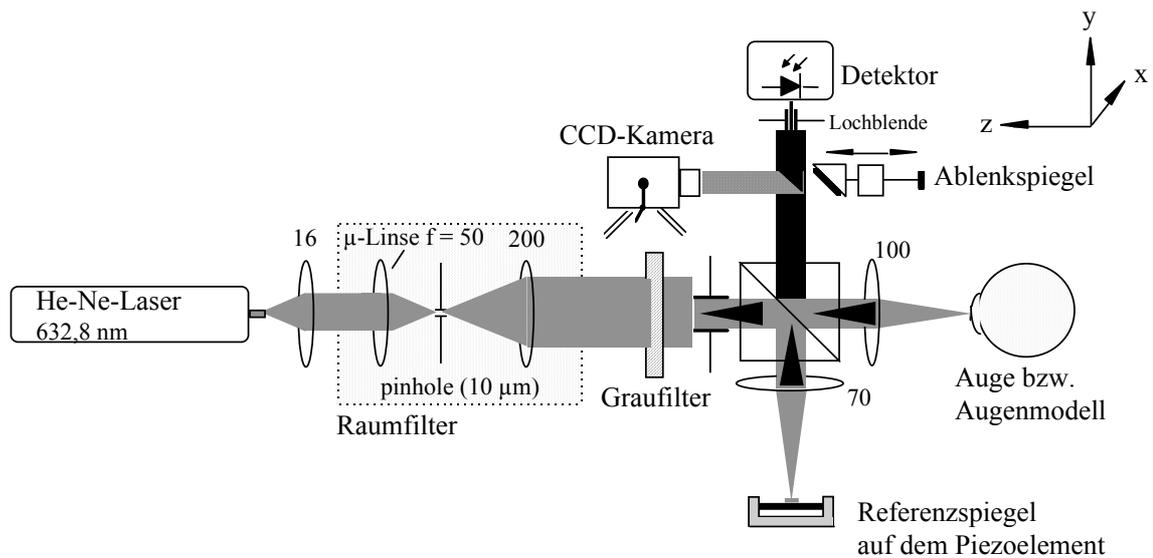


Abbildung 4.7: Interferometrischer Aufbau des in-vitro Messsystems [Dre00]

Abbildung 4.8 zeigt die Ergebnisse dieser Messungen. Man kann in der Abbildung deutlich erkennen, dass die in der Simulation erhaltenen Ergebnisse bestätigt werden können. Eine Erhöhung des Augeninnendrucks hat einen deutlichen Anstieg der Resonanzfrequenz zur Folge.

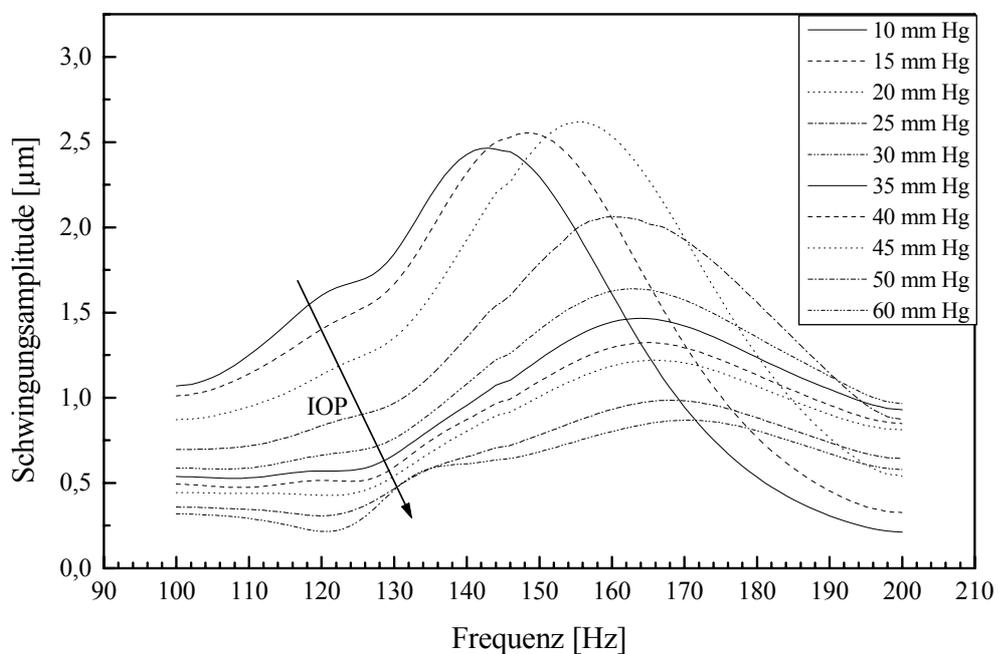


Abbildung 4.8: Ergebnisse der Messungen in-vitro [Dre00]

Ein wesentlicher Aspekt, der bei den Messungen in-vitro nicht berücksichtigt werden kann, ist die Einbettung des Auges in das Fettgewebe der Augenhülle. Dadurch ist eine starke Dämpfung der in-vivo auftretenden Schwingungen zu erwarten. Genaue Aussagen über die Empfindlichkeit des Messverfahrens lassen sich deshalb anhand dieser Messungen nicht ableiten.

4.2.1.3 Messungen in-vivo

Zur Demonstration der Funktionsfähigkeit des entwickelten Systems und zur Bestätigung des Messprinzips wurden von Drescher erste Messungen in-vivo durchgeführt. Da zum damaligen Zeitpunkt keine berührungslose Anregungseinheit zur Verfügung stand, wurde das Auge mit einem mechanischen Schwinger durch das Lid hindurch mit einem sinusförmigen Sweep-Signal beaufschlagt. Die Schwingungen der Cornea wurden mit dem Interferometer gemessen. Den durch die Anregung erzeugten Schwingungen sind bei den Messungen in-vivo noch andere Bewegungen des Auges relativ zum Messsystem überlagert. Dabei handelt es sich um Kopfbewegungen, Mikrosakkaden und Driftbewegungen. Diese können von den angeregten Schwingungen durch Filterung getrennt werden, da sie sich in einem anderen Frequenzbereich bewegen.

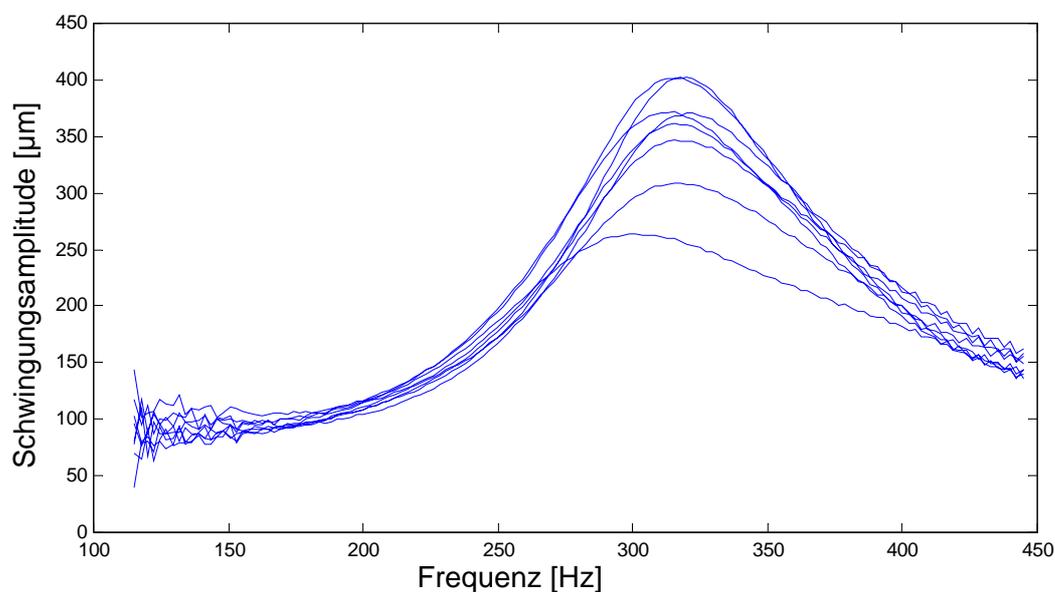


Abbildung 4.9: Ergebnisse der in-vivo Messungen [Dre00]

Die Ergebnisse der Messungen sind beispielhaft in Abbildung 4.9 dargestellt. Man sieht darin den gemessenen Frequenzgang der angeregten Schwingung. Die Messungen wurden nacheinander an einem Probanden durchgeführt. Deutlich ist darin das Auftreten einer Resonanzfrequenz zu erkennen, die sich in wiederholten Messungen zuverlässig reproduzieren lässt.

Bei Vergleichsmessungen an Probanden mit einem stark abweichenden Augeninnendruck konnte eine Verschiebung der gemessenen Frequenz festgestellt werden. Das schon aus der Simulation und den in-vitro Messungen erhaltene Ergebnis konnte dadurch bestätigt werden. Eine genaue Aussage über die Empfindlichkeit des Verfahrens und den Einfluss weiterer Parameter außer dem Augeninnendruck kann aber aufgrund der geringen Anzahl von Probanden nicht gemacht werden.

4.2.2 Optischer Messkopf des akusto-optischen Tonometers

In der parallel durchgeführten Dissertation von Gundlach [Gun02] sind die in der Arbeit von Drescher entwickelten Grundlagen zur interferometrischen Schwingungsmessung am menschlichen Auge zu einem komplexen optischen System weiterentwickelt worden. Die wichtigsten Komponenten des Systems sind zum einen das eigentliche Interferometer und zum anderen eine automatische Justageeinheit.

4.2.2.1 Interferometrische Schwingungsmessung

Zur Messung von Schwingungen im sub- μm Bereich eignen sich besonders optische Interferenzverfahren aufgrund ihrer hohen Auflösung. Für den Einsatz im Tonometer wurde ein modifiziertes Michelson-Interferometer entwickelt (siehe Abbildung 4.10).

Als Lichtquelle wird ein Halbleiterlaser eingesetzt. Der Strahl wird nach dem Austritt aus dem Laser kollimiert und durch eine Blende im Durchmesser begrenzt. Durch den Strahlteiler wird der Laserstrahl in einen Objektstrahl und einen Referenzstrahl aufgeteilt. Der Objektstrahl wird auf das Zentrum der Cornea fokussiert und von dort wieder reflektiert; der Referenzstrahl wird auf einen Spiegel gelenkt. Dieser ist auf einem Piezoelement befestigt. Durch die Ansteuerung des Piezos mit einem sinusförmigen Signal wird der Phasenunterschied der beiden Strahlen entsprechend der Bewegung moduliert.

Glaukomdiagnose aus den Schwingungseigenschaften des Auges

Man erreicht mit diesem Verfahren eine Auflösung des Interferometers weit unterhalb der Wellenlänge des verwendeten Lichts; im Fall des für das Tonometer entwickelten Systems konnte eine Auflösung von ca. 15 nm realisiert werden.

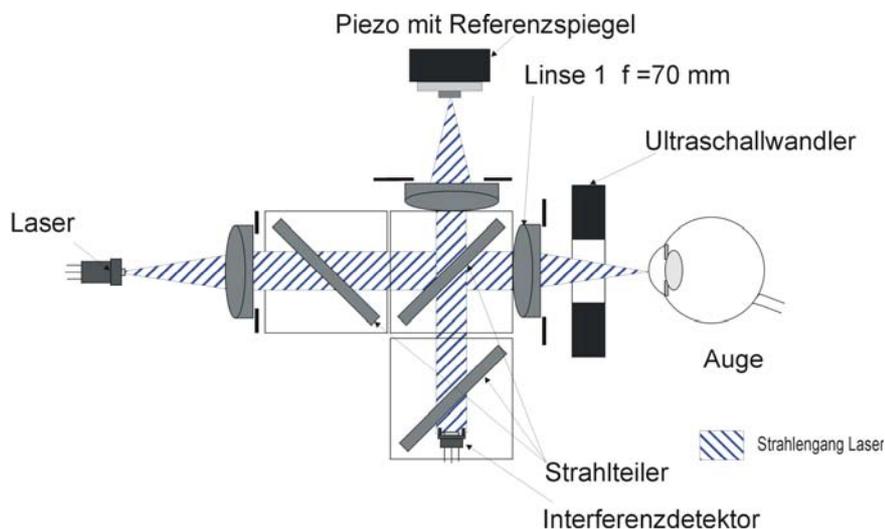


Abbildung 4.10: Strahlengang des Interferometers

Die reflektierten Strahlen werden im Strahlteiler wieder überlagert und auf das Detektormodul gelenkt. Hier werden die optischen Interferenzen in ein analoges elektrisches Signal umgeformt, aus dem nach der A/D-Wandlung in der Signalverarbeitungseinheit das Schwingungssignal des Auges rekonstruiert werden kann.

4.2.2.2 Automatische Justage

Vor der Messung der angeregten Augenschwingung muss der optische Messkopf exakt auf die Mitte der Cornea justiert werden. Die Genauigkeit der benötigten Justage liegt bei unter 100 μm . Diese Genauigkeit ist in einer für den Probanden akzeptablen Zeit nur durch ein automatisiertes Justageverfahren erreichbar. Bei Drescher wird ein Verfahren vorgeschlagen, das die Position des Auges vor dem Aufbau durch differenzielle Detektoren bestimmt. Damit ist allerdings nur eine automatische Justage in zwei Raumrichtungen möglich. Gundlach beschreibt ein Verfahren zur kamerabasierten, automatischen 3-Achsen Justage. Die Justage teilt sich dabei in zwei Schritte. Zuerst muss manuell eine Grobjustage des Aufbaus durchgeführt werden. Dazu erhält der Bediener über eine in den

Optikkopf integrierte CCD-Kamera (siehe Abbildung 4.11) ein Bild des Auges auf dem Monitor des Benutzer-PCs dargestellt. Zur Verbesserung der Abbildung wird das Auge dazu mit IR-LEDs beleuchtet. Befindet sich der Aufbau im Fangbereich der automatischen Justage, kann diese per Knopfdruck gestartet werden. Über zwei Zylinderlinsen wird das Bild einer weiteren IR-LED auf die Kamera abgebildet. Bei einer Dejustage bewirken die Zylinderlinsen eine Verzerrung des Bildes auf der Kamera, aus der der Grad der Dejustage ermittelt werden kann. Über einen 3-Achsen Schrittmotorversteller wird der Aufbau anschließend positioniert.

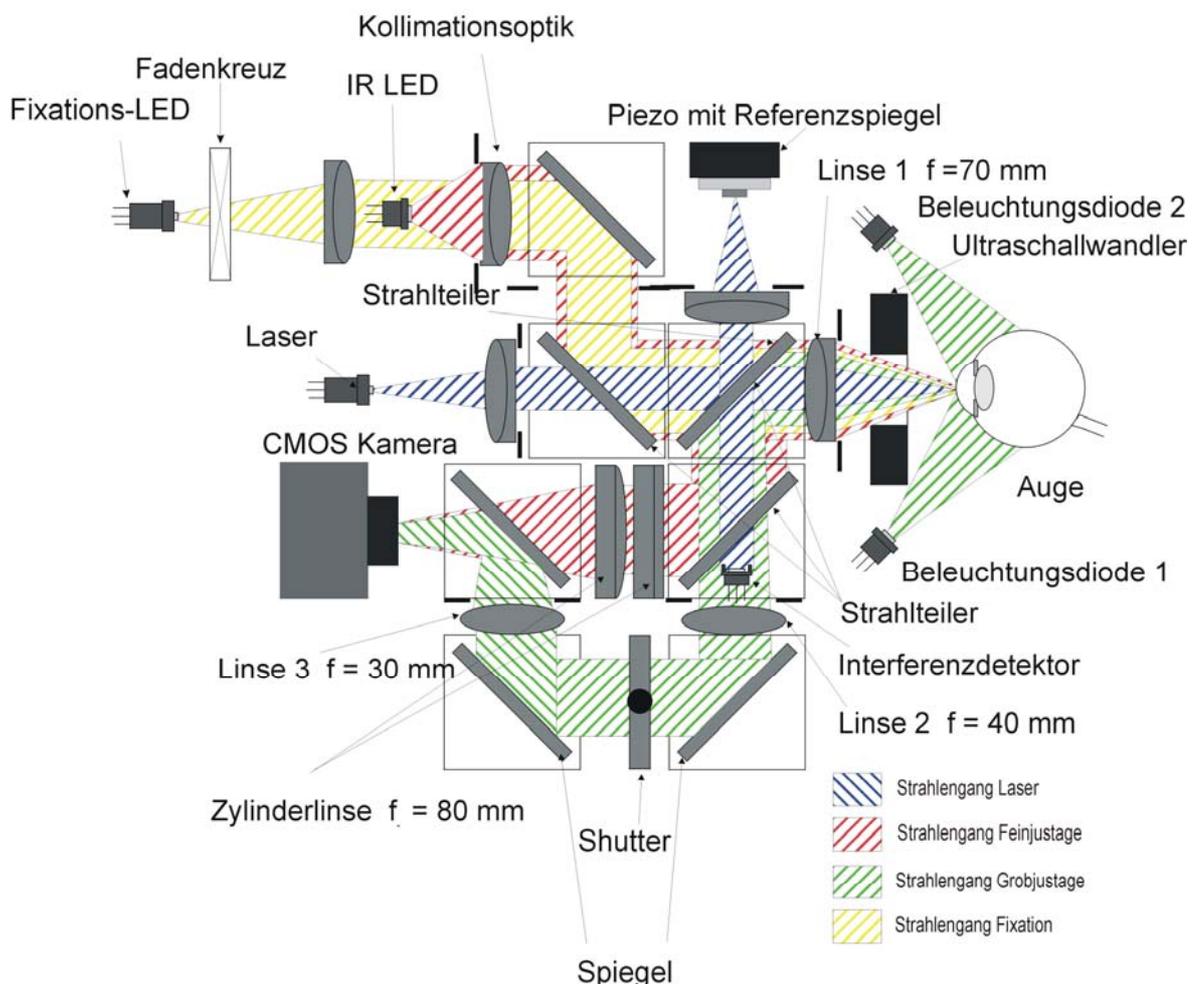


Abbildung 4.11: System zur kamerabasierten Justage des Tonometers vor dem Auge

Der gesamte Justagevorgang dauert wenige Sekunden, die mit dem System erzielte Genauigkeit beträgt $20\ \mu\text{m}$ in z-Richtung, d.h. entlang der optischen Achse des Interferometers, und $15\ \mu\text{m}$ in x-y-Richtung.

4.3 Konzept zur Schwingungsanregung und -auswertung

Der Inhalt der vorliegenden Arbeit umfasst den Bereich der Schwingungsanregung und der Auswertung der mit dem optischen Messkopf aufgenommenen Schwingungen. Das Prinzip der Bestimmung des Augeninnendrucks aus den Schwingungseigenschaften des menschlichen Auges wurde schon in der Einleitung zu diesem Kapitel erläutert. Abbildung 4.12 verdeutlicht den Zusammenhang noch einmal aus signaltheoretischer Sicht. Die Anregung des Auges erfolgt mit einem Signal $u(t)$. Das Auge besitzt die Übertragungsfunktion $G(j\omega)$. Diese Übertragungsfunktion ist neben der Frequenz auch vom Augeninnendruck und anderen okulären Parametern abhängig. Misst man das Ausgangssignal des Systems, also die Bewegung der Augenoberfläche, kann man bei Kenntnis der restlichen Parameter auf den Augeninnendruck zurückrechnen.

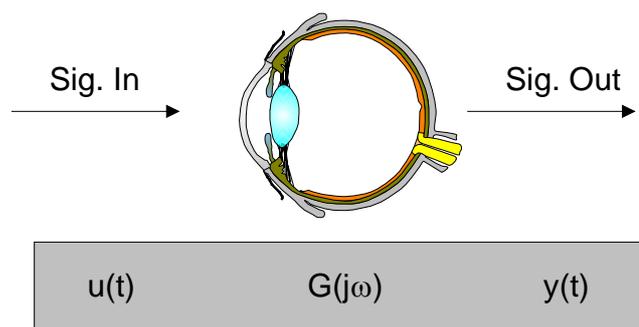


Abbildung 4.12: Prinzip der Signalauswertung

4.3.1 Schwingungsanregung durch Schallwellen

Aus der Arbeit von Drescher [Dre00] und den bereits aufgeführten Arbeiten anderer Gruppen ist bekannt, dass die Resonanzfrequenz des Auges in einem Bereich zwischen 100 Hz und 1 kHz liegt. Die naheliegendste Möglichkeit zur Erzeugung einer Schwingung in diesem Frequenzbereich ist die Verwendung eines Lautsprechers. Abbildung 4.13 zeigt den prinzipiellen Aufbau des Systems.

In einer Anregungseinheit, die einen Lautsprecher enthält, werden Schallwellen erzeugt und auf die Oberfläche des Auges gelenkt. Die Augenhülle wird durch die auftreffenden Schalldruckänderungen zu Schwingungen angeregt. In Abhängigkeit von der Frequenz des Anregungssignals wird sich die

Schwingungsamplitude des Auges ändern. Aus dem gemessenen Frequenzgang kann schließlich der intraokulare Druck berechnet werden.

Mit dem optischen Messkopf wird die Schwingung der Cornea gemessen. Das Schwingungssignal steht dann als Ausgangssignal des Optikkopfes zur weiteren Verarbeitung zur Verfügung.

Als Eingangssignal für die Schallanregung eignen sich alle Signale, die mit einem Lautsprecher übertragen werden können. Das sind in erster Linie sinusförmige Signale fester oder variabler Frequenz oder Rauschsignale. Eine genau Betrachtung der Signalverarbeitung folgt in Kapitel 7.

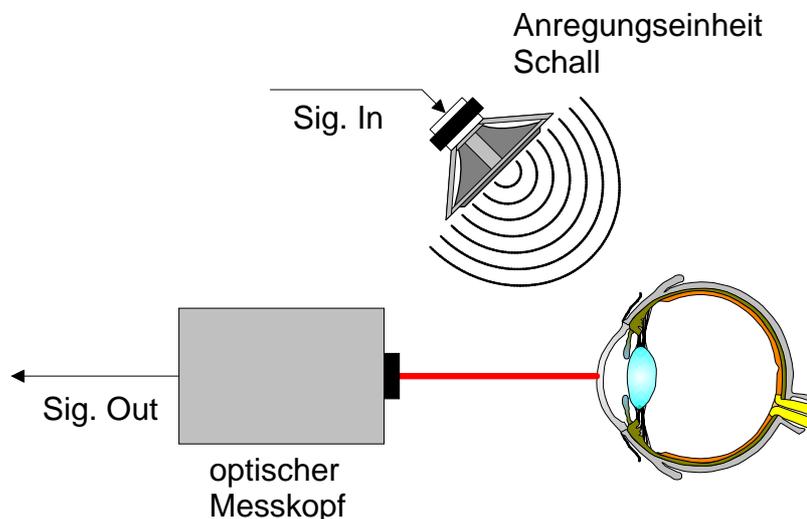


Abbildung 4.13: Prinzip der Schwingungsanregung mit Schallwellen

Die Abbildung macht auch gleich ein Problem der Anregung mit niederfrequentem Schall deutlich. Um am Auge eine ausreichende Schwingungsamplitude zu erreichen, muss ein Weg gefunden werden, den Schall auf das Auge zu konzentrieren, ohne einen Großteil der Leistung in die Umgebung abzugeben. Bei den verwendeten Frequenzen und den zu erwartenden Schallleistungen würde eine solche Methode zu starken Belastungen für das Gehör des Patienten und des Arztes führen.

Ein möglicher Ausweg ist die Verwendung einer geschlossenen Kammer, die an das Auge angekoppelt wird und den Schall nicht nach außen dringen lässt. In der Praxis wird aber schnell deutlich, dass mit einem solchen System kein ausreichender Schalldruck zu erreichen ist. Bessere Ergebnisse kann man mit der

Verwendung eines Helmholtzresonators erzielen, wie er in Abschnitt 5.1.3 beschrieben wird.

4.3.2 Schwingungsanregung durch Ultraschallwellen

Verwendet man Ultraschallwellen zur Anregung des Auges, treten die Probleme wegen einer zu hohen Lautstärke nicht auf. Durch die geringere Wellenlänge des Ultraschalls ist hier auch eine Fokussierung der Schallenergie auf das Auge möglich (Abbildung 4.14). Wie aber oben schon angesprochen, werden die Amplituden der höheren Moden der Augenschwingung immer geringer. Eine direkte Anregung wie mit Schallwellen im hörbaren Bereich kommt also nicht in Frage. Für die Schwingungsanregung muss vielmehr ein sekundärer Effekt der Ultraschallwellen, der Langevin'sche Effekt, ausgenutzt werden.

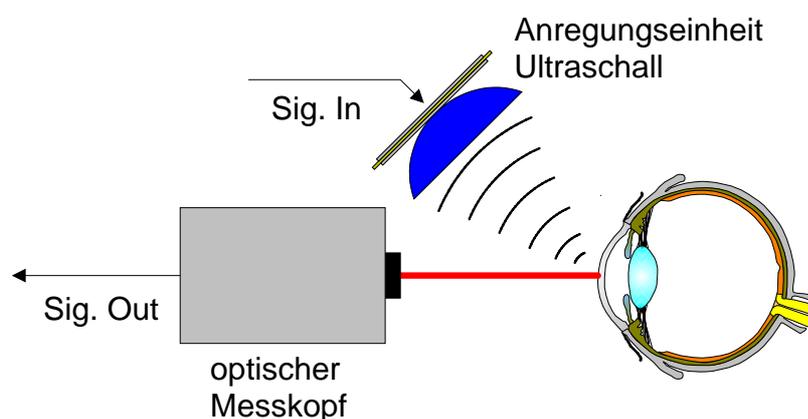


Abbildung 4.14: Prinzip der Anregung mit Ultraschallwellen

Treffen Ultraschallwellen auf eine Grenzfläche auf, bildet sich ein statischer Staudruck aus, der sogenannte Langevin'sche Strahlungsdruck. Dieser kann zur Anregung von Schwingungen benutzt werden, indem die Amplitude der Ultraschallwellen mit der Frequenz des benötigten Anregungssignals moduliert wird. Der weitere Ablauf der Messung ist analog der vorher beschriebenen Messung mit Schallanregung.

Zum Einsatz in einem akusto-optischen Tonometer werden Ultraschallwandler benötigt, die eine möglichst große Schallleistung kontinuierlich abgeben können. Um einen hohen Wirkungsgrad der Anordnung zu erzielen, ist es weiterhin notwendig, dass so viel wie möglich der abgegebenen Energie des Ultraschallwandlers auf das Auge fokussiert wird.

4.3.3 Messung und Analyse des intraokularen Pulses

Bei dieser Methode wird auf eine äußere Anregung des Auges verzichtet. Man nutzt das pulsatile Einströmen des Blutes in das Augeninnere. Durch den Puls kommt es innerhalb des Auges zu periodischen Schwankungen des Augeninnendrucks, die auf die Augenhülle eine entsprechende Kraft ausüben. Dadurch entstehen Bewegungen der Augenoberfläche, die synchron zum Blutpuls auftreten. Durch eine Veränderung des Augeninnendruckes kommt es nun zu zwei Effekten. Zum einen wird die Grundspannung der Augenhülle verändert. Das macht sich im Ausgangssignal in einer Änderung des Frequenzganges bemerkbar. Durch einen pathologisch erhöhten Druck im Auge kann aber auch weniger Blut ins Augeninnere gelangen. Dieser Effekt wirkt sich im Ausgangssignal auf die Amplitude der pulsatilen Bewegung aus.

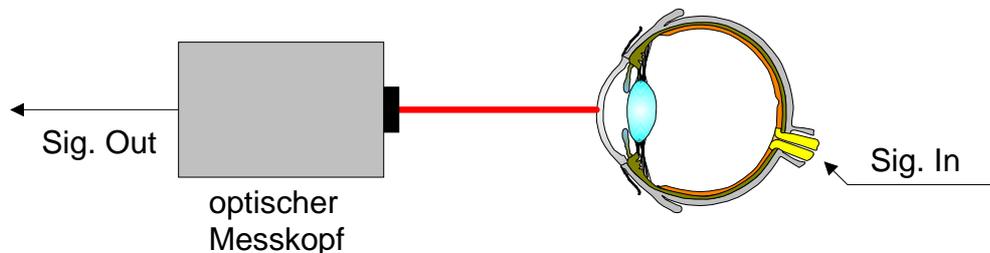


Abbildung 4.15: Prinzip der Anregung durch den intraokularen Puls

Durch die Messung der durch den Blutpuls erzeugten Bewegungen der Augenoberfläche erhält man demnach eine Aussage über den im Auge herrschenden Druck und über die okuläre Perfusion, das heißt die Blutversorgung des Auges.

Somit kann eine Diagnose einer Glaukomerkrankung, die auf eine Mangelversorgung des Sehnervs und der Sehzellen infolge eines erhöhten Augeninnendrucks zurückzuführen ist, mit einer einzigen Messung erfolgen.

5 Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen

Die Erzeugung von Schwingungen am Auge ist elementarer Bestandteil des im vorhergehenden Kapitel beschriebenen Messverfahrens. Dabei ist es von großer Bedeutung, dass diese Anregung ohne direkten Kontakt mit dem Auge durchgeführt wird, um die Nachteile der herkömmlichen Verfahren zu vermeiden. Die Verfahren, mit denen diese Anregung gewährleistet werden kann sollen in folgendem Kapitel vorgestellt und bewertet werden.

Der erste Abschnitt behandelt die Möglichkeiten, mit Schallwellen im hörbaren Bereich eine Anregung des Auges zu realisieren. Ausgehend von den schalltechnischen Grundlagen werden die Anforderungen an ein solches System ermittelt und die im Rahmen der Arbeit realisierten Alternativen näher erläutert. Ein Schwerpunkt liegt dabei bei der Betrachtung des Helmholtzresonators, zudem werden Verfahren zur mechanischen Anregung des Auges betrachtet.

Im zweiten Abschnitt wird die Anregung des Auges über luftgeleiteten Ultraschall untersucht. Hier wird nach den für die Arbeit erforderlichen Grundlagen der Ultraschalltechnik auf die Patientensicherheit eingegangen. Die Verwendung von hochenergetischem Ultraschall an einem sehr empfindlichen Organ wie dem Auge erfordert eine genaue Betrachtung der möglichen Gefährdungspotentiale in Bezug auf die rechtlichen Rahmenbedingungen und Grenzwerte. Der weitere Teil enthält eine Betrachtung verschiedener Verfahren

zur Erzeugung von Luftultraschall. Den größten Teil nehmen verschiedene Methoden zur Ultraschallerzeugung mit piezoelektrischen Wandlern ein. Hier werden der Entwurf und die Realisierung verschiedener Systeme dargestellt.

Im letzten Abschnitt wird die Erzeugung von Schwingungen der Augenhülle durch den Blutpuls, also ohne externe Anregungseinheit thematisiert. Nach der Erläuterung der medizinischen Grundlagen wird ein Modell des hämodynamischen Systems des Auges und des Kopfes vorgestellt und die damit durchgeführten Simulationen erläutert.

5.1 Anregung mit Schall

5.1.1 Schalltechnische Grundlagen

Die für die Herleitung und das Verständnis notwendigen Grundlagen der Akustik werden im Folgenden kurz dargestellt. Aufbauend darauf können die Anforderungen an ein System zur Anregung des Auges mit Schallwellen abgeleitet werden.

Als Schall bezeichnet man mechanische Schwingungen von Gasen, Flüssigkeiten oder Festkörpern im hörbaren Frequenzbereich, d.h. zwischen ca. 16 Hz und 16 kHz. Die weiteren Ausführungen beziehen sich zunächst nur auf Schall in Gasen, für die Schallausbreitung in Flüssigkeiten und Festkörpern gelten andere Gesetzmäßigkeiten, die bei Bedarf erläutert werden.

Die Schwingungen der Luft lassen sich, wie andere physikalische Schwingungen, durch zwei Feldgrößen, eine Potentialgröße und eine Flussgröße beschreiben. Die Potentialgröße ist im Fall des Schallfeldes der Druck p , der als Wechselgröße dem atmosphärischen Druck überlagert ist. Flussgröße des Schallfeldes ist die Schallschnelle v , d.h. die Geschwindigkeit, mit der sich die Luftmoleküle hin und her bewegen. Nicht zu verwechseln ist die Schallschnelle v mit der Schallgeschwindigkeit c , die die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schallwelle im Raum angibt.

5.1.1.1 Messgrößen des Schalls

Zur Beschreibung des Schalls als physikalischer Größe werden verschiedene Messgrößen herangezogen.

5.1.1.1.1 Ausbreitungsgleichung einer ebenen Welle

In einem Gebiet innerhalb eines Druckgefälles dp/dx wirkt auf ein Volumenelement vom Querschnitt A und der Dicke Δx die Kraft

$$F(x) = -A \frac{dp}{dx} \Delta x \quad (5.1)$$

Diese Kraft beschleunigt das Volumenelement. Multiplikation der Dichte ρ mit seinem Volumen ergibt die Masse $m = \rho A \cdot \Delta x$. Teilt man die in (5.1) gegebene Kraft durch diese Masse so erhält man für seine Beschleunigung a

$$a = \frac{dv}{dt} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{dp}{dx} \quad (5.2)$$

In einem Gebiet innerhalb eines Geschwindigkeitsgefälles dv/dx bewegen sich die vordere und die hintere Grenzfläche eines Volumenelements $\Delta V = A \cdot \Delta x$ unterschiedlich schnell. Das Volumenelement erfährt daher eine Änderung seines Volumens dV nach

$$dV = A \cdot \left[\left(v + \frac{dv}{dx} \Delta x \right) dt - v dt \right] = \Delta V \cdot \frac{dv}{dx} dt \quad (5.3)$$

Die Wirkung des Drucks und Geschwindigkeitsgefälles ist in Abbildung 5.1 dargestellt

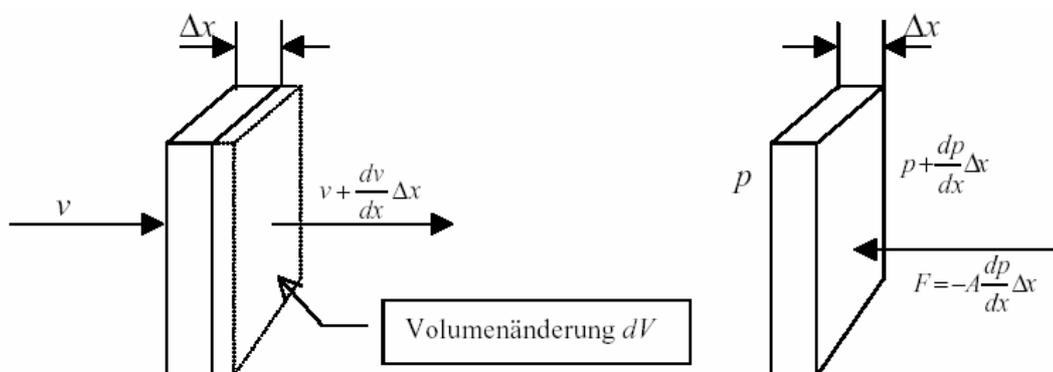


Abbildung 5.1: Volumenelemente von Luft

Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen

Der Zusammenhang zwischen Volumen und Druckänderung ist über die Kompressibilität κ gegeben. Es gilt: $dV = -\kappa V dp$. Setzt man dieses in (5.3) ein, so folgt:

$$\frac{dp}{dt} = -\frac{1}{\kappa} \cdot \frac{dv}{dx} \quad (5.4)$$

Differenzieren von (5.2) nach x und von (5.4) nach t und anschließendem Gleichsetzen ergibt eine Differentialgleichung 2. Ordnung für den Wechseldruck p :

$$\frac{d^2 p}{dt^2} = \frac{1}{\kappa \rho} \cdot \frac{d^2 p}{dx^2} \quad (5.5)$$

Man kann diese Differentialgleichung auch für die Schallschnelle v aufstellen:

$$\frac{d^2 v}{dt^2} = \frac{1}{\kappa \rho} \cdot \frac{d^2 v}{dx^2} \quad (5.6)$$

Gleichungen (5.5) und (5.6) sind die Alambertschen Differentialgleichungen mit der allgemeinen Lösung:

$$\Phi(x, t) = \Phi_0 \cdot e^{j(kx - \omega t + \varphi)} \quad (5.7)$$

$\Phi(x, t)$ ist ein allgemeiner Ausdruck für den zeitlichen und räumlichen Verlauf der Schnelle $v(x, t)$ und des Drucks $p(x, t)$.

Die Wellenzahl $k = 2\pi/\lambda$ im Exponenten von (5.7) beschreibt den Verlauf von $\Phi(x, t)$ in Abhängigkeit vom Ort, die Kreisfrequenz $\omega = 2\pi f$ den Zeitverlauf. Die Wellenlänge λ ist der Abstand zweier Punkte in Ausbreitungsrichtung, für die $\Phi(x, t)$ die gleiche Größe und die gleiche Steigung hat. Die Frequenz f gibt an, wie oft $\Phi(x, t)$ an einem festen Ort zwei mal pro Zeiteinheit T einen bestimmten Wert annimmt.

5.1.1.1.2 Herleitung der Schallfeldgrößen

Bildet man die partiellen Ableitungen von (5.7) nach der Zeit und dem Ort $\partial^2\Phi(x,t)/\partial t^2$ und $\partial^2\Phi(x,t)/\partial x^2$ und setzt diese in (5.5) oder (5.6) ein, so erhält man:

$$\frac{\omega}{k} = f \cdot \lambda = \sqrt{\frac{1}{\kappa\rho}} = c \quad (5.8)$$

Die Größe c heißt Schallgeschwindigkeit und entspricht der Geschwindigkeit des Energietransports der Schallwelle. Gelegentlich wird c auch Phasengeschwindigkeit genannt. In Luft beträgt sie bei Zimmertemperatur 330 m/s. Die Schallgeschwindigkeit darf keinesfalls mit der Schallschnelle v verwechselt werden, die die Geschwindigkeit der Auslenkung der Teilchen um ihre Ruhelage angibt.

Die Teilchen in einem Teilvolumen einer Schallwelle haben die kinetische Energie:

$$\Delta E_{\text{kin}} = \frac{1}{2}mv^2 = \frac{1}{2}\Delta V\rho v^2 \quad (5.9)$$

Die Energiedichte erhält man sofort durch Division von (5.9) durch ΔV :

$$w_{\text{kin}} = \frac{1}{2}\rho v^2 \quad (5.10)$$

Erhöhung oder Verringerung des Druckes um p in einem Volumen ΔV ändert dessen Größe um $dV = -\kappa\Delta V \cdot p$. Die in Form von Druck gespeicherte Energie ändert sich damit um $dE = -dV \cdot dp = \kappa\Delta V \cdot p dp$. Integration dieser Änderung über den Druckunterschied p ergibt die Kompressionsenergie.

$$E_{\text{komp}} = \int_{p_0}^{p_1} dE dp = \kappa \cdot \Delta V \int_{p_0}^{p_1} p dp = \frac{1}{2}\kappa\Delta V \cdot p^2 \quad (5.11)$$

Mittels Division durch ΔV erhält man auch hier die Energiedichte:

$$w_{\text{komp}} = \frac{1}{2} \kappa \cdot p^2 \quad (5.12)$$

In einer Welle sind die Maxima von kinetischer Energie und Kompressionsenergie gleich. Gleichsetzen von (5.10) und (5.12) ergibt damit die Abhängigkeit zwischen Schallschnelle und Amplitude des Schallwechseldruck:

$$\frac{p}{v} = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}} = c\rho = \frac{1}{c\kappa} = Z \quad (5.13)$$

Die Größe Z wird Schallimpedanz genannt. Sie beträgt in Luft $Z_L = 430 \text{ Ns/m}^3$.

Multipliziert man die Energiedichte (5.10) oder (5.12) mit der Schallgeschwindigkeit c , erhält man die Schalleistung, die senkrecht durch eine Fläche tritt. Man nennt diese Größe Intensität:

$$I = \frac{P}{A} = w \cdot c = \frac{1}{2} c \cdot \rho \cdot v^2 = \frac{1}{2} c \cdot \kappa \cdot \Delta p^2 \quad (5.14)$$

(5.14) kann man auch durch die Schallimpedanz nach (5.13) ausdrücken und erhält:

$$I = \frac{1}{2} Z \cdot v^2 = \frac{1}{2} \frac{p^2}{Z} \quad (5.15)$$

5.1.1.1.3 Strahlungsimpedanz

Um die Abstrahlung einer Schallwelle beschreiben zu können, führt man den Begriff der Strahlungsimpedanz ein. Diese ist definiert als das Verhältnis der gesamten auf die Fläche a wirkenden Kraft F zu deren Schnelle v .

$$Z_s = \frac{\hat{F}}{\hat{v}} = \frac{\pi a^2 \hat{p}}{\hat{v}} \quad (5.16)$$

Der von der Schallquelle abgegebene Druck ist dabei abhängig vom Ort, von der Form der abstrahlenden Quelle und vom Medium, in das der Schall abgestrahlt werden soll.

Für eine Kolbenmembran, d.h. eine sich in einer festen, unendlich ausgedehnten Wand bewegende starre Scheibe mit Radius a , erhält man für die Strahlungsimpedanz folgenden Wert

$$Z_{k0} = \pi a^2 Z_0 \left[1 - 2 \frac{J_1(2ka)}{2ka} + j2 \frac{H_1(2ka)}{2ka} \right] \quad (5.17)$$

Darin ist Z_0 die Schallfeldimpedanz einer sich ungestört ausbreitenden ebenen Welle (in Luft gilt: $Z_0 = 414 \frac{\text{Ns}}{\text{m}^3}$), J_1 ist die Besselfunktion 1. Ordnung und H_1 die Struvesche Funktion 1. Ordnung. Die Größe k ist die Wellenzahl. Sie gibt an, wie viele Wellenlängen auf den Umfang des Einheitskreises fallen.

Das Produkt $k \cdot a$ ist somit ein Maß für das Verhältnis zwischen Größe der Membran und Wellenlänge oder Frequenz der abgestrahlten Schallwelle.

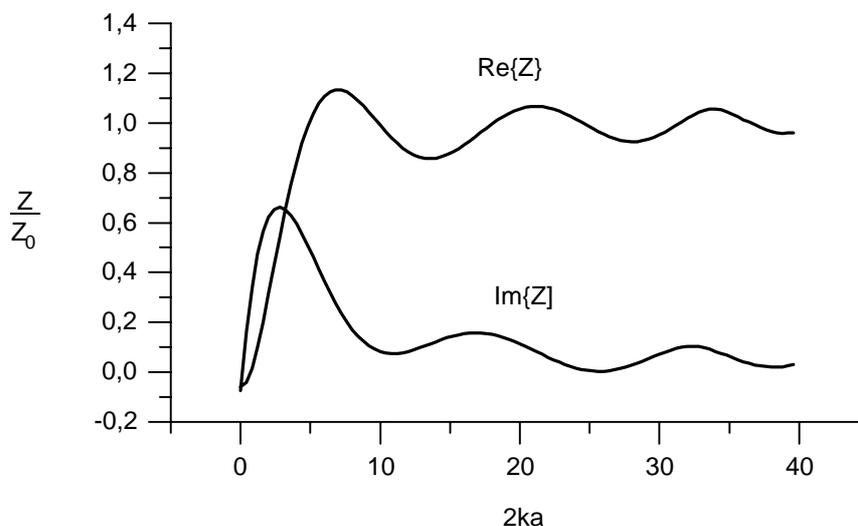


Abbildung 5.2: Strahlungsimpedanz

Der Verlauf der Strahlungsimpedanz einer Kolbenmembran ist in Abbildung 5.2 zu sehen. Realteil und Imaginärteil sind dabei getrennt dargestellt.

Für ein konstantes Produkt $k \cdot a$ bleibt die Strahlungsimpedanz der Kolbenmembran konstant, d.h. bei größerer Membran erhält man die gleiche Strahlungsimpedanz bei tieferen Frequenzen.

5.1.2 Ermittlung der Anforderungen an das Anregungssystem

Die Anforderungen, die an ein System gestellt werden, mit dessen Hilfe man das menschliche Auge zu Schwingungen zur Bestimmung des Augeninnendrucks anregen kann, werden hier zusammengestellt. Dabei werden die speziellen Anforderungen, die durch das Prinzip der Schallanregung gegeben sind ebenso betrachtet wie allgemeine Anforderungen. Diese ergeben sich z.B. aus rechtlichen Rahmenbedingungen, Anforderungen der Bedienbarkeit und nicht zuletzt auch aus der Patientensicherheit.

Um eine Anregung des Auges mit Schallwellen zu erreichen, müssen die grundlegenden technischen Anforderungen erfüllt werden. Dazu gehören der Frequenzbereich, in dem die Anregungseinheit arbeiten muss und die Schalldruckamplitude, die notwendig ist, Schwingungen von ausreichender Amplitude am Auge zu erhalten. Der Bereich, in dem Augenschwingungen auftreten können, konnte in der Arbeit von Drescher durch Simulationen und Messungen an Schweineaugen ermittelt werden. Für die Messungen relevante Frequenzanteile sind in einem Bereich zwischen 200 Hz und 1 kHz zu erwarten. Die Bestimmung der benötigten Anregungsamplitude ist nur schwer möglich, da die in der Realität auftretenden Parameter, wie die Dämpfung des Auges durch die Einbettung in das Fettpolster der Augenhöhle, nur unzureichend nachgebildet werden können. Über eine Abschätzung, die auf Messungen an einem Augenmodell aus Silikonkautschuk beruht, wurde der minimale Schalldruck ermittelt. Dieser hängt von der minimal benötigten Schwingungsamplitude des optischen Messsystems ab. Bei einer Anregungsamplitude von 1 μm beträgt der dazu notwendige Schalldruck 120 dB.

Will man das Resonanzverhalten des Auges vermessen, muss während der Messung der gesamte Frequenzbereich abgedeckt werden. Außerdem ist eine gewisse Einschwingzeit für das angeregte System zu berücksichtigen. Daraus lässt sich die Anforderung nach einem kontinuierlich arbeitenden System ableiten.

Die Genauigkeit des Messprinzips hängt davon ab, wie genau die Resonanzfrequenzen der Augenschwingung bestimmt werden können. Das setzt eine exakte Messung der Schwingungsamplitude und eine Bestimmung der zugehörigen Frequenz voraus. Die Genauigkeit wird aber auch vom Anregungssignal bestimmt. Das Anregungssignal sollte über die gesamte Messdauer und über den gesamten Frequenzbereich eine konstante Amplitude

besitzen. Bei einer über den Frequenzbereich nicht konstanten Anregungsamplitude kann diese Variation aus dem gemessenen Frequenzgang herausgerechnet werden, falls die Veränderung bekannt und invariabel ist. Ebenso ist auf eine exakte Frequenzwiedergabe des Anregungssystems zu achten.

Um eine fehlerfreie Funktion des hochempfindlichen optischen Systems zur Messung der Augenbewegungen sicherzustellen, muss bei der Entwicklung der Anregungseinheit darauf geachtet werden, dass diese keine Rückwirkung auf die optische Messung hat. Eine Rückwirkung kann auf zwei Arten auftreten. Erstens über eine Einkopplung von Vibrationen in den Optikkopf, zweitens dadurch, dass die optischen Eigenschaften des Messstrahlengangs durch die akustischen Wellen verändert werden.

Weitere Anforderungen an die Anregungseinheit ergeben sich aus der Anforderungsanalyse, wie sie von Drescher in seiner Dissertation aufgestellt wurde. Darin wird von zwei möglichen Varianten der Systemrealisierung ausgegangen: Ein Tischsystem zum Einsatz in der Klinik und der Praxis und ein portables System zur Messung durch den Patienten selbst in seiner normalen Umgebung. Daraus ergeben sich Einschränkungen bezüglich der Größe und der Kosten für die einzelnen Komponenten, also auch für die Anregungseinheit.

Allgemein müssen medizintechnische Geräte natürlich so beschaffen sein, dass eine Gefährdung oder gar eine Verletzung des Patienten ausgeschlossen ist, oder die Gefahr durch den zu erwartenden Nutzen toleriert werden kann. Sie müssen so beschaffen sein, dass sie den europäischen Normen und dem Medizinproduktegesetz entsprechen.

Nachdem die Anforderungen an ein System zur akustischen Anregung des Auges ermittelt sind, sollen Möglichkeiten zur Realisierung eines solchen Systems diskutiert werden.

5.1.3 Helmholtzresonator

Eine Schwingungsanregung des Auges über Schallwellen im hörbaren Bereich ist die naheliegendste Variante. Zur Erzeugung gibt es eine Vielzahl von leistungsfähigen Wandlern. Die Ansteuerung des Wandlers geschieht mit einem einfachen Signal, das dem Anregungssignal des Auges entspricht. In der Untersuchung verschiedener Systeme, die neben einer einfachen

Lautsprechervariante auch die Abstrahlung der Schallwellen durch Schalltrichter zur Impedanzanpassung verbessern und durch akustische Linsen eine gerichtete Abstrahlung auf das Auge erreichen, kommt man schnell zu dem Ergebnis, dass die Schallleistung solcher Systeme nicht ausreichend ist. Außerdem wird ein Großteil der Schallenergie in die Umgebung abgegeben, was zu einer übermäßigen Lärmbelastigung des Patienten führt. Die Verwendung einer geschlossenen Druckkammer verringert zwar die Abstrahlung der Schallenergie in die Umgebung, führt aber nicht zu einer ausreichenden Erhöhung der Anregungsamplitude. Eine Lösung des Problems ist die Verwendung eines Helmholtzresonators, mit dem ein sehr hoher Schalldruck im Innern des Resonators erzeugt werden kann bei gleichzeitiger geringer Abstrahlung von Schallenergie in die Umgebung.

5.1.3.1 Beschreibung des Systems

Eine akustische Anordnung, die aus einer Kammer mit einer Öffnung besteht, wird als Helmholtzresonator bezeichnet. Es handelt sich dabei um ein mechanisches Resonanzsystem, das aus einer Masse m und einer Feder mit der Steifigkeit s gebildet wird. Die Masse entspricht dabei der in der Öffnung durch die Schallwellen hin und her bewegten Luft; die Feder repräsentiert die Nachgiebigkeit der Luft im Volumen V (siehe Abbildung 5.3).

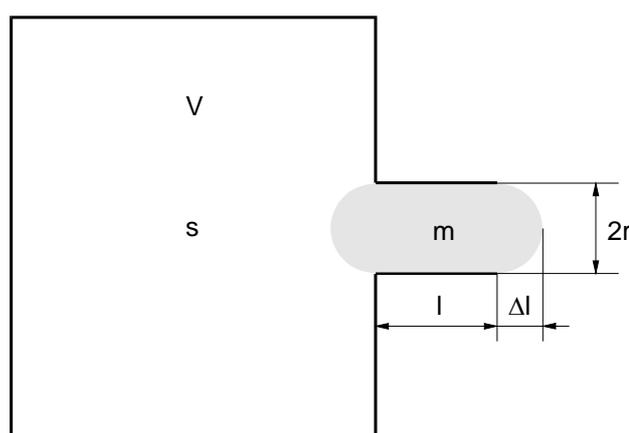


Abbildung 5.3: Helmholtzresonator

Die Resonanz eines solchen Systems ist allgemein gegeben als

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{s}{m}} \quad (5.18)$$

Die Steifigkeit s der Luft ist dabei wie folgt definiert:

$$s = \frac{dF}{dx} = \frac{S \cdot dp}{dx} = \frac{dp}{dV} \cdot S^2 \quad (5.19)$$

wobei S die Fläche der Resonatoröffnung ist.

Die Änderung des Druckes erhält man aus der Adiabatangleichung

$$\frac{p_0}{p_1} = \left(\frac{V_1}{V_0} \right)^{1,4} \quad (5.20)$$

für $\Delta p \ll p_{at}$ ergibt sich nach Linearisierung

$$\frac{dP}{dV} = 1,4 \frac{p_0}{V_0} \quad (5.21)$$

Mit der Definition der Schallgeschwindigkeit

$$c^2 = \frac{dp}{d\rho} = 1,4 \frac{p_0}{\rho_0} \quad (5.22)$$

wird (5.22) zu

$$\frac{dp}{dV} = \frac{c^2 \rho_0}{V_0} \quad (5.23)$$

Eingesetzt in (5.19) erhält man schließlich

$$s = \frac{c^2 \rho_0}{V_0} S^2 \quad (5.24)$$

Bei der Berechnung geht man von einem konstanten Druck im gesamten Volumen V aus. Diese Bedingung ist nur erfüllt, wenn die Abmessungen der Kammer klein gegenüber der Wellenlänge der Luft sind.

Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen

Die Masse des mitbewegten Luftvolumens in der Resonatoröffnung ist gegeben als

$$m = \rho \cdot S \cdot l_{\text{eff}} \quad (5.25)$$

mit
$$l_{\text{eff}} = l + \Delta l_i + \Delta l_a \quad (5.26)$$

In Abbildung 5.3 ist die Bedeutung dieses Zusammenhangs angedeutet. Außer der Luft im Rohr wird auch noch ein Teil der Luftmasse an der Innen- und Außenseite mitberücksichtigt. Diese als Mündungskorrektur bezeichneten Größen Δl_i und Δl_a hängen von der Form der Öffnung und der Wandform des Gehäuses ab. Zudem unterscheiden sich im allgemeinen die Werte der Mündungskorrektur für innen und außen. Für Öffnungen, die klein sind im Verhältnis zu den Abmessungen der Kammer, können die beiden Werte als gleich angenommen werden, da in diesem Fall die Auswirkungen der Steifigkeit der Luft im Volumen V auf die innen mitbewegte Masse nur sehr gering ist.

Für eine kreisrunde Öffnung in einer ebenen Wand ist Δl_a wie folgt gegeben [Hec94]

$$\Delta l_a = a \cdot \frac{8}{3\pi} \left[1 - \frac{2}{15} k_0 a + \frac{8}{525} (k_0 a)^2 \right] \quad (5.27)$$

wobei k_0 die Wellenzahl für die Resonanzfrequenz f_0 des Helmholtzresonators ist.

Für Abschätzungen kann man den Wert von Δl_a mit der Eingrenzung von Δl nach Rayleigh bestimmen

$$0,75 \cdot a = \frac{\pi}{4} \cdot a < \Delta l \leq \frac{8}{3} \pi \cdot a = 0,85 \cdot a \quad (5.28)$$

Setzt man die Beziehungen für die Steifigkeit und die Masse in (5.18) ein, ergibt sich für die Resonanzfrequenz eines Helmholtzresonators folgender Zusammenhang

$$f_0 = \frac{c}{2\pi} \sqrt{\frac{S}{V \cdot l_{\text{eff}}}} \quad (5.29)$$

Die Güte eines solchen Resonators ist auf rechnerischem Wege nur schwer zu bestimmen. In der Definitionsgleichung

$$Q = \frac{s}{2\pi f_0 \cdot S \cdot W} \quad (5.30)$$

bedeutet W der mechanische Reibewiderstand im Resonator. Dieser setzt sich zusammen aus Absorptionsverlusten an den Wänden innerhalb des Resonators und den viskosen Widerständen der Strömung im Hals. Ein Teil dieses viskosen Widerstandes beschreibt die Verluste, die bei der Umströmung der Kanten am Resonatorhals entstehen. Dieser Wert kann je nach der Form der Kanten (abgerundet oder mit einem scharfen Grat) fast verschwinden oder den gesamten Wert von W bestimmen. Somit ist nur eine grobe Abschätzung der Resonatorgüte möglich; um genaue Angaben zu erhalten kann auf eine Messung an der betreffenden Anordnung nicht verzichtet werden.

Der Verlauf des Schalldruckes innerhalb eines Helmholtzresonators ist in Abbildung 5.4 zu sehen.

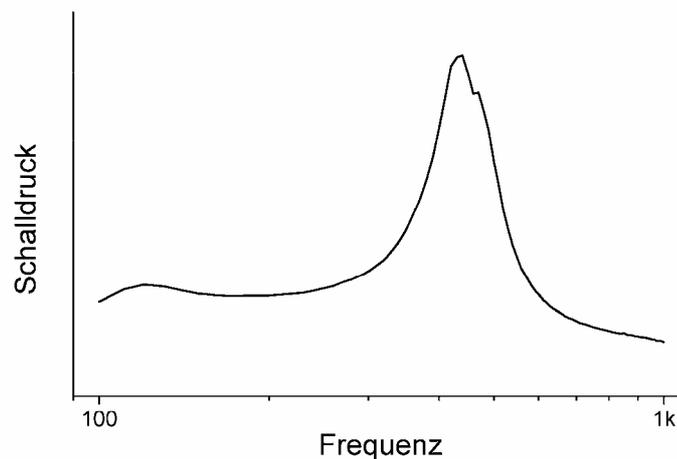


Abbildung 5.4: Schalldruck in einem Helmholtzresonator

Die gemessene Anordnung besteht aus einem Mitteltonlautsprecher mit einer Resonanzfrequenz von 130 Hz und einem Resonatorgehäuse mit einer

Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen

Resonanzfrequenz von 450 Hz. Diese beiden Frequenzen sind in der Abbildung deutlich zu erkennen.

Die Erhöhung des Schalldruckes im Resonator bei seiner Resonanzfrequenz wäre für die Schwingungsanregung des Auges ausreichend. Nachteilig ist aber die geringe Breite der Resonanzspitze und somit die starken Schwankungen des Schalldruckes im Messbereich, da somit die Amplitude der angeregten Schwingung vor allem vom Frequenzgang des Lautsprechers beeinflusst wird. Wünschenswert ist ein linearer Schalldruckverlauf über den gesamten Messbereich und ein starker Abfall zu den angrenzenden Frequenzen hin, um störende Oberschwingungen zu vermeiden. In Abbildung 5.5 ist ein solcher idealer Frequenzgang skizziert

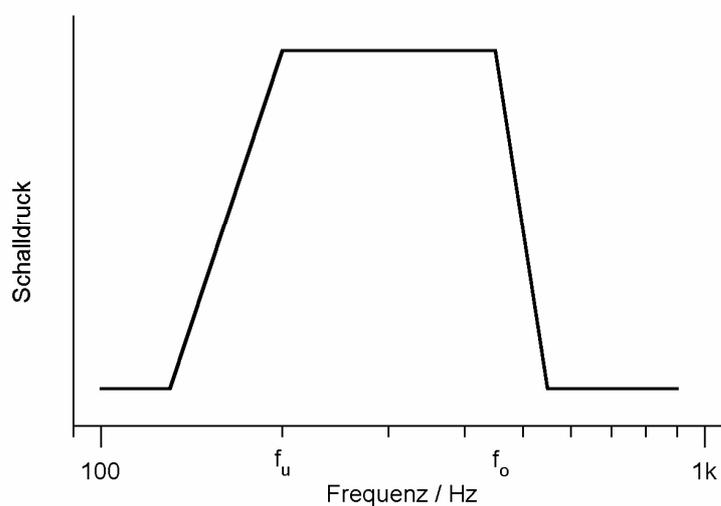


Abbildung 5.5: Idealer Frequenzgang der Anregungseinheit

Mit einem einzelnen Resonator ist dieser Verlauf aber nicht zu erreichen; eine Annäherung kann man durch die Überlagerung des Frequenzganges von zwei Resonatoren, wie sie in Abbildung 5.6 angedeutet ist, erhalten.

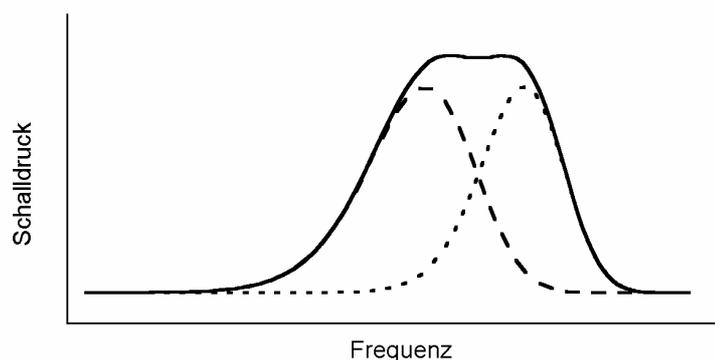


Abbildung 5.6: Überlagerung des Schalldrucks von zwei Resonatoren

Die Überlagerung der Frequenzgänge von zwei Helmholtzresonatoren erreicht man durch eine Parallelschaltung. Dies entspricht einer Anordnung mit je einem Resonator vor und hinter der Membran, da in diesem Fall die Eingangsgröße des Resonators, nämlich die Schallschnelle v , in beiden Systemen, abgesehen vom Vorzeichen, gleich ist.

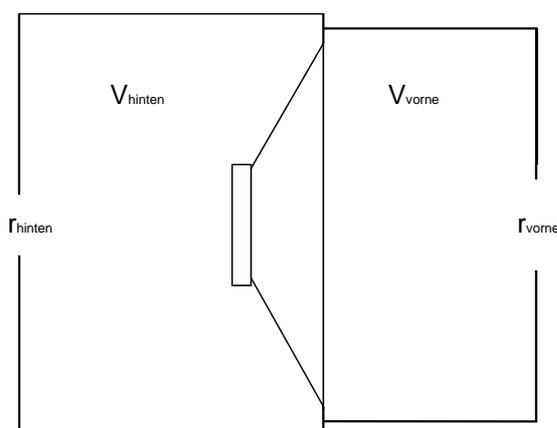


Abbildung 5.7: Parallelschaltung zweier Helmholtzresonatoren

Abbildung 5.7 zeigt den schematischen Aufbau der Anordnung, wie sie zur Schwingungsanregung des Auges eingesetzt werden kann. Die Resonanzfrequenzen der beiden Resonatoren entsprechen dabei den Grenzfrequenzen f_u und f_o des idealen Frequenzganges.

Zur optimalen Übertragung des Druckes innerhalb der Kammern auf das Auge muss dieses direkt an einen der beiden Resonatoren angekoppelt werden. Die Realisierung dieser Ankopplung und die Dimensionierung der Resonatoren wird in Abschnitt 8.1.1 erläutert.

5.1.3.2 Modellbildung, Simulation

Für die Modellbildung des Helmholtzresonators wird die in der Akustik geläufige F-I-Analogie verwendet, die eine Beschreibung mechanischer Größen durch elektrische Größen erlaubt [Zol98]. Die Simulation des gesamten elektromechanischen Systems kann dann mit einem Schaltkreissimulator, wie z.B. PSpice, erfolgen. Das Modell repräsentiert die einzelnen Komponenten des Helmholtzresonators mit diskreten elektrischen Bauteilen. Der Lautsprecher besteht auf der elektrischen Seite aus einer Spule mit der Induktivität L_S und dem ohmschen Widerstand R_S . Die Umwandlung der elektrischen in mechanische Energie erfolgt mit einem Übertrager mit der Wandlerkonstanten α . Für die mechanischen Größen der Membran, die Masse m , die Steifigkeit s und die Verluste W , werden die äquivalenten elektrischen Größen eingesetzt. An der Membran wird die mechanische Energie in akustische umgewandelt. Um die Ankopplung des Resonators an die Membran zu beschreiben benutzt man die akustischen Impedanzen $s_{a,R}$ und $m_{a,R}$, die die Federwirkung der Luft in der Kammer und die Masse der Luft in der Resonatoröffnung repräsentieren. Die Anordnung der beiden Resonatoren vor und hinter der Membran entspricht im elektrischen Ersatzschaltbild einer Parallelschaltung, da bei beiden die Schnelle v , die einer elektrischen Spannung entspricht, gleich ist. Das Ersatzschaltbild der gesamten Anordnung ist in Abbildung 5.8 dargestellt.

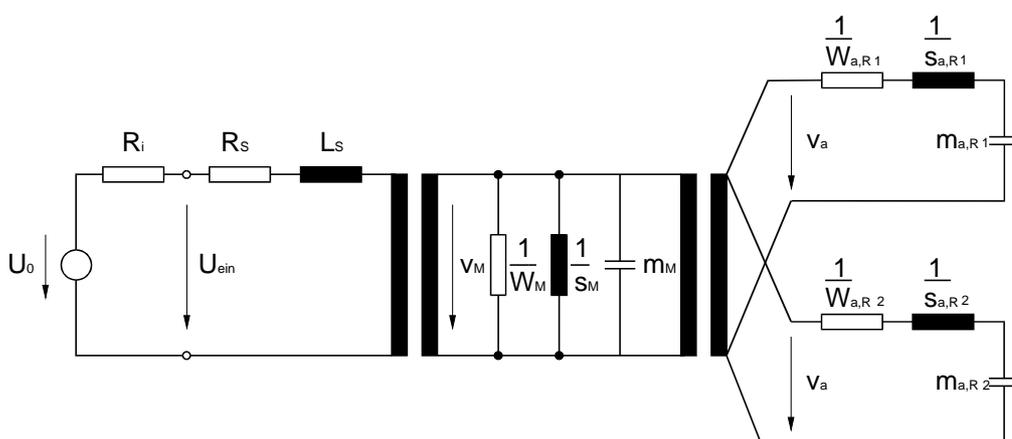


Abbildung 5.8: Ersatzschaltbild des Lautsprechers mit Helmholtzresonator

Um eine vollständige Beschreibung der Verhältnisse im Resonator zu erhalten sind die Verluste in der Kammer, zusammengefasst zu $W_{a,R}$, in die Ersatzschaltung mit eingezeichnet.

Durch Umformung kann die Schaltung in eine einfachere Form gebracht werden, in der die beiden Übertrager entfallen. Man erhält dann die endgültige Form der Ersatzschaltung (Abbildung 5.9), wie sie für einen dynamischen Lautsprecher mit zwei Helmholtzresonatoren gültig ist.

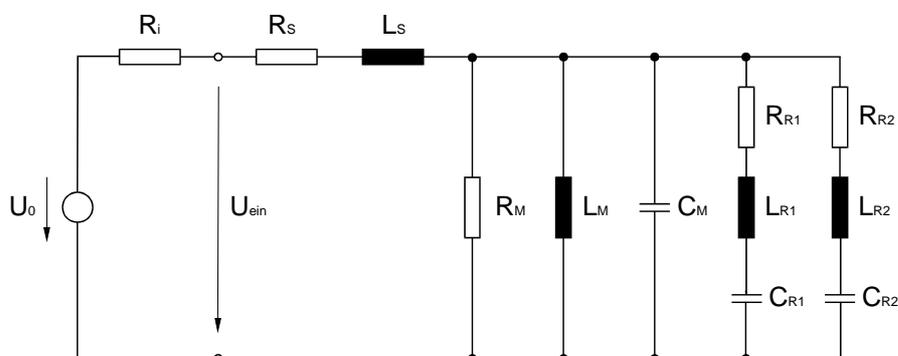


Abbildung 5.9: Umgeformtes Ersatzschaltbild

Die einzelnen Elemente der Schaltung lassen sich nach der Umwandlung wie folgt berechnen.

Die Induktivität L_R beträgt

$$L_R = \frac{\alpha^2}{s} = \frac{\alpha^2 S_M^2}{s_a} \quad (5.31)$$

mit der akustischen Federsteifigkeit

$$s_a = \frac{\rho c^2}{V} \quad (5.32)$$

Die Kapazität des Resonators erhält man zu

$$C_R = \frac{m}{\alpha^2} = \frac{m_a S_M^2}{\alpha^2} \quad (5.33)$$

wobei sich die akustische Masse wie folgt berechnet

$$m_a = \frac{\rho_0 l}{S_R} \quad (5.34)$$

Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen

Die Ersatzwerte der Membran beschreiben deren mechanischen Verluste, die Masse und die Steifigkeit. Der Widerstand beträgt

$$R_M = \frac{\alpha^2}{W_M} \quad (5.35)$$

Die Kapazität C_M , die die bewegte Membranmasse darstellt, errechnet sich zu

$$C_M = \frac{m_M}{\alpha^2} \quad (5.36)$$

und schließlich die Induktivität L_M als

$$L_M = \frac{\alpha^2}{S_M} \quad (5.37)$$

Nicht berechnet wurden die beiden Verlustwiderstände R_{R1} und R_{R2} der Resonatoren, da dafür keine geschlossene Formel angegeben werden kann. Die Werte lassen sich aber aus den Messergebnissen über die Güte des Resonators ermitteln.

Bei dieser Schaltung darf man aber nicht vergessen, dass immer von idealen und konzentrierten Elementen ausgegangen wird. So ist z.B. die Luft im Resonator als masselos angenommen, die Luft in der Öffnung dagegen als reine Masse ohne elastisches Verhalten. Auch bei der Membran wird ein ideales Verhalten vorausgesetzt; räumliche Schnelleunterschiede sind unberücksichtigt. In der Schwingspule werden Wirbelstromeffekte, Skineffekt und Hystereseverluste vernachlässigt [Zol98]. Diese Idealisierungen sind zulässig, da die erwähnten Effekte erst bei höheren Frequenzen auftreten.

Mit dem oben beschriebenen Modell wurden Simulationen zur Dimensionierung des Systems durchgeführt. Damit konnten die das Frequenzverhalten bestimmenden Parameter Volumen und Öffnungsradius der beiden Kammern ermittelt werden. In Abbildung 5.10 ist das Ergebnis der Frequenzgangssimulation der Messung am realen Resonator gegenübergestellt.

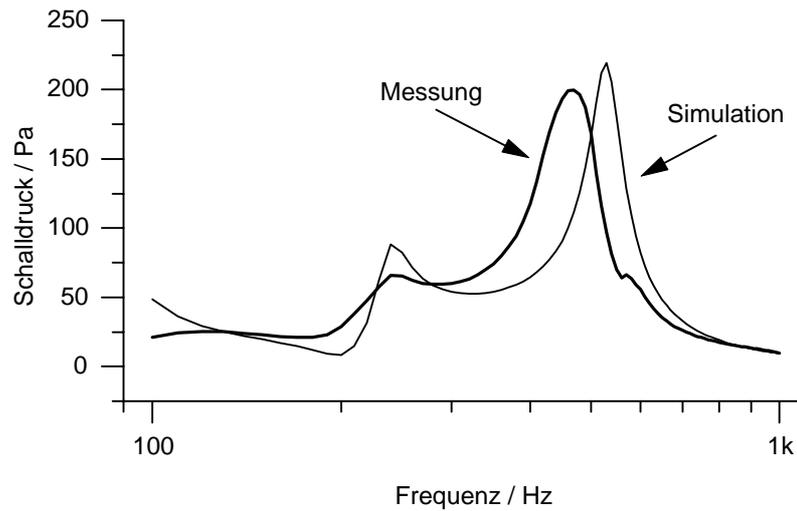


Abbildung 5.10: Vergleich von Simulation und Messung

Man erkennt deutlich die beiden Resonanzfrequenzen des doppelten Resonators. Eine deutliche Erhöhung des Schalldrucks innerhalb des Resonators ist im Bereich zwischen 200 Hz und 500 Hz zu beobachten. Der Verlauf der Amplitude ist jedoch nicht linear. Eine Linearisierung kann durch Messung der Amplitude und Regelung der Leistung realisiert werden. Die Abhängigkeit des Frequenzgangs der Anordnung von der Dimensionierung einer Resonator­kammer wird in der nächsten Simulation untersucht. Dabei wird das Volumen der Kammer 1 vergrößert.

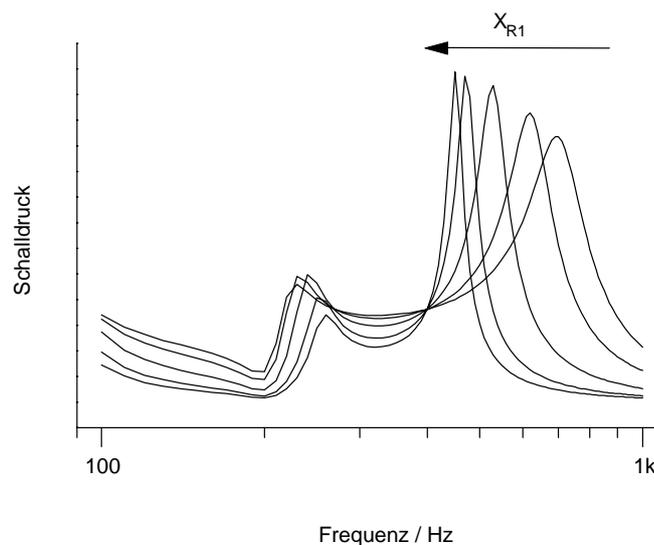


Abbildung 5.11: Variation des Blindwiderstands eines Resonators

Die Veränderung der Resonanzfrequenz von Resonator 1 ist deutlich zu erkennen. Man sieht ebenfalls eine Veränderung des unteren Resonanzpeaks. Dies ist auf die Kopplung der beiden Resonatoren untereinander zurückzuführen.

Mit Hilfe des Modells und der Simulationen kann ein doppelter Helmholtzresonator realisiert werden, der den zuvor aufgestellten Anforderungen an ein akustisches Anregungssystem zur Erzeugung von Schwingungen am menschlichen Auge genügt. Eine genaue Untersuchung des realisierten Systems wird im folgenden Abschnitt vorgenommen.

5.1.3.3 Realisierung des Helmholtzresonators

Die Realisierung des Systems wird, anhand der Ergebnisse, die in der Simulation ermittelt wurden, durchgeführt. Als Vorgabe wurden die Resonanzfrequenzen der beiden Kammern mit $f_1 = 200$ Hz und $f_2 = 400$ Hz festgelegt. Dabei soll die tiefere Resonanzfrequenz, die auch dem größeren Volumen der Kammer entspricht, in der vorderen Kammer realisiert werden, die an das Auge angekoppelt wird. Diese Kammer benötigt aufgrund der Ankopplung ohnehin eine gewisse Mindestgröße. Um eine möglichst einfache Integration in den Aufbau zu gewährleisten, sollten die Volumina aber so klein wie möglich gehalten werden.

Als Lautsprecher wird ein handelsüblicher Mitteltonlautsprecher der Firma Visaton vom Typ FRS8 mit einem Innenwiderstand von 4Ω ausgewählt. Die weiteren relevanten Parameter sind in nachfolgender Tabelle zusammengestellt.

Mit den angegebenen Werten berechnen sich die Volumina zu 75 cm^3 für die hintere und 250 cm^3 für die vordere Kammer. Die Größe des Systems wird im wesentlichen durch die Größe des verwendeten Lautsprechers bestimmt. Abbildung 5.12 zeigt ein Bild und die mechanischen Größen des Lautsprechers. Daraus ergab sich für die vordere Kammer eine Seitenlänge von $8 \times 8 \times 7,5$ cm und für die hintere Kammer eine Seitenlänge von $7,5 \times 7,5 \times 4$ cm. Die Öffnungen der Kammern haben eine Größe von 9 mm für die hintere Kammer und 10 mm für die vordere Kammer. Die Ankopplung an das Auge erfolgt über eine Seitenkammer, die zwischen Messaufbau (vgl. Kapitel 6.1) und Auge angebracht wird. Die gesamte Anordnung, wie sie für die nachfolgenden Messreihen eingesetzt wurde, ist in Abbildung 5.13 zu sehen.

Parameter	Bezeichnung	Wert
Nennimpedanz	Z	4Ω
Übertragungsbereich		100-20000 Hz (-8 dB)
Maximaler Hub	Δs_{\max}	5 mm
Resonanzfrequenz	f_{res}	130 Hz
Gewicht	m	0,28 kg
Gleichstromwiderstand	R_{dc}	$3,6 \Omega$
Mechanischer Q-Faktor	Q_{ms}	3,84
Elektrischer Q-Faktor	Q_{es}	1,49
Gesamt-Q-Faktor	Q_{ts}	1,07
Äquivalentes Luftnachgiebigkeitsvolumen	V_{as}	0,8 l
Effektive Membranfläche	S_{d}	31 cm^2
Dynamisch bewegte Masse	m_{MD}	2,5 g
Antriebsfaktor	B_{xl}	2,2 Tm
Schwingspuleninduktivität	I_{s}	0,43 mH

Tabelle 5.1: Parameter des Lautsprechers

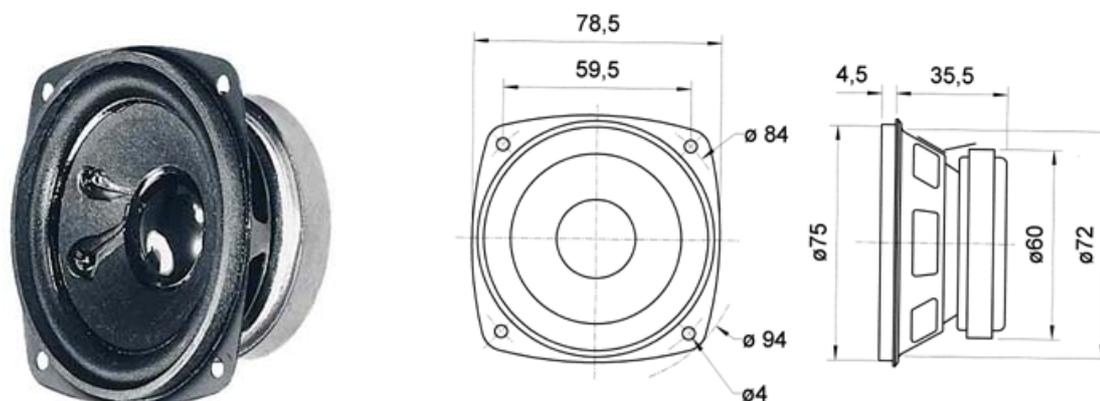


Abbildung 5.12: Lautsprecher FRS8



Abbildung 5.13: Helmholtzresonator

Die Charakterisierung des Systems wird im nächsten Abschnitt beschrieben, die Ergebnisse der Messungen in vivo, die mit dieser Anordnung durchgeführt wurden, finden sich in Kapitel 8.1.

5.1.3.4 Charakterisierung des Systems

Wichtigster Parameter zur Beurteilung der Funktionsfähigkeit des Helmholtzresonators ist der mit dem System erreichbare Schalldruck. Dieser muss so hoch sein, dass am Auge Schwingungen angeregt und mit dem laserinterferometrischen Optikkopf gemessen werden können. Die Schallamplitude wurde mit einem Messmikrofon (Typ 4138 von Brüel & Kjaer mit Vorverstärker 2669 und Nexus Signalkonditionierer) für sehr hohe Schalldrücke gemessen. Das Mikrofon wurde dazu an der Stelle der Anordnung angebracht, an der sich bei der eigentlichen Messung die Hornhautoberfläche des Auges befindet. Die Öffnung für den Anschluss des Auges an die Kammer wurde während der Messung dicht abgeschlossen. Der bei den Messungen erzielte maximale Schalldruck betrug 487 Pa, das entspricht einem Schallpegel von 147,7 dB. Damit kann die Anforderung an die Schallamplitude des Anregungssystems problemlos erfüllt werden. Die Messung des Frequenzganges (vgl. Abbildung 5.14) macht deutlich, dass keine konstante Anregungsamplitude im Bereich zwischen 200 Hz und 500 Hz bei konstanten Anregungssignal

vorhanden ist. Das kann aber entweder durch eine Regelung der Schallleistung oder durch nachträgliches Eliminieren bei der Signalverarbeitung kompensiert werden.

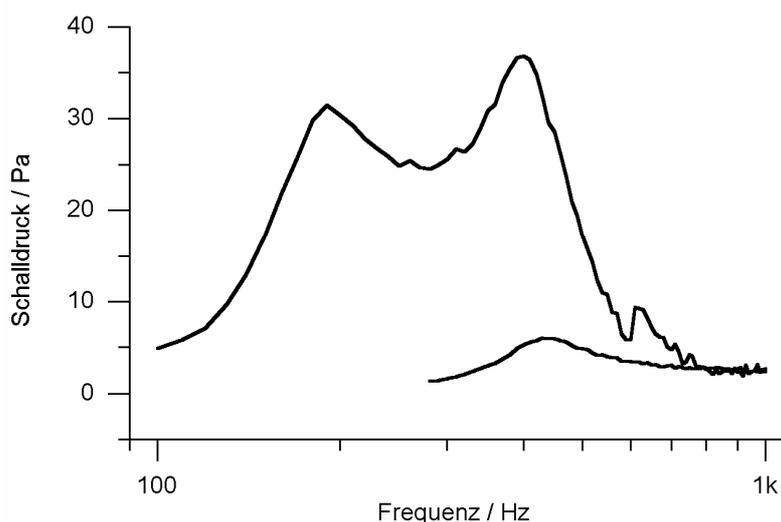


Abbildung 5.14: Schalldruck im Resonator im Vergleich zum freien Lautsprecher

Das beschriebene System erfüllt demnach alle wesentlichen Anforderungen, die an eine Anregungseinheit zur Erzeugung von Schwingungen am Auge erfüllt werden. Die Einsetzbarkeit des System wird in Kapitel 8.1 untersucht. Dort werden die Ergebnisse von Messungen in-vivo, die an einer Reihe von Probanden durchgeführt wurden, vorgestellt.

5.1.4 Mechanische Anregung

Neben der Anregung des Auges mit Schallwellen, die über die Luft auf das Auge übertragen werden, können die Schwingungen auch indirekt ins Auge eingekoppelt werden. Das kann z.B. durch Einkopplung der Schwingung in den Schädelknochen und Übertragung auf das Auge geschehen. Eine weitere Möglichkeit besteht in der Übertragung von Schwingungen durch das Lid hindurch. Diese Möglichkeiten sollen aufgrund der einfachen Realisierbarkeit der Anregungssysteme als Alternativen zu den akustischen Verfahren untersucht werden. Die Ergebnisse werden hier der Vollständigkeit halber kurz dargestellt.

5.1.4.1 Mechanische Anregung über den Schädelknochen

Aus der Literatur ist bekannt, dass sich Vibrationen, die auf den Körper einwirken, auch auf das Auge übertragen ([Dup86], [Dup79] [Har82], [Nic63]). Diese Möglichkeit der Schwingungsübertragung kann auch für die Bestimmung des Augeninnendrucks verwendet werden. Zur Untersuchung dieser Anregungsmethode wird mit einem mechanischen Schwingungserreger, wie er auch zur Materialprüfung eingesetzt wird, eine sinusförmige Schwingung veränderlicher Frequenz an verschiedenen Stellen in den Schädelknochen eingekoppelt. Die am Auge auftretenden Schwingungen werden mit einem laserinterferometrischen Vibrometer gemessen.

Mit der oben beschriebenen Methode ist es möglich, Schwingungen über den Schädelknochen in das Auge einzukoppeln, jedoch treten Probleme auf, die einen praktischen Einsatz des Verfahrens erheblich erschweren. Zum einen ist eine Trennung der Vibrationen, die mit dem Interferometer gemessen werden, sehr schwierig. Diese können entweder Schwingungen des Auges oder aber des gesamten Kopfes sein, die sich auf die restliche Messapparatur übertragen. Zum zweiten ist zur Anregung einer messbaren Schwingung der Augenoberfläche ein starkes Anregungssignal notwendig, das von den meisten Probanden als unangenehm bzw. schmerzhaft empfunden wird. Eine weitere Untersuchung des Verfahrens scheint unter diesen Voraussetzungen nicht empfehlenswert, eine berührungslose Anregung, oder eine die mit wesentlich geringeren Amplituden auskommt, ist in jedem Fall vorzuziehen.

5.1.4.2 Mechanische Anregung durch das Augenlid

Die mechanische Anregung des Auges durch das Lid hindurch wurde schon in der Dissertation von Woll [Wol94] untersucht. Dabei wurde mit einem elektromechanischen Schwingungssystem die mechanische Impedanz des geschlossenen Auges gemessen. Die Ergebnisse der Untersuchungen konnten zwar einen prinzipiellen Zusammenhang zwischen den Schwingungseigenschaften der Augenhülle und dem Augeninnendruck bestätigen, waren mit einer Standardabweichung von 3,85 mmHg und einer Korrelation von 60 % aber zu ungenau. Der Grund für die Ungenauigkeit kann in der schlechten Reproduzierbarkeit der Messbedingungen aufgrund einer ungenügenden Ausrichtung auf das Auge und einer schlechten Anpresskraftregelung liegen. Die oben beschriebenen Nachteile lassen sich mit

einem System vermeiden, das eine exakte und reproduzierbare Positionierung am Auge gewährleistet und dabei mit einer definierten Anpresskraft auf das Auge wirkt. In Abbildung 5.15 ist eine solche Vorrichtung dargestellt, wie sie am ITIV entwickelt wurde.

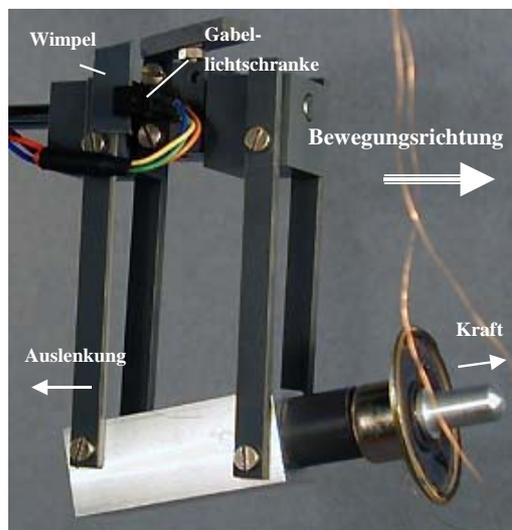


Abbildung 5.15: Fremdgeführter Sweeper

Der eigentliche Schwingungserreger besteht aus einem Miniaturlautsprecher, auf den eine abgerundete Kappe zur Ankopplung an das Auge aufgebracht ist. Diese Vorrichtung ist in eine Richtung beweglich an einer exakten Justagemechanik aufgehängt. Die Kraft, die proportional zur Auslenkung des Systems aus der Ruhelage ist, wird über eine Lichtschranke gemessen.

5.1.4.3 Modellbildung

Mit Hilfe der schon bekannten Analogien zwischen mechanischen und elektrischen Größen lässt sich ein Modell erstellen, das die Einkopplung von Schwingungen durch das Augenlid hindurch beschreibt. Abbildung 5.16 zeigt das elektrische Ersatzschaltbild dieses Modells. Auf der linken Seite stehen die bekannten Größen der Anregungseinheit. Die rechte Seite, die das Gewebe des Augenlides und das Auge selbst darstellt, besteht aus weitgehend unbekanntem Größen. Eine weitere Unbekannte stellt die Kopplung zwischen der Anregungseinheit und dem Auge dar. Diese kann aber durch die schon beschriebenen Maßnahmen relativ konstant gehalten werden.

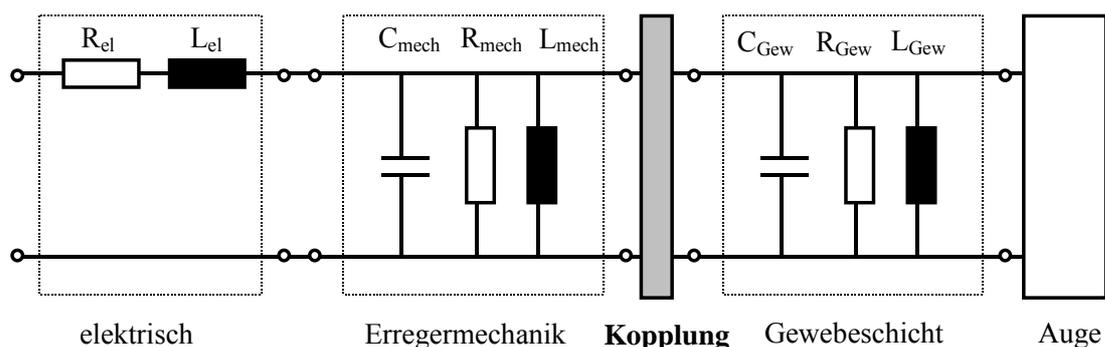


Abbildung 5.16: Erzschaltbild für die mechanische Anregung

Aus dem Modell lässt sich das Verfahren zur Bestimmung des IOP ablesen. Nur das Auge selbst ist vom Augeninnendruck abhängig. Eine Änderung der Resonanzfrequenz kann demnach nur durch Änderungen des IOP oder durch eine Variation der Parameter bei der Kopplung erfolgen, wenn die Eigenschaften des Lides als konstant angesehen werden.

5.1.4.4 Charakterisierung des Systems

Zur Untersuchung der Kopplung zwischen dem Schwingungserreger und dem Auge wurden umfangreiche Untersuchungen durchgeführt. Ziel dieser Untersuchungen war es, die Störgrößen bei der Messung zu identifizieren und deren Einfluss auf das Messergebnis zu quantifizieren.

Wichtigste Störgröße ist die Veränderung der eigentlichen Messgröße, des intraokularen Druckes, durch das Aufsetzen des Messkopfes auf das Lid. Mit den Messungen wurden folgende Aspekte untersucht:

- Bei allen Messungen wurde vom Probanden subjektiv versucht die Anpressposition und den Anpresswinkel konstant zu halten.
- Bestimmung des kurzzeitigen Einflusses der Anpresskraft auf den Intraokulardruck.
- Bestimmung des langzeitigen Einflusses der Anpresskraft auf den Intraokulardruck.
- Reproduzierbarkeit von Messergebnissen bei konstanter Anpresskraft.

Der Messablauf sah bei allen Messungen wie folgt aus:

- Der Proband positioniert sich in der Kopfstütze vor dem Tonometer.
- Ein Federkraftmesser wird seitlich an des untere Augenlid in einem 30°-Winkel gegenüber der Horizontalen so angesetzt, dass die Anpresskraft senkrecht auf die Cornea übertragen wird.
- Die Kraft wird vom Probanden mittels der Skaleneinteilung des Federkraftmessers eingestellt. Die jeweils angezeigte Kraft, sowie der Anpresswinkel werden von einem Messbeobachter visuell überprüft und bei Abweichung dem Probanden mitgeteilt, welcher darauf hin eine Korrektur vornimmt.
- Sind die vorgegebenen Anpressparameter seitens des Probanden eingestellt, so wird die Messung mit dem Tonometer gestartet.

Die Ergebnisse lassen sich kurz folgendermaßen zusammenfassen:

Die Messung des Augeninnendrucks erfolgte sowohl mit einem Luftimpulstonometer als auch mit einem Goldmann'schen Applanationstonometer. Die Ergebnisse zeigen mit den unterschiedlichen Tonometern keine signifikanten Unterschiede.

Abbildung 5.17 zeigt einen typischen Verlauf des gemessenen IOP bei einer Erhöhung des Anpressdrucks. Die mit x gekennzeichneten Messungen sind Kontrollmessungen, ohne dass der Federkraftmesser auf das Auge aufgesetzt ist. Man erkennt einen deutlichen Anstieg des Augeninnendrucks bei ansteigendem äußeren Druck. Der IOP nach den Messungen ist jeweils geringer, da durch die mechanische Belastung des Auges Flüssigkeit aus der vorderen Augenkammer herausgedrückt wird.

In weiteren Messungen wurde untersucht, ob die gemessene Erhöhung des Augeninnendrucks durch die Ausübung eines äußeren Drucks reproduzierbar ist. Dabei konnte festgestellt werden, dass bei einem Probanden bei gleichem äußeren Druck die Erhöhung des IOP ebenfalls die gleiche Größe aufweist.

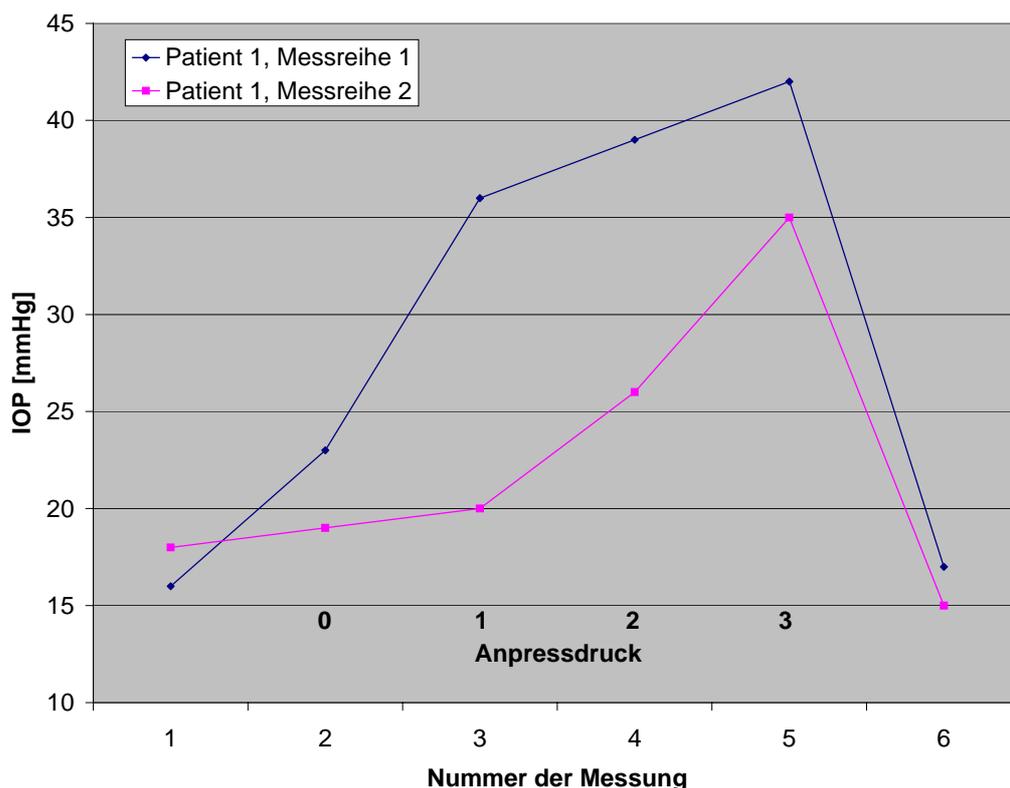


Abbildung 5.17: Messung der Abhängigkeit des IOP vom Anpressdruck der mechanischen Anregungseinheit

Alle weiteren Untersuchungen zur Genauigkeit der mit einer mechanischen Anregung zu erzielenden Ergebnisse werden in Kapitel 8.1 dargestellt.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass mit dem Helmholtzresonator und der mechanischen Anregung zwei Systeme realisiert werden konnten, die eine Anregung von Schwingungen am menschlichen Auge im Frequenzbereich von 100 Hz bis 1 kHz, also im Bereich der Eigenschwingungen der Augenhülle, erlauben. Darüber hinaus muss die Anwendbarkeit dieser Systeme zur Bestimmung des intraokularen Drucks in weiteren Messungen gezeigt werden.

5.2 Anregung mit Ultraschall

Neben der Anregung der Augen mit Schallwellen im hörbaren Bereich, ist vor allem die Anregung mit Ultraschallwellen eine interessante Alternative, da hier einige der gravierenden Nachteile der Schallanregung vermieden werden. Bei der Verwendung von Ultraschall kommt es nicht zur Belastung des Patienten und des Untersuchenden durch sehr hohe Schalldrücke, wie sie beim Helmholtzresonator

auftreten. Zudem ist eine Fokussierung der Ultraschallwellen auf die Cornea möglich. Damit kann die erzeugte akustische Energie wesentlich effizienter genutzt werden. Die Verfahren zur Anregung des Auges mit Ultraschallwellen werden, ausgehend von den theoretischen Grundlagen, im folgenden Kapitel dargestellt.

5.2.1 Theoretische Grundlagen

Die Frequenz des Wechseldrucks liegt bei Ultraschall weit über der Resonanzfrequenz des Auges. Daher kann die Anregung nicht über den Schallwechseldruck erfolgen. Es gibt aber verschiedene Effekte, die eine Erhöhung des mittleren Drucks im Schallfeld hervorrufen, der zur Anregung und eventuell zur Applanation genutzt werden kann. Diese Effekte werden im Folgenden beschrieben.

5.2.1.1 Raleighscher Schallstrahlungsdruck

Bei der Herleitung der linearen Differentialgleichungen (5.5) und (5.6) wurde ein linearer Zusammenhang zwischen Druck und Volumen vorausgesetzt. Tatsächlich gilt aber für den Zusammenhang zwischen Druck und Volumen in Luft aufgrund adiabatischer Zustandsänderungen die Beziehung $p \sim V^{-1,4}$. Für große Wechseldrücke ruft diese Nichtlinearität der P-V Kennlinie einen Gleichanteil des Druckes hervor, den Raleighschen Schallstrahlungsdruck. Er äußert sich als Erhöhung des mittleren Drucks im Schallfeld um $p_R = I / c = w$, entspricht also genau der Energiedichte. Der Raleighsche Strahlungsdruck wird durch Druckausgleich mit dem umgebenden Medium ausgeglichen und kann sich daher nur in einem abgeschlossenen Volumen wie zum Beispiel einem Kundtschen Rohr ausbilden. Wenn er also für die Tonometrie verwendet werden soll, müsste man für einen geschlossenen Luftraum zwischen Ultraschallerzeuger und Cornea sorgen.

5.2.1.2 Langevinscher Strahlungsdruck

Die Geschwindigkeit eines Teilchens im Geschwindigkeitsfeld ist nicht nur von der Zeit sondern auch vom Ort, an dem es sich zu einem bestimmten Zeitpunkt befindet, abhängig. Da es durch Bewegung seine Position ständig ändert, ist seine Geschwindigkeit auch eine Funktion des Ortes. Es gilt also $x = x(t)$. Die nach (5.2) auf das Teilchen wirkende Beschleunigung beträgt somit

$$\frac{dv}{dt} = \frac{dv(x(t), t)}{dt} \quad (5.38)$$

Bildet man die partielle Ableitung von (5.38) nach der Zeit, erhält man bei Anwendung der verallgemeinerten Kettenregel [Bron89]

$$\frac{dv(x(t), t)}{dt} = \frac{\partial v}{\partial t} + v \cdot \frac{\partial v}{\partial x} \quad (5.39)$$

Dies ist die Eulersche Geschwindigkeitsformel. Das Konvektionsglied $v \cdot \partial v / \partial x$ in (5.39) berücksichtigt den Anteil der Beschleunigung, der durch den Ortswechsel im Geschwindigkeitsgradienten hervorgerufen wird. Damit kann die Entstehung eines Druckunterschiedes an Grenzflächen, der gleich der Differenz der Energiedichte vor und hinter der Grenzfläche ist, erklärt werden, der sogenannte Langevinsche Strahlungsdruck [Kut88]. Dieser Effekt wird auch bei anderen Wellenformen wie zum Beispiel elektromagnetischen Wellen beobachtet.

Im Gegensatz zum Raleighschen Strahlungsdruck bildet sich der Langevinsche Strahlungsdruck an Grenzflächen aus, zum Beispiel an der zwischen Luft und Cornea. Er ist also der Effekt, der für die Tonometrie genutzt werden kann.

An reflektierenden Grenzflächen, wie zwischen Luft und Cornea, verdoppelt sich die Energiedichte. Dort gilt mit (5.14) für den Zusammenhang zwischen Intensität und Druck:

$$p_L = w = 2 \cdot \frac{I}{c} = 2 \cdot \frac{P}{A \cdot c} \quad (5.40)$$

Mit (5.15) und (5.40) lässt sich der Zusammenhang zwischen Wechseldruck und Langevinschem Strahlungsdruck an reflektierenden Grenzflächen angeben:

$$p_L = 2\rho_{\text{Luft}} \cdot \frac{p^2}{Z_{\text{Luft}}^2} \quad (5.41)$$

5.2.1.3 Absorption

Ultraschall erfährt in Luft eine starke Absorption. Um den geeigneten Frequenzbereich für die Anregung zu ermitteln, müssen die Absorptionsvorgänge und ihre Abhängigkeit von der Frequenz bekannt sein.

Eine ebene Schallwelle wird auf ihrem Weg x nach dem Gesetz von Lambert-Beer gedämpft:

$$\frac{p(x)}{p_0} = \frac{v(x)}{v_0} = e^{-\beta x} \quad (5.42)$$

dabei sind $p(x)$ und $v(x)$ der Schalldruck beziehungsweise die Schallschnelle am Ort x und p_0 und v_0 diese Größen am Ort der Entstehung. β ist die Dämpfung für die entsprechenden Größen.

Da die Intensität $I(x)$ gleich dem Produkt $p(x) \cdot v(x)$ ist, lässt sich (5.42) für die Intensität umformen:

$$\frac{I(x)}{I_0} = e^{-2\beta x} \quad (5.43)$$

Es gibt drei Ursachen für die Schallabsorption [Mey67]:

Absorption durch Viskosität

Die mechanische Reibung der Teilchen untereinander, die durch die Viskosität η beschrieben wird, verursacht eine Dämpfung β_η der Größe:

$$\beta_\eta = \frac{8}{3} \cdot \frac{\pi^2 \eta}{\lambda^2 Z} \quad (5.44)$$

Absorption durch Wärmeleitung

Die durch adiabatische Zustandsänderung in Kompressions- beziehungsweise Dilatationsgebieten erzeugte Temperaturdifferenz gleicht sich durch Wärmeleitung aus. Die daraus resultierende Dämpfung beträgt:

$$\beta_t = \frac{2\pi^2(\chi-1)}{\lambda^2 Z c_p} v \quad (5.45)$$

Absorption durch Relaxation

Plötzliche Druckschwankungen regen zunächst nur die äußeren Freiheitsgrade (Translation und Rotation) an. Während der Relaxationszeit geht ein Teil dieser Energie auf die inneren Freiheitsgrade (Schwingungen der Atome und Moleküle gegeneinander) über. Diese äußern sich aber nicht als Druck, sondern lediglich als Erwärmung des Gases. Das heißt, dass der Druck auf Kosten einer Erwärmung nachlässt. Dieser Vorgang entzieht der Welle also Energie, kann aber bei Ultraschall vernachlässigt werden, da die Periodendauer klein ist im Verhältnis zur Relaxationszeit.

Für Ultraschall ergibt sich aus (5.44) und (5.45) die Dämpfung:

$$\beta = \beta_\eta + \beta_t = \frac{2\pi^2}{Z} \left(\frac{4}{3} \eta + \frac{(\chi-1)}{c_p} v \right) \cdot \frac{f^2}{c^2} \quad (5.46)$$

Man erkennt, dass die Dämpfung proportional zum Quadrat der Frequenz ist. Für Ultraschall der Frequenz 1 MHz ergibt sich β zu $13,81 \text{ m}^{-1}$. Daraus ergibt sich die Dämpfung für die Intensität $\beta_I = 2\beta$ zu $27,62 \text{ m}^{-1}$. Die Halbwertslänge beträgt dann 2,5 cm. Diese liegt in der Größenordnung der Entfernung des Auges vom Aufbau, so dass die Verwendung von Ultraschall unter 1 MHz nicht an der Dämpfung scheitert.

5.2.2 Ermittlung der Anforderungen an ein Ultraschallanregungssystem

Bei der Anregung mit hörbarem Schall sind zur Anregung von messbaren Eigenresonanzen Lautstärken von 120 dB erforderlich. Dies entspricht im Frequenzbereich der Eigenschwingungen der Cornea zwischen 100 Hz und 1 kHz einer Intensität von etwa 500 mW/m^2 . Daraus folgt mit (5.15) für den Wechseldruck des Schalls:

$$p = \sqrt{2 \cdot I \cdot Z_L} \approx 21 \text{ Pa} \quad (5.47)$$

Möchte man das Auge mit Ultraschall anregen, muss dieser Druck durch den Langevinschen Strahlungsdruck erzeugt werden. Es folgt dann nach (5.40) mit der Fläche der Cornea von etwa 150 mm^2 die zur Anregung erforderliche Leistung, die der Wandler auf die Cornea aufbringen muss:

$$P = \frac{1}{2} \cdot p_L \cdot A \cdot c \approx 0,53 \text{ W} \quad (5.48)$$

Möchte man die Cornea applanieren, muss der Langevinsche Strahlungsdruck größer dem Augeninnendruck sein. Mit einem maximalen IOP von 60 mmHg, der bei akuten Glaukomanfällen auftreten kann, ergibt sich die in Abhängigkeit von der applanierten Fläche A benötigte Leistung p_c , die nach Absorption die Cornea erreichen muss aus (5.40):

$$P_C = \frac{1}{2} p_L A \cdot c \approx 1,3 \text{ W} / \text{mm}^2 \cdot A \quad (5.49)$$

Die zum Applanieren benötigte Leistung auf der Cornea ist also um so geringer, je kleiner die zu applanierende Fläche ist. Gerade bei der Applanationstonometrie ist es also sinnvoll, den Ultraschall auf einen möglichst kleinen Brennfleck zu fokussieren um hohe Drücke bei kleinen Leistungen zu erzielen. Dazu muss die Frequenz möglichst hoch gewählt werden, was eine stärkere Dämpfung durch die Luft zur Folge hat. Die Größe der applanierten Fläche ist proportional zum Quadrat des Brennfleckdurchmessers. Damit erhält man die Proportionalität zwischen Wellenlänge und Leistung an der Cornea:

$$P_C \propto A \propto \lambda^2 \quad (5.50)$$

Mit der Absorption (5.43), (5.46) folgt für die Leistung P_w , die vom Wandler abgegeben werden muss, damit die zur Applanation erforderliche Leistung P_C bei der Cornea ankommt:

$$P_w \propto P_C \exp\left(\frac{1}{\lambda^2}\right) \quad (5.51)$$

Setzt man (5.50) in (5.51) ein, erhält man die Abhängigkeit der vom Wandler geforderten Leistung und der Wellenlänge:

$$P_w \propto \lambda^2 \exp\left(\frac{1}{\lambda^2}\right) \quad (5.52)$$

(5.52) ist streng monoton wachsend, die Leistung des Wandlers muss also um so höher sein, je größer die Wellenlänge, das heißt je kleiner seine Frequenz ist.

5.2.3 Aufbau zur Messung von Ultraschallfeldern

Die Anforderungen an die Wandler zur Ultraschallanregung des Auges über Luft erfordern ein spezielles Messsystem. Zum einen ist die Messung von Ultraschall mit herkömmlichen Mikrofonen nicht möglich, da deren Frequenzbereich nach oben hin begrenzt ist. Eine weitere Herausforderung stellen die hohen Schalldruckamplituden dar, die für die Anregung benötigt werden.

Die Beurteilung der zu untersuchenden Wandler beinhaltet auch die Vermessung der räumlichen Verteilung des Schallfeldes. Ein wesentlicher Faktor zur Erhöhung des Schalldrucks am Auge ist die Fokussierung der Schallwellen. Um beurteilen zu können, ob und in welchem Maße die Schallwellen fokussiert werden, ist eine genaue räumliche Analyse des erzeugten Schallfeldes unerlässlich.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein PC-basiertes System entwickelt, das die automatische Vermessung der Ultraschallwandler ermöglicht. Die Struktur dieses Messaufbaus ist in Abbildung 5.18 dargestellt. Der PC steuert einen Funktionsgenerator und eine Schrittmotorsteuerung und liest die Messwerte eines Oszilloskops aus. Die Anbindung des Funktionsgenerators erfolgt über eine GPIB-Schnittstelle, das Anregungssignal wird über einen Hochspannungsverstärker (Fluke 5205A, bis 1000 V) verstärkt und der Ultraschallwandler damit angesteuert (Abbildung 5.18, rechts). Der mechanische Aufbau besteht aus drei Linearverstellern mit Schrittmotoren (Owis LM60, Schrittweite 1,5 µm) die so angeordnet sind, dass das daran befestigte Messmikrofon in alle drei Raumrichtungen verfahren werden kann. Bei dem Mikrofon handelt es sich um ein spezielles Messmikrofon für hohe Schalldrücke und hohe Leistungen (Bruel und Kjaer 4138, bis 140 kHz, bis 168 dB), die Ansteuerung des Mikrofons mit einer Vorspannung und die Signalkonditionierung erfolgt mit dem Nexus Conditioning Amplifier, ebenfalls von Bruel und Kjaer.

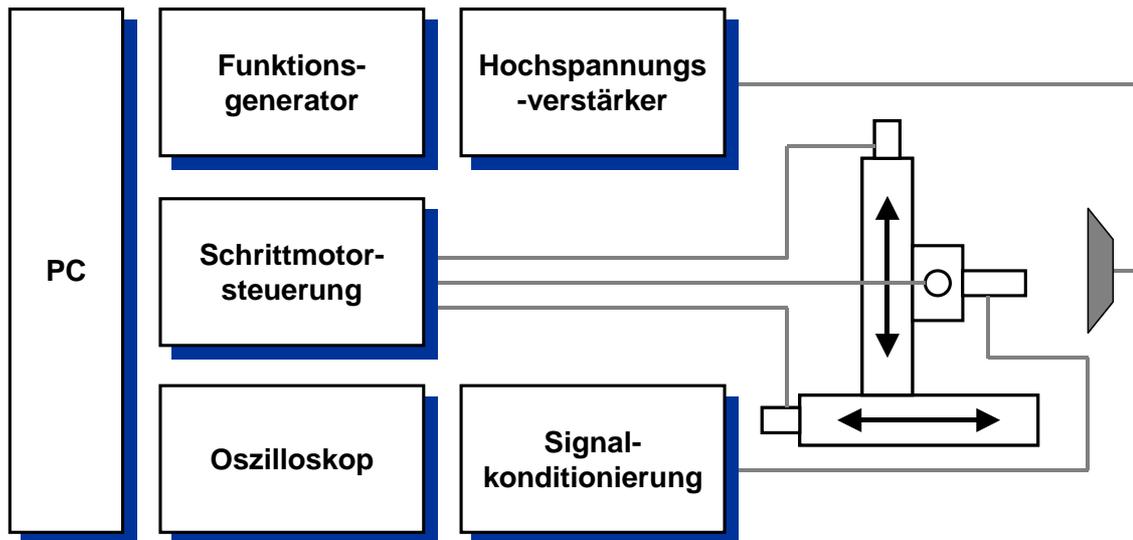


Abbildung 5.18: Struktur des Aufbaus zur 3D-Messung von Ultraschallfeldern

Das Ausgangssignal des Mikrofonverstärkers wird in einem Oszilloskop digitalisiert und über die GPIB-Schnittstelle an das Steuer- und Auswerteprogramm übergeben. Der gesamte Aufbau ist zur Vermeidung von Störungen durch Vibrationen in der Umgebung auf einem schwingungsgedämpften optischen Tisch montiert (siehe Abbildung 5.19). Man erkennt im Vordergrund den zu vermessenden Wandler, in der Bildmitte ist das auf dem Dreiachsversteller montierte Messmikrofon zu erkennen.



Abbildung 5.19: Aufbau zur Messung von Ultraschallfeldern

Die Software zur Steuerung des Systems wurde mit der graphischen Programmiersprache LabView erstellt. Es ermöglicht die Einstellung aller Parameter der Messung. Über eine active-X-Schnittstelle werden die Daten

Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen

direkt in eine Excel-Datei gespeichert und das Ergebnis der Messung graphisch dargestellt. Abbildung 5.20 zeigt die Bedienoberfläche des Programms.

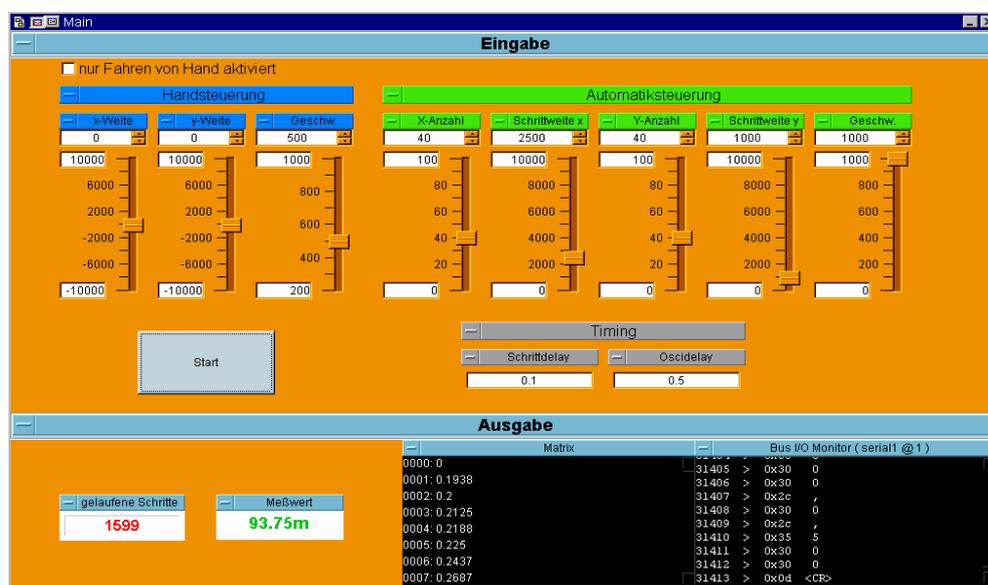


Abbildung 5.20: Benutzeroberfläche des Steuerprogramms für die Feldvermessung

Das Programm ermöglicht eine manuelle und eine automatische Ansteuerung der Schrittmotoren. Die manuelle Ansteuerung dient z.B. zum Anfahren einer definierten Ausgangsposition zum Beginn der Messung. Für die weitere automatische Vermessung eines Feldes lassen sich über die Benutzeroberfläche die Schrittweite und die Anzahl der zu vermessenden Schritte sowie die Geschwindigkeit der Schrittmotoren angeben. Als Ausgabewerte zeigt das Programm die Anzahl der bereits gemessenen Punkte sowie den aktuellen Messwert an.

Mit dem beschriebenen Aufbau wurden die in den nachfolgenden Abschnitten aufgeführten Messungen der akustischen Felder durchgeführt.

5.2.4 Patientensicherheit

Ziel bei der Entwicklung einer Ultraschallanregungseinheit muss es sein, die Belastung des Patienten durch die Messung so klein wie möglich zu halten und Nebenwirkungen auszuschließen. Um den Augeninnendruck kontaktlos und ohne große Krafteinwirkung messen zu können, wird das Auge nur zu Schwingungen kleiner Amplitude angeregt. Im Folgenden soll die Belastung des Patienten

bezüglich der Anregung durch amplitudenmodulierten Ultraschall, dessen Langevinscher Strahlungsdruck zur Anregung ausgenutzt wird, untersucht werden. Die anderen Komponenten des Messaufbaus, wie beispielsweise das Laserinterferometer, wurden ausführlich in [Dre00] bezüglich Patientensicherheit untersucht.

5.2.4.1 Belastung durch amplitudenmodulierten Ultraschall

In welchem Maße bei Ultraschallexposition des menschlichen Körpers Belastungen oder Schädigungen auftreten können, hängt von den entsprechenden Wirkungsmechanismen und den Schallfeldparametern Schalldruck beziehungsweise Schallintensität ab. Da es sich bei Ultraschall um nichtionisierende Strahlung handelt existieren Schwellenwerte, unterhalb derer biologische Schädigungen nicht auftreten. Die Diskussion über diese Schwellenwerte ist noch in vollem Gange. Deshalb gibt es auch keine gesetzlich festgelegten Grenzwerte, sondern nur Empfehlungen und Richtlinien.

Für die Schädigung von biologischem Gewebe durch Ultraschall kommen im wesentlichen drei Mechanismen in Frage:

- Zu hohe Erwärmung des Gewebes durch absorbierten Schall
- Schäden, die durch die Kavitation in Körperflüssigkeiten hervorgerufen werden können
- Eine mechanische Überbeanspruchung durch zu hohe Wechseldehnungen

Des weiteren ist die Wirkung von Ultraschall auf das Gehör zu untersuchen.

5.2.4.2 Erwärmung

Für die thermische Wirkung auf Grund der Schallabsorption ist der zeitliche Mittelwert der Schallintensität maßgebend, da die Temperatur des Gewebes auf Grund seiner Wärmeträgheit schnellen Änderungen nicht folgen kann.

Nun stellt sich die Frage, wie viel Schallintensität in das Auge eingekoppelt wird. Da es sich hierbei um eine Mediengrenze zwischen Luft und Gewebe handelt, lässt sich der Reflexionsfaktor an der Grenzfläche berechnen. Nimmt man den Wellenwiderstand des Gewebes, der akustisch als Wasser angenommen werden kann, als Z_W ($1,49 \cdot 10^6 \text{ kg / m}^2\text{s}$) und den Wellenwiderstand der Luft als Z_L

Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen

(430 kg / m²s) an, so ergibt sich der Reflexionsfaktor zu 99,94 %. Dies bedeutet, dass nur 0,06 % der Schallintensität in das Auge eingekoppelt wird.

Ausgehend von einem Schalldruckpegel von 177 dB berechnet sich der eingekoppelte Schalldruck zu 8,45 Pa. Dies entspricht einer Schallintensität von 16,78 mW/cm².

Thermische Wirkungen beruhen auf der Umwandlung von Schallenergie in Wärme und der Möglichkeit nachfolgender Temperaturerhöhung des beschallten Gewebes. Das Ausmaß der Wärmeentwicklung ist direkt abhängig vom Absorptionskoeffizienten μ_a . Für die Quelldichte der Wärmeentwicklung gilt

$$w_q = 0,23 \cdot \mu_a^f \cdot f \cdot \bar{I} \quad (5.53)$$

mit

w_q : Quelldichte der Wärmeentwicklung in mW/cm³

μ_a^f : frequenzbezogener Absorptionskoeffizient in dB cm⁻¹ MHz⁻¹

f : Ultraschallfrequenz in MHz

\bar{I} : zeitlich gemittelte Intensität am Wirkungsort in mW/cm².

In biologischen Geweben wird die Absorption im wesentlichen durch deren molekulare Zusammensetzung bestimmt. Die Absorption und damit die Wärmebildung nimmt mit steigender Frequenz etwa linear zu. Wasser und Körperflüssigkeiten – wie beispielsweise die Flüssigkeit der Vorderkammer des Auges – absorbieren praktisch nicht. Der frequenzbezogene Absorptionskoeffizient liegt bei 0,002 – 0,003 dBcm⁻¹MHz⁻¹. Gehirn absorbiert stärker, der frequenzbezogene Absorptionskoeffizient liegt bei 0,4 – 0,6 dBcm⁻¹MHz⁻¹. Die höchste Absorption hat vollständig mineralisierter Knochen mit 5 – 10 dBcm⁻¹MHz⁻¹ und ist somit am stärksten thermisch gefährdet.

Ob infolge einer lokalen Wärmeerzeugung eine Temperaturerhöhung eintritt, hängt von der Schallfeldverteilung, der Wärmekapazität des exponierten Gewebes und der Gewebekühlung ab. Wärmeleitung und Perfusion tragen zur Gewebekühlung bei und bestimmen wesentlich, welche Endtemperatur erreicht

wird. Die Cornea des Auges, die Linse und der Glaskörper werden nicht durchblutet und sind somit stärker gefährdet. Außerdem trägt die Perfusion bei kurzer Schallexposition kaum zur Kühlung bei.

Berücksichtigt werden muss auch die Möglichkeit sekundärer Erwärmung, wie zum Beispiel durch erwärmte Knochen in direkter Nachbarschaft. Da sehr viele Faktoren in die Erwärmung mit einspielen und einige davon – wie der Kühlungsanteil – nicht berechnet werden können, muss eine Abschätzung vorgenommen werden.

Für das Auge ergibt sich ein konservativ abgeschätzter Wert von w_q zu $1,35 \mu\text{W}/\text{cm}^3$, wenn man von dem Absorptionskoeffizient $0,003 \text{ dBcm}^{-1}\text{MHz}^{-1}$, der Frequenz $116,14 \text{ kHz}$ und der stationären Schallintensität von $16,78 \text{ mW}/\text{cm}^2$ ausgeht.

Die amerikanische Food and Drug Administration (FDA) lässt Ultraschallgeräte in den USA nur zu, wenn der Wert von $720 \text{ mW}/\text{cm}^2$ nicht überschritten wird.

Nimmt man an, dass der durch Schallabsorption erwärmte Bereich ein Zylinder mit dem Radius b ist und setzt weiter voraus, dass im Abstand $10b$ von der Zylinderachse keine Temperaturänderungen mehr auftreten, so findet man durch Lösung der Wärmeleitungsgleichung die maximale, stationäre Temperaturerhöhung auf der Zylinderachse

$$\Delta T = \frac{1,4 \cdot w_q \cdot b^2}{\lambda_w} \quad (5.54)$$

wobei λ_w die Wärmeleitfähigkeit des Mediums ist.

Mit der Wärmeleitfähigkeit $\lambda_{\text{Wasser}} = 0,59 \text{ W grad}^{-1}\text{m}^{-1}$ von Wasser und $b = 1 \text{ cm}$ für den Fokusradius ergibt sich mit obigem Wert von w_q für das Auge eine maximale Temperaturerhöhung von $0,0003 \text{ }^\circ\text{C}$.

Die Strahlenschutzkommission empfiehlt folgende biologische Schwellenwerte für Frequenzen nahe 1 MHz [Str98].

Schädigungsmechanismen	Biologische Schwellenwerte (im Gewebe)
Thermisch	$\Delta T = 1,5 \text{ }^\circ\text{C}$
Mechanisch: lufthaltige Gewebe	Lunge: $ p = 1 \text{ Mpa}$; Darm: $ p = 2 \text{ Mpa}$
Mechanisch: sonstige Gewebe	$ p = 5 \text{ Mpa}$

Tabelle 5.2: Biologische Schwellenwerte für thermische und mechanische Gewebeschädigungen

Als Vergleich soll die Schädigungsgrenze von Nyborg für diagnostischen Ultraschall angeführt werden. Nyborg trennt den sicheren Bereich vom möglichen Schädigungsbereich durch zwei Geraden. Der waagerechte Anteil entspricht einer maximalen Intensität von 100 mW/cm^2 bei unbeschränkter Untersuchungszeit, welche allgemein als tolerabel gilt, und der abfallende Teil einer eingestrahelten Energie von 50 W . Hieraus ergibt sich bei Intensitäten über 100 mW/cm^2 eine Reduzierung der Beschallungsdauer.

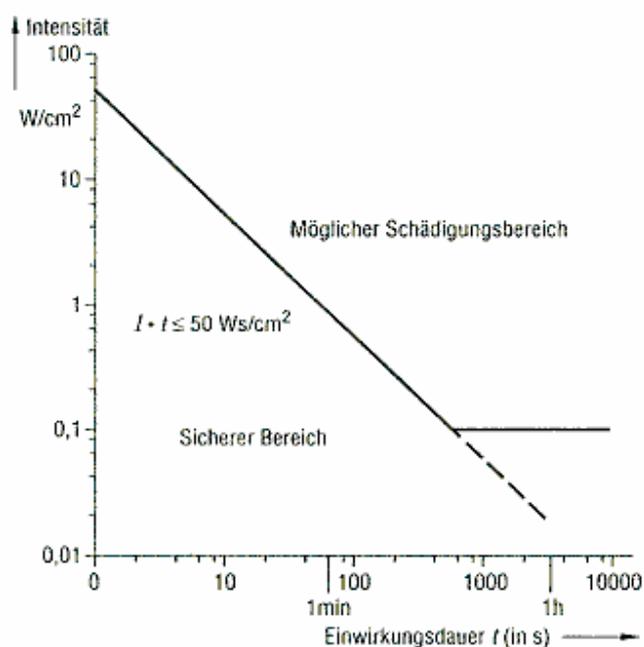


Abbildung 5.21: Schädigungsgrenze für diagnostisch angewendeten Ultraschall [Mor95]

Die thermische Belastung liegt, bezüglich der Anregung durch modulierten Ultraschall, um mindestens zwei Größenordnungen unter den Richtlinien und Empfehlungen. Hierbei wurden Expositionszeiten im Bereich von Stunden

angenommen. Die tatsächlichen Expositionszeiten bei Screening-Untersuchungen werden im Bereich von wenigen Sekunden liegen.

5.2.4.3 Kavitation

Unter akustischer Kavitation versteht man die schallinduzierte Bildung von Hohlräumen in einer Flüssigkeit unter der Einwirkung eines Unterdrucks. Diese Hohlräume – oder Kavitationsblasen – kollabieren dann in der Druckphase und können mitunter dramatische Schädigungen des Gewebes verursachen. Man unterscheidet zwei Arten von Kavitation. Die transiente (inertiale) Kavitation beschreibt die kurzfristige Expansion präexistenter Kavitationskeime zu größeren Hohlräumen innerhalb der Unterdruckphase einer Schallwelle und den anschließenden Kollaps in der folgenden Druckphase. Abzugrenzen davon ist die stabile (nichtinertiale) Kavitation, welche die Resonanzschwingungen kleinerer, präexistenter Gasblasen im beschallten Substrat über längere Zeit und ohne Kollaps beschreibt.

Kavitation ist ein Schwellenwertphänomen, das im wesentlichen von der Amplitude des Schalldrucks, der Frequenz und von Anzahl und Größe der Kavitationskeime abhängt. Besonders gefährdet sind diejenigen Gewebe, die schon physiologisch Gaseinschlüsse enthalten wie Lunge und Darm. Mit höherer Frequenz werden transiente Kavitationen in Geweben mit Kavitationskeimen unwahrscheinlicher. Dieser Zusammenhang ist jedoch nicht linear. Bei fehlenden Kavitationskeimen ist die Kavitationsschwelle nicht von der Frequenz abhängig und der Schwellenwert liegt erheblich höher.

Zur Beurteilung der Frage, bei welchen Schallintensitäten die Bildung von Kavitation mit Sicherheit vermieden wird, muss von der angewandten Spitzenintensität ausgegangen werden.

In Abbildung 5.22 werden die Kavitationsschwellen für stationäre Schallerregung von Esche [Esc52] angegeben. Hier ist deutlich die Frequenzabhängigkeit erkennbar. Bis etwa 15 kHz bleibt die Schwelle ungefähr konstant und steigt dann in etwa monoton mit der Frequenz an.

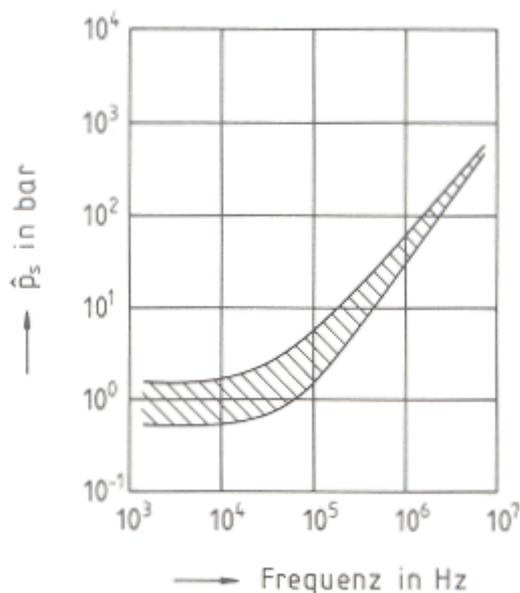


Abbildung 5.22: Schwellwerte für die Kavitation [Kut88]

Die Strahlenschutzkommission empfiehlt biologische Schwellenwerte für Frequenzen nahe 1 MHz, die ungefähr mit den Schwellwerten von Esche übereinstimmen.

Der eingekoppelte Schalldruck bei der Ultraschallanregung des Auges berechnet sich zu 8,45 Pa. Damit liegt der Schalldruck um fünf Größenordnungen unter dem Schwellenwert von Esche (bei einer Frequenz von 100 kHz) und fast sechs Größenordnungen unter den Empfehlungen der Strahlenschutzkommission.

Bei der genannten Ultraschallanregung werden in biologischen Geweben keine Schalldrücke erreicht, die Kavitation im Gewebe auslösen können.

5.2.4.4 Mechanische Beanspruchung

Als Maß für die mechanische Beanspruchung des Gewebes durch Ultraschall wird die von der Schallwelle erzeugte Wechseldehnung \hat{s} herangezogen, die mit dem Schalldruck p in einer ebenen Welle über

$$\hat{s} = \frac{\hat{p}}{\rho \cdot c^2} \quad (5.55)$$

verknüpft ist. Hierbei ist ρ die Dichte und c die Schallgeschwindigkeit des Mediums. Die maßgebende Spitzenintensität beläuft sich auf $16,78 \text{ mW/cm}^2$. Die entsprechende Schalldruckamplitude $\hat{p} = \sqrt{2} \cdot p$ berechnet sich, mit dem eingekoppelten Schalldruck von $8,45 \text{ Pa}$, zu $11,95 \text{ Pa}$. Mit der Dichte von Wasser $\rho_w = 0,9982 \text{ g/cm}^3$ bei $20 \text{ }^\circ\text{C}$ und der Schallgeschwindigkeit $c_w = 1492 \text{ m/s}$ in Wasser ergibt sich mit (5.55) der zugehörige Scheitelwert der Wechseldehnung \hat{s} . Er liegt im Bereich von $10^{-5} \mu\text{m}$. Das Auge kann aber mit Sicherheit noch wesentlich höhere Wechseldehnungen ohne Schädigung aufnehmen, so dass eine Spitzenintensität von $16,78 \text{ mW/cm}^2$ in dieser Hinsicht als völlig unbedenklich angesehen werden kann. Die mechanische Belastung, die durch den Langevinschen Strahlungsdruck verursacht wird, ist mit einem leichten Lufthauch zu vergleichen.

5.2.4.5 Wirkung auf das Gehör

Es ist heute bekannt, dass Ultraschall von unserem Gehör wahrgenommen werden kann. Dabei muss zwischen luft- und körpergeleitetem Ultraschall unterschieden werden. Das menschliche Ohr kann Höreindrücke bis mindestens 40 kHz wahrnehmen. Vom luftgeleiteten Ultraschall weiß man, dass er bei entsprechend hohen Intensitäten zwar immer noch unhörbar ist, aber bei den Betroffenen unangenehme subjektive Empfindungen auslösen kann, die bis zur Unerträglichkeit reichen (zum Beispiel Übelkeit und Kopfschmerzen). Die Entstehung dieser meist recht unangenehmen Empfindungen ist ungeklärt. Bei Beschallung mit niederfrequent moduliertem Ultraschall mit sehr hohen Intensitäten (Schalldruckpegel $> 140 \text{ dB}$) treten neben den Grundschwingungen Subharmonische auf. Die Frequenzen der Subharmonischen liegen im Hörbereich.

5.2.4.5.1 Luftgeleiteter Ultraschall

Der Funktionsmechanismus beim luftgeleiteten „Ultraschall-Hören“ ist wahrscheinlich derselbe wie beim Hören im „normalen“ Frequenzbereich (16 Hz bis 16 kHz). Das Trommelfell wird zu Schwingungen angeregt, und zwar mit der Frequenz des eintreffenden Luftschalls und/oder deren Subharmonischen. Für die mechanisch–biochemische Transformation sind bei solch hohen Frequenzen die Haarzellen am basalen Ende der Basilarmembran verantwortlich, die dort in geringerer Zahl vorhanden sind, als auf anderen Teilen der Schneckenwindung.

Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen

Die Beeinträchtigung der Funktion nur einiger Sensoren macht sich deshalb bereits durch beträchtliche Höreinbußen bemerkbar.

Im Folgenden wird die Entstehung von hörbaren Subharmonischen näher betrachtet. Im ebenen Schallfeld ist der Langevinsche Schallstrahlungsdruck p_s gleich der mittleren Schallenergiedichte \bar{w} . Ist die Ultraschallwelle amplitudenmoduliert, und zwar mit einem niederfrequenten Signal $a = \hat{a} \cdot \sin \omega_N t$, so tritt an Stelle der Auslenkungsamplitude $\hat{\xi}$ der Ausdruck $(\hat{\xi} + \hat{a} \cdot \sin \omega_N t)$. Man erhält für den Schalldruck – nach Anwendung der Additionstheoreme – die Beziehung

$$p_s = \bar{w} \cdot \left(1 + \frac{m^2}{2} + 2m \cdot \sin \omega_N t - \frac{m^2}{2} \cdot \cos 2\omega_N t \right) \quad (5.56)$$

wobei gilt

\bar{w} : Energiedichte der unmodulierten Trägerschwingungen, d. h. $m = 0$

$m = \frac{\hat{a}}{\hat{\xi}}$: Modulationsgrad

In der modulierten Ultraschallwelle tritt demnach neben einem um den Faktor $\bar{w} \cdot \left(1 + \frac{m^2}{2} \right)$ erhöhten Schalldruck und einem separaten, niederfrequenten Wechseldruck $\bar{w} \cdot 2m \cdot \sin \omega_N t$ mit der einfachen Kreisfrequenz ω_N noch ein weiterer, getrennt nachweisbarer Wechseldruck $\bar{w} \cdot \frac{m^2}{2} \cdot \cos 2\omega_N$ mit der doppelten Kreisfrequenz $2 \cdot \omega_N$ (= 1. Oberschwingung) auf.

Im Bereich des Hörschalls ist der Schalldruck im allgemeinen vernachlässigbar klein. Er liegt beim Luftschall im Mittel 5 Zehnerpotenzen unterhalb des entsprechenden Schalldrucks. Da die Energiedichte jedoch mit ω^2 zunimmt, kann der Strahlungsdruck im Ultraschallbereich dagegen durchaus beachtliche Werte erreichen. So können die in (5.56) enthaltenen, separat auftretenden niederfrequenten Anteile mit bloßem Ohr hörbar werden. Außerdem wächst die

Lautstärke des hörbaren, niederfrequenten Modulationsinhalts mit größer werdendem Modulationsgrad m an.

Damit stellt sich die Frage nach möglichen gesundheitlichen Beeinträchtigungen durch Ultraschallexposition. In [Sch97] wird zusammenfassend eingeschätzt, dass die auralen Wirkungen von luftgeleitetem Ultraschall noch unzureichend geklärt sind. Jedoch gibt es einige Richtwerte und Empfehlungen. So zum Beispiel den in Deutschland gültigen Richtwert von 110 dB bei der Terzmittenfrequenz 20 kHz (VDI 2058.2). Dieser ist jedoch auf einen engen Frequenzbereich beschränkt. Des Weiteren gelten die 85 dB(AU) und die $L_{p,lin,max} = 140$ dB Grenzkurven als Richtwerte.

5.2.4.5.2 Körpergeleiteter Ultraschall

Körperschall kann als unbedenklich angesehen werden, da die Einkopplung der Schallintensität aufgrund des hohen Reflexionsfaktors (99,94 %) sehr gering ist. Die Schallintensität beträgt $16,78 \text{ mW/cm}^2$, was einem eingekoppelten Schalldruck von 8,45 Pa entspricht.

5.2.4.6 Fazit

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass keine Schädigung des Patienten bezüglich der Anregung durch modulierten Ultraschall zu erwarten ist.

Die untersuchten Wirkungsmechanismen weisen Werte auf, die um mindestens zwei Größenordnungen unter den Empfehlungen und Richtlinien liegen. Hauptgründe dafür sind die geringe Energieeinkopplung in den Körper, die Fokussierung des Ultraschalldruckes und die kurze Expositionsdauer.

Die Kavitation und die mechanische Belastung liegen um mehrere Größenordnungen unter den Empfehlungen und Richtlinien und können als unbedenklich angesehen werden. Die thermische Komponente liegt am dichtesten an den Empfehlungen und Richtlinien und ist im Falle einer Erhöhung des Schalldrucks und der Schallintensität um den Faktor 100 erneut zu untersuchen.

Bei der Wirkung von Ultraschall auf das Gehör konnten bei den Messungen keine unangenehmen subjektiven Empfindungen wahrgenommen werden und sonstige Belastungen waren auch nicht zu bemerken. Die Wirkung von

Ultraschall auf das Gehör ist noch unzureichend geklärt und bedarf weiterer Untersuchungen und Studien.

Eindeutige Grenzen sind in naher Zukunft noch nicht zu erwarten, da die Diskussion über Schwellwerte noch in vollem Gange ist. Somit ist mit Richtlinien und Empfehlungen vorlieb zu nehmen.

5.2.5 Kapazitive Wandler

Nachdem die Anforderungen an ein Anregungssystem zur Stimulation von Schwingungen am menschlichen Auge mit Hilfe von Ultraschallwellen definiert sind, sollen die verschiedenen Möglichkeiten zur Erzeugung von Ultraschall kurz erläutert und auf Ihre Verwendbarkeit untersucht werden. Zur Erzeugung von Ultraschall in Luft eignen sich besonders flächenhafte Wandler mit einem geringen mechanischen Innenwiderstand [Kut88]. Solche Wandler lassen sich nach dem kapazitiven oder dem induktiven Prinzip herstellen. In diesem Abschnitt werden die kapazitiven Wandler beschrieben, auf die Darstellung der induktiven Wandler wird verzichtet, da sich diese in der erreichbaren Schalleistung nur unwesentlich von den kapazitiven Wandlern unterscheiden.

Kapazitive Wandler, die man auch als Sell-Wandler bezeichnet, bestehen im Prinzip aus einer festen und einer beweglichen Platte eines Plattenkondensators. Legt man an diese Platten eine Wechselspannung an, entstehen zwischen den Platten Kräfte nach der Formel

$$F = \frac{C_0}{2b} \cdot U^2 \quad (5.57)$$

Dabei beschreibt C_0 die Kapazität des Kondensators, b den Abstand zwischen den Platten und U die angelegte Spannung. Einen linearen Zusammenhang zwischen der angelegten Spannung und der daraus resultierenden Kraft erhält man, wenn man das zur Schallerzeugung benötigte Wechsignale einer wesentlich größeren statischen Vorspannung überlagert.

Zur Realisierung eines kapazitiven Wandlers wird eine metallische Folie oder eine metallisierte Kunststoffolie über eine starre Gegenelektrode gespannt. Durch den Abstand der beiden Elektroden lässt sich die Resonanzfrequenz des Wandlers einstellen. Diese ergibt sich nach [Kut88] zu

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{mn_g}} \quad (5.58)$$

mit der Masse m des Wandlers und der Nachgiebigkeit n_g des Luftpolsters zwischen den Elektroden. L und C beschreiben die entsprechenden Werte des elektrischen Ersatzschaltbildes.

Um Frequenzen im Ultraschallbereich zu erzeugen, muss das Luftpolster möglichst klein gewählt werden. Das erreicht man dadurch, dass die Membran direkt auf die Gegenelektrode aufgebracht wird und der Luftspalt lediglich durch die Rauigkeit der Membran gebildet wird. Mit solchen Wandlern lassen sich Resonanzfrequenzen bis zu 200 kHz erreichen.

Kapazitive Ultraschallwandler werden in vielen industriellen Anwendungen eingesetzt, wo es um die Erzeugung von Ultraschall in Luft geht. Typische Anwendungsgebiete sind die Abstandsmessung und die zerstörungsfreie Materialprüfung.

Für Anwendungen bei denen weit höhere Resonanzfrequenzen nötig sind können neuartige, mikrosystemtechnisch hergestellte kapazitive Wandler eingesetzt werden. Diese bestehen aus einer Backplane aus Silizium, in die Strukturen von einigen 10 μm Größe eingebracht sind. Die Größe und Anordnung der Strukturen richtet sich dabei nach der gewünschten Resonanzfrequenz. Als elastische Membran wird eine dünne metallisierte Folie aus Kapton verwendet. Die Herstellung und der Einsatz dieser Wandler wird beschrieben in [Sch95b]. Mit dem System lassen sich Resonanzfrequenzen bis zu mehreren MHz erreichen. Der Einsatzbereich dieser Wandler liegt hauptsächlich in der Materialprüfung.

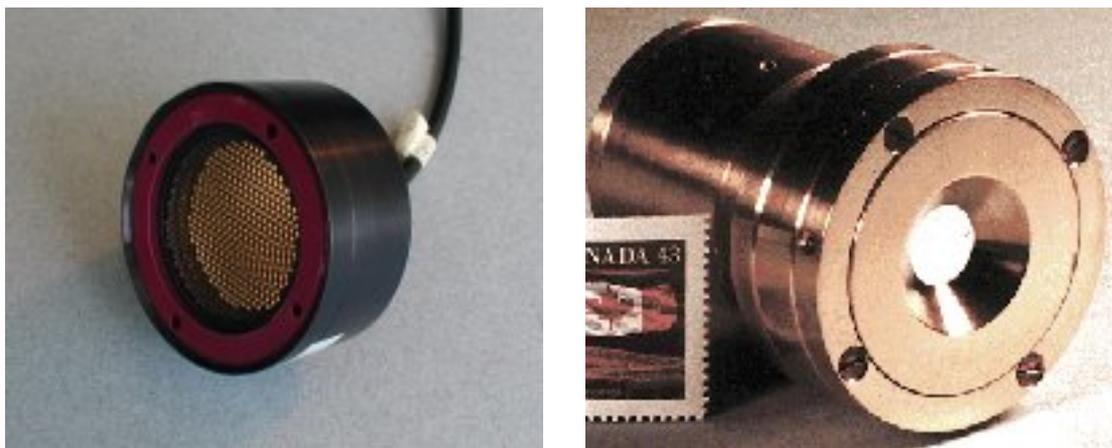


Abbildung 5.23: Kapazitive Wandler

In Abbildung 5.23 sind zwei Beispiele handelsüblicher Wandler dargestellt. Das linke Bild zeigt einen konventionellen Wandler, in der rechten Abbildung ist ein mikrosystemtechnisch hergestellter kapazitiver Ultraschallwandler zu sehen. Zu Untersuchung des Verhaltens dieser Wandler und der Beurteilung für den Einsatz in der Tonometrie wurde ein Wandler vom Typ „8000 Series Instrument Grade Electrostatic Transducer“ der Firma Polaroid verwendet.

5.2.5.1 Charakterisierung des Wandlers

Mit dem in Abschnitt 5.2.3 beschriebenen Messaufbau wurde die Charakterisierung des kapazitiven Wandlers durchgeführt. Die wichtigsten Daten des Wandlers sind in Tabelle 5.3 zusammengestellt.

Parameter	Wert
Frequenzbereich	50 kHz – 65 kHz
Maximale Vorspannung (DC)	150 V
Maximale Betriebsspannung (AC)	150 V
Kapazität bei 1 kHz, 150 VDC bias	400 – 500 pF
Membran	Gold

Tabelle 5.3: Technische Daten des kapazitiven Wandlers

Die Messungen erfolgten bei einer Frequenz von 55 kHz, einer Vorspannung von 100 V und einer Signalamplitude von ebenfalls 100 V. Das Feld des Wandlers wurde nacheinander in x-y-Richtung (senkrecht zur Strahlrichtung) und x-z-Richtung (entlang der Strahlrichtung) gemessen. Die Größe der gemessenen

Felder betrug jeweils 4 x 4 cm, bei einer räumlichen Auflösung von 1 mm. In Abbildung 5.24 ist ein Feld in x-z-Richtung dargestellt. Man erkennt deutlich die Strahlcharakteristik des Wandlers mit der Hauptstrahlkeule und den Nebenkeulen. Dieses Ergebnis entspricht der im Datenblatt angegebenen Charakteristik des Wandlers.

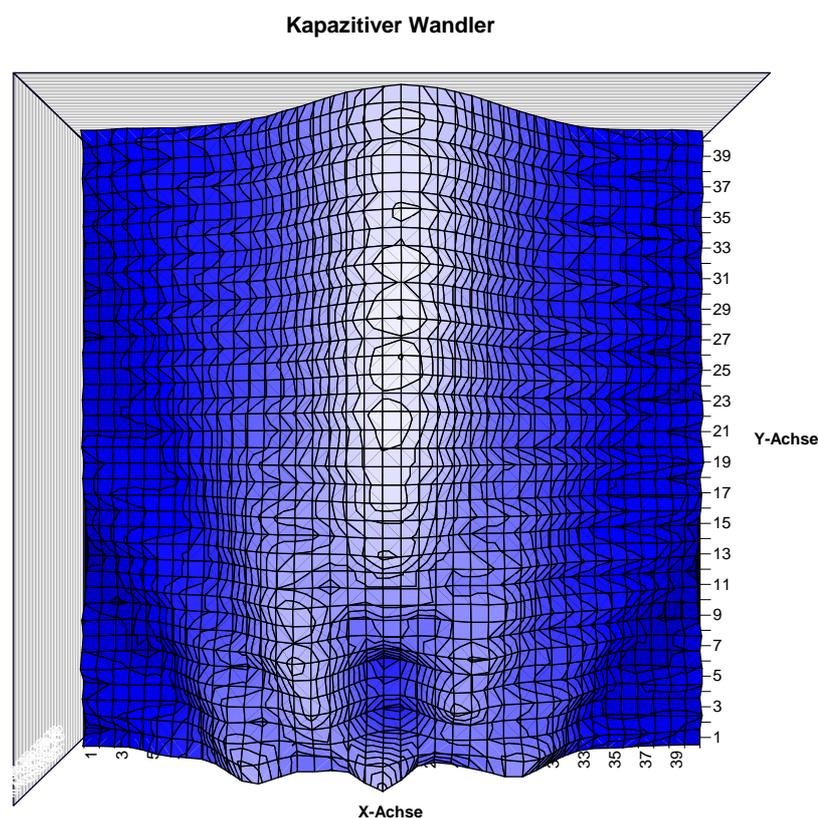


Abbildung 5.24: Schallfeld des kapazitiven Wandlers

Der maximale Schalldruck des kapazitiven Wandlers beträgt 582 Pa, das entspricht 149,3 dB. Dieser Druck ist für die Anregung des Auges mit Ultraschall nicht ausreichend. In den folgenden Kapiteln werden weitere Wandlerprinzipien betrachtet, die für den Einsatz in der Tonometrie in Frage kommen.

5.2.6 Piezoelektrische Wandler

In diesem Kapitel werden die Grundlagen ferroelektrischer Werkstoffe angeschnitten, die zur Ultraschallerzeugung verwendet werden können. Neben Möglichkeiten der Ultraschallerzeugung durch Ausnutzung der Magnetostriktion oder Erzeugung eines Knallfunken, kommt den ferroelektrischen Werkstoffen,

bei denen man den piezoelektrischen Effekt nutzt, die größte Bedeutung zu. Ein gängiger Werkstoff ist das Bleizirkonattitanat $\text{Pb}(\text{Zr}_x\text{Ti}_{1-x})\text{O}_3$, das in polykristalliner Form als Keramik hergestellt wird.

Die kleinste geometrische Einheit eines Kristalls ist die Elementarzelle. Bei einer Temperatur, die oberhalb der sogenannten Curie-Temperatur liegt, nimmt die Elementarzelle eine kubische Form an. Die Schwerpunkte der Ladungen positiver und negativer Ionen sowie ihrer Elektronenwolken fallen zusammen, und das Material ist aufgrund dieser Symmetrie der Ladungen nicht polarisiert.

Beim Unterschreiten der Curie-Temperatur geht die Elementarzelle aus energetischen Gründen vom kubischen in den tetragonalen Zustand über, der nicht mehr symmetrisch ist (Abbildung 5.25). Die Ladungsschwerpunkte fallen nicht mehr zusammen. In jeder Elementarzelle entsteht ein Dipol.

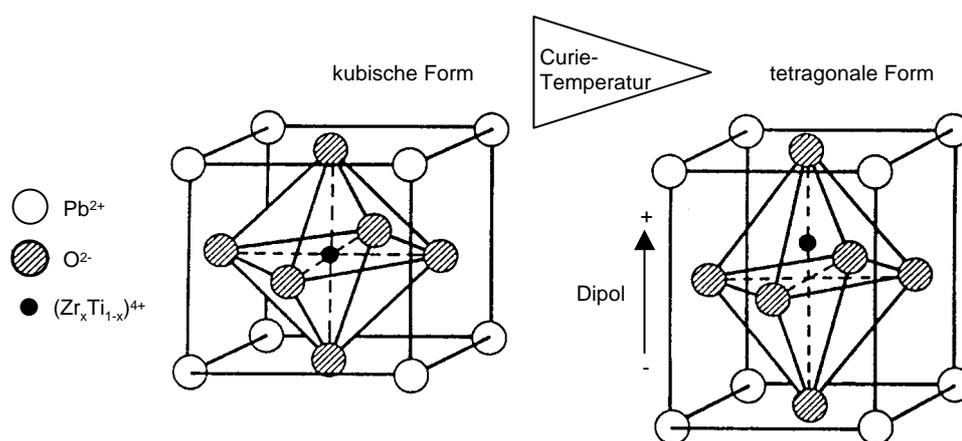


Abbildung 5.25: Elementarzelle oberhalb und unterhalb der Curie-Temperatur

Diese Dipole beeinflussen sich gegenseitig, so dass die Polarisationsrichtung im Material uneinheitlich ist. Die Keramik ist vielmehr in Bezirke (Domänen) mit unterschiedlichen Polarisationsrichtungen unterteilt. Die elektrischen Felder der Dipole gleichen sich untereinander aus, so dass die Gesamtpolarisation des Materials Null ergibt. Erst wenn an der Keramik ein großes elektrisches Feld liegt, wird sie polarisiert. Bei dem Polarisationsvorgang richten sich die spontan gebildeten Domänen möglichst nahe in Richtung des angelegten elektrischen Feldes aus (Abbildung 5.26). Nach Abschalten des Feldes bleibt der Orientierungsgrad nahezu erhalten.

Durch mechanische Kompression der Keramik kann eine elektrische Spannung erzeugt werden. Umgekehrt wird durch Anlegen eines elektrischen Feldes eine Deformation der Keramik hervorgerufen. Dieser Effekt wird Piezoelektrizität genannt.

Beim Betrieb von Piezokeramiken darf eine kritische Feldstärke entgegen der Polarisationsrichtung nicht überschritten werden (ca. 500 V/mm), da das Material sonst depolarisiert wird. Der gleiche Effekt tritt bei Missachten mechanischer Grenzwerte (20 bis 100 N/mm^2) oder der oberen Temperaturgrenze (Curie-Temperatur z.B. 300 °C) auf.

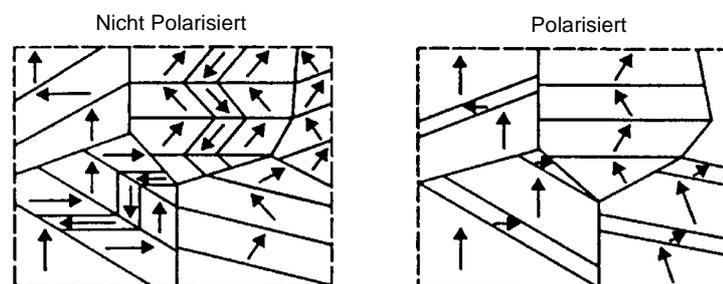


Abbildung 5.26: Domänenbildung in der Keramik

Da Piezokeramiken hohe Dielektrizitätskoeffizienten aufweisen, werden Elektroden direkt auf das Material aufgedampft. Würden Elektroden aufgeklebt werden, hätte dies eine erhebliche Minderung des Wirkungsgrades zur Folge, weil eine Klebeschicht zwischen Keramik und Elektrode eine wesentlich niedrigere Dielektrizitätszahl als die Keramik aufweist. Dies würde bedeuten, dass die elektrische Impedanz der Klebeschicht größer als die der Keramik wäre, und somit der größere Teil der ansteuernden Spannung über der Klebeschicht abfiel und nicht, wie gewünscht, über der Keramik.

5.2.6.1 Piezoelektrische Folien (PVDF)

Seit der Entdeckung des starken piezoelektrischen Effektes im Polyvinylidenfluorid (PVDF) im Jahre 1969 haben das PVDF und auch weitere Polymermaterialien in der Sensortechnik eine breite Anwendung gefunden. Sie werden z.B. als Schall- (elektromechanische Wandler infolge des Piezoeffektes) und Strahlungsdetektoren (infolge des Pyroeffektes) eingesetzt. Polymermaterialien zeigen gegenüber anorganischen Materialien (z.B. Alkali-Titanate und -Niobate) eine Reihe von Vorteilen, z.B. können sie ökonomisch

Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen

synthetisiert, in Form von dünnen Filmen hergestellt (typische Dicken sind 10 bis 100 μm) und einfach in die gewünschte Form gebracht werden (z.B. durch Gießen, Extrudieren, Folien-Blasen). Weiterhin besitzen sie eine geringe Dichte, hohe Flexibilität und sind resistent gegenüber vielen Chemikalien.

PVDF ist ein Halbkristallines, fast undurchsichtiges, weißes Technik-Thermoplast, das in der Schmelze verarbeitet wird. Polyvinylidenfluorid hat hochgradig dipolare Moleküle, die zu piezo- und pyro-elektrischen Eigenschaften führen, wenn die richtige Morphologie erreicht wurde. Die gewünschte Form ist als β -Phase oder Form I bekannt, in der die vorherrschenden "Kopf-an-Schwanz"-Polymerketten eine erweiterte planare Zickzackform mit ausschließlicher Trans-Isomerie aufweisen, bei der die Dipole von aneinander grenzenden Ketten parallel zueinander liegen. Dies bildet sich aus der häufiger vorkommenden Alpha-Phase (Form II) durch mechanische Verformung, die von elektrischer Polarisation in extremen elektrischen Feldern gefolgt wird.

PVDF ist aufgrund seiner Flexibilität und der daraus resultierenden geringen akustischen Impedanz gut zur Erzeugung von Ultraschall in flüssigen und gasförmigen Medien geeignet. Zum Einsatz in der Tonometrie wurde ein Wandler konzipiert und realisiert, der die gewünschten Eigenschaften in Bezug auf die abgegebene Schallleistung aber auch auf Größe und Integrierbarkeit in das System gleichermaßen abdecken soll.

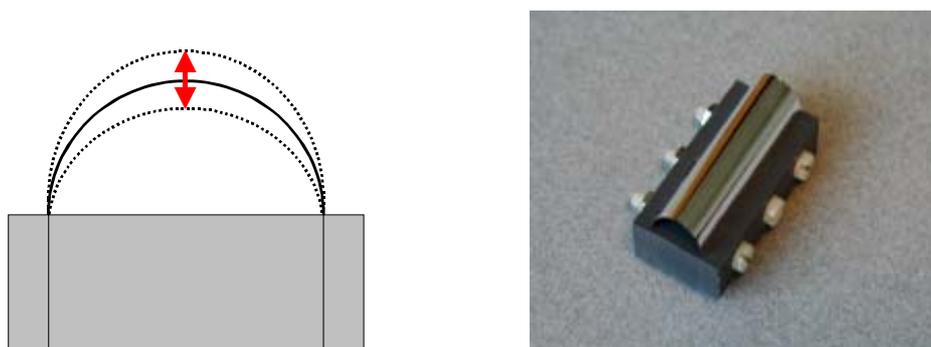


Abbildung 5.27: PVDF-Folienwandler

Bei der Folie handelt es sich um einen biaxial orientierten, metallisierten Film vom Typ LS189603 der Firma Goodfellow, mit einer Dicke von 0,04 mm. Der Film ist in einen Halter gespannt, wie in Abbildung 5.27 zu sehen. Der Halter hat eine Breite von 11 mm und eine Länge von 40 mm.

Die Vermessung des vom PVDF-Wandler abgegebenen Feld erfolgt mit Hilfe des oben beschriebenen Aufbaus. Das Ergebnis der Messung ist in Abbildung 5.28 zu sehen. Der Wandler befindet sich bei dieser Messung im Hintergrund des aufgenommenen Bereichs.

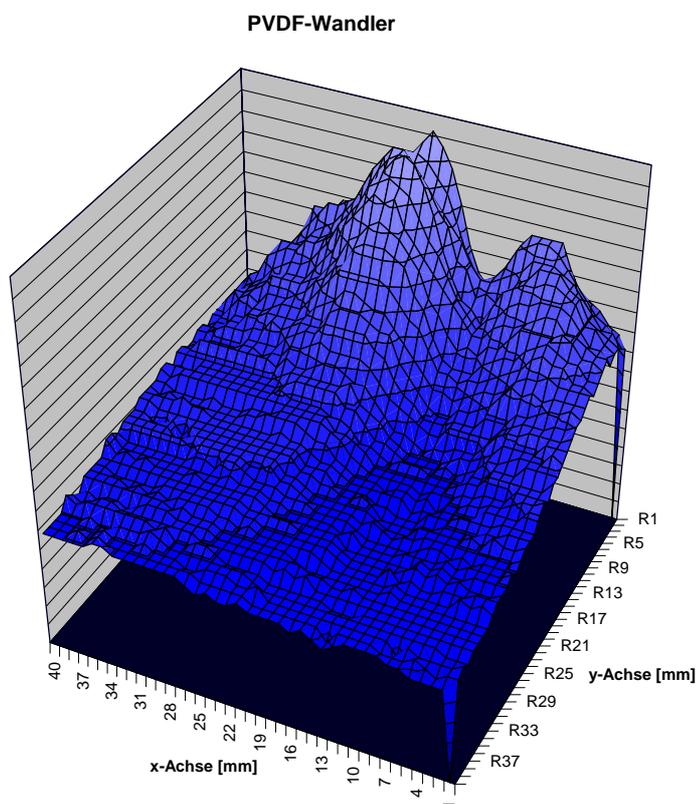


Abbildung 5.28: Schallfeld des PVDF-Wandlers

Man erkennt eine deutliche Abnahme der Schalleistung bei einer Entfernung vom Wandler. Die Messung wurde durchgeführt bei einer Resonanzfrequenz von 40 kHz, der dabei maximal gemessene Schalldruck beträgt 55,7 Pa bzw. 128,9 dB.

5.2.6.2 Piezokeramische Biegeschwinger

Die häufigste Anwendung piezokeramischer Materialien zur Erzeugung von Schall in Luft sind die sogenannten piezokeramischen Biegeschwinger, wie sie z.B. für piezoelektrische Signalgeber verwendet werden. Dabei handelt es sich um dünne metallische Bleche, die auf einer oder auf zwei Seiten mit einer Piezokeramik beschichtet sind. Legt man an diese Keramik eine Spannung an,

ändert sich die Länge des Materials und es kommt zu einer Durchbiegung des Schwingers. Durch dieses Verfahren hat man, ähnlich wie bei einem Bimetall, eine starke Übersetzung der eigentlichen Längenänderung.

Da durch Messungen nur schwer herauszufinden ist, wie die Schwingungen der Membran des Biegeschwingers überhaupt aussehen, wird zunächst ein FE-Modell des Biegeschwingers erstellt. Die Schwingungsformen des Biegeschwingers können mit einer Modalanalyse, die als Ergebnis die Eigenfrequenzen (Schwingungsmoden) einer Struktur liefert, betrachtet werden. Die Aussagekraft der Simulation wurde durch Vergleichen der Resonanzfrequenzen aus Simulation und Messung überprüft.

Zielsetzung der Simulation mit ANSYS ist, Biegeschwinger mit verschiedenen Geometrien miteinander zu vergleichen. Abbildung 5.29 zeigt einen bimorphen Biegeschwinger, der aus zwei direkt aufeinander geklebten Piezokeramiken besteht. Die Metallschicht besteht hier lediglich aus der metallisierten Elektrode zwischen den beiden Schichten. Die Geometrie des Biegeschwingers wird durch Variation des Außendurchmessers D und der Dicke t geändert. Der Durchmesser des Loches ist durch das optische Meßsystem vorgegeben. Das Verhältnis $(D - d) / t$ sollte mindestens den Wert 10 haben, um noch einen guten Biegeeffekt zu gewährleisten.

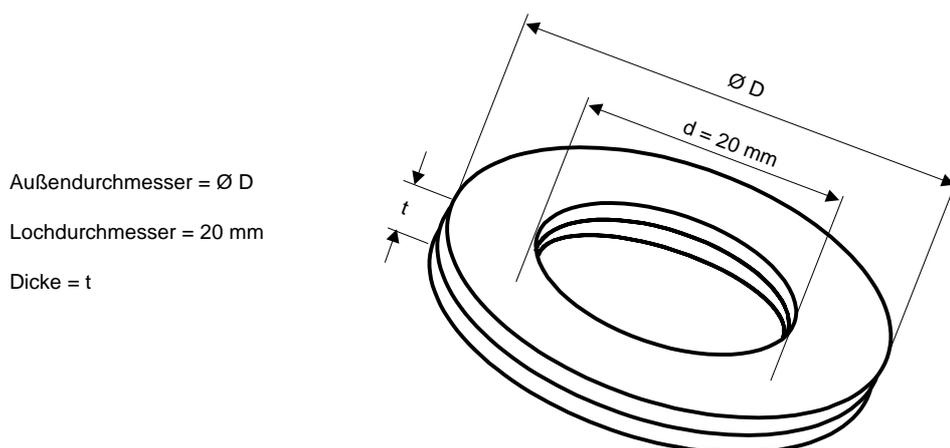


Abbildung 5.29: Skizze des Biegeschwingers

Um den erreichbaren Schalldruck bei Variation der Geometrie zu bestimmen, muss die Auslenkung x des Biegeschwingers ermittelt werden. Durch eine Modalanalyse kann die Auslenkung des Biegeschwingers am Lochrand

allerdings nicht bestimmt werden. Die Materialkonstanten Dichte und Elastizität, die für die Modalanalyse benötigt werden, müssen noch durch eine Materialdämpfung erweitert werden. Regt man nun noch das Piezoelement durch Anlegen eines elektrischen Feldes an, so kommt man zur harmonischen Analyse (Frequenzganganalyse). Sie kann als Ergebnis auch die Frequenzkennlinie der Auslenkung eines Punktes des Biegeschwingers, in diesem Fall eines Punktes am Lochrand, liefern. Die Vorgehensweise bei der Simulation und die Ergebnisse werden in den folgenden Abschnitten besprochen.

5.2.6.2.1 Simulation

Die Eingabedatei in Stapelverarbeitungsform für das Programm ANSYS wurde so gestaltet, dass die Geometrie des Biegeschwingers problemlos eingestellt werden kann. Am Beginn des Programmtextes werden Variablen für die Dicke, den Außendurchmesser und den Durchmesser des Loches im Biegeschwingers deklariert. Somit ist ein einfaches Ändern der geometrischen Abmessungen möglich. Als Elementtypen kamen prinzipiell die sogenannten Shell-Elemente (SHELL63), die sich zur Beschreibung von dünnen Membranen eignen und die herkömmlichen Volumenelemente in Frage. Zur Beschreibung des anisotropen Piezomaterials stehen allerdings nur Volumenelemente (SOLID5) zur Verfügung. Aus Kompatibilitätsgründen wurde das Metall auch mit Volumenelementen (SOLID45) und nicht mit Shell-Elementen beschrieben.

5.2.6.2.2 Modalanalyse

Das Modell des Biegeschwingers für die Modalanalyse besteht im Prinzip aus zwei sehr flachen Zylindern, wobei einer die Metallmembran, der andere die Piezoscheibe darstellt. Damit diese Volumina später sinnvoll in kleine Elemente unterteilt werden können (Vermaschung der Volumina) werden zunächst Zylindersegmente generiert. Aus Viertelzylindern wird dann ein ganzer Zylinder zusammengesetzt.

Die Genauigkeit der Simulation nimmt zu, je feiner die Struktur in Elemente unterteilt wird. Allerdings steigt dadurch die Rechenzeit an, weil für jedes Element eine Lösung berechnet werden muss. Eine in zu kleine Elemente unterteilte Struktur bringt aber keine wesentliche Verbesserung der Genauigkeit mit sich, so dass zwischen benötigter Rechenzeit und Feinheit der Vermaschung ein Kompromiss gefunden werden muss. Damit die Lösungen für die Volumenelemente (Solids) gut berechnet werden können, sollten sie in ihrer

Form einem Würfel möglichst nahe kommen. Um beim monomorphen Biegeschwinger auf diese Elementform zu kommen, ist bereits eine sehr feine Vermaschung notwendig, da der Biegeschwinger mit 0,5 mm sehr dünn ist und einen Außendurchmesser von 25 mm hat. Das Modell des Biegeschwingers bestand aus 3680 SOLID5-Elementen für das Piezomaterial und aus 5520 SOLID45-Elementen für die Messingmembran. Die Simulation wurde auf einem Knoten des Parallelrechners SP6000 von IBM des Rechenzentrums der Universität Karlsruhe durchgeführt. Durch die Vernetzung der Institutsrechner mit dem Rechenzentrum konnte am Institut an einer Sun-Workstation gearbeitet werden. Wegen des anisotropen Piezomaterials und der feinen Vermaschung des Modells betrug die Rechenzeit auf einem Knoten des Parallelrechners bereits sechs Stunden. Während der Berechnung werden Files mit Zwischen- und Endergebnissen in einem Arbeitsverzeichnis auf Festplatten des Rechenzentrums abgelegt. Diese Files beanspruchten Plattenplatz in der Größenordnung von einem Gigabyte. Aus den Ergebnissen der Berechnung sind in Abbildung 5.30 vier Schwingungsmoden des Biegeschwingers zusammengestellt.

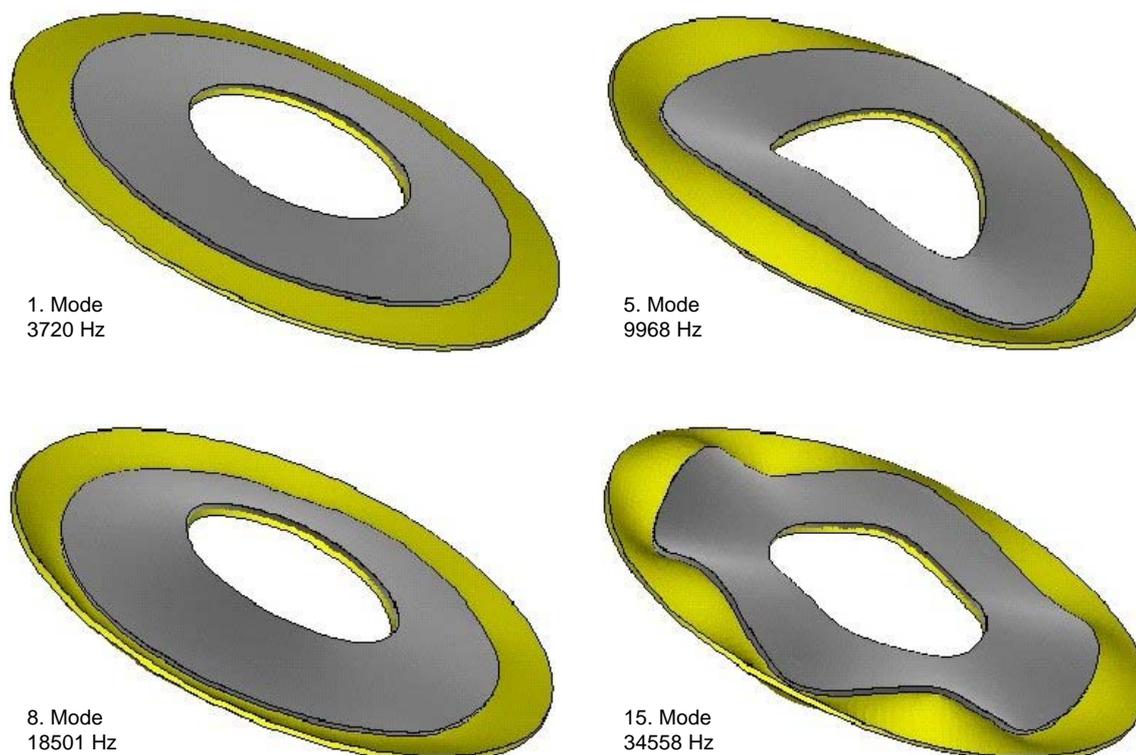


Abbildung 5.30: FEM-Simulation des Biegeschwingers

Der Biegeschwinger wurde an der oberen und unteren Kante des Metallrandes bei einem Außendurchmesser von 25 mm festgehalten. Die erste Resonanz stimmt mit einer Abweichung von 10 % gut mit der Realität überein. Als Grund für die Abweichung könnten beispielsweise die nicht bekannten Daten des Piezomaterials des Biegeschwingers angeführt werden. Verwendet wurden die Daten des Standardpiezomaterials VIBRIT 420 von Siemens. Die zweite radiale Resonanzfrequenz liegt bei 18 kHz und nicht, wie man zunächst erwarten würde, beim doppelten Wert der ersten Resonanzfrequenz. Zahlreiche andere Schwingungsmoden liegen zwischen der ersten und zweiten radialen Resonanzfrequenz, wovon in Abbildung 5.30 exemplarisch einer herausgegriffen ist. Diese Moden treten allerdings in Realität nicht auf, da durch den Piezo nur radialsymmetrische Schwingungen angeregt werden können, was durch eine harmonische Analyse bestätigt werden konnte. Der Wert der zweiten radialsymmetrischen Resonanzfrequenz (18 kHz) stimmt allerdings nicht mit der gemessenen Resonanzfrequenz (34 kHz) überein. Eine Begründung für diese Diskrepanz wäre, dass die Ergebnisse der Simulation um so ungenauer werden, je höher die Ordnung der Schwingungsmoden liegt, da sich Rundungsfehler aufsummieren. Eine andere mögliche und wahrscheinliche Begründung wäre, dass der Biegeschwinger bei elektrischer Anregung aufgrund der

elektromechanischen Kopplung ein Schwingungsverhalten zeigt, welches durch die Modalanalyse nicht erfasst wird.

Der Verdacht, dass eine Modalanalyse den elektrisch angeregten Biegeschwinger nicht gut beschreibt, erhärtet sich beim Betrachten der unsymmetrischen Schwingungsform bei 34 kHz in Abbildung 5.30. Dieser Mode sollte nämlich radialsymmetrisch sein, da bei 34 kHz eine Resonanz des Biegeschwingers tatsächlich gemessen wurde und durch den Piezo nur radialsymmetrische Schwingungen angeregt werden können. Deswegen ist zur besseren Beschreibung des Schwingungsverhaltens eine harmonische Analyse notwendig. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen werden im folgenden dargestellt.

Eine Vergrößerung des Außendurchmessers zieht eine Zunahme der mitschwingenden Masse nach sich. Daraus ergibt sich eine niedrigere Resonanzfrequenz. Bei Variation der Dicke sind die Verhältnisse nicht mehr so eindeutig. Vergrößert man sie, so steigt einerseits die Steifigkeit des Biegeschwingers, andererseits aber auch die mitschwingende Masse. Eine höhere Steifigkeit wirkt resonanzfrequenzsteigernd, eine höhere Masse dagegen resonanzfrequenzsenkend. Wegen dieser konträren Effekte kann keine Aussage getroffen werden, in welcher Richtung sich die Resonanzfrequenz verschiebt. In den folgenden zwei Diagrammen (Abbildung 5.31) sind Simulationsergebnisse bei Variation des Außendurchmessers D und festgehaltener Dicke d , sowie bei Variation der Dicke und festgehaltenem Außendurchmesser dargestellt.

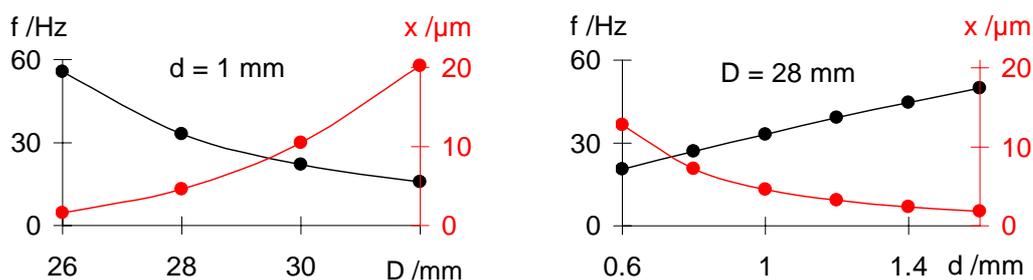


Abbildung 5.31: Resonanzfrequenz und Amplitude bei Variation von Dicke und Durchmesser

Bei fester Dicke ($d = 1$ mm) ist der Verlauf der Resonanzfrequenz zu größeren Außendurchmessern hin nichtlinear abnehmend. Bei festem Außendurchmesser ($D = 28$ mm) steigt die Resonanzfrequenz bei Zunahme der Dicke des Biegeschwingers fast linear. Offenbar dominiert der Effekt der größeren

Steifigkeit den der größeren Masse. Welche Geometrie nun im Hinblick auf die Auslenkungsamplitude die besseren Ergebnisse liefert, lässt sich aus den Diagrammen (Abbildung 5.31) nicht sagen. Eine Aussage über die zu erwartende abgegebene Schallleistung lässt sich erreichen wenn man das Produkt $x \cdot f^2$ betrachtet. In der folgenden Graphik (Abbildung 5.32) sind deswegen die Variation der Dicke und des Außendurchmessers, sowie der Wert $x \cdot f^2$ zusammen dargestellt.

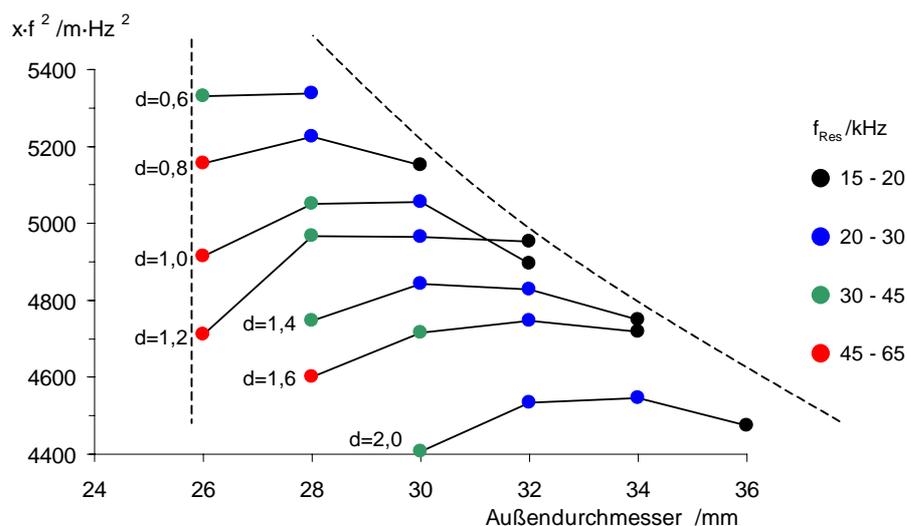


Abbildung 5.32: Ergebnisse der Simulation

Die Punkte in der Graphik (Abbildung 5.32) stellen jeweils eine bestimmte Geometrie des Biegeschwingers dar. Die durch Linien verbundenen Punkte besitzen alle dieselbe Dicke. Auf der Abszisse sind die Außendurchmesser der Biegeschwinger aufgetragen, auf der Ordinate die Werte $x \cdot f^2$, die ein Maß für den erreichbaren Schalldruck darstellen. Die Farbe der Punkte gibt an, in welchem Frequenzbereich die Resonanzfrequenz der Biegeschwinger liegt. Des Weiteren sind als gestrichelte Linien noch zwei Grenzen eingezeichnet. Die rechte Grenze bedeutet, dass es nicht sinnvoll ist, noch größere Außendurchmesser zu simulieren, da die Resonanzfrequenz kleiner als 15 kHz wird und damit in das hörbare Frequenzspektrum reicht. Wenn der Außendurchmesser des Biegeschwingers nur 26 mm beträgt und der Durchmesser des Loches 20 mm, bleibt von der Einspannung des Biegeschwingers bis zum Rand des Loches noch ein Streifen von 3 mm stehen.

Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen

Dieser Streifen wird mindestens benötigt, um eine Kalotte am Lochrand des Biegeschwingers befestigen zu können. Deshalb wird die horizontale linke Grenze zu noch kleineren Außendurchmessern hin gezogen. Die Simulation von noch dünneren Biegeschwingern, die offensichtlich einen größeren Wert $x \cdot f^2$ aufweisen, scheidet auch aus, da die Resonanzfrequenz wieder hörbar wird.

Aufgrund der Simulationsergebnisse, wird ein Biegeschwinger mit 28 mm Außendurchmesser und einer Dicke von 0,6 mm ausgewählt.

5.2.6.2.3 Realisierung

Anhand der Ergebnisse der Simulation wurde ein bimorpher piezoelektrischer Biegeschwinger aufgebaut. Abbildung 5.33 zeigt die Fertigungsskizze des Wandlers. Zur Erhöhung des Schalldrucks am Auge wurde der Wandler zusätzlich mit einer fokussierenden Kalotte versehen. Die Kalotte wurde aus einem sehr leichten Kunststoff gefertigt, um das Verhalten des Wandlers möglichst wenig zu beeinflussen.

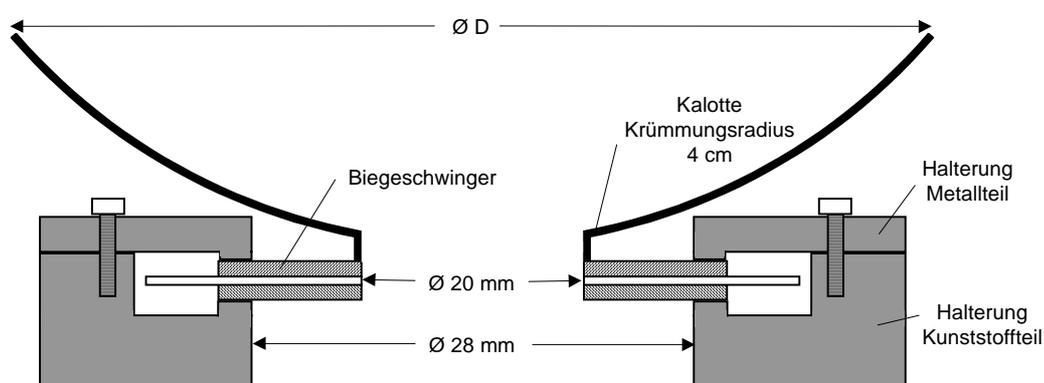


Abbildung 5.33: Skizze des Biegeschwingers mit Kalotte

Durch das Aufbringen der Kalotte wird die Resonanzfrequenz des Wandlers leicht nach unten verschoben. Die Resonanzfrequenz beträgt ohne Kalotte 34,84 kHz und mit Kalotte 33,76 kHz. Der fertig aufgebaute Wandler ist in Abbildung 5.34 dargestellt.

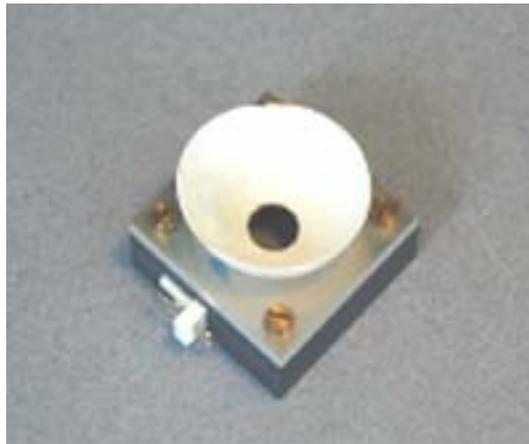


Abbildung 5.34: Ultraschallwandler mit Biegeschwinger

Mit diesem Ultraschallwandler wurde bei der Anregungsfrequenz von 33,76 kHz ein Schalldruck von 474,7 Pa (147,5 dB) erreicht.

5.2.6.3 Piezokeramische Dickenschwinger

Für Ultraschallanwendungen in festen oder flüssigen Medien, bei denen eine sehr hohe Ultraschalleistung erforderlich ist, werden sehr häufig piezokeramische Dickenschwinger eingesetzt. Dickenschwinger sind piezoelektrische Strukturen, bei denen im Gegensatz zu den Biegeschwingern keine Übersetzung der Dehnung ausgenutzt wird, sondern direkt die durch die elektrische Anregung erzeugte Bewegung wirksam wird. Man kann mit solchen Systemen wesentlich geringere Auslenkungen als mit Dickenschwingern realisieren, eine direkte Verwendung zur Erzeugung von Ultraschall in Luft ist aus diesem Grunde nur bedingt möglich.

Eine Wandlerform mit relativ großer Amplitude sind aufgrund der geometrischen Gegebenheiten sogenannten Tubuswandler. Damit bezeichnet man piezokeramische Röhrchen, die sich bei entsprechender Ansteuerung in Richtung der Rotationsachse ausdehnen. Eine Erzeugung von Luftultraschall mit hoher Leistung ist damit aber nicht möglich, da die effektive Fläche zur Übertragung der Schwingung in die Luft sehr gering ist.

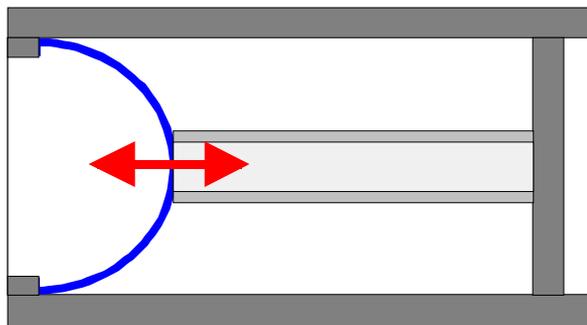


Abbildung 5.35: Skizze des Tubusschwingers

Eine Verbesserung wird dadurch erzielt, dass der Tubuswandler eine entsprechend befestigte Membran antreibt. Solche röhrenförmigen Wandler werden in vielen Bereichen eingesetzt, so z.B. als Sonderantrieb in Raster-Tunnel-Mikroskopen, oder auch als Miniaturflüssigkeitspumpen in Tintenstrahldruckern. Abbildung 5.35 zeigt die Skizze eines solchen Systems. In einem Gehäuse ist eine kalottenförmige Membran so eingesetzt, dass ein dahinter befestigter Tubuswandler die Schwingungen auf die Kalotte übertragen kann.

Nach obiger Zeichnung wurde ein entsprechendes System aufgebaut. Der Piezowandler ist ein Tubuswandler PiT 10x36x1 der Firma Piezomechanik GmbH. Die halbkugelförmige Membran ist aus einem 0,5 mm dicken Kunststoff gefertigt und hat einen Durchmesser von 38 mm. Das Gehäuse ist aus Gründen der Stabilität aus Aluminium hergestellt, der Piezowandler wird von der Rückseite des Gehäuses gegen die Membran gespannt. Der fertige Aufbau ist in Abbildung 5.36 zu sehen.



Abbildung 5.36: Realisiertes System des Tubusschwingers

Auch mit diesem Wandler wurden umfangreiche Messreihen zur Charakterisierung durchgeführt. Das System besitzt eine Resonanzfrequenz von

34,84 kHz. Die dabei gemessene Schalleistung beträgt 348,1 Pa (144,8 dB) bei einer Eingangsspannung von 250 V.

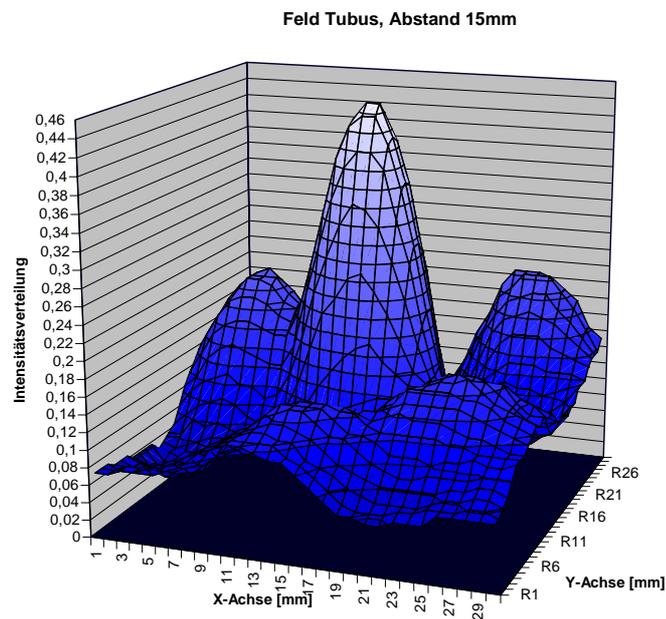


Abbildung 5.37: Feld des Tubusschwingers

In Abbildung 5.37 ist das Feld des Wandlers senkrecht zur Ausbreitungsrichtung der Schallwellen dargestellt. Sehr deutlich erkennt man die Fokussierung der Schalleistung, die durch die Membran erreicht wird.

5.2.7 Piezokeramischer Dickenschwinger mit Anpassschicht

Für Anwendungen in Luft besteht bei piezokeramischen Dickenschwingern das Problem der Anpassung der akustischen Impedanz des Wandlers an die akustische Impedanz der Luft. Aufgrund des großen Impedanzunterschiedes kommt es zu einer starken Reflektion der Schallwellen an der Grenzfläche, so dass nur ein Bruchteil der Energie in die Luft abgegeben werden kann. Der Reflektionsfaktor an der Grenzfläche berechnet sich nach folgender Formel

$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)}{(Z_2 + Z_1)} \quad (5.59)$$

wobei Z_2 die akustische Impedanz im Medium 2 und Z_1 die akustische Impedanz in Medium 1 ist.

Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen

Eine Verbesserung kann durch eine auf den Wandler aufgebrachte Schicht zur Impedanzanpassung realisiert werden. Diese Schicht muss so beschaffen sein, dass ihre Impedanz zwischen der der Luft und der des Wandlers liegt.

Den Wert der akustischen Impedanz erhält man aus folgender Gleichung:

$$Z_a = \sqrt{Z_1 \cdot Z_2} \quad (5.60)$$

Aus Gleichung (5.60) erhält man mit den Werten für $Z_{\text{Luft}} = 420 \text{ Ns/m}^3$ und $Z_{\text{Piezo}} = 24 \cdot 10^6 \text{ Ns/m}^3$ einen Wert von $8,6 \cdot 10^4 \text{ Ns/m}^3$ für eine ideale Anpassschicht.

In Tabelle 5.4 ist eine Übersicht über die akustische Impedanz verschiedener technischer Materialien gegeben.

Keines dieser Materialien erfüllt nach der oben angeführten Berechnung die Anforderungen an die Anpassschicht. Benötigt wird ein Material mit einer wesentlich geringeren akustischen Impedanz. Das bedeutet nach Gleichung (5.13) ein Material mit wesentlich geringerer Schallgeschwindigkeit oder wesentlich geringerer Dichte.

Material	Akustische Impedanz [$\cdot 10^6 \text{ Ns/m}^3$]
Keramik	18 – 30
Alu	17
PMMA (Plexiglas)	3,2
PVC	3,4
Polyesterharz	2,7
Polystyrol	2,4
Wasser	1,5
Luft	420 Ns/m ³

Tabelle 5.4: Akustische Impedanz verschiedener Materialien

Ein Material mit einer sehr geringen akustischen Impedanz ist ein Gemisch aus sehr kleinen Glashohlkugeln (MicroBalloons), mit einem Durchmesser unter $100 \mu\text{m}$, und Polyesterharz. Über das Mischungsverhältnis kann man die Dichte des Materials in einem weiten Bereich einstellen.

5.2.7.1 Modellbildung

Zum Entwurf einer geeigneten Anordnung aus piezokeramischem Ultraschallwandler und einer Schicht zur Anpassung der akustischen Impedanz wird ein Modell erstellt, das die Simulation der Schallausbreitung in den verschiedenen Medien, also auch die Schallübertragung in Luft, erlaubt. Das Modell basiert auf einer Matrixmethode, wie sie zum Entwurf optischer Mehrschicht-Entspiegelungsschichten verwendet wird. Bei einem allgemeinen Ansatz betrachtet man ein System mit n Schichten, die miteinander verbunden sind. In Abbildung 5.38 ist ein solches allgemeines System dargestellt. Die Eingangsgröße ist die Intensität I_0 . Im Falle des Piezokeramischen Wandlers mit Anpassschicht beschreibt I_0 die elektrische Anregung des Systems. In den nächsten Schichten betrachtet man jeweils eine Komponente der Schallwelle, die sich von links nach rechts ausbreitet, und die mit $I_{x,r}$ gekennzeichnet ist, und eine Komponente die sich in entgegengesetzter Richtung ausbreitet ($I_{x,l}$). Die Ausgangsgröße des gesamten Systems ist die Intensität tI_0 , wobei t den Transmissionsfaktor des gesamten Systems beschreibt.

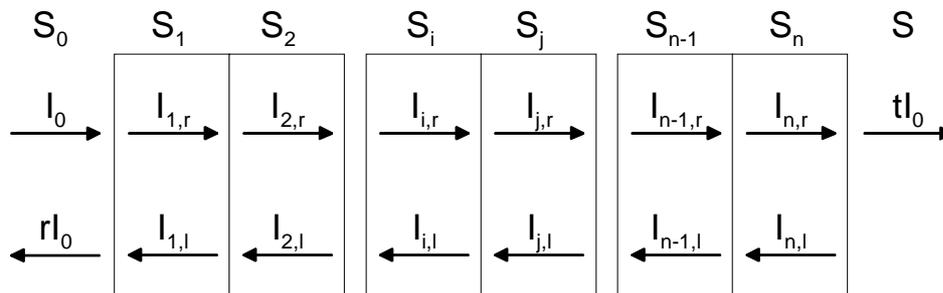


Abbildung 5.38: Allgemeiner Ansatz zur Modellierung von Schichtsystemen

Die beiden Komponenten der Intensität I_x in einer beliebigen Schicht lassen sich beschreiben als die Summe der innerhalb der Schicht reflektierten Komponenten und der aus der Nachbarschicht durch die Grenzfläche transmittierten Komponenten. Die Darstellung dieser beiden Größen findet man in Gleichung (5.61) und Gleichung (5.62)

$$I_j^l = t_{ij} I_i^l + r_{ji} I_j^r \quad (5.61)$$

$$I_i^r = r_{ij} I_i^l + t_{ji} I_j^r \quad (5.62)$$

Nach ein paar Umformungen erhält man

$$\begin{pmatrix} I_j^l \\ I_j^r \end{pmatrix} = \frac{1}{t_{ij}} \begin{pmatrix} 1 & -r_{ij} \\ -r_{ij} & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} I_i^l \\ I_i^r \end{pmatrix} = T_{ij} \begin{pmatrix} I_i^l \\ I_i^r \end{pmatrix} \quad (5.63)$$

das ist die Gleichung der Transmissionsmatrix, die den Übergang von einer Schicht in die andere beschreibt.

Dabei ist r_{ij} der Reflektionsfaktor an der Grenzfläche zwischen den Schichten i und j . Dieser Reflektionsfaktor lässt sich wie folgt bestimmen.

$$r_{ij} = \frac{Z_j - Z_i}{Z_j + Z_i} \cdot v_{r(ij)} \quad (5.64)$$

In Gleichung (5.64) sind Z_x die akustischen Impedanzen der einzelnen Schichten und $v_{r(ij)}$ der Verlustfaktor für die Reflektion an der Grenzfläche zwischen Schicht i und j .

Weiterhin hat man in Gleichung (5.61) den Transmissionsfaktor t_{ij} , der die Transmission von Schicht i in die Schicht j beschreibt. Dieser berechnet sich wie folgt:

$$t_{ij} = \sqrt{1 - r_{ij}^2} \cdot v_{t(ij)} \quad (5.65)$$

Darin enthalten sind der Reflektionsfaktor r_{ij} und der Faktor $v_{t(ij)}$, der die Verluste bei der Transmission durch die Grenzfläche hindurch beschreibt.

Außerdem bekommt man die Gleichung der Ausbreitungsmatrix, die die Ausbreitung der Schallwellen von einer Seite der Schicht auf die andere, also durch das homogene Schichtmaterial hindurch, beschreibt. Diese Ausbreitung lässt sich wie folgt beschreiben (Gleichung (5.66))

$$\begin{pmatrix} I_j^{*l} \\ I_j^{*r} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} v_j \exp\left(i \frac{2\pi}{\lambda_0} n_j L_j\right) & 0 \\ 0 & \frac{1}{v_j} \exp\left(-i \frac{2\pi}{\lambda_0} n_j L_j\right) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} I_j^l \\ I_j^r \end{pmatrix} = P_j \begin{pmatrix} I_j^l \\ I_j^r \end{pmatrix} \quad (5.66)$$

Darin beschreiben die Größen I^* die jeweiligen Intensitäten am Beginn der Schicht (linke Seite) und die Größen I die Intensitäten am Ende der Schicht (rechte Seite). Der Faktor v_j beschreibt die Verluste bei der Ausbreitung der Welle innerhalb der Schicht j , λ_0 ist die Wellenlänge, L ist die Länge der Schicht.

Für ein System aus n Schichten erhält man daraus folgende allgemeine Darstellung, die die Ausbreitung der Welle innerhalb der Schichten und die Transmission durch alle Schichten beschreibt.

$$\begin{pmatrix} rI_0 \\ I_0 \end{pmatrix} = T_{0,1} P_1 T_{1,2} P_2 T_{2,3} \dots T_{i-1,i} P_i T_{i,j} P_j T_{j,j+1} \dots T_{n-1,n} P_n T_n P \begin{pmatrix} 0 \\ tI_0 \end{pmatrix} \quad (5.67)$$

Diese Gleichung kann man in ihrer allgemeinen Form, für Anordnungen mit beliebig vielen Schichten, zusammenfassen als

$$\begin{pmatrix} rI_0 \\ I_0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0 \\ tI_0 \end{pmatrix} = S \begin{pmatrix} 0 \\ tI_0 \end{pmatrix} \quad (5.68)$$

Daraus lassen sich nun der Reflektionsfaktor und der Transmissionsfaktor für die gesamte Anordnung berechnen. Der Reflektionsfaktor beträgt

$$r = \frac{S_{12}}{S_{22}} \quad (5.69)$$

Für den Transmissionsfaktor erhält man nach Umformungen

$$t = \frac{r}{S_{12}} = \frac{1}{S_{22}} \quad (5.70)$$

Aus dieser allgemeinen Herleitung lassen sich nun die Beziehungen für eine Anordnung aus einem piezokeramischen Wandler und einer Anpassschicht, die in Luft betrieben werden, ableiten.

Das Modell vereinfacht sich für diesen Fall wie in Abbildung 5.39 dargestellt.

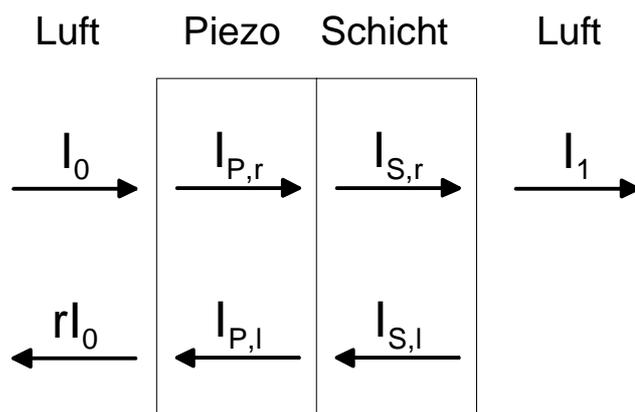


Abbildung 5.39: Modell des Piezos mit Anpassschicht

Die Matrix S , die das gesamte System beschreibt hat in diesem Fall die Form

$$S = T_1 \left(P_2 \cdot \left(T_2 \cdot \left(P_3 \cdot T_3 \right) \right) \right) \quad (5.71)$$

Durch Einsetzen von Gleichung (5.63) und Gleichung (5.66) erhält man daraus einen Ausdruck mit den physikalischen Parametern der einzelnen Schichten.

Somit hat man nun eine mathematische Beschreibung des Schichtsystems, bestehend aus einem piezokeramischen Dickenschwinger und einer Anpassschicht. Dabei sind nur ein Teil der Parameter, die zur Simulation benötigt werden, bekannt. Unbekannte Parameter sind die Schallgeschwindigkeit des Schichtmaterials c_s , Verlustfaktoren im Piezo und in der Schicht v_p und v_s , sowie die Verlustfaktoren bei Reflektion und Transmission an den Grenzflächen $v_{r(i,j)}$ und $v_{t(i,j)}$.

Ziel der nachfolgenden Untersuchungen muss somit zunächst sein, ein Verfahren zur Bestimmung der unbekannt Parameter zu entwickeln. Mit dem vollständigen Modell sind dann anschließend Simulationen zur Dimensionierung eines an die Aufgabenstellung optimal angepassten Systems möglich.

5.2.7.2 Simulation

Die Modellierung und Simulation des Wandlersystems aus Piezokeramik und Anpassschicht wurde in Matlab durchgeführt. Dazu wurde ein parametrisierbares Modell des Systems aufgestellt, in dem die einzelnen Größen auf einfache Weise geändert werden können. Ausgehend von einem normierten Einheitssignal wurde für einen festen Satz von Parametern der Amplitudengang des Systems an der

Ausgangsseite, also die abgegebene Leistung, berechnet. Im nächsten Schritt wird der zu untersuchende Parameter variiert und erneut der Frequenzgang berechnet.

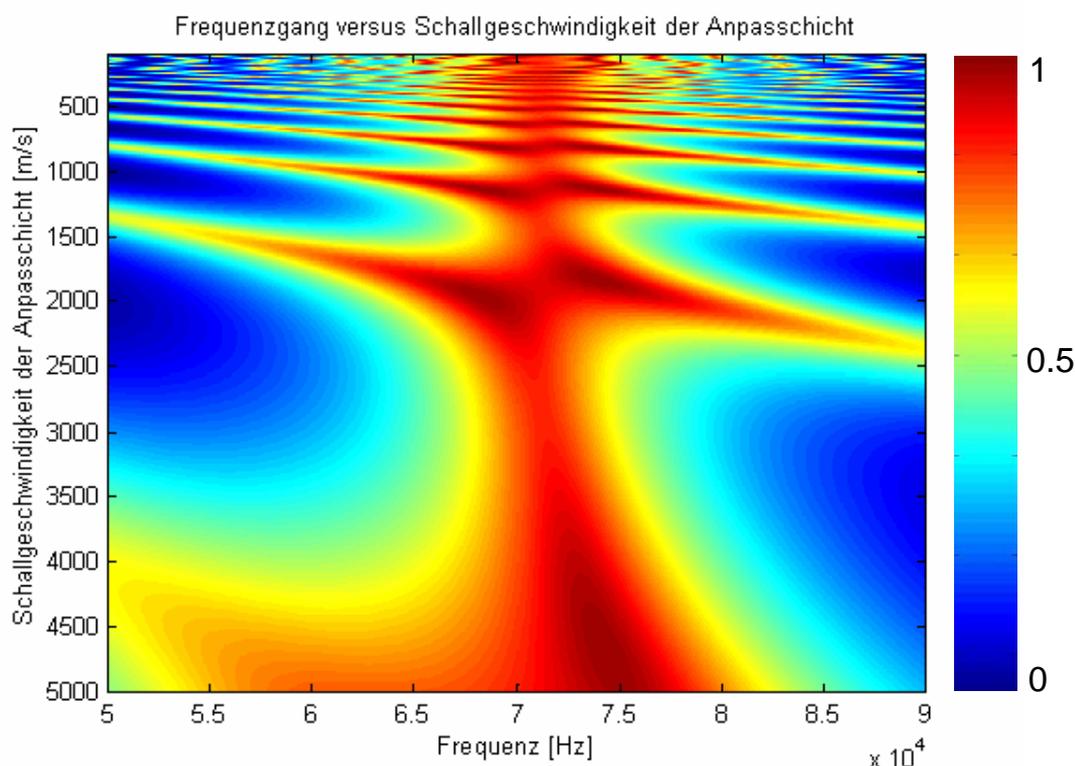


Abbildung 5.40: Frequenzgang in Abhängigkeit der Schallgeschwindigkeit der Anpassschicht

Abbildung 5.40 zeigt das Ergebnis einer solchen Simulation. Eine Zeile stellt dabei den Amplitudengang bei festen Parametern dar, die Höhe der Amplitude wird farblich kodiert. Auf der y-Achse ist der zu variiierende Parameter aufgetragen. In obigem Beispiel ist der Frequenzgang in Abhängigkeit von der Schallgeschwindigkeit der Anpassschicht berechnet.

Der Frequenzgang des Wandlersystems weist mehrere Maxima auf (vgl. Abbildung 5.41). Diese sind auf Resonanzen innerhalb einer Schicht zurückzuführen. Der gesamte Aufbau lässt sich als ein System gekoppelter Resonatoren beschreiben. Die Kopplung der Resonatoren untereinander bewirkt eine Verschiebung der einzelnen Resonanzfrequenzen, sodass eine getrennte Betrachtung der Schichten nicht möglich ist.

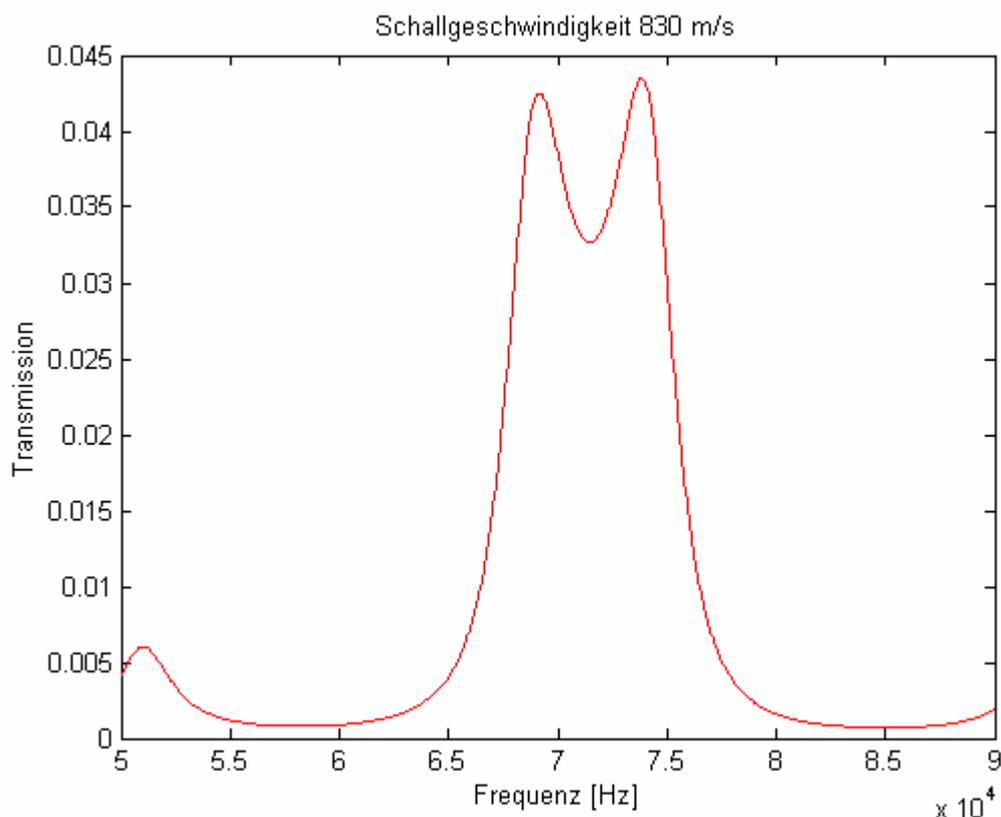


Abbildung 5.41: Amplitudengang der Simulation bei festen Parametern

Man erkennt in der Abbildung 5.40 eine Zunahme der Anzahl der Amplitudenmaxima bei einer niedrigen Schallgeschwindigkeit, da sich hier viele Harmonische der Grundschwingung innerhalb des betrachteten Frequenzbereiches befinden. Um nun die unbekannte Schallgeschwindigkeit innerhalb der Anpassschicht bestimmen zu können, ist ein Vergleich der Simulationsergebnisse mit Messergebnissen an einem realen Wandler erforderlich. Durch einen einfachen Vergleich von Lage und Anzahl der Amplitudenmaxima lässt sich so der gesuchte Wert ermitteln. Eine Zusammenstellung aller bei der Simulation erhaltenen Ergebnisse ist am Ende dieses Abschnittes eingefügt.

Bei den weiteren Untersuchungen ging es darum, den Einfluss der einzelnen Parameter des Systems auf die abgegebene Leistung des Wandlers zu betrachten. In den nachfolgenden Abbildungen (Abbildung 5.42 und Abbildung 5.43) sieht man die Ergebnisse der Simulation in Abhängigkeit von den Verlustfaktoren, zum einen innerhalb der Anpassschicht und zum anderen für die Reflektion an der Grenzfläche zwischen Piezo und Anpassschicht.

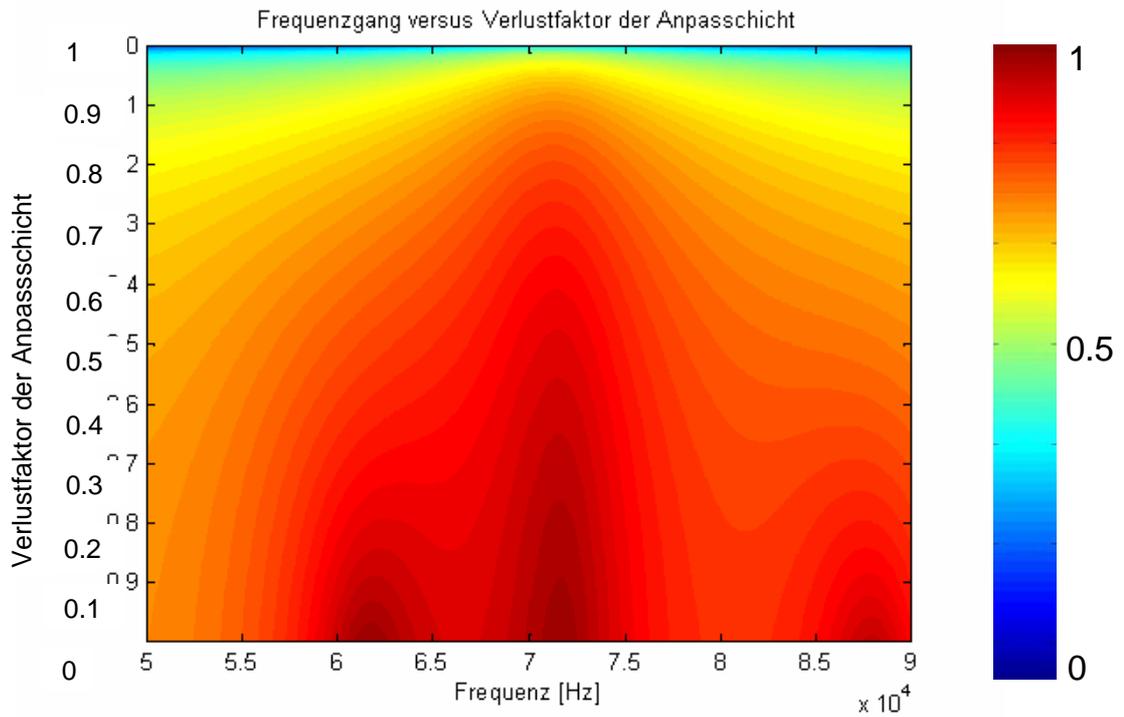


Abbildung 5.42: Frequenzgang in Abhängigkeit vom Verlustfaktor der Anpassschicht

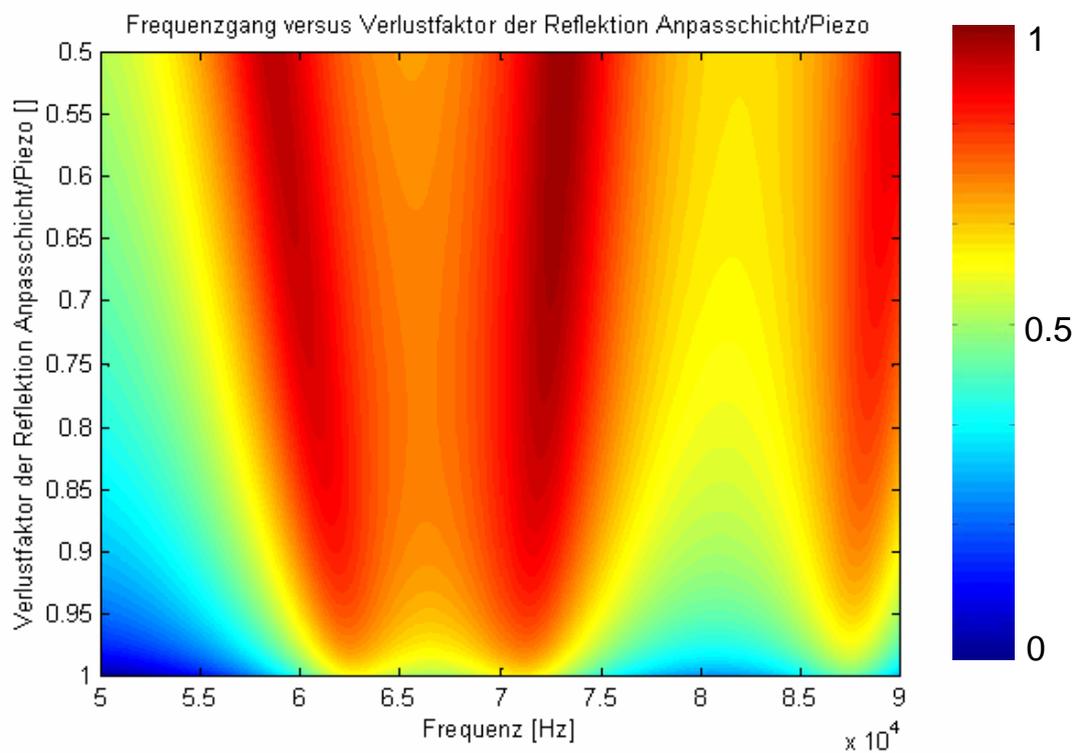


Abbildung 5.43: Frequenzgang in Abhängigkeit vom Verlustfaktor der Reflektion der Grenzfläche Anpassschicht/Piezo

Aus den Simulationen und dem Vergleich mit Messungen an einem realen Wandlersystem wurden die unbekannt Materialparameter bestimmt. In Tabelle 5.5 sind die Ergebnisse der Simulationen noch einmal zusammengestellt.

Parameter	Wert
Schallgeschwindigkeit des Schichtmaterials c_s	873 m/s
Verlustfaktor des Piezos ν_p	0,92
Verlustfaktor der Anpassschicht ν_s	0,95
Verlustfaktor der Reflektion zwischen Piezo und Schicht $\nu_{r(P,S)}$	0,91
Verlustfaktor der Transmission zwischen Piezo und Schicht $\nu_{t(P,S)}$	0,89

Tabelle 5.5: Ergebnisse der Simulationen

Diese Materialparameter können nun in das Modell des Wandlers eingesetzt werden. Eine Verifikation des Modells anhand eines Vergleichs der nun vollständigen Simulation mit einer Messreihe, zeigen Abbildung 5.44 und Abbildung 5.45. Das erste Bild zeigt das Ergebnis einer Messreihe, bei der die Anpassschicht nach jeder Messung um ein Stück abgetragen wurde. Die Messreihe wurde in Schritten von 0,5 mm durchgeführt.

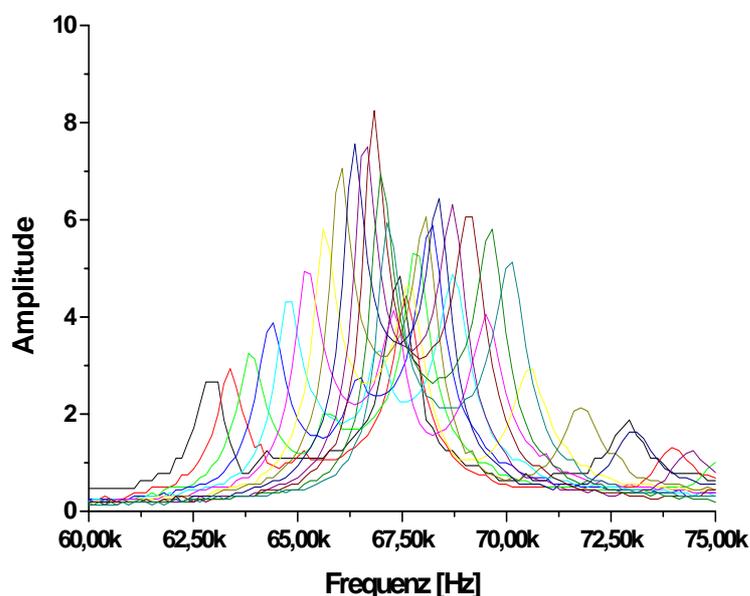


Abbildung 5.44: Messung des Piezos mit verschiedenen Dicken der Anpassschicht

In der Grafik sind eine Auswahl der verschiedenen Frequenzgänge aufgetragen. Man erkennt die beiden Maxima des Frequenzganges, die durch die beiden

Resonatoren verursacht werden und die Verschiebung dieser beiden Maxima bei der Variation der Dicke der Anpassschicht.

Der Vergleich der Messungen mit den in der Simulation erhaltenen Ergebnissen bestätigt die dem Modell zugrundeliegenden Annahmen und Parameterwerte. Es besteht eine sehr gute Übereinstimmung zwischen den beiden Ergebnissen.

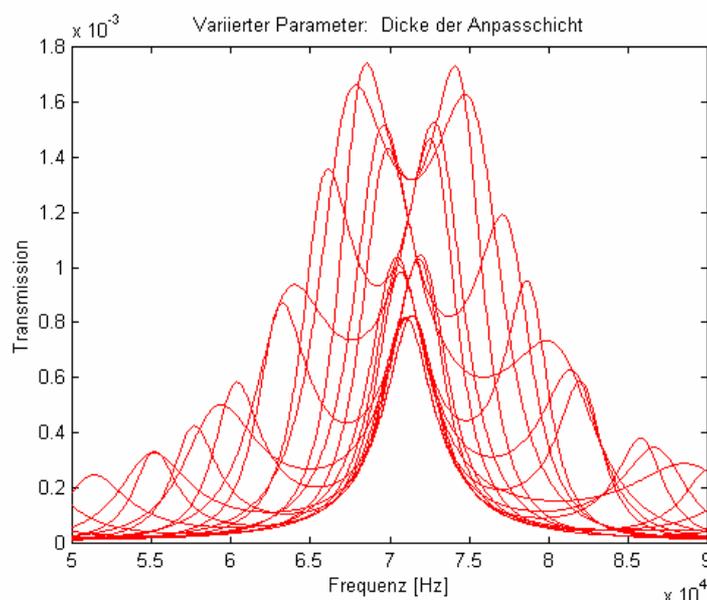


Abbildung 5.45: Simulation des Piezos mit verschiedenen Dicken der Anpassschicht

Das Modell ist geeignet, die Vorgänge der Ultraschallerzeugung mit einer beschichteten Piezokeramik zu beschreiben. Es wurde benutzt, um einen beschichteten Ultraschallwandler zum Einsatz in der Tonometrie, d.h. zur Anregungen von Schwingungen am menschlichen Auge, zu dimensionieren. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen sind im folgenden Abschnitt dargestellt.

5.2.7.3 Realisierung und Integration

Ziel bei der Realisierung eines geeigneten Wandlers ist in erster Linie eine möglichst effektive Schallerzeugung und Schallabgabe in das angrenzende Medium Luft. Neben diesen Faktoren sind aber noch weitere notwendige Randbedingungen an den Wandler einzuhalten (vgl. Abschnitt 5.2.2). Die wichtigsten sind hier noch einmal kurz erwähnt; es handelt sich dabei um ein Loch im Wandler für die interferometrische Schwingungsmessung und um die

kalottenförmige Gestalt des Wandlers, die eine möglichst hohe Fokussierung der Schalleistung auf der Cornea bewirkt.

Bei Berücksichtigung aller Randbedingungen konnten die Parameter des Wandlers wie folgt festgelegt werden (Tabelle 5.6).

Parameter	Wert
Piezomaterial	PZ26
Außendurchmesser	45 mm
Innendurchmesser	12 mm
Dicke des Piezos	7 mm
Dicke der Schicht	5,2 mm
Resonanzfrequenz	115,16 kHz
Radius der Kalotte	40 mm

Tabelle 5.6: Parameter des realisierten Ultraschallwandlers

Angestrebte piezokeramische Eigenschaften sind hohe Koppelfaktoren, hohe Gütewerte und große mechanische Stabilität, welche große mechanische Schwingungsamplituden im Resonanzbetrieb erlauben. Außerdem sind niedrige dielektrische Verluste und hohe Depolarisationsfestigkeit erstrebenswert. Des Weiteren ist eine möglichst hohe maximale Betriebstemperatur wünschenswert.

Mit dem Wissen aus oben genannten Materialanforderungen wurde sich für das Material PZ 26 der Firma AMROH Electronics GmbH entschieden.

Bei dem Piezowandler handelt es sich um eine speziell nach den obigen Werten angefertigte Keramik, die von der Firma Ferroperm hergestellt wurde. Die Keramik ist auf beiden Seiten mit einer Silberschicht als Kontaktfläche versehen. Das Schichtmaterial ist ebenfalls eine Spezialanfertigung, geliefert wurde das Rohmaterial von der Firma CTB. Ein besonderer Dank gilt an dieser Stelle Frau Prof. Ivers-Tiffée, durch deren Unterstützung die Untersuchungen zur Anpassschicht ermöglicht wurden.

Abbildung 5.46 zeigt den fertig montierten Wandler. Man erkennt die helle Schicht zur Impedanzanpassung, und innerhalb des Loches noch einen Teil der etwas dunkleren Piezokeramik. Der Wandler ist in einer Halterung befestigt, die kompatibel zu dem optischen Baukastensystem ist, aus dem der Optikkopf des Tonometers aufgebaut ist.

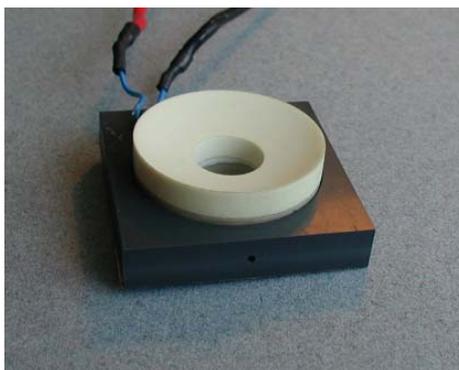


Abbildung 5.46: Piezokeramischer Dickenschwinger mit Anpassschicht

Mit Hilfe dieser Halterung kann der Ultraschallwandler als Anregungseinheit problemlos in den bestehenden Aufbau des Tonometers integriert werden.



Abbildung 5.47: Integration des Ultraschallwandlers in das Tonometer

Abbildung 5.47 zeigt das Gesamtsystem mit eingebautem Ultraschallwandler. In der linken Abbildung sieht man den Aufbau aus Patientensicht. Man erkennt im Vordergrund die Kopfstütze, um den Kopf vor dem Messsystem zu stabilisieren. Dahinter ist dann die Anregungseinheit zu sehen. Der Patient schaut durch das Loch im Ultraschallwandler auf eine Justagemarke, während die Messung der durch den Ultraschall induzierten Schwingungen vorgenommen wird. In der rechten Abbildung ist der Aufbau der Optikkopfes mit Anregungseinheit von oben dargestellt. Man erkennt hier sehr gut, dass der Wandler direkt zwischen dem optischen Messkopf und dem zu vermessenden Auge des Patienten angebracht ist. Die Größe des gesamten Anregungssystems ist im Vergleich zu dem optischen Messkopf sehr gering. Dies ist insbesondere auch im Hinblick auf eine mögliche Miniaturisierung des gesamten Systems hin zu einem mobilen Hand-Held System zu sehen.

5.2.7.4 Charakterisierung des Wandlers

Um eine Aussage über das Ergebnis des Entwurfs machen zu können, ist eine detaillierte Charakterisierung des Wandlers von Nöten. In den folgenden Abschnitten werden verschiedene Aspekte des Wandlerverhaltens untersucht. Im ersten Abschnitt werden Einflüsse auf den Wandler untersucht, die bei einem längeren Betrieb des Systems relevant sind. Das sind insbesondere Einflüsse der Temperatur, aber auch Einflüsse anderer Parameter, die bei einer längeren Belastung zur Schädigung des Wandlers oder zur Änderung wesentlicher Parameter führen können.

Im zweiten Teil werden die schalltechnischen Größen, wie die abgegebene Leistung, die räumliche Struktur des abgegebenen Feldes und Effekte wie stehende Wellen näher betrachtet.

5.2.7.4.1 Langzeitstabilität

Um eine Langzeitstabilität des Ultraschallwandlers zu gewährleisten, ist eine Depolarisation der Keramik zu vermeiden. Drei Einflussgrößen können zur Depolarisation führen.

- Thermische Depolarisation durch Erwärmung. In der Anwendung sollte die Betriebstemperatur der Piezokeramik die Hälfte der Curietemperatur nicht überschreiten. Auch die Lagertemperatur darf diese Grenze nur unwesentlich verletzen.
- Elektrische Depolarisation durch elektrische Ansteuerung gegen die ursprüngliche Polarisationsrichtung.
- Mechanische Depolarisation durch hohe Druckbelastung, insbesondere bei kurzgeschlossenen Elektroden.

Thermische Depolarisation:

Bei Variation der Umgebungstemperatur wurde die Messung der Wandlertemperatur vorgenommen. Hierbei wurde der Ultraschallwandler zum Einen in einem Klimaschrank positioniert (Abbildung 5.48) um die Umgebungstemperatur variieren zu können. Zum Anderen wurde mit einem Thermistor mit negativem Temperaturkoeffizienten (NTC) die Temperatur am

Wandler direkt bestimmt. Hierbei wurde die Temperaturabhängigkeit des NTCs mittels einer Exponentialanpassung vorgenommen.



Abbildung 5.48: Messung des Temperaturverhaltens des Wandlers

Um die Erwärmung des Ultraschallwandlers abschätzen zu können, wurde der Frequenz- und der Temperaturgang gleichzeitig gemessen. Dies ist in Abbildung 5.49 zu sehen. Der Frequenzgang ist dunkel und die Temperatur des Wandlers grau aufgetragen. Die Umgebungstemperatur wurde zu 20 °C und die Ansteuerspannung zu 200 V gewählt.

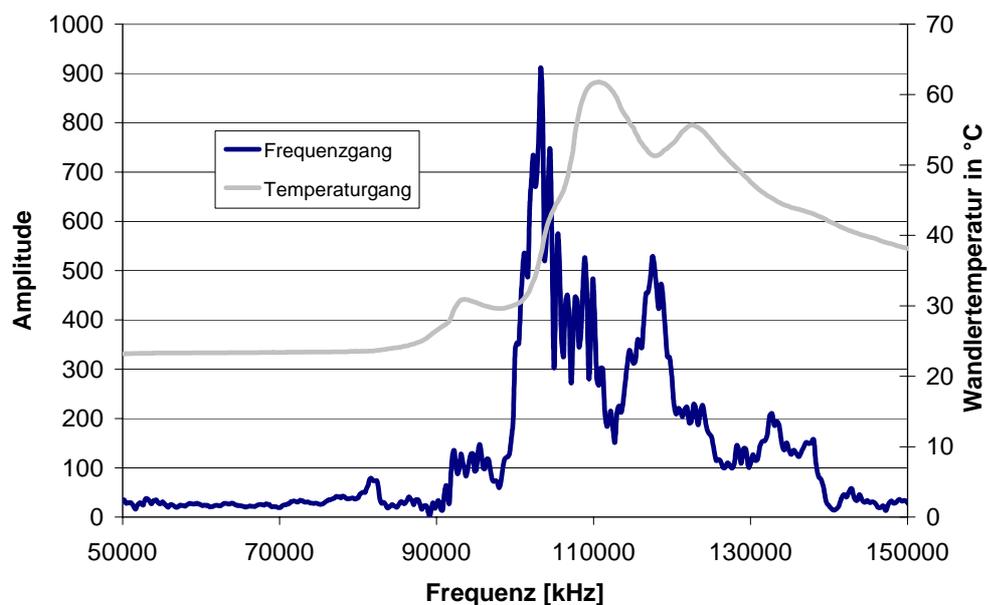


Abbildung 5.49: Temperatur- und Frequenzgang des Ultraschallwandlers

Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen

Es ist eine signifikante Temperaturerhöhung zu erkennen, wenn der Wandler in seiner Resonanz betrieben wird.

Um eine thermische Depolarisation zu vermeiden, sollte die Betriebstemperatur die Hälfte der Curietemperatur nicht überschreiten. Es ist also ein Material auszuwählen, welches eine hinreichend hohe Temperaturfestigkeit besitzt. Das für den Wandler ausgewählte Material besitzt eine Curietemperatur von 350 °C und erfüllt somit die gewünschte Anforderung.

Elektrische Depolarisation:

Um eine elektrische Depolarisation durch elektrische Ansteuerung gegen die ursprüngliche Polarisationsrichtung zu vermeiden, wird zum Betrieb des Wandlers ein fünfzigprozentiger Offset der Ansteuerspannung angelegt.

Mechanische Depolarisation:

Eine mechanische Depolarisation kann dadurch vermieden werden, dass die angelegte maximale Feldstärke einen festgelegten Wert nicht überschreitet. Laut Herstellerangaben beträgt diese Feldstärke für das verwendete Piezokeramische Material ca. 100 V / mm. Es darf also eine maximale Betriebsspannung von 100 V pro mm Materialdicke des piezokeramischen Dickenschwingers angelegt werden. Bei einer Materialdicke von 7 mm kann somit eine maximale Ansteuerspannung von 700 V an die Anregungseinheit angelegt werden.

Frequenzstabilität:

Ein wichtiger Parameter beim Einsatz des Ultraschallwandlers im Tonometer ist die Stabilität der Resonanzfrequenz des Anregungssystems. Ändert sich die Resonanzfrequenz mit sich ändernden Umgebungsbedingungen, ist eine optimale Funktion des Systems nicht mehr gewährleistet, da nicht mehr die maximale Schallleistung abgegeben werden kann. Um die Frequenzabhängigkeit der Resonanzfrequenz des Ultraschallwandlers zu ermitteln, wurde die Resonanzverschiebung bei unterschiedlichen Temperaturen und Ansteuerspannungen bestimmt.

Ergebnis dieser Untersuchung ist zum Einen die Unabhängigkeit der Resonanzfrequenz von der Ansteuerspannung. Zum Anderen ist eine geringe Temperaturabhängigkeit, wie in Abbildung 5.50 zu erkennen, vorhanden. Die

ermittelte Abhängigkeit der Resonanzfrequenz von der Temperatur stimmt exakt mit den Herstellerangaben für piezokeramische Dickenschwinger überein.

Da der Frequenzgang eine sehr hohe Güte besitzt, ist ein möglichst temperaturstabiler Betrieb des Ultraschallwandlers anzustreben oder eine Nachregelung der Anregungsfrequenz zu realisieren.

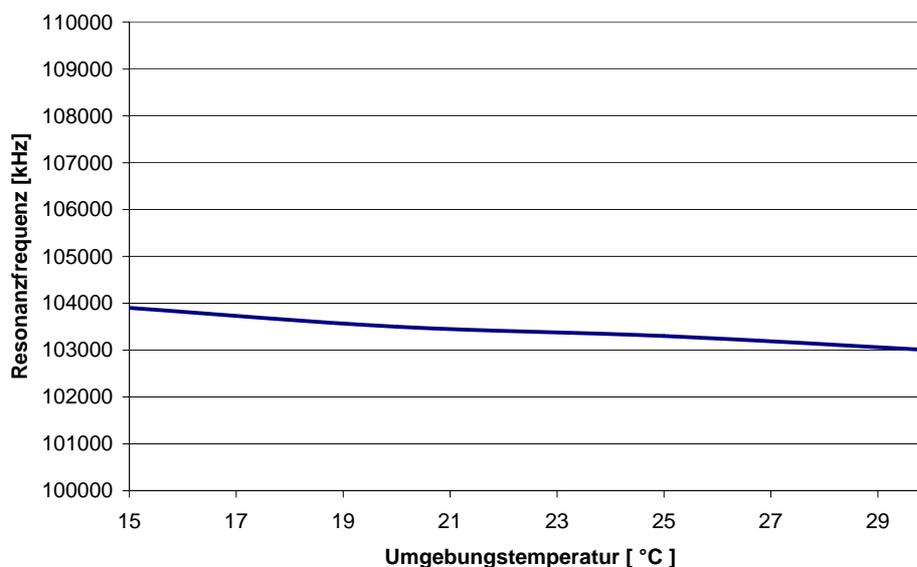


Abbildung 5.50: Verlauf der Resonanzfrequenz in Abhängigkeit von der Temperatur

5.2.7.4.2 Schallfeldvermessung:

Für eine umfassende Charakterisierung des Wandlers ist eine detaillierte Vermessung des abgegebenen Schallfeldes in seiner räumlichen Verteilung unumgänglich. Mit dem in Abschnitt 5.2.3 beschriebenen Aufbau wurde das Feld des Wandlers in allen drei Raumrichtungen vermessen.

In der folgenden Intensitätsverteilung ist eine deutliche Fokussierung in x – Richtung zu erkennen. Der Fokusbereich liegt bei ca. 5 mm. Der mit dieser Anordnung erzielte Schalldruck liegt bei 182 db, bei einer Resonanzfrequenz der Wandlers von 82,8 kHz und einer Anregungsspannung von 200 V.

Feld Kalotte, Abstand 15mm

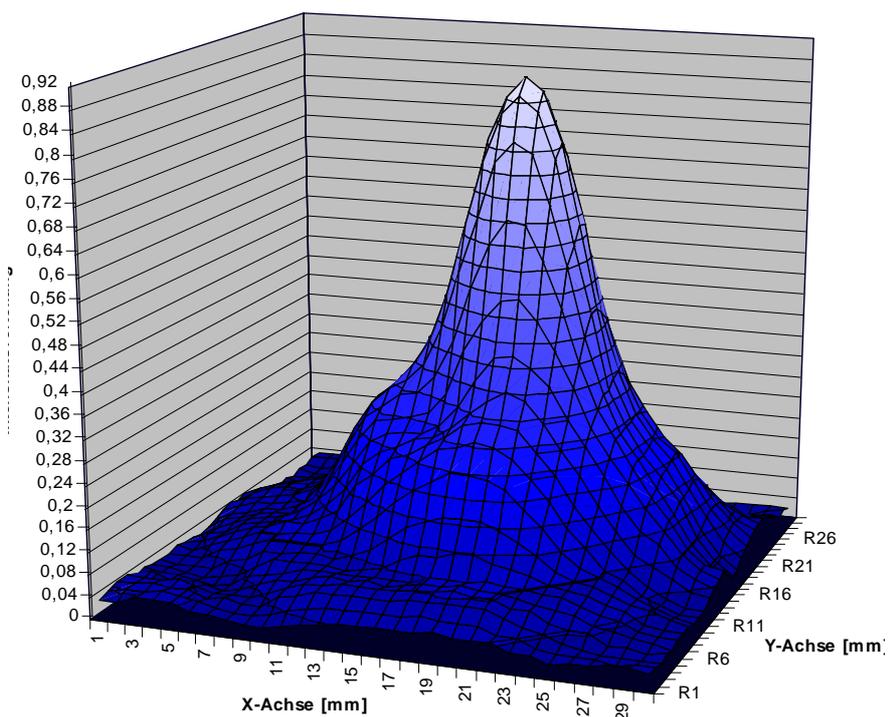


Abbildung 5.51: Schallfeld des Ultraschallwandlers in x-y-Richtung

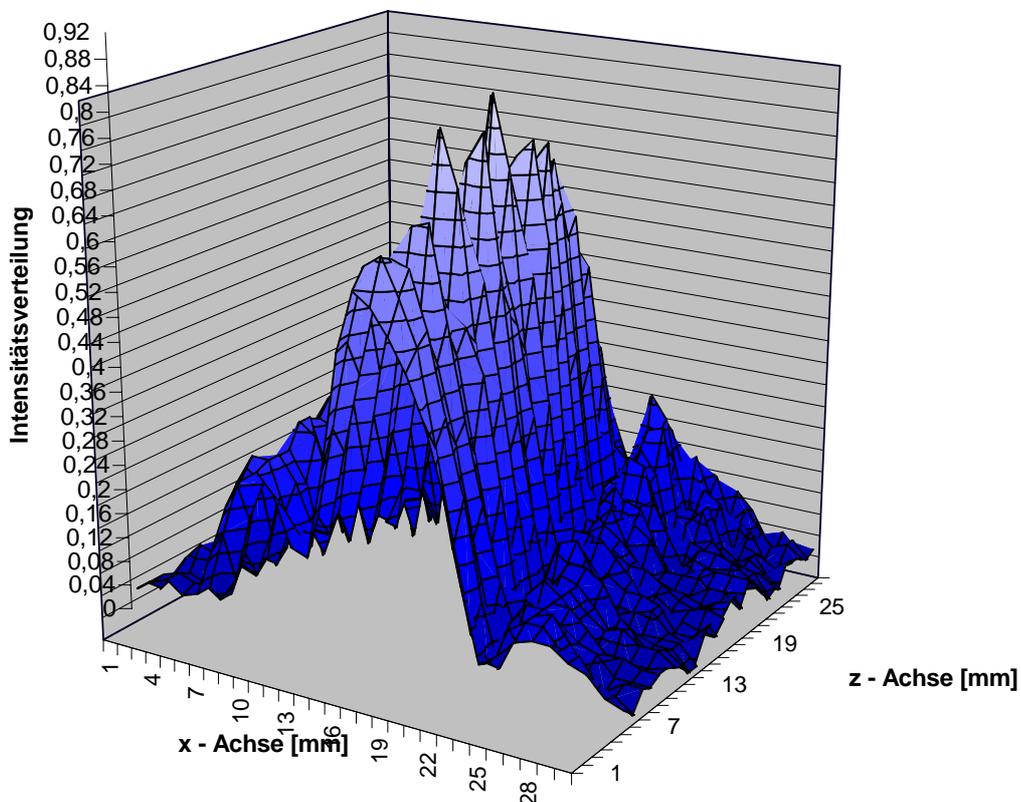


Abbildung 5.52: Schallfeld des Ultraschallwandlers in x-z-Richtung

In z – Richtung ist eine starke Inhomogenität des Schallfeldes erkennbar. Diese ist auf die Ausbildung von stehenden Wellen zwischen Wandler und Mikrofon zurückzuführen, die in Abständen von $\lambda/2$ auftreten. Um dieses Phänomen näher untersuchen zu können, wurde eine Messung der Intensitätsverteilung mit feinerer Auflösung, wie in Abbildung 5.53 zu sehen, durchgeführt.

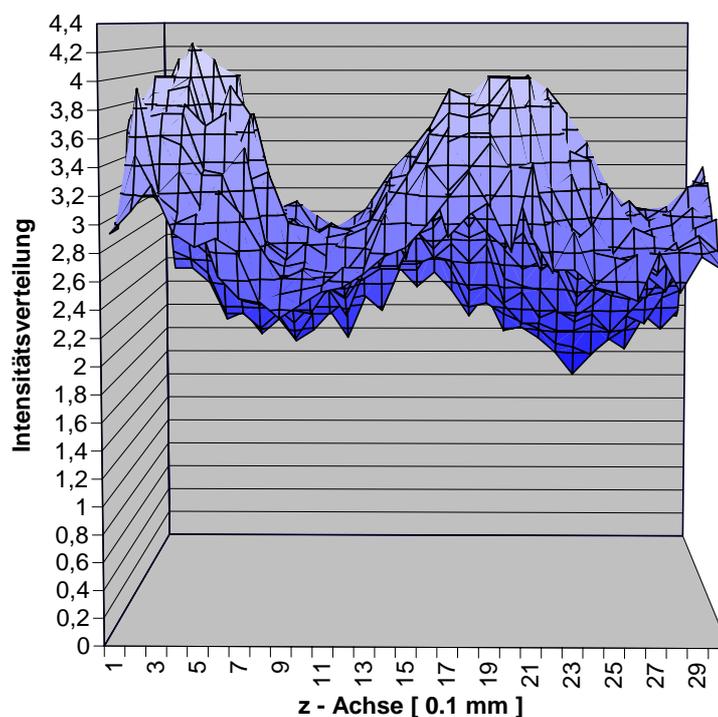


Abbildung 5.53: Stehende Wellen zwischen Wandler und Auge

Bei einer Frequenz von 115 kHz beträgt die Wellenlänge etwa 3 mm. Jeweils in Abständen der halben Wellenlänge vom Schallwandler ist ein Maximum des Schalldruckes zu erkennen.

Da jedoch die Cornea des Auges eine viel größere Grenzfläche darstellt, wurde mittels eines Reflektors die Hornhaut simuliert. Der Reflektor, mit einem Durchmesser von 3 cm, wurde hierbei auf Höhe des Mikrofons positioniert. Wie in Abbildung 5.53 zu sehen ist kommt es bei der Ausbildung von Schallbäuchen in etwa zu einer Verdopplung – im Vergleich zu den Schallknoten – der Intensität. Das Verhältnis der maximalen zur minimalen Intensität bei fester x – Position beträgt ca. 2,6.

Verfahren zur berührungslosen Anregung von Schwingungen

Diese Messungen machen deutlich, dass stehende Wellen zur Schwingungsanregung unbedingt ausgenutzt werden sollten. Des Weiteren sind bei geringen Positionierungsabweichungen starke Schalldruckschwankungen zu erwarten. Außerdem besteht eine Abhängigkeit der Schallgeschwindigkeit von der Temperatur T und der relativen Luftfeuchtigkeit rL [Mül03]. Somit variiert auch die Wellenlänge und der Abstand zwischen den stehenden Wellen. Um die Größenordnung der Variation abschätzen zu können wurden Näherungsrechnungen bei konstanter Temperatur bzw. Luftfeuchtigkeit durchgeführt. Deren Ergebnisse sind in folgenden Gleichungen aufgeführt.

$$\lambda(T, rL = \text{konst.}) \approx 5\mu\text{m}/^\circ\text{C} \quad (5.72)$$

$$\lambda(T = \text{konst.}, rL) \approx 20\mu\text{m}/\% \quad (5.73)$$

Diese Abschätzungen zeigen, dass Schwankungen in der Temperatur und der relativen Luftfeuchtigkeit einen Einfluss auf die Wellenlänge im Mikrometerbereich haben. Dadurch kann es zu Abstandsänderungen der stehenden Wellen kommen.

6 Realisierung der Systeme zur Messung von Augenbewegungen

Die Messung der Schwingungen am menschlichen Auge, die mit den im vorangegangenen Kapitel beschriebenen Anregungseinheiten induziert werden, stellt besondere Anforderungen an ein Messsystem. Dieses muss die sehr geringen Amplituden, die im Sub-Mikrometer-Bereich liegen, zuverlässig detektieren können. Die Messeinrichtung sollte Störungen eliminieren, die durch eine Vielzahl von Bewegungen des Auges und von Relativbewegungen des Kopfes zum Messsystem auftreten, und die um ein Vielfaches größer sind als das Messsignal selbst. Das nachfolgende Kapitel beschreibt das Konzept des Systems zur Messung der Augenbewegungen. Die Umsetzung dieses Konzeptes wird in Details in den Arbeiten von Drescher [Dre00] und Gundlach [Gun02] näher erläutert.

Zur Durchführung von Messungen wurden zwei Systeme realisiert. Bei dem ersten Gerät handelt es sich um ein Tischsystem. Der prinzipielle Aufbau orientiert sich an den typischen ophthalmologischen Instrumenten mit Kinnstütze für den Patienten und einem Bediengriff zur Positionierung für den Untersuchenden. Das zweite System ist ein Hand-Held Gerät, mit dem der Patient selbst Messungen durchführen kann. Der Aufbau der beiden Geräte und die Eigenschaften bezüglich der Messungen werden in den folgenden beiden Abschnitten näher erläutert.

6.1 Tischsystem

Das Tischsystem lässt sich in drei wesentliche Funktionseinheiten unterteilen. Zum ersten der optische Messkopf, der die Schwingung der Hornhautoberfläche interferometrisch bestimmt. Dieser ist auf einer mechanischen Verstelleinheit angebracht, mit deren Hilfe das System vor dem Auge des Patienten positioniert werden kann. Die Steuerung des Systems sowie die Signalaufnahme und Auswertung erfolgt in der zentralen Systemelektronik, die über ein einfaches Benutzerinterface bedient werden kann. Abbildung 6.1 zeigt ein Bild des realisierten Systems.

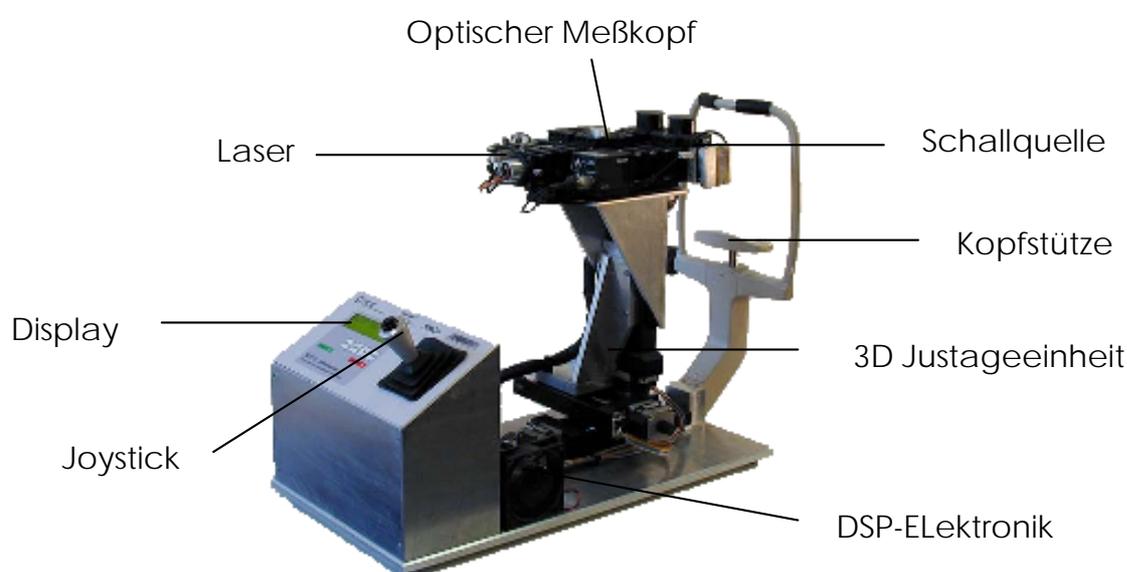


Abbildung 6.1: Tischsystem des akusto-optischen Tonometers

Man erkennt neben den schon erwähnten Komponenten, noch die Kopfstütze für den Patienten. Im Bild nicht zu erkennen ist die Anregungseinheit, die zwischen dem Optikkopf und dem Patienten angebracht ist.

6.1.1 Optikkopf

Der Optikkopf vereint mehrere Funktionen. In Abbildung 6.2 sind diese durch unterschiedliche Farben des Strahlenganges gekennzeichnet. Im einzelnen handelt es sich dabei um

- interferometrische Schwingungsmessung
- Grob- und Feinjustage

- Fixationshilfe für den Patienten

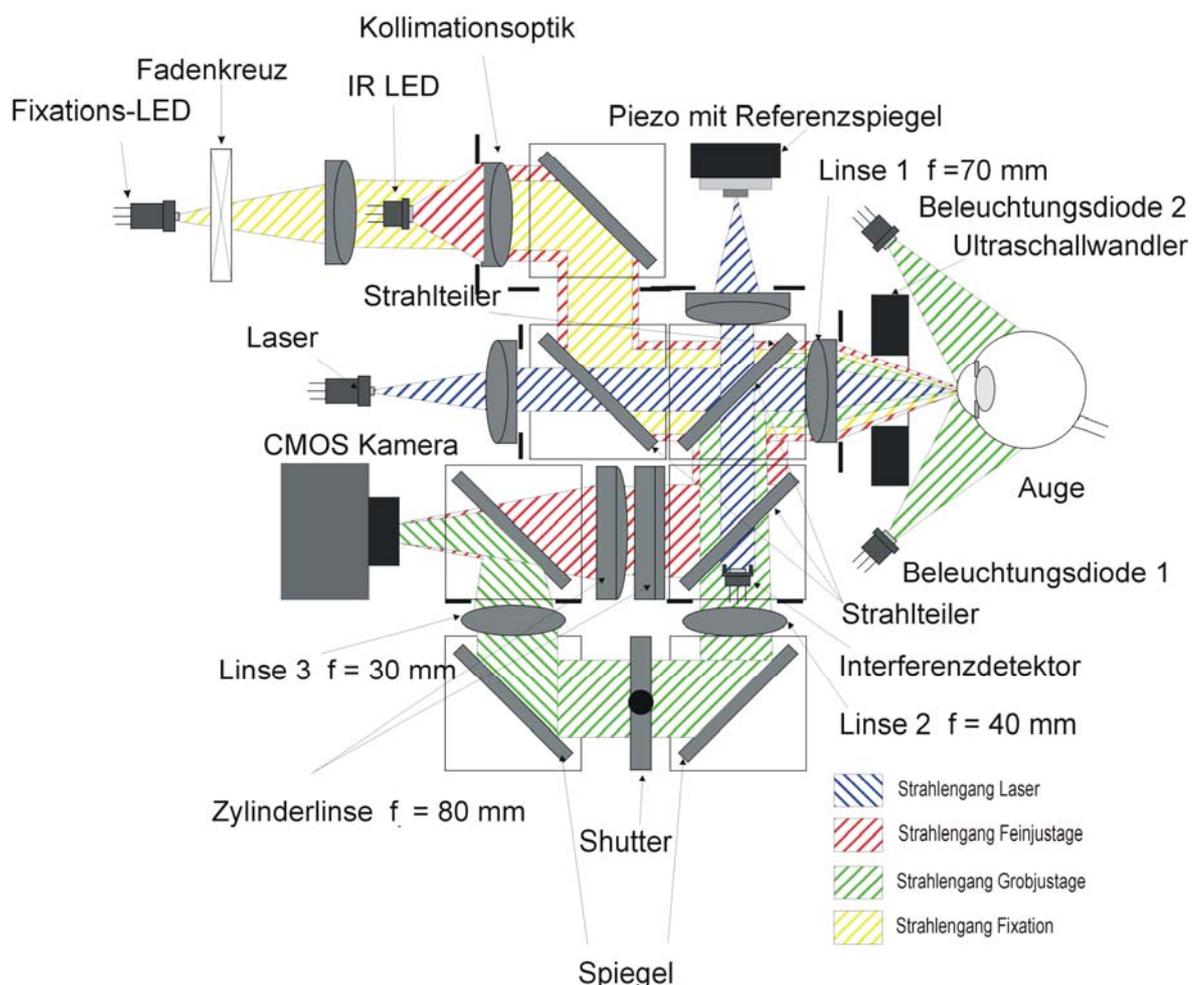


Abbildung 6.2: Schematische Darstellung des Optikkopfes

Schwingungsmessung:

Für die Schwingungsmessung ist in den Optikkopf ein Michelson-Interferometer integriert. Dieses enthält ein Lasermodul mit einer Laserdiode vom Typ RD-78 NP-D der Firma Rohm. Die Laserdiode emittiert bei einer Wellenlänge von $\lambda = 785 \text{ nm}$ im nahen Infrarot und ist somit für den Patienten kaum sichtbar, sodass es bei einer Messung zu keiner Blendung kommt. Das Lasermodul ist zur Unterdrückung von Modensprüngen temperaturstabilisiert, die Ansteuerung erfolgt mit einem handelsüblichen Lasertreiberbaustein. Eine genaue Beschreibung des Moduls ist in der Arbeit von Drescher nachzulesen. Weiterhin enthält das Interferometer eine Kollimationslinse zur Erzeugung eines parallelen Strahls. Dieser wird dann auf einen Strahlteilerwürfel gelenkt und in Mess- und

Referenzstrahl aufgespaltet. Der Messstrahl wird mit einer weiteren Linse auf die Oberfläche der Hornhaut fokussiert, der Referenzstrahl auf einen Spiegel, der zur Modulation auf einem Piezobiegeschwinger befestigt ist. Die Modulation des Piezospiegels ermöglicht eine Auflösung des Interferometers weit unterhalb der Wellenlänge des verwendeten Lichts; mit dem oben beschriebenen Aufbau kann eine Auflösung von 10 nm erreicht werden. Die an Spiegel und Auge reflektierten Strahlen werden im Strahlteilerwürfel wieder überlagert und auf den Interferenzdetektor gelenkt. Aufgrund der geringen Reflektion an der Cornea (ca. 2 %) und der wegen der Laserschutzbestimmungen sehr geringen Leistung des Laserstrahls am Auge (178 μ W für Laserschutzklasse 1) erhält man am Detektor lediglich noch eine Leistung von 7,6 nW. Zur Detektion dieser geringen Leistungen wurde ein eigenes Detektormodul mit PIN-Photodiode und einem dreistufigen Verstärker entwickelt.

Grob- und Feinjustage

Die Justage des Aufbaus vor dem Auge ist unbedingt erforderlich, da aufgrund der gekrümmten Oberfläche der Hornhaut (Radius $r = 7,8$ mm) nur bei exakt positioniertem Interferometer der Messstrahl auf den Detektor zurückreflektiert wird. Der Bereich, in dem man am Detektor noch ein gültiges Signal erhält, beträgt im realisierten System ca. 200 μ m in x-y-Richtung (quer zur optischen Achse) und ca. 500 μ m in z-Richtung (entlang der optischen Achse).

Die Justage wird in zwei Schritten durchgeführt. Im ersten Schritt positioniert der Bediener des Gerätes den Aufbau vor dem zu vermessenden Auge. Dieser Vorgang wird manuell durch einen in die Bedieneinheit integrierten Joystick durchgeführt. Die anschließende Feinjustage erfolgt automatisch. Der dazu realisierte optische Aufbau stellt sich wie folgt dar: Eine CMOS-Kamera nimmt über eine Anordnung aus mehreren Strahlteilern, Spiegeln und Linsen das Bild des Auges auf. Um eine ausreichende Helligkeit am Auge zu gewährleisten, wird dieses mit zwei Beleuchtungs-LEDs angestrahlt. Um das Licht, das über diesen Strahlengang auf die Kamera fällt, während der anschließenden Feinjustage auszublenden, ist noch zusätzlich ein Shutter eingebracht. Für die Feinjustage wird das Strahlbündel einer IR-LED (OD880) über eine Linse, einen Spiegel, zwei Strahlteiler und eine weitere Linse auf das Auge des Patienten gelenkt. Die Reflektion wird über Strahlteiler und zwei Zylinderlinsen ebenfalls auf die Kamera gelenkt. Das dort aufgenommene Bild wird digitalisiert und zur

Bestimmung der exakten Position ausgewertet. Anhand der Ergebnisse werden die Schrittmotoren der 3-Achsen-Verstelleinheit angesteuert.

Das System erlaubt eine automatische Justage des Aufbaus vor dem Auge in allen drei Raumrichtungen, die Genauigkeit der Justage wurde in umfangreichen Messreihen ermittelt und hat eine Standardabweichung von $\sigma < 30 \mu\text{m}$ in x-y-Richtung und in z-Richtung.

Fixationshilfe für den Patienten

Wichtigste Voraussetzung für eine erfolgreiche Justage des Tonometers ist, dass der Patient sich vor dem Aufbau so wenig wie möglich bewegt und die Augen geradeaus richtet. Um dem Patienten den Blick in die richtige Richtung während der Messung zu erleichtern, ist in den Optikkopf eine Justagehilfe integriert. Diese besteht aus einer LED und einer Justagemarke, die für den Patienten im Unendlichen sichtbar sind. Somit hat der Patient ein Ziel, das er während des Justagevorgangs und während der eigentlichen Messung fixieren kann. Die Marke ist für den Patienten nur dann zu erkennen, wenn er sich an der richtigen Position vor dem Aufbau befindet. Der Patient kann so schon bei der Grobjustage aktiv mitwirken. Bei Messungen hat sich gezeigt, dass durch das Betrachten der Fixationshilfe eine deutliche Verbesserung der Messung erzielt werden kann.

6.1.2 Systemelektronik

Die Anforderungen an die Elektronik zur Steuerung des Systems ergeben sich aus den oben angeführten Funktionalitäten des optischen Messsystems. Demnach muss die Elektronik die Signale des Detektors im Interferometer aufnehmen, verstärken und digitalisieren. Aus diesen Daten werden dann die Schwingungen der Augenoberfläche rekonstruiert und daraus auf den Augeninnendruck geschlossen. Eine weitere funktionale Einheit bilden die Komponenten zur Justage des Aufbaus, die aus einer Kamera zur Bildaufnahme, einer Signalverarbeitungseinheit zur Auswertung der Bilder und der Ansteuerelektronik für die Schrittmotoren der Linearversteller besteht. Weitere Module der Elektronik sind Funktionsgeneratoren zur Anregung des Referenzspiegels und zur Ansteuerung der Anregungseinheit, ein programmierbarer Logikbaustein für konfigurierbare Ein- und Ausgänge sowie Schnittstellenbausteine zur Kommunikation mit einem PC. Das Blockschaltbild der gesamten Systemelektronik ist in Abbildung 6.3 dargestellt.

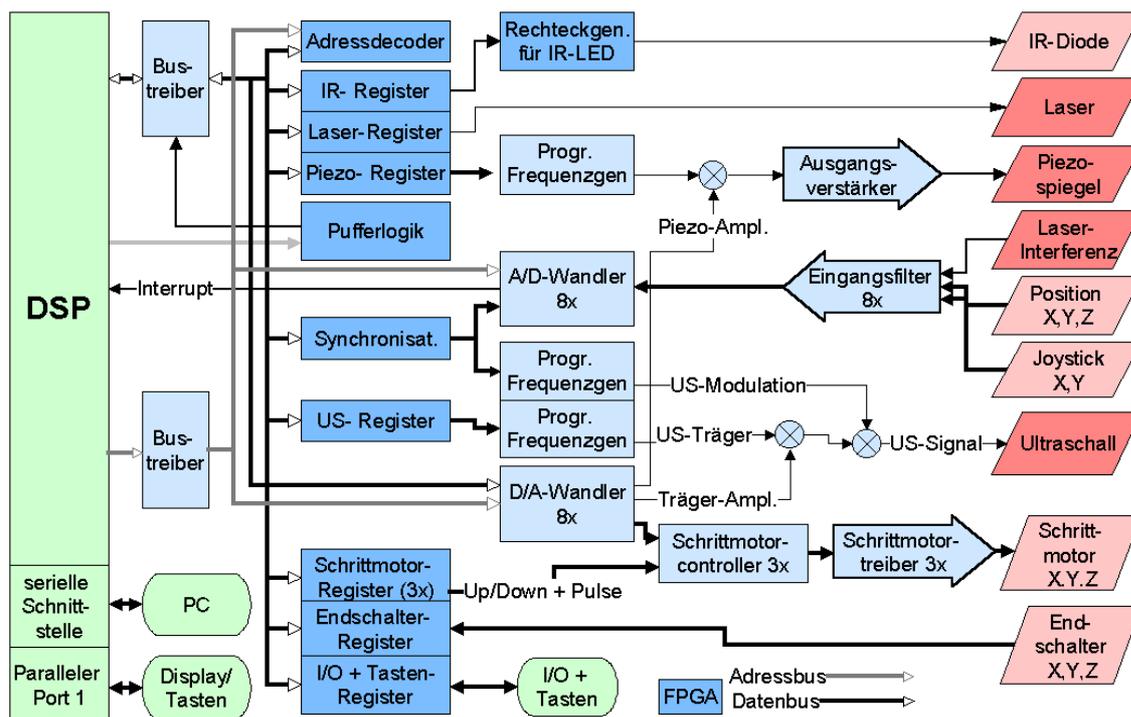


Abbildung 6.3: Blockschaltbild der Systemelektronik

Das Blockschaltbild zeigt die einzelnen Komponenten der Elektronik. Links ist der DSP als zentrale Recheneinheit des Tonometers dargestellt. Über eine serielle Schnittstelle ist ein PC als Steuereinheit und als Speicher für die aufgenommenen Daten angeschlossen. Die Anbindung einer Tastatur und eines Zwei-Zeilen-Displays als einfache Benutzerschnittstelle des Tischgerätes ist über einen parallelen Port realisiert. Auf der rechten Seite des Blockschaltbildes sind die Sensoren und Aktoren des Systems aufgeführt. Aktive Elemente des Systems sind das Lasermodul und der bewegliche Spiegel des Interferometers, die IR-LED zur Justage, die Ultraschall-Anregungseinheit und die Schrittmotoren. Als Sensoren enthält das System einen Photodetektor zur Messung der Laserinterferenz, Positionsdetektoren zur Bestimmung der Justage des Auges vor dem Aufbau, einen Joystick zum Ansteuern der Schrittmotoren und die Endschalter der Schrittmotoren.

Der Anschluss der Sensorik und Aktorik an das DSP-System erfolgt über eine Analogplatine. Diese enthält alle weiteren im Blockschaltbild aufgeführten Komponenten. Bei den dunkel eingefärbten Blöcken handelt es sich um funktionale Module eines FPGAs (Xilinx XC4010).

In der nachfolgenden Abbildung (Abbildung 6.4) ist das DSP-Modul mit einem TMS320C32 DSP von Texas Instruments dargestellt. Die Steckerleisten an der

Seite des Moduls sind zum Aufstecken von Erweiterungsmodulen, wie der oben beschriebenen Analogplatine, vorgesehen.



Abbildung 6.4: DSP-Modul der Systemelektronik

Zur Verbesserung der Benutzerfreundlichkeit des Systems, insbesondere im Hinblick auf den Einsatz in klinischen Studien zur Evaluierung des zugrundeliegenden Messprinzips, wurde im Rahmen der Arbeit ein User-Interface Modul zum Anschluss eines graphischen Displays mit Touch-Panel und eines Druckers zur Ausgabe der Messergebnisse entwickelt. Mit dieser Erweiterung kann das Tonometer auch ohne den Steuer-PC betrieben werden. Abbildung 6.5 zeigt die Platine zum Anschluss dieser Erweiterungen.

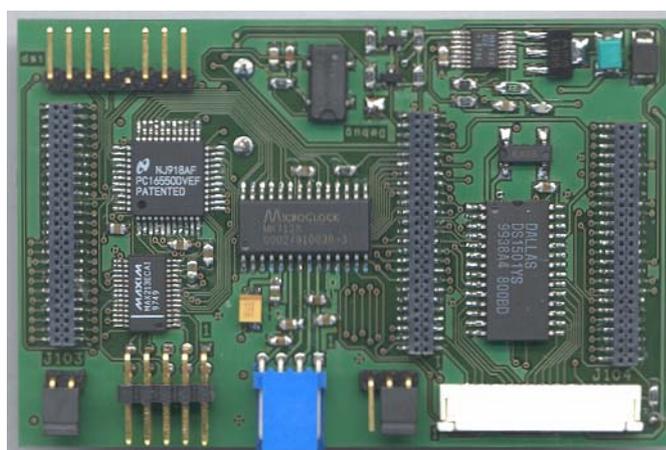


Abbildung 6.5: User-Interface des Tishtonometers

Eine wesentliche Komponente des Systems ist das Modul zur Messung der Justage des Aufbaus vor dem Auge. Aufgrund der hohen Anforderungen an die Justage des Systems, die sich aus der interferometrischen Messung ableiten lassen, wurde eine vollautomatische, Kamera-basierte Justageeinheit entwickelt.

Das für diese Einheit benötigte Modul wurde selbst entwickelt, da keine fertige Kamera auf dem Markt erhältlich war, die alle Anforderungen in Bezug auf Größe, Auflösung und Schnittstellen erfüllen konnte. Das entstandene Modul besitzt einen Chip der Firma OmniVision vom Typ OV5017 mit einer Auflösung von 384 x 288 Pixeln und einen analogen und sowie einen digitalen Ausgang.

Wichtige Randbedingung beim Entwurf des Kameramoduls war die Integration in den bestehenden Optikaufbau, der aus Optik-Standardkomponenten gefertigt ist. Das Gehäuse der Kamera durfte eine Größe von 4 x 4 cm nicht übersteigen. Die Abbildung 6.6 zeigt die Platine mit dem Optikchip sowie das gesamte Kameramodul.

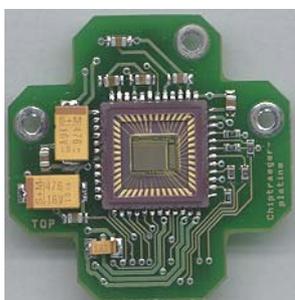


Abbildung 6.6: Platine des Kameramoduls

Eine detailliertere Beschreibung der Systemelektronik, sofern sie nicht im Rahmen dieser Arbeit entstanden ist, kann unter [Dre00] nachgelesen werden.

6.2 Handheld System

Wie in Abschnitt 2.1 beschrieben, ist eine durchgreifende Verbesserung bei der Behandlung des Glaukoms nur dann möglich, wenn der Patient selbst die Möglichkeit hat, die Erfolge der Therapie, z. B. durch die Verabreichung von IOP-senkenden Tropfen, in häufigen und regelmäßigen Abständen zu kontrollieren. Hierzu ist ein Gerät zur berührungslosen und belastungsfreien Selbstonometrie von Nöten, wie es zur Zeit auf dem Markt noch nicht erhältlich ist.

Zur Evaluierung des Handheld-Prinzips wurde ein Funktionsmuster eines solchen portablen Tonometers zur Selbstonometrie aufgebaut. Das System besteht, im Gegensatz zum Tischgerät, nur aus dem optischen Aufbau und der externen Steuer- und Auswerte-Elektronik. Die Verstelleinheit zur Positionierung

des Systems vor dem Auge kann entfallen. Der optische Teil des Handheld-Tonometers ist in Abbildung 6.7 zu sehen.

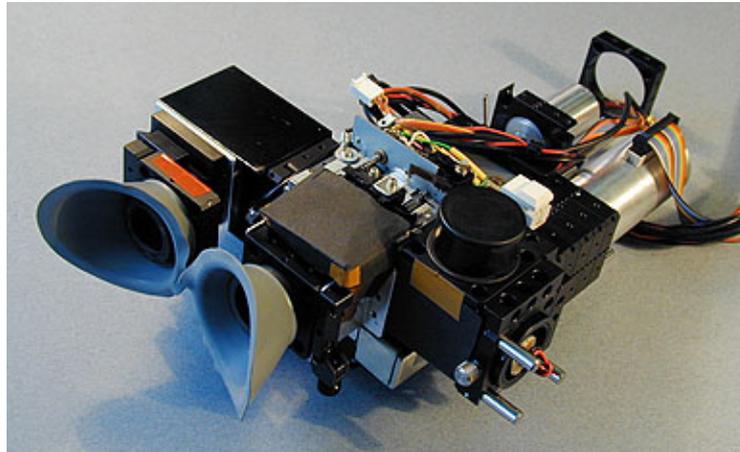


Abbildung 6.7: Handheld-Tonometer

Man erkennt deutlich die beiden Augenmuscheln zum Ansetzen des Gerätes am Kopf. Hinter der rechten Augenmuschel ist, wie auch bei dem Tischsystem, das Interferometer zur Schwingungsmessung angebracht.

6.2.1 Optikkopf

Der Optikkopf des Handheld-Tonometers kann im Vergleich zum Tischsystem einfacher gestaltet werden, da keine Positionierung des Aufbaus in der x-y-Ebene notwendig ist. Diese Positionierung wird durch eine passive Justageoptik realisiert, die eine Fixiermarke für den Patienten einblendet. Durch diese Fixiermarke ist der Patient in der Lage die Justage selbst vorzunehmen. Die Einstellung des Abstandes der ersten Linse des Interferometers vor dem Auge wird automatisch vorgenommen. Zur Messung wird ein Autofokusverfahren eingesetzt. Dieses beruht auf einem Verfahren zur Morphologiebewertung des vom Auge reflektierten Lichtflecks des Lasers auf das Kameramodul. Der gesamte optische Aufbau ist in Abbildung 6.8 dargestellt. Man erkennt darin die Strahlengänge der drei funktionalen Einheiten.

Interferometer

Der Aufbau des Interferometers entspricht im wesentlichen dem Aufbau des Tischgeräts. Es besteht aus einem Halbleiter-Lasermodul mit Temperatur und Leistungsstabilisierung. Eingesetzt wird eine Laserdiode vom Typ RD-78 NP-D

der Firma Rohm. Der Laserstrahl wird mit einer Kollimationslinse parallelisiert, im Strahlteiler aufgespalten und mit zwei weiteren Linsen auf dem Auge und dem Referenzspiegel fokussiert. Die reflektierten Strahlen werden über den Strahlteiler auf den Detektor gelenkt. Der Detektor ist in der Mitte der Strahlengänge für die Justage angeordnet.

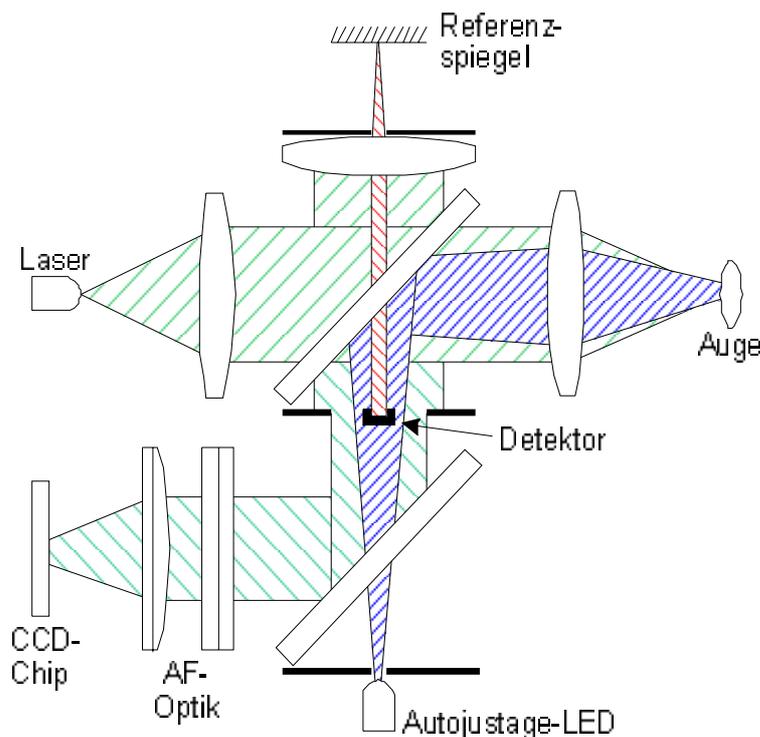


Abbildung 6.8: Optik des Handheld-Tonometers

Automatische z-Justage

Die Einstellung des Abstands zwischen Auge und Tonometer wird durch ein Autofokussystem vorgenommen. Der Laserstrahl wird wie für die interferometrische Messung auf das Auge fokussiert und dort reflektiert. Der Anteil des reflektierten Strahls, der nicht auf den Detektor fällt, wird über einen zweiten Strahlteiler auf die Autofokusoptik gelenkt. Diese besteht aus zwei Zylinderlinsen, die um 90° verdreht angeordnet sind. Mit der in Kapitel 6.1.2 beschriebenen Digitalkamera wird das Bild der Laserflecks aufgenommen und in der Signalverarbeitungseinheit die Position des Auges relativ zum Aufbau daraus bestimmt.

x-y-Autojustage

Die Justage in der x-y-Ebene erfolgt durch den Benutzer selbst. Die Autojustage-LED beleuchtet über eine Blende und einen Strahlteiler den Detektor, der als Justagemarke dient. Das Bild des Detektors sieht der Benutzer. Bei einer Dejustage ist die Beleuchtung seitlich vom Detektor zu erkennen, bei korrekter Justage ist die Beleuchtung gleichmäßig um den Detektor herum zu sehen (Abbildung 6.9).



Abbildung 6.9: Autojustage. Links: nicht justiert. Rechts: justiert

Weitere Einzelheiten zur Optik des Handheld-Tonometer können bei [Gun02] nachgelesen werden.

6.2.2 Systemelektronik

Die Systemelektronik des Handheld-Tonometers ist, ebenso wie der Optikkopf, vom Tischsystem abgeleitet. Aufgrund der Änderungen, die am eigentlichen Messsystem vorgenommen wurden, werden auch bei der Elektronik Änderungen im Aufbau erforderlich. Das Handheld-System kommt, wie oben schon beschrieben, ohne die mechanische 3-Achsen-Verstelleinheit aus. Es ist lediglich ein Linearversteller in Richtung der optischen Achse erforderlich. Somit kann die Elektronik zur Ansteuerung der Motoren und die Anzahl der Eingänge für die Endanschlagschalter der Verstelleinrichtung entsprechend reduziert werden. Eine weitere Vereinfachung kann dadurch erreicht werden, dass der Patient den Aufbau selbst in Händen hält und die Messung startet. Das Kamerabild zur Beobachtung der Position des Patientenauges vor dem Interferometer, das dem Bediener des Tischgerätes eine Grobjustage des Aufbaus erleichtert, wird nicht mehr benötigt. Zudem vereinfacht sich der Aufwand für die Positionsdetektion zur automatischen Justage, da der Justagevorgang nur noch in eine Richtung ausgeführt werden kann.

Die gesamte Systemelektronik, wie sie zur Ansteuerung des Handheld-Tonometers realisiert wurde, ist in einem Blockschaltbild in Abbildung 6.10

gezeigt. Diese besteht aus dem optischen Messkopf mit dem temperaturstabilisierten Singlemode-Laserdiodenmodul, dem rauschoptimierten Photodetektor und der Aktorik für die z-Justage. Die Steuerung erfolgt über die modifizierte DSP-basierte Systemelektronik, wie sie auch im Tischsystem zum Einsatz kommt und einem PC zur Ansteuerung des Systems und zur Visualisierung und Archivierung der aufgenommenen Daten.

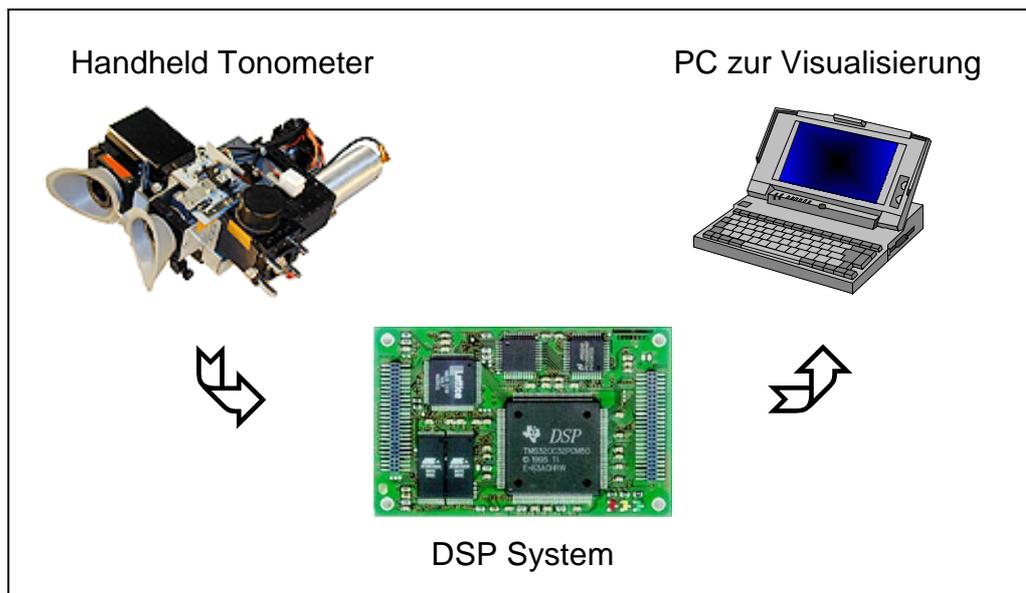


Abbildung 6.10: Blockdiagramm des Handheld-Systems

Die Software des Systems konnte mit den entsprechenden Modifikationen aus der Software des Tischsystems übernommen werden. Anpassungen waren in den oben schon angesprochenen Bereichen notwendig, in denen eine Änderung der Hardware vorgenommen wurde. Die Hauptunterschiede lagen in der Auswertung der Positionsbestimmung und der Ansteuerung der Justageeinheit sowie in der Ablaufsteuerung der gesamten Messung.

6.2.3 Messablauf

Wesentliches Ziel bei der Entwicklung eines Handheld-Tonometers für die Selbsttonometrie ist eine einfache Bedienung des Gerätes durch den Patienten. Wie in Kapitel 2.1 erläutert ist das Glaukom eine Erkrankung, die vor allem bei älteren Menschen auftritt. Um in dieser Patientengruppe eine möglichst große Akzeptanz für ein neues Messsystem zu erzielen, ist eine intuitive Bedienbarkeit von entscheidender Wichtigkeit.

Das Systemkonzept für das Handheld-Tonometer sieht deshalb eine Bedienung durch den Patienten mit nur einer Taste vor. Dieses Ziel kann in einem Demonstratorsystem zur Untersuchung der physiologischen Zusammenhänge, wie es hier vorliegt, noch nicht realisiert werden. Zusätzlich zu der Funktionalität des Endsystems wird von dem vorliegenden System verlangt, dass es Zugriff auf möglichst viele Daten gewährleistet, die während der Messungen anfallen, um eine optimale Auswertung der Messreihen zu ermöglichen. Die Anbindung eines PC zur Visualisierung und Archivierung der Daten ist somit unerlässlich. Im Endsystem sind als Bedienerchnittstelle lediglich eine Taste zum starten der Messung und ein Display zur Anzeige des gemessenen Wertes vorgesehen.

Der Ablauf der Messung mit dem vorhanden System, wie es in über 500 Einzelmessungen eingesetzt wurde, gestaltet sich wie folgt. Der Bediener startet zunächst ein Programm auf dem PC, das die Anzeige und Speicherung der Daten vornimmt. Danach nimmt er den optischen Messkopf und setzt diesen so vor dem zu messenden Auge an, dass die beschriebenen Justagemarken exakt übereinander liegen. Ist die richtige Position in x-y-Richtung erreicht, wird über eine Taste die automatische z-Justage und danach die interferometrische Schwingungsmessung der Cornea-Oberfläche gestartet. Nach der Messung wird der Laser aus Gründen des Laserschutzes sofort wieder abgeschaltet. Die aufgenommenen Daten werden auf den PC übertragen und angezeigt und können bei einer erfolgreichen Messung archiviert werden.

Mit dem Handheld-Tonometer wurden Messreihen zur Validierung des Messprinzips durchgeführt. Die Zuverlässigkeit des Systems ist mit über 90 % vergleichbar mit der des Tischsystems. Die weiteren Parameter des Systems sind zur Übersicht in folgender Tabelle zusammengefasst.

Interferometer	
Laser	PZ26
Optische Leistung des Lasers in der Augenebene	45 mm
Messabstand	12 mm
Detektor	7 mm
Positionierungs-Einheit	
x-y-Richtung	Manuell
z-Richtung	Automatisiert
Positioniergenauigkeit in z-Richtung	$\sigma = 79 \mu\text{m}$
Gesamtsystem	
Abmessungen in mm ohne Augenmuscheln (L x B x H)	Ca. 180 x 205 x 90
Gewicht	1600 g
Zuverlässigkeit der Messungen	> 90 %
Positionsabweichung während einer Messung (Mittelwert)	$\Delta z = 53 \mu\text{m}$

Tabelle 6.1: Daten des Handheld-Tonometers [Gun02]

7 Analyse der Schwingungen des menschlichen Auges

Die Bestimmung des Augeninnendrucks aus den Schwingungseigenschaften des Auges kann, wie bereits ausführlich erläutert, über die Auswertung von Schwingungen erfolgen, die durch eine äußere Anregung des Auges induziert wurden. Dabei sollen zum einen Anregungssysteme mit Schallanregung und zum anderen Ultraschallanregungseinheiten betrachtet werden.

7.1 Analyse angeregter Schwingungen

Ziel der Untersuchung der angeregten Schwingungen ist die Bestimmung des intraokularen Drucks (IOP). Dieser verändert, nach den in den FEM-Simulationen erhaltenen Ergebnissen (vgl. [Dre00]), die Resonanzfrequenz des Auges. Bei einem steigenden IOP verschieben sich auch die Frequenzen der einzelnen Schwingungsmoden hin zu höheren Werten. Diese Abhängigkeit der Schwingungsfrequenz vom IOP nimmt bei höheren Moden zu. Die Amplitude der angeregten Schwingung nimmt, im Gegensatz dazu, bei höheren Schwingungen ab. Bei der Wahl der idealen Anregungsfrequenz muss demnach entschieden werden, welcher Effekt bei der nachfolgenden Signalanalyse überwiegt.

Weitere Randbedingungen an das für die Anregung zu verwendende Signal ergeben sich aus dem Messablauf, wie er durch das im vorherigen Kapitel beschriebene System vorgegeben ist. Die hohen Anforderungen an eine exakte Justage des Patienten vor dem Aufbau erlauben keine Messungen über einen

längeren Zeitraum, ohne dass das Messsystem während der Messung nachjustiert wird. In umfangreichen Messreihen konnte eine maximale Messdauer, die sehr vom Patienten abhängig ist, von ca. 0,5 s bis zu höchstens einigen wenigen Sekunden ermittelt werden. Um einen möglichst einfachen Messablauf zu gewährleisten, muss die gesamte Messung in einem solchen Messintervall durchgeführt werden. Eine Messung der Augenschwingungen während der Justage ist nicht möglich; die beim Verfahren der Schrittmotoren auftretenden Schwingungen des Aufbaus im ganzen und des Optikkopfes im speziellen überlagern die zu messenden Signale.

7.1.1 Eigenschaften der Signale zur Anregung

Die externe Anregung des Auges ist mit einer Vielzahl verschiedener Signalformen denkbar. Im folgenden Abschnitt sollen diese Signale diskutiert und auf ihren Einsatz in der Tonometrie bewertet werden. Zur Übersicht werden noch einmal kurz die wichtigsten Randbedingungen zusammengestellt.

- Anregungsfrequenz: 100 Hz – 1 kHz
- Frequenzauflösung: 1 Hz
- Messdauer: 0,5 s – 2 s

Die Aufgabe bei der Auswahl eines geeigneten Signals besteht nun darin, in einem möglichst kurzen Intervall die Vermessung des gesamten Frequenzbereichs, der für die Bestimmung des Augeninnendrucks von Bedeutung ist, zu realisieren. Dieser Forderung steht aber die Notwendigkeit einer möglichst hohen Anregungsamplitude entgegen. Da die Energie der Schallwandler für die Anregung des Auges nur schwer zu erreichen ist, ist eine Begrenzung auf das tatsächlich betrachtete Frequenzband anzustreben.

7.1.1.1 Impulsanregung

Die Impulsanregung ist die Anregungsform, die am schnellsten die Vermessung des gesamten Spektrums erlaubt. Aus der Auswertung der Impulsantwort kann man die gesamte Übertragungsfunktion des Systems Auge ermitteln und daraus auf den die Resonanzfrequenz bestimmenden Parameter IOP zurückrechnen. Nachteilig bei dieser Art der Anregung ist die Verteilung der aufgetragenen

Energie auf das gesamte Spektrum. Im interessanten Frequenzbereich zwischen 100 Hz und 1 kHz ist nur ein Teil der Energie vertreten.

Die Umsetzung der Anregung mit einem Impuls erfolgte über eine mechanische Anregungseinheit, die durch das Lid hindurch auf das Auge eingekoppelt wird. In Abbildung 7.1 ist die daraus resultierende Schwingung des Auges dargestellt. Man sieht sehr deutlich die angeregte Schwingung des Auges und das Nachschwingen nach dem Ende des Impulses.

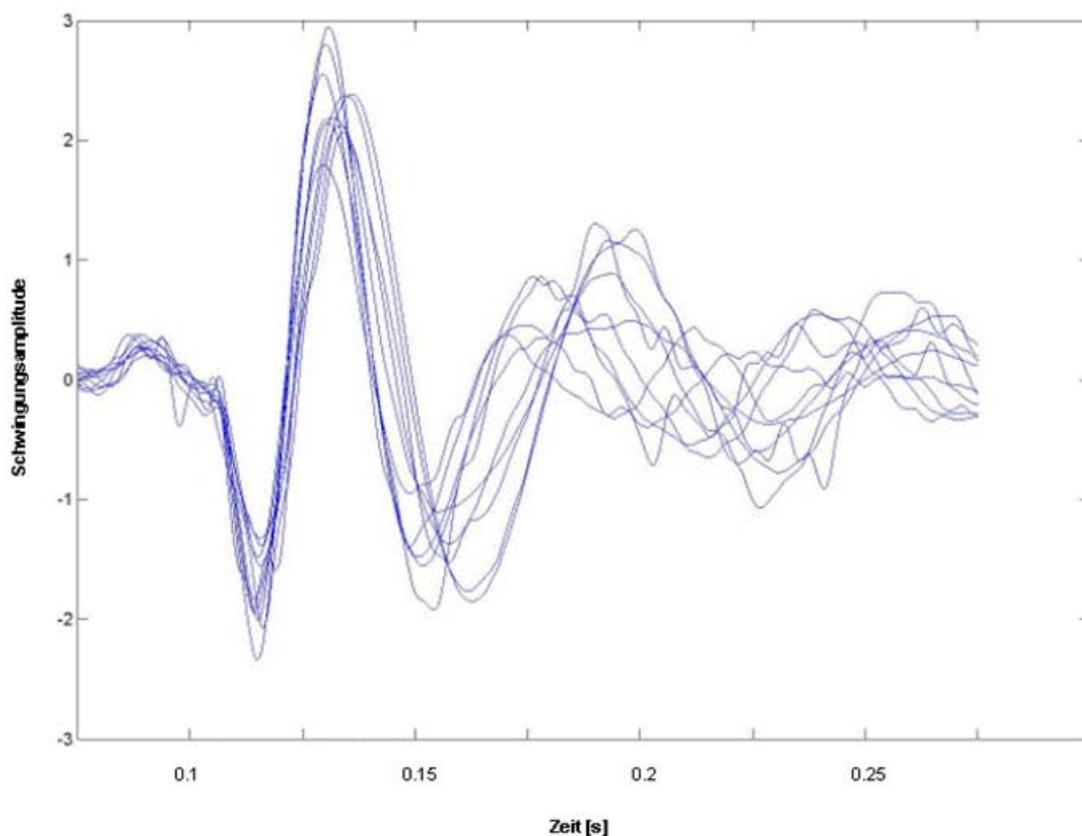


Abbildung 7.1: Schwingung des Auges bei Impulsanregung

Die Amplitude der mit dem Impuls angeregten Schwingung liegt bei ca. 240 μm , die Frequenz des Ausschwingens bei ca. 12 Hz.

Die Anregung mit einem Puls ist bei der Verwendung des Helmholtz-Resonators oder der Ultraschallanregungseinheit nur eingeschränkt möglich, da diese Systeme eine gewisse Zeit zum Einschwingen brauchen, bis die maximale Energie abgegeben werden kann.

7.1.1.2 Getaktete Anregung

Eine Verbesserung der Anregung gegenüber der Impulsanregung bei Verwendung akustischer Anregungseinheiten kann erreicht werden, wenn das Anregungssignal aus einem getakteten Sinussignal besteht. Die Frequenz des Sinussignals liegt in diesem Fall im Bereich der Resonanzfrequenzen des Auges, die Dauer der Takte richtet sich nach der Güte des verwendeten Resonators und somit nach der Einschwingzeit des Systems. In Abbildung 7.2 ist ein Beispiel für ein solches Anregungssignal dargestellt.

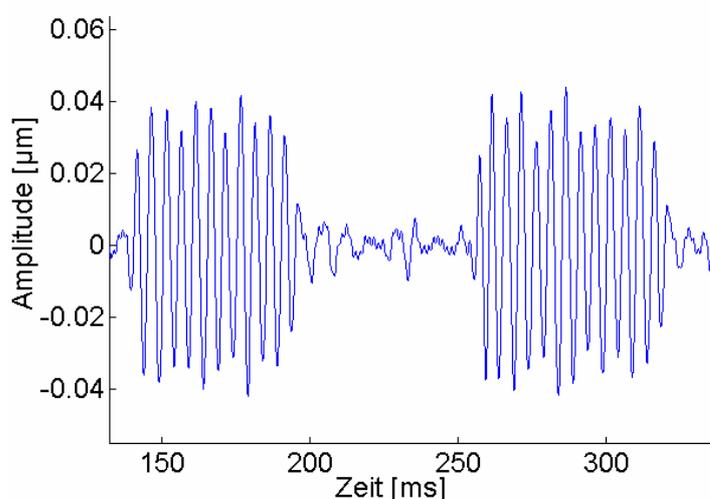


Abbildung 7.2: gepulste Anregung mit Sinussignal

Die Grafik stellt die Bewegung des Auges bei Anregung mit einem Helmholtz-Resonator unter Verwendung eines getakteten Sinussignals dar. Die Signalform erlaubt zum einen die Auswertung der Amplitude bei Anregung mit einer konstanten Frequenz, zum andern kann das Ausschwingverhalten des Auges bei Abschalten des Anregungssignal, analog zur Impulsanregung, gemessen werden. Die Verwendung unterschiedlicher Frequenzen in den einzelnen Einschaltphasen lässt Aussagen über den Amplitudengang des Auges zu.

Bei der Evaluierung *in vivo* stellte sich heraus, dass die Auswertung des Ausschwingverhaltens aufgrund eines sehr geringen SNR nur unzureichend möglich ist. Die Information, die bei Messung von wenigen festen Frequenzen zu erhalten ist, kann zwar aufgrund der hohen Leistungsdichte des Signals relativ gut reproduziert werden, ist aber für eine grundlegende Untersuchung der Zusammenhänge zwischen dem IOP und dem Schwingungsverhalten nicht ausreichend.

7.1.1.3 Sweep-Anregung

Die Anregung des Auges mit einem Signal mit hoher spektraler Leistungsdichte bei gleichzeitiger Untersuchung des gesamten relevanten Frequenzbereiches kann mit einem Sinussignal realisiert werden, dessen Frequenz im Messintervall linear variiert wird. Ein solches Sweep-Signal ist in seiner idealen Form, in Abbildung 7.3 zu sehen. Prinzipiell kann diese Signalform auf 2 Arten verwendet werden, indem man entweder mit den hohen Frequenzen beginnt, und die Frequenz linear reduziert (Down-Sweep) oder aber im umgekehrten Fall (Up-Sweep).

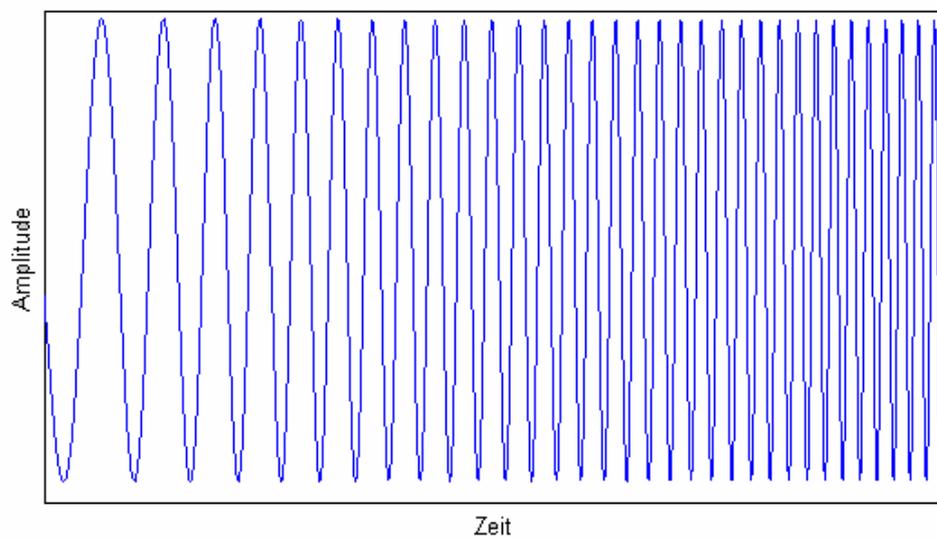


Abbildung 7.3: Ideales Sweep-Signal (Up-Sweep)

Die erste Variante des Sweep-Signals, die bei hohen Frequenzen beginnt und zur niedrigen Frequenz hin variiert wird, erscheint die sinnvollere: Das Einschwingen des Auges zu Beginn der Messung ist aufgrund der höheren Frequenz schneller abgeschlossen. Die weiteren Untersuchungen der Schwingungen am Auge wurden mit Signalen dieser Form durchgeführt.

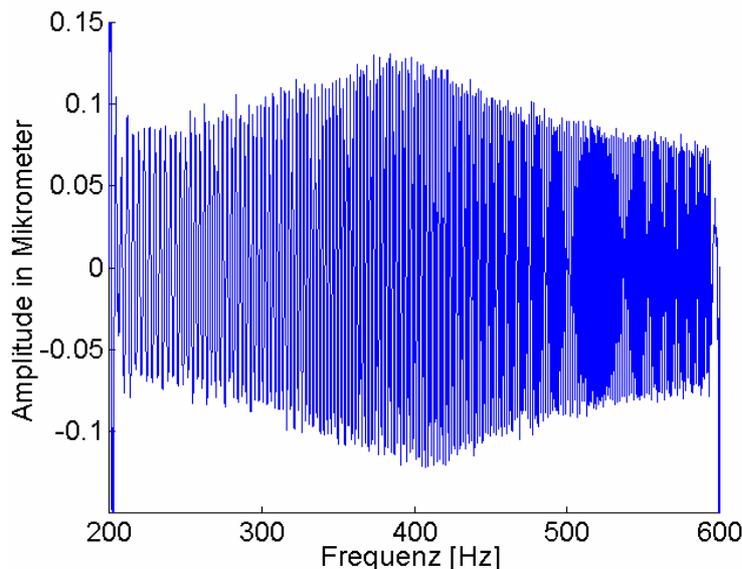


Abbildung 7.4: Bewegung des Auges bei Anregung mit Sweep-Signal

Das in Abbildung 7.4 dargestellte Signal zeigt die Bewegung des Auges bei einer Anregung mit einem Sweep-Signal. Aufgetragen ist die angeregte Augenschwingung in μm über der Zeit. Zur besseren Beurteilung des Amplitudengangs ist die Abszisse in der momentanen Frequenz des Anregungssignals aufgetragen. Die Auswertung des Signals kann nun über die Analyse des Amplitudengangs über der Zeit bzw. über der angeregten Frequenz erfolgen. Eine detaillierte Beschreibung der Auswertung der aufgenommenen Signale erfolgt im nächsten Abschnitt.

7.1.2 Methoden zur Signalanalyse

Aus den oben beschriebenen Signalformen, die bei der Anregung des Auges mit einer externen Anregungseinheit verwendet werden können und den damit am Auge induzierten Schwingungen sind mit geeigneten Signalverarbeitungsalgorithmen Parameter zu extrahieren, die eine Berechnung des intraokularen Drucks erlauben. Die Prinzipien der Auswertung der Signale sind in den vorhergehenden Kapiteln bereits mehrfach angesprochen worden, eine eingehende Beschreibung der Verfahren und der Implementierung auf dem Signalverarbeitungssystem soll im folgenden vorgenommen werden.

7.1.2.1 Rekonstruktion des Bewegungssignals

Erster Schritt bei der Auswertung der vom Optikkopf aufgenommenen Signale ist die Rekonstruktion des Bewegungssignals aus dem Intensitätssignal am Detektor des Interferometers. Vor der Darstellung der für die Rekonstruktion benötigten Algorithmen wird eine Beschreibung des Intensitätssignals in Abhängigkeit von der zu messenden Wegdifferenz hergeleitet.

Das vom Laser ausgestrahlte Licht lässt sich durch eine komplexe elektromagnetische Welle beschreiben:

$$E(s) = E_0 e^{j(\omega t - ks + \varphi)} \quad (7.1)$$

Die Wellenzahl k ist dabei durch die Wellenlänge λ des Lasers bestimmt:

$$k = \frac{2\pi}{\lambda} \quad (7.2)$$

Die durch die Strahlüberlagerung am Photodetektor entstehende Intensität $I(t)$ oder besser Bestrahlungsstärke (siehe [Hec99]) ist proportional zum zeitlichen Mittelwert des Betrags der einfallenden Welle. Damit kann $I(t)$ in komplexer Schreibweise berechnet werden. Sämtliche Größen, die sich auf den Objektstrahl des Interferometers beziehen, sind mit einer 1, die des Referenzstrahls mit einer 2 indiziert.

$$\begin{aligned} I(t) &\propto (E_1(s_1) + E_2(s_2))(E_1(s_1) + E_2(s_2))^* \\ &= E_{01}^2 + E_{02}^2 + 2E_{01}E_{02} \cos((\omega_1 - \omega_2)t - k(s_1 - s_2) + (\varphi_1 - \varphi_2)) \end{aligned} \quad (7.3)$$

Wenn sich die Frequenz ω und die Phase φ des Laserlichtes nicht ändern, werden die Differenzen $(\omega_1 - \omega_2)$ und $(\varphi_1 - \varphi_2)$ zu Null. Die optische Weglängendifferenz ist dann bis auf die Differenz der Auslenkung des Referenzspiegels $x_{\text{ref}}(t)$ und der momentanen Position der Cornea $x_{\text{obj}}(t)$ konstant und lässt sich daher in einen konstanten Phasenanteil φ_{const} und eine zeitabhängige Phasendifferenz $\varphi(t)$ aufteilen.

$$k(s_2 - s_1) = \varphi_{\text{const}} + \varphi(t) = \varphi_{\text{const}} + 2k(x_{\text{ref}}(t) - x_{\text{obj}}(t)) \quad (7.4)$$

Mit den Abkürzungen

$$I' = E_{01}^2 + E_{02}^2 \quad (7.5)$$

für den Gleichanteil des Intensitätssignals und

$$I'' = 2E_{01}E_{02} \quad (7.6)$$

für die Amplitude des Wechselanteils lässt sich Gleichung (7.3) zu Gleichung (7.7) vereinfachen.

$$I(t) = I' + I'' \cos(\varphi(t) + \varphi_{\text{const}}) \quad (7.7)$$

Diese Gleichung ist eine mathematische Darstellung der am Photodetektor einfallenden Intensität. Aus diesem Signal lässt sich über unterschiedliche Algorithmen die Bewegung des zu messenden Objektes, in unserem Fall die Oberfläche der Cornea, berechnen.

7.1.2.1.1 AWN-Algorithmus

In Abbildung 7.5 ist eine sinusförmige Objektschwingung und das daraus resultierende Intensitätssignal dargestellt, wenn der Referenzspiegel nicht schwingt. Beim hier vorgestellten AWN-Algorithmus [Dre00] wird dieses Intensitätssignal optisch ausgewertet.

Jeder Hell-Dunkel-Wechsel des Intensitätssignals entspricht einer Verschiebung des Objektstrahls gegenüber dem Referenzstrahl um die Hälfte einer Wellenlänge λ . Da das Licht den Hin- und Rückweg zurücklegt, entspricht dies einer Objektbewegung von $\lambda/4$. Die Umkehrpunkte der Bewegung können durch eine Analyse der Extrema des Intensitätssignals detektiert werden, wobei verschiedene Bedingungen überprüft werden. Um auch Objektschwingungen mit sehr kleiner Schwingungsamplitude oder mit verschiedenen Frequenzanteilen rekonstruieren zu können, muss eine Referenzschwingung überlagert werden, die vom Referenzspiegel geliefert wird.

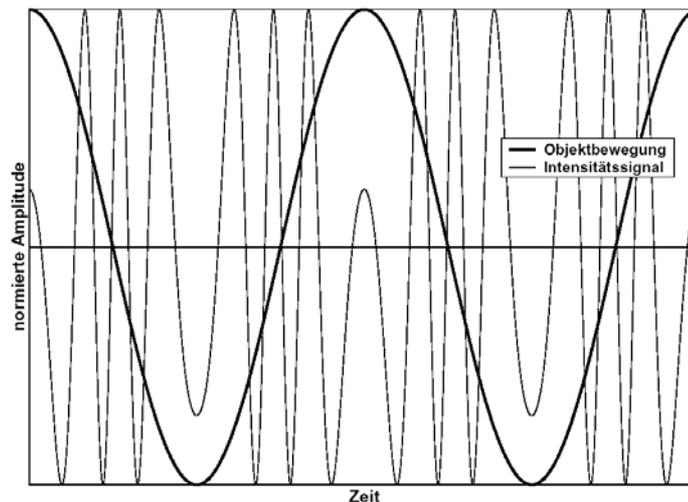


Abbildung 7.5: Sinusförmige Objektschwingung und Intensitätssignal

Der AWN-Algorithmus rekonstruiert Objektschwingungen zuverlässig, hat aber folgende deutliche Nachteile:

- Für die optische Auswertung muss der Kontrast des Intensitätssignals sehr hoch sein.
- Um die Auswertebedingungen einzuhalten, ist eine große Amplitude des Referenzspiegels erforderlich.
- Die Auswertung kann nur offline durchgeführt werden und hat einen sehr hohen Speicherbedarf.
- Aufgrund des begrenzten Speicherplatzes des DSP-Systems ist nur eine maximale Messzeit von 500 ms möglich.

Aufgrund der erwähnten Nachteile und vor allem wegen der geringen Messzeit wird daher zur Auswertung des Intensitätssignals der sogenannte Carré-Algorithmus eingesetzt, der im folgenden Absatz beschrieben wird.

7.1.2.1.2 Carré-Algorithmus

Der Carré-Algorithmus gehört zur Gruppe der PSI-Algorithmen (Phase-Shifting-Interferometrie) [Mal92]. Mit diesen Algorithmen kann die gesuchte Objektphase direkt aus dem am Photodetektor anliegenden Intensitätssignal mithilfe eines Gleichungssystems berechnet werden. Es müssen dabei nicht die entstehenden Interferenzringe, d.h. die Intensitätsminima und -maxima, ausgewertet werden.

Zur Bestimmung der Objektphase müssen die Unbekannten aus Gleichung (7.7) berechnet werden. Wird die Referenzphase zwischen zwei Aufnahmen des Intensitätssignals um einen definierten Betrag geschoben, kann dazu ein Gleichungssystem aufgestellt werden. Beim Carré-Algorithmus wird die Phasenschiebung durch den Referenzspiegel zwar als konstant vorausgesetzt, aber ihr absoluter Wert muss nicht wie bei anderen PSI-Algorithmen bekannt sein. Damit hat man als unbekannte Größen den Gleichanteil des Intensitätssignals I' , die Amplitude des Wechselanteils I'' , die Objektphase φ_{obj} und die Phasenschiebung α .

Es sind also vier Gleichungen und damit vier Messungen erforderlich, um einen Objektphasenwert zu berechnen. Mit einer Phasenschiebung von je 2α zwischen zwei Aufnahmen erhält man folgende Gleichungen:

$$I_1 = I' + I'' \cos(\varphi_{\text{obj}} - 3\alpha) \quad (7.8)$$

$$I_2 = I' + I'' \cos(\varphi_{\text{obj}} - \alpha) \quad (7.9)$$

$$I_3 = I' + I'' \cos(\varphi_{\text{obj}} + \alpha) \quad (7.10)$$

$$I_4 = I' + I'' \cos(\varphi_{\text{obj}} + 3\alpha) \quad (7.11)$$

Ursprünglich wurden PSI-Algorithmen zur Messung von konstanten Objektphasen entwickelt, z. B. bei der Untersuchung von Materialoberflächen. Um den Carré-Algorithmus auch bei bewegten Objekten anwenden zu können, müssen verschiedene Voraussetzungen innerhalb eines Messintervalls (d.h. einer Aufnahme von vier Intensitätswerten nach Gleichungen (7.8) bis (7.11)) erfüllt sein:

- Der Gleichanteil des Intensitätssignals I' ist konstant.
- Die Amplitude des Wechselanteils I'' ist konstant.
- Die Objektphasenänderung ist linear.
- Die Phasenschiebung durch den Referenzspiegel ist linear.

Die Unveränderlichkeit von I' und I'' wird durch die Stabilität des Lasers und die Linearität des Photodetektors bestimmt. Durch die Bewegung der Hornhautoberfläche ist die Objektphase ein sich zeitlich ändernder Wert. Die Objektphasenänderung kann allerdings bei zeitlich kleinen Messpunktabständen eines Messintervalls als konstant angenommen werden.

Um sicherzustellen, dass der als Phasenschieber eingesetzte Piezospiegel eine konstante Phasenschiebung von je 2α zwischen zwei Aufnahmen liefert, müssen die vier Messwerte im linearen Bereich symmetrisch um den Nulldurchgang der Sinusschwingung des Referenzspiegels aufgenommen werden. In Abbildung 7.6 sind die symmetrisch um den Nulldurchgang angeordneten Abtastzeitpunkte dargestellt. Die Abstände sind allerdings nicht maßstabsgetreu, sondern vergrößert dargestellt.

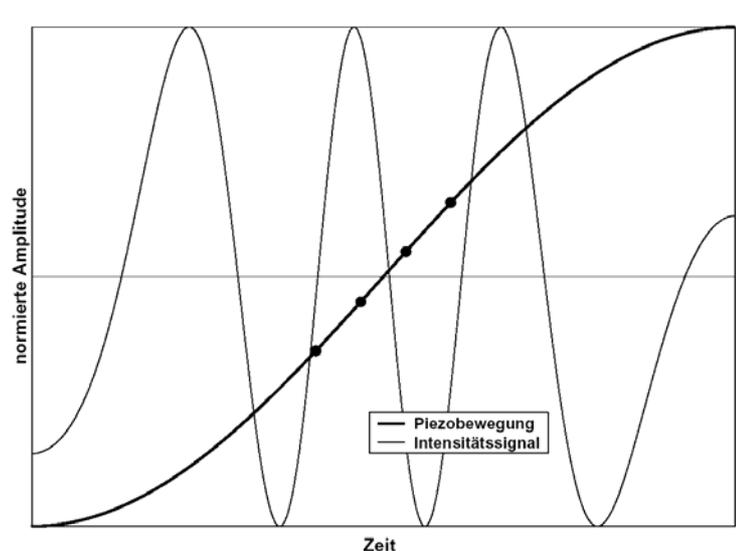


Abbildung 7.6: Abtastzeitpunkte des Carré-Algorithmus

Löst man das Gleichungssystem mithilfe der trigonometrischen Additionstheoreme auf, folgt für die Phasenschiebung α :

$$\alpha = \tan^{-1} \left[\frac{3(I_2 - I_3) - (I_1 - I_4)}{\sqrt{(I_1 - I_4) + (I_2 - I_3)}} \right] \quad (7.12)$$

Durch die Bildung des inversen Tangens, der eigentlich mehrdeutig ist, erhält man nur einen Wertebereich zwischen $-\frac{\pi}{2}$ und $\frac{\pi}{2}$. Liegt die Phasenschiebung

innerhalb dieser Grenzen kann sie mit dieser Gleichung korrekt berechnet werden.

Allerdings schränkt der inverse Tangens auch den Wertebereich der berechneten Phase ein. Da diese auch Werte außerhalb des Intervalls $\left[-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}\right]$ annimmt, erhält man nur eine Zwischenphase $\varphi_{\text{obj},z}$ statt der eigentlichen Objektphase φ_{obj} :

$$\varphi_{\text{obj},z} = \tan^{-1} \left[\tan(\alpha) \frac{(I_1 - I_4) + (I_2 - I_3)}{(I_2 + I_3) - (I_1 + I_4)} \right] \quad (7.13)$$

Setzt man Gleichung (7.12) in Gleichung (7.13) ein, erhält man die Zwischenphase in Abhängigkeit der vier gemessenen Intensitätswerte:

$$\varphi_{\text{obj},z} = \tan^{-1} \left[\sqrt{\frac{[3(I_2 - I_3) - (I_1 - I_4)][(I_1 - I_4) + (I_2 - I_3)]}{(I_2 + I_3) - (I_1 + I_4)}} \right] \quad (7.14)$$

Das Argument des inversen Tangens in Gleichung (7.13) wird durch den Tangens der Phasenschiebung bestimmt. Durch Einbeziehen der Vorzeicheninformation von $\sin(\varphi)$ und $\cos(\varphi)$ lässt sich der Wertebereich von $\varphi_{\text{obj},z}$ daher auf 0 bis 2π erweitern. Die auf 0 bis 2π erweiterte Phase nennt man Modulo- 2π -Phase $\varphi_{\text{obj},\text{mod}}$ oder auch Rohphase.

Um die Gesamtphase zu erhalten, muss bei jedem Sprung von $\varphi_{\text{obj},\text{mod}}$ von 0 auf 2π und umgekehrt ein Phasen-Offset addiert werden. Dieser beträgt ein entsprechendes Vielfaches von 2π . Die Aufhebung der Sprungstellen durch die Addition des erforderlichen Phasen-Offsets nennt man „Phase Unwrapping“. Sie kann nur korrekt durchgeführt werden, wenn sich zwei aufeinanderfolgende Objektphasenwerte um weniger als π unterscheiden.

In Abbildung 7.7 ist die Rohphase und die durch Phase Unwrapping rekonstruierte Schwingung eines unbewegten Kunstauges dargestellt. Die gemessenen Schwingungen mit Amplituden unter $1 \mu\text{m}$ werden über den Aufbau oder die Umgebung eingekoppelt. Die Rohphase wurde zur vergleichenden Darstellung in Mikrometer umgerechnet. Man kann deutlich die Sprungstellen der Rohphase erkennen. Bei hohen Phasengeschwindigkeiten der Schwingung

bricht die Rohphase durch die hohe Phasenänderung häufiger um als bei langsamen Objektbewegungen.

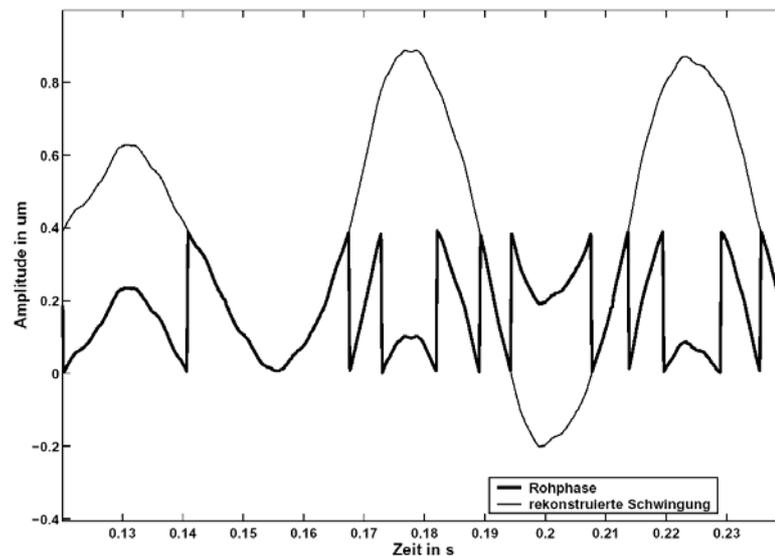


Abbildung 7.7: Rohphase und rekonstruierte Bewegung

Die Berechnung der Objektphasenwerte mit dem Carré-Algorithmus hat gegenüber dem AWN-Algorithmus entscheidende Vorteile :

- Pro Objektphasenwert sind nur 4 Intensitätswerte erforderlich.
- Wegen der geringeren Datenmengen sind Messungen über mehrere Sekunden durchführbar.
- Es ist prinzipiell eine Online-Auswertung des Intensitätssignals möglich.

Zur symmetrischen Aufnahme der Intensitätswerte um den Nulldurchgang der Referenzschwingung sind allerdings kalibrierte Abtastzeitpunkte erforderlich.

Mit den zwei vorgestellten Algorithmen zur Rekonstruktion des Bewegungssignals ist die Grundlage für die Auswertung der Augenschwingungen zur Berechnung des intraokularen Drucks gelegt. Das weitere Vorgehen zur Auswertung der druckabhängigen Parameter des Bewegungssignals wird im folgenden Abschnitt erläutert.

7.1.2.2 Extraktion des Messsignals

Die aus den oben beschriebenen Algorithmen erhaltene Bewegung des Auges enthält neben dem eigentlichen Messsignal, das durch die Anregung des Auges entsteht, noch weitere Bewegungskomponenten. Bei der Messung der Augenbewegung mit dem Michelson-Interferometer werden alle Relativbewegungen zwischen dem Aufbau und der Hornhautoberfläche erfasst. Diese enthalten unvermeidliche Bewegungen des Tonometers, Bewegungen des Kopfes in der Kopfstütze sowie eine Reihe von verschiedenen Augenbewegungen (Mikrosakkaden, Tremor), auf die hier aber nicht näher eingegangen werden soll. Bei der Rekonstruktion des Schwingungssignals mit dem quasi-geometrischen AWN-Algorithmus ist in dem Signal zudem noch die Schwingung des Referenzspiegels enthalten. Abbildung 7.8 zeigt ein solches Messsignal, in dem die angeregte Schwingung mit den sonstigen Schwingungskomponenten überlagert ist.

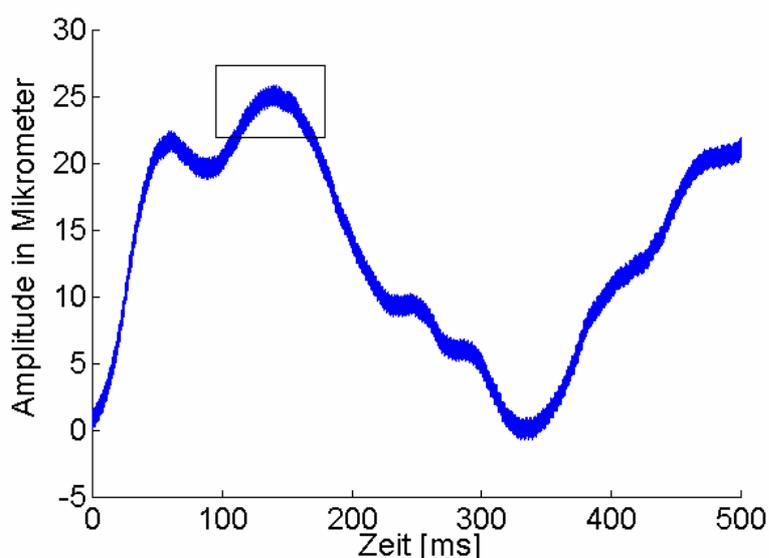


Abbildung 7.8: Überlagerung der Stör- und Messsignale

Zu erkennen ist im wesentlichen die Bewegung des Kopfes und die pulsatile Bewegung des Auges aufgrund des Blutflusses in den Bulbus. Die Verbreiterung der Linie entsteht durch die höherfrequente Bewegung des Referenzspiegels. Diese Bewegung ist gut zu erkennen, wenn man den markierten Bereich näher betrachtet, wie in Abbildung 7.9 gezeigt.

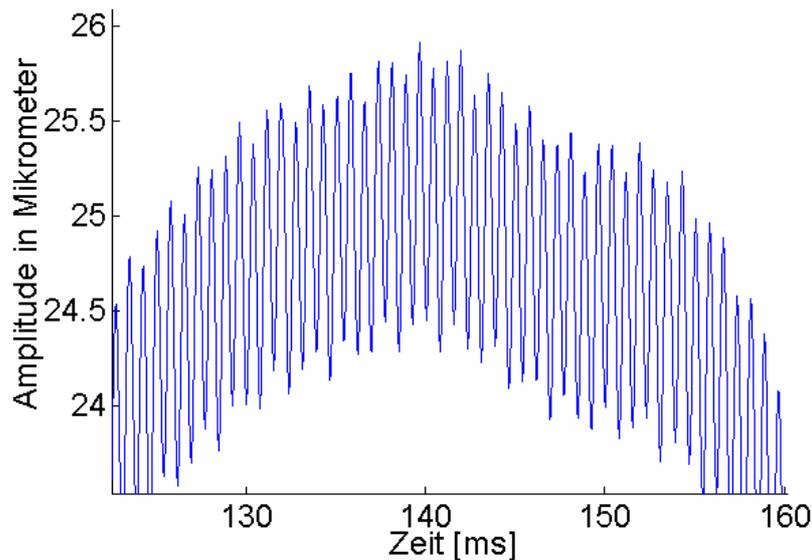


Abbildung 7.9: Anregungssignal und Referenzschwingung

Man sieht hier die sinusförmige Bewegung des Spiegels. Ebenfalls sichtbar ist die durch die Anregung des Auges induzierte Bewegung. Man erkennt sie an der Variation der Maxima der Referenzbewegung. Die Amplitude dieser Bewegung beträgt weniger als 100 nm und ist ohne weitere Signalverarbeitung nicht zu analysieren. Die dafür verwendeten Verfahren werden im Folgenden erläutert.

7.1.2.3 Analyse im Zeitbereich

Da die Kopfbewegung niederfrequent (bis 20 Hz) ist und die Piezoreferenzschwingung bei exakt 1200 Hz liegt, ist eine Bandpassfilterung des gesamten Signals notwendig. Aufgrund des großen Verhältnisses zwischen Kopfbewegung und dem eigentlichen Messsignal ist eine möglichst starke Dämpfung im Sperrbereich des Filters erstrebenswert. Im Durchlassbereich des Filters ist eine möglichst geringe Welligkeit zu realisieren, da die Überhöhung der Amplitude bei der Resonanzfrequenz gering ist. Weiterhin ist eine Invarianz in der Phase erstrebenswert, um eine Auswertung der Phase des Bewegungssignals durchführen zu können. Zur Realisierung der obigen Anforderungen stehen zwei Arten von Filtern zur Auswahl: IIR- (infinite impulse response) und FIR- (finite impulse response) Filter.

7.1.2.3.1 IIR-Filter

IIR-Filter zeichnen sich gegenüber FIR-Filter bei gleicher Filterordnung durch einen günstigeren Amplitudenverlauf aus. Bei gleichem Rechenaufwand ergeben sich also im allgemeinen steilere Flanken zwischen Durchlass- und Sperrbereich. Der Nachteil der IIR-Filter besteht in ihrem ungünstigen Phasenverlauf.

Aufgrund der notwendigen geringen Welligkeit kommt nur ein Butterworth oder Tschebyscheff-Filter vom Typ II in Frage. Jedoch konnten obige Anforderungen nur mäßig erfüllt werden. Besonders die geringe Welligkeit und die hohe Dämpfung konnte nur unzureichend realisiert werden.

7.1.2.3.2 FIR – Filter

Um die obigen Anforderungen zu erfüllen wurde ein FIR-Filter der Ordnung 920 mittels Kaiserfenster entworfen. Es wurde hierbei eine Dämpfung von 140 dB im Sperrbereich und eine Welligkeit von 10^{-5} im Durchlassbereich erreicht. Aufgrund der guten Eigenschaften dieses Filtertyps wurde er zur weiteren Betrachtung ausgewählt. Der Frequenzgang des Filters ist in Abbildung 7.10 zu sehen. Hierbei ist die Frequenz auf die Anzahl der Abtastpunkte normiert.

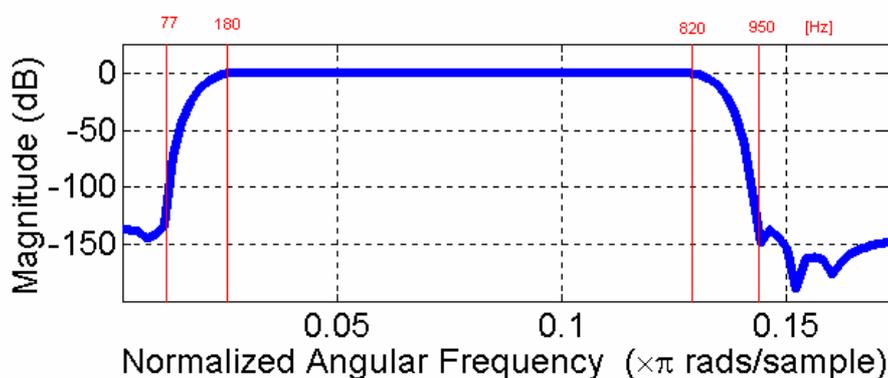


Abbildung 7.10: normalisierter Frequenzgang des FIR-Filters

7.1.2.3.3 Bestimmung des Amplitudengangs

Um den Amplitudenverlauf auswerten und unterschiedliche Messungen besser vergleichen zu können wird die Einhüllende des gefilterten Messsignals bestimmt. Die Position der Extrema lässt sich prinzipiell über die Position der Vorzeichenwechsel der Ableitung des Signals bestimmen. Da jedoch auch nach der Filterung noch kleine Störanteile im Signal vorhanden sind, können neben

den gewünschten Extrema noch weitere unerwünschte Extrema errechnet werden. Um diese zu Eliminieren, wird die Vorinformation über den Signalverlauf genutzt. Da der Frequenzverlauf des Signals ungefähr bekannt ist, kann man zusätzliche Extrema herausrechnen, indem man von einem minimalen Abstand der Extrema ausgeht. Innerhalb eines gewissen Zeitfensters kann es also immer nur ein Maximum geben. So lassen sich die korrekten Positionen der Extrema bestimmen. Um auf die Originalauflösung zurückzugelangen wurde eine lineare Interpolation vorgenommen. Wie in folgender Abbildung zu sehen ist, sind noch starke Schwankungen vorhanden. Mit Hilfe eines moving-average Filters wurde eine Glättung – ebenfalls in Abbildung 7.11 eingezeichnet – durchgeführt.

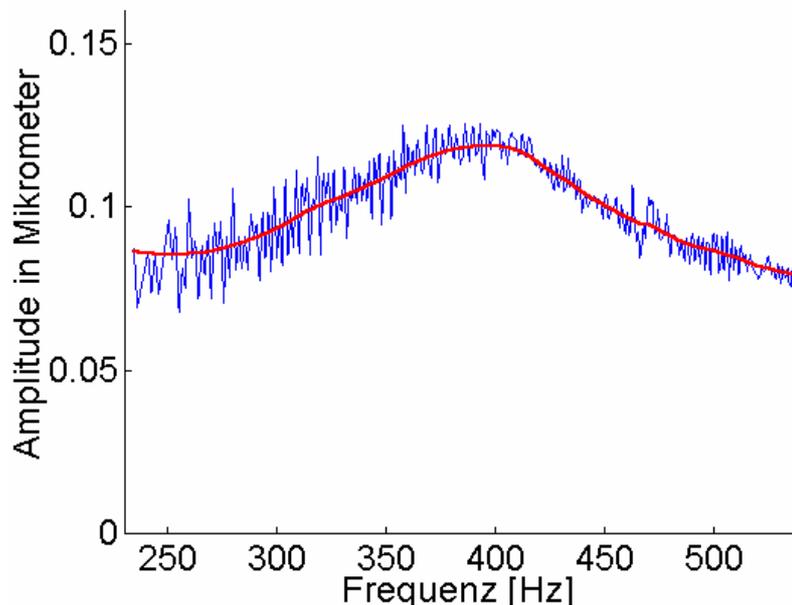


Abbildung 7.11: Bestimmung des Amplitudengangs

Aus diesem Signal kann die Resonanzfrequenz der Augenbewegung ermittelt werden. Somit kann eine Auswertung der in vivo Messungen durchgeführt werden.

7.1.2.4 Analyse im Frequenzbereich

Neben der Auswertung des Signals im Zeitbereich, wie im vorhergehenden Abschnitt beschrieben, ist auch eine Signalauswertung im Frequenzbereich möglich.

Das Schwingungssignal der Tonometermessung ist ein quasiperiodisches Signal, dem eine Sinusschwingung mit zeitlich linear erhöhter Frequenz zugrunde liegt. Dieser Sweep wird durch die Resonanzkurve der Schwingungsanregung, und durch die Eigenfrequenzen des Auges moduliert. Desweiteren sind dem Signal noch Störgrößen überlagert. Es gibt eine große Zahl von Fensterfunktionen, welche unterschiedliche Selektivitätskurven aufweisen. Prinzipiell muss ein durch die Anwendung bestimmter Kompromiss zwischen Nah- und Weitabselektion gesucht werden. Man kann sich auch eine Gewichtungsfunktion aus verschiedenen vorhandenen Fensterfunktionen generieren. Es wurden einige neue Fensterfunktionen entwickelt und deren Verhalten auf das zu erwartende Schwingungssignal simuliert. So wurde z.B. eine Rechteckfunktion derart modifiziert, dass die erste und letzten 10 % der Funktionswerte durch die entsprechenden Werte eines Hanning-Fensters ersetzt wurden. Die resultierende Fensterfunktion wies zwar eine verbesserte Weitabselektion auf, war jedoch aufgrund zu großen Überschwingern im Spektralbereich für eine Signalanalyse ungeeignet.

Aus diesem Grund wurde ein Ansatz mit einer „doppelten Gewichtung“ gemacht. Da die erwartete Resonanzkurve des Schwingungssystems keinen schmalen Resonanzpeak aufweist, kann für die erste Gewichtung eine Fensterfunktion mit geringer Nahselektion ausgewählt werden. Damit die zwischen den Nullstellen liegenden Frequenzlinien möglichst stark gedämpft werden, wird für die weitere Signalanalyse ein Kaiser-Bessel-Fenster gewählt. Durch die Wahl dieses Fensters wird das ursprüngliche Zeitsignal derart stark gewichtet, dass eine Analyse im Frequenzbereich kaum möglich ist.

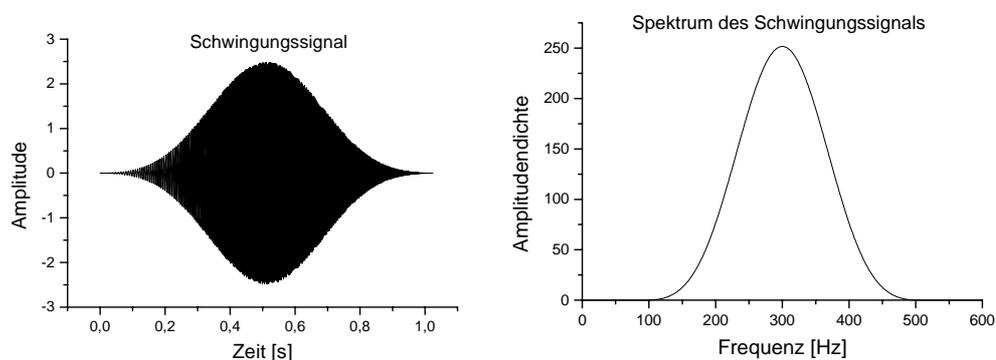


Abbildung 7.12: Spektralanalyse mit Kaiser-Bessel-Fenster

Die Abbildung (Abbildung 7.12) zeigt diesen Sachverhalt bei einer idealen Sinusschwingung (konstante Amplitude), deren Frequenz zwischen 100 Hz und 500 Hz linear erhöht wird.

Links ist das Schwingungssignal im Zeitbereich, rechts das berechnete Fourier-Spektrum aufgezeichnet. Es ist deutlich zu erkennen, dass die Frequenzinformation der Schwingung insgesamt gemindert, in den Randbereichen sogar ganz verloren geht.

Um den Informationsgehalt des Zeitsignals auch im Spektralbereich zu erhalten, wird die Gewichtung im Zeitbereich in dem Spektralbereich „zurückgerechnet“. Dies bedeutet, dass jede im Spektrum auftretende Frequenzlinie mit dem Kehrwert des zugehörigen Fensterwertes des Zeitbereichs multipliziert wird. Die Abbildung (Abbildung 7.13) zeigt das Prinzip der „doppelten“ Gewichtung.

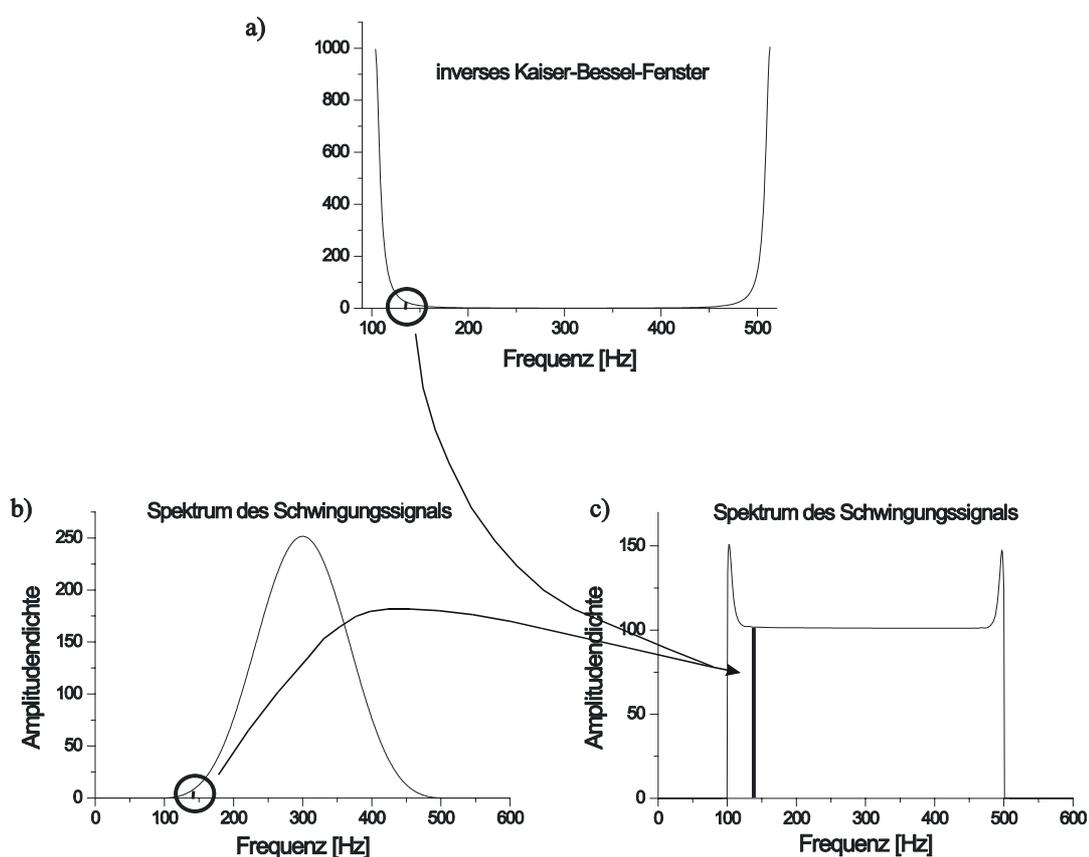


Abbildung 7.13: Prinzip der doppelten Gewichtung

Die Abbildung (Abbildung 7.13 a) zeigt die inverse Fensterfunktion im Zeitbereich. Da sowohl die Anfangs- und Endfrequenz der Sweep-Funktion, als auch die Messdauer festgelegt sind, kann jedem Zeitwert eindeutig ein Frequenzwert zugeordnet werden. Die inverse Fensterfunktion ist hier deshalb nicht über der Zeit, sondern über der Frequenz aufgetragen. Im Spektralbereich kann nun jede Frequenzlinie, die im Frequenzbereich des Sweeps liegt, mit dem entsprechenden Wert der inversen Fensterfunktion gewichtet werden. Das Ergebnis der hier beschriebene Multiplikation ist in Abbildung 7.13 c wiedergegeben. Man erkennt deutlich, dass das Spektrum zwar an den Randbereichen der aufgeprägten Sinusschwingung Fehler generiert, jedoch im mittleren Bereich keine Welligkeit aufweist. Sofern die zu erwartende Resonanzfrequenz in diesem Bereich liegt, bringt eine Spektralanalyse gute Ergebnisse. Die Randfrequenzen der Sinusschwingung sind besonders anfällig für Fehler, da sie durch die Fensterfunktion auf einen Wert annähernd Null gewichtet werden. Durch die Multiplikation dieser Frequenzlinien mit dem inversen Gewichtungswert wirken sich schon kleinste Fehler im Spektrum sehr stark aus. Diese Fehler treten in Form steiler Peaks nur an den Rändern des Frequenzbereiches auf (Abbildung 7.13 c) und können deshalb einfach erkannt werden. Das Prinzip der "doppelten Gewichtung" wurde als Algorithmus in MATLAB realisiert und zur Bestimmung der gemessenen Resonanzfrequenz genutzt.

7.2 Realisierung der Signalverarbeitungssoftware

Um eine effiziente Entwicklung von Algorithmen zur Signalauswertung zu ermöglichen, ist eine flexible Struktur der Steuer- und Auswertesoftware des Tonometers notwendig. Die gesamte Software lässt sich dabei in die Benutzerschnittstelle auf dem PC und die Steuersoftware auf DSP-Seite unterteilen. Für die Entwicklung der Algorithmen ist nur die PC-Seite von Bedeutung. Erst nach Abschluss der Entwicklung wird eine Portierung der Algorithmen auf den DSP vorgenommen. Eine Beschreibung der Systemsoftware erfolgt deshalb an dieser Stelle nicht, nähere Einzelheiten lassen sich bei Drescher [Dre00] nachlesen.

7.2.1 PC-Programm

Das PC Programm stellt die wichtigste Benutzerschnittstelle des Systems in der Entwicklungsphase und während der Messungen dar. Mit dem Programm muss eine Steuerung aller Parameter des Aufbaus möglich sein. Dazu ist eine Schnittstelle zum DSP und der restlichen Hardware des Tonometers notwendig. Die benötigte Funktionalität wird in einem Kommunikationsmodul realisiert, das auf eine Schnittstellen-DLL zugreift.

Ein weiterer wichtiger Aspekt des Systems ist ein effizienter Mechanismus zur Fehleranalyse während der Interaktion zwischen PC und DSP gesteuertem Tonometer. Dazu ist in der Software ein Logbuchmodul integriert, das alle Aktionen protokolliert und somit eine einfache Möglichkeit zum Auffinden von Fehlern bietet.

Um in der Entwicklungsphase alle bei den Messungen gesammelten Daten auch für spätere Untersuchungen archivieren zu können und bei klinischen Untersuchungen mit einem größeren Patientenkollektiv eine komfortable Verwaltung der Daten zu ermöglichen, ist eine Schnittstelle zu einer Datenbank in der Software integriert.

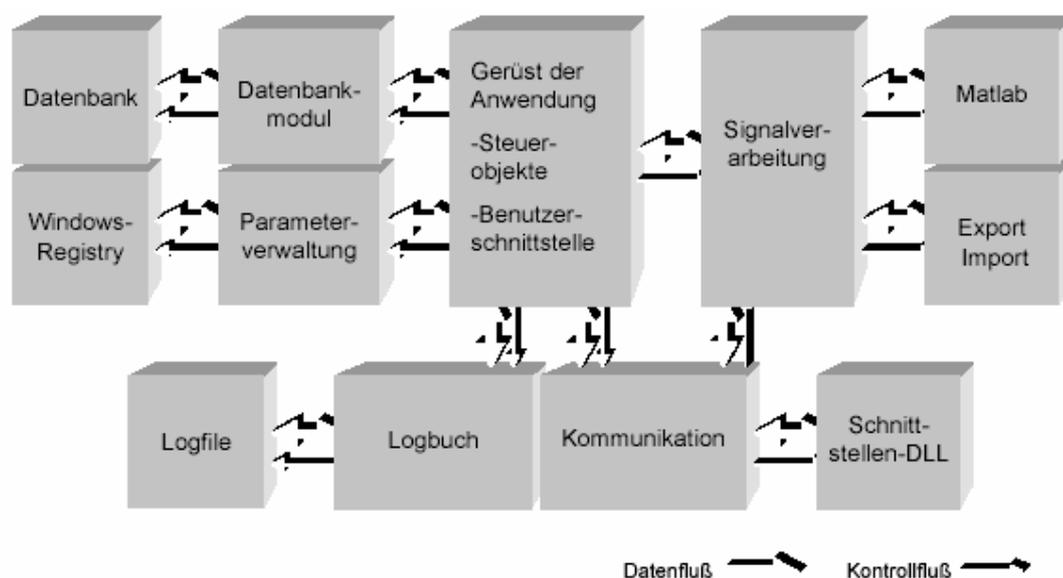


Abbildung 7.14: Konzept der Anwendung

Wichtigstes Modul zur Untersuchung verschiedener Algorithmen ist eine Schnittstelle zu Matlab. Somit ist es möglich, direkt aus der Bedienoberfläche des Tonometers die aufgenommenen Signale mit einem in Matlab geschriebenen Skript auszuwerten und direkt in der Oberfläche das Ergebnis der Auswertung anzeigen zu lassen.

Das Konzept der gesamten Software ist in Abbildung 7.14 dargestellt. Eine genauere Beschreibung der Matlab-Schnittstelle erfolgt im nächsten Abschnitt.

7.2.1.1 Schnittstelle zu Matlab

Wie schon angesprochen, soll ein Austausch von Signalen aus der Anwendung heraus mit Matlab ermöglicht werden. Außerdem soll die Anwendung Daten im ASCII-Format, also Textdaten schreiben und lesen können, um gegebenenfalls mit anderen Anwendungen, etwa einer Tabellenkalkulation, Daten austauschen zu können.

Für die Realisierung der Schnittstelle zu Matlab existieren mehrere Möglichkeiten. Diese unterscheiden sich im Grad der Integration von Matlab in die eigene Anwendung und in der Komplexität der Schnittstelle selbst. In Tabelle 2 werden die Möglichkeiten gegenübergestellt.

Schnittstelle	Integration	Komplexität
Zwischenablage	keine; der Benutzer muss die Daten per Menübefehl zwischen den Anwendungen transferieren	sehr gering; sehr einfach zu implementieren
Dateitransfer	möglich; sie muss jedoch von der Anwendung implementiert werden	mittel; Die Anwendung muss die Datenformate der Zielanwendung kennen
DDE	möglich; sie muss jedoch von der Anwendung implementiert werden	groß; das Protokoll ist recht komplex
DDE/DDEML	möglich; sie muss jedoch von der Anwendung implementiert werden	gering; die DDEML vereinfacht das Protokoll stark
OLE	ist durch OLE abgedeckt	sehr groß; OLE ist als Protokoll sehr komplex
OLE mit Wrapperklasse oder OLE mit C-Schnittstelle	ist durch OLE abgedeckt	gering; die Kapselung in einer Klasse bzw. in C-Funktionen nimmt dem Protokoll alle Komplexität

Tabelle 7.1: Vergleich der verschiedenen Möglichkeiten einer Schnittstelle zu Matlab

Für die Auswahl der Schnittstelle ist die Komplexität des gewählten Protokolls wesentlich, da ein komplexes Protokoll unter Umständen viel Implementierungszeit benötigt. Außerdem ist eine Integration von Matlab unter Gesichtspunkten der Benutzerfreundlichkeit wünschenswert. Beide Kriterien zusammen werden am besten von OLE in Zusammenarbeit mit einer Wrapperklasse bzw. einer auf OLE basierenden Sammlung von Funktionen zum Zugriff auf Matlab erfüllt. Die automatische Generierung der Wrapperklasse für Matlab als OLE-Automation-Server konnte von Visual C++ nicht vollständig vorgenommen werden, da Matlab für den Datentransfer Datentypen einsetzt, die für eine automatisierte Generierung nicht unterstützt werden. Für den Zugriff auf Matlab über die Wrapperklasse fehlten so zwei der wichtigsten Methoden. Die Implementierung wurde deshalb letztlich mit der Funktionssammlung vorgenommen. Diese Sammlung bietet in Zusammenarbeit mit den Funktionen für Matlab-Datenstrukturen vollen Zugriff auf Matlab. Diese Funktionen wurden in drei Klassen gekapselt, um den Zugriff auf Matlab weiter zu vereinfachen. Dies ist eine Klasse, welche die Schnittstelle zu Matlab als Automation Server beinhaltet, eine Klasse zur Repräsentation einer Matlab-Matrix und eine weitere für den Austausch von Daten aus Messreihen der Anwendung und der Ausführung eines Befehls in Matlab. Über drei Methoden kann Matlab vollständig von der Anwendung gesteuert werden: Mit `putMatrix()` und `getMatrix()` ist der Austausch von Matrizen möglich. Durch Aufruf von `evalString()` kann Matlab eine beliebige Zeichenkette übermittelt werden, deren Inhalt von Matlab als Befehl interpretiert und ausgeführt wird.

Die Realisierung des Ex- und Imports von ASCII-Daten wird auf der Basis einzelner Signale einer Messung realisiert. Diese können in eine Datei geschrieben werden und wieder gelesen werden. Dabei werden die Daten in zwei Spalten mit einem einstellbaren Trennzeichen dazwischen abgelegt. Davor steht ein Header, der eine textuelle Beschreibung des Signals enthält. Dieser ist durch eine eindeutige Trennzeile von den Signaldaten getrennt.

7.2.1.2 Schnittstelle zur Datenbank

Eine Datenbank kann unter Visual C++ entweder mittels einer ODBC-Schnittstelle oder über die sogenannten Data Access Objects (DAO) angesprochen werden. ODBC ist, wie schon erwähnt, ein allgemeiner Standard, der allerdings konkrete Datenbanken nicht vollständig unterstützen kann. Die DAO sind speziell auf die Bedürfnisse des Access-Datenbankkerns

zugeschnitten, bieten aber über eine interne ODBC-Schnittstelle auch Zugriff auf andere Datenquellen. Aufgrund der weiten Verbreitung von Access wird die Anbindung einer Patientendatenbank mittels der DAO vorgenommen, ohne dabei die Möglichkeit des Zugriffs auf andere Datenbanken zu verlieren. Für den Zugriff über die DAO ist die MFC-Klasse CRecordSet von großer Bedeutung. Mit ihrer Hilfe kann sehr einfach auf die Datensätze einer Tabelle in einer Datenbank zugegriffen werden. Dazu werden spezialisierte Klassen von CRecordSet abgeleitet, die für jedes Feld einer Tabelle genau ein entsprechendes Datenelement enthalten. Mit der Methode DoFieldExchange() kann, auf ähnliche Weise wie beim Datenaustausch zwischen Dialogfeldern und den zugehörigen Klassen, auf die Daten in der Datenbank zugegriffen werden.

Eine Datenbank für die Speicherung von Patientendaten muss – neben den allgemeinen Daten des Patienten, wie Name, Alter, usw. – auch spezielle medizinische Daten enthalten. Da sich der Satz der für die Messungen relevanten Parameter eines Patienten im Laufe der Entwicklung noch ändern kann, ist eine einfache Erweiterbarkeit wünschenswert. Durch die Kapselung des Datenbankzugriffs in je einer Klasse für eine Tabelle ist dies mit Unterstützung von Visual C++ leicht möglich. Die Erweiterung der Datenbank selbst kann z.B. mit Access vorgenommen werden.

Die vorläufige Struktur der angelegten Datenbank ist in

Abbildung 7.15 zu sehen. Sie besteht aus drei Tabellen, die über Relationen aneinander gekoppelt sind. Die Tabelle „Patient“ enthält alle für die Beschreibung eines Patienten wesentlichen Daten. In der Tabelle „Raumposition“ wird für jeden Patient die Einstellung der Augenposition während der letzten Messung gespeichert, um bei zukünftigen Messungen schnell patientenspezifisch eine grobe Vorjustierung des Messaufbaus vornehmen zu können. Die Datensätze in dieser Tabelle sind mit einer 1:1-Relation mit der Patiententabelle verknüpft.

Die Speicherung von Messdaten wird – ebenfalls patientenbezogen – in der Tabelle „Messreihe“ vorgenommen. Diese Tabelle enthält neben einer Beschreibung der Messreihe sowie dem Datum der Aufnahme das Feld „data“. Dies ist ein BLOB (Binary Low-Overhead Block) und enthält die Daten der Messreihe in einem anwendungsspezifischen Format. In diesem Feld wird jeweils eine in der Anwendung erstellte Instanz der Klasse tcDocMessreihe

persistent mittels Serialisierung gespeichert. Die Tabelle ist über eine 1:N-Relation mit der Patiententabelle verknüpft. So können zu jedem Patienten beliebig viele Messreihen gespeichert werden.

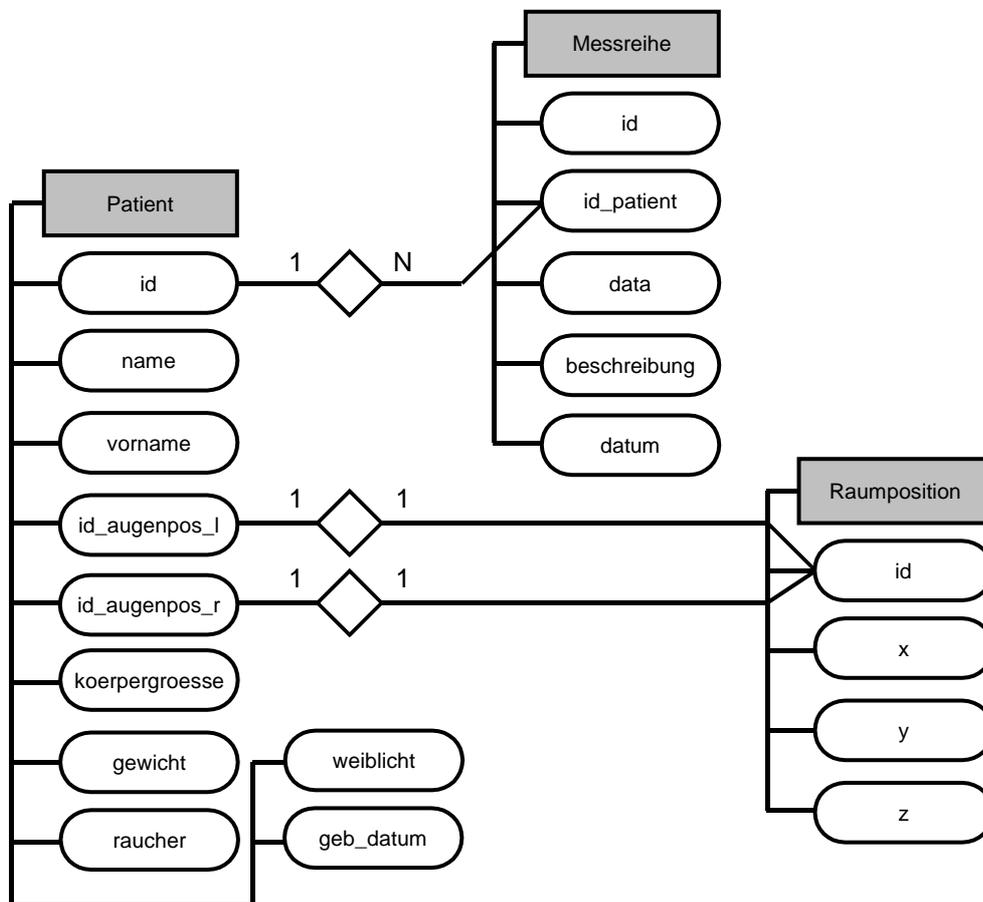


Abbildung 7.15: Struktur der Patientendatenbank

8 Messungen in-vivo

Nachdem die technischen Voraussetzungen in den vorangegangenen Kapiteln beschrieben wurden, erfolgt in diesem Kapitel eine Beurteilung der dargestellten Verfahren und des zugrundeliegenden Messprinzips anhand von Messungen am Patienten. Dabei wird, wie schon in den vorangegangenen Kapiteln, unterteilt nach Messungen mit Schallanregung und Messungen mit Ultraschallanregung.

Die Messungen mit Schallanregung wurden zum Einen mit einem Helmholtzresonator durchgeführt. Die Ergebnisse der Messreihen mit Helmholtzresonator sind im ersten Abschnitt dargestellt. Zum Anderen wurden auch umfangreiche Untersuchungen zur mechanischen Anregung durch das Augenlid hindurch vorgenommen. Eine Darstellung und Diskussion der Messergebnisse erfolgt im zweiten Abschnitt.

Bei der Untersuchung der Anregung mit Ultraschall wurde der in Abschnitt 5.2.7 beschriebene piezokeramische Ultraschallwandler mit Anpassschicht verwendet. Die Messungen wurden mit dem im vorangegangenen Kapitel beschriebenen Tischsystem durchgeführt. Die Justage auf das Auge wurde dabei teils von Hand, zum Teil auch in zwei Achsen automatisiert vorgenommen.

8.1 Messungen mit Schallanregung

8.1.1 Helmholtzresonator

Die Messungen mit dem Helmholtzresonator wurden mit dem in Abschnitt 5.1.3 beschriebenen System durchgeführt. Die Integration des Helmholtzresonators

erfolgte so, dass eine Übertragung von Schwingungen auf den optischen Messkopf so weit wie möglich unterdrückt werden konnte. Mit Kontrollmessungen an einem fest montierten Glasstab, der als Augenphantom diente, wurde die Einkopplung der Schwingungen überprüft, es konnten dabei keine auf das System übertragenen Störungen festgestellt werden.

8.1.1.1 Messungen an einem Probanden, Reproduzierbarkeit

Bei den ersten Untersuchungen in vivo ging es um die Reproduzierbarkeit der gemessenen Ergebnisse an einem Probanden, wenn der gleiche Messablauf mehrmals wiederholt wird. Dabei werden Faktoren wie die etwas unterschiedliche Positionierung des Patienten bzw. des Auges vor dem Messsystem und andere Parameter, die sich zwischen mehreren Messungen ändern können, untersucht. In Abbildung 8.1 ist das Ergebnis einer Messreihe mit zehn Einzelmessungen an einem Probanden dargestellt.

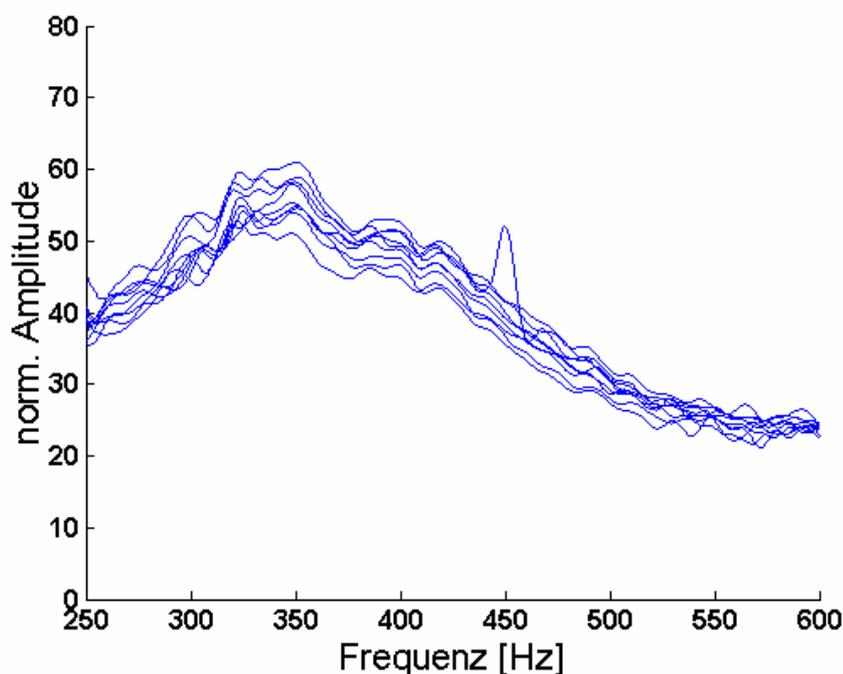


Abbildung 8.1: Messungen an einem Probanden

Der Ablauf der Messungen wurde wie folgt durchgeführt. Zunächst legt der Patient seinen Kopf in die Halterung des Tonometers. Der Bediener nimmt anschließend eine Grobjustage des Aufbaus vor das Auge vor. Befindet sich der Aufbau im Fangbereich der automatischen Justageeinheit, kann die automatische

Feinpositionierung gestartet werden. Nach erfolgreicher Justage wird der Messvorgang vom System selbständig durchgeführt. Dies beinhaltet das Einschalten der Anregungseinheit und die Schwingungsmessung mit dem Interferometer. Einzelheiten zur optischen Schwingungsmessung können in der Dissertation von Gundlach [Gun02] nachgelesen werden.

Die Ergebnisse der Messung zeigen eine deutliche Korrelation zwischen den Einzelmessungen. Lediglich bei einer Messung ist ein Fehler aufgetreten, der zu einer Abweichung im Frequenzgang führt. Vor einer genaueren Analyse bezüglich der Genauigkeit des aufgenommenen Signals sollen die interindividuellen Unterschiede bei der Messung und der Einfluss des Augeninnendrucks auf die Messung untersucht werden.

8.1.1.2 Variation des Augeninnendrucks an einem Probanden

Ziel der Messung der angeregten Schwingungen am Auge ist die Bestimmung des Augeninnendrucks. Der Einfluss des IOP auf die Resonanzfrequenz des Auges wurde in Simulationen mit einem FEM-Modell und durch Messungen an Schweineaugen bereits untersucht (siehe [Dre00]). In den Messungen am Menschen ist eine Untersuchung des Einflusses eines einzelnen Parameters nur dann möglich, wenn alle anderen Parameter, die in die Messung eingehen, möglichst konstant gehalten werden. Eine Möglichkeit zur gezielten Beeinflussung des Augeninnendrucks ist die Einnahme von drucksenkenden Tropfen, wie sie in Abschnitt 2.1.3 beschrieben wurden.

In den folgenden Untersuchungen wurden Tropfen der Marke Trusopt verwendet. Die Tropfen wurden jeweils an einem Auge angewendet. Nach der Einnahme wurde ca. 15 Minuten abgewartet, um eine entsprechende Wirkung beobachten zu können, bevor die Messung durchgeführt wurde. Die Kontrolle des Augeninnendrucks wurde mit einem Luftpulstonometer jeweils vor und nach der Messung durchgeführt. In Abbildung 8.2 ist der Verlauf des Augeninnendrucks an einem Probanden nach Einnahme der Tropfen dargestellt. Zu jedem Wert des Augeninnendrucks wurden mit dem akusto-optischen Tonometer zehn Messungen durchgeführt.

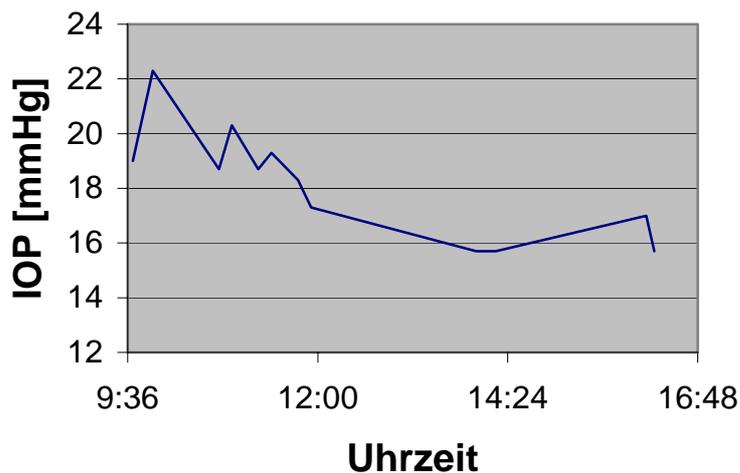


Abbildung 8.2: Verlauf des IOP nach Einnahme der Augentropfen

Die Ergebnisse der Messungen zeigt Abbildung 8.3. In der Grafik sind jeweils die aus den zehn Einzelmessungen bei einem festen Augeninnendruck gemittelten Ergebnisse aufgetragen. Man erkennt auch hier eine deutliche Korrelation zwischen den einzelnen Messkurven. Die Unterschiede durch die Variation des Augeninnendrucks machen sich in den gezeigten Messungen in erster Linie in der Amplitude der angeregten Schwingung bemerkbar.

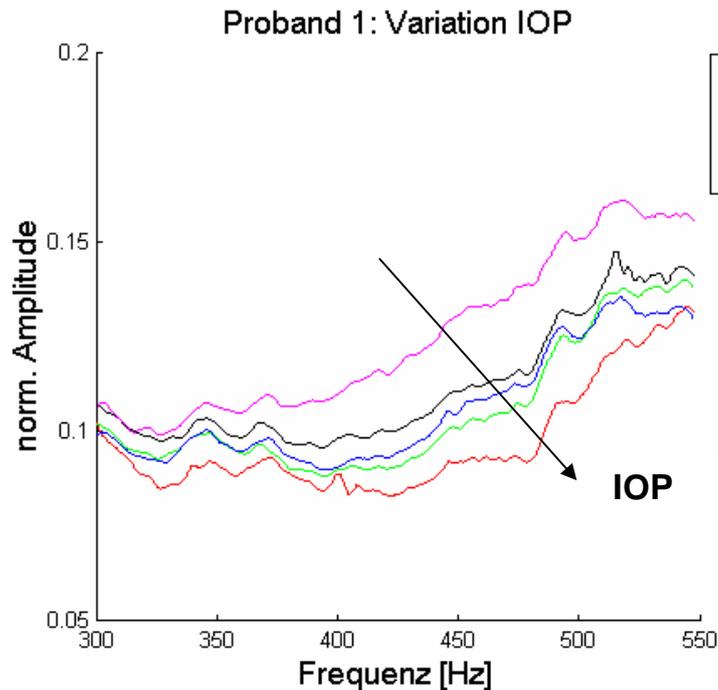


Abbildung 8.3: Variation des Augeninnendrucks bei einem Probanden

Bei steigendem Augeninnendruck ist eine Abnahme der Amplitude zu beobachten. Zudem kann man eine Verschiebung des Schwingungsmaximums hin zu höheren Frequenzen sehen, die aber aufgrund des stark verrauschten Signals nicht sehr deutlich ausgeprägt ist.

Die Ergebnisse der Untersuchungen stimmen mit den dem Messprinzip zugrundeliegenden Annahmen überein. Bei einer Erhöhung des Augeninnendrucks wird eine höhere Resonanzfrequenz der Augenhülle erwartet, auch die Abnahme der Schwingungsamplitude ist bei einer stärkeren Spannung der elastischen Augenhülle zu erwarten.

8.1.1.3 Messreihen an mehreren Probanden

Die oben erhaltenen Ergebnisse bezüglich der Reproduzierbarkeit und der Abhängigkeit der Augenschwingungen vom IOP sind nicht ausreichend, um eine aussagekräftige Analyse vorzunehmen. In Untersuchungen an mehreren Probanden muss gezeigt werden, dass der zu messende Parameter auch bei sich ändernden sekundären Größen noch ausreichend detektiert werden kann. Nach dem oben bei den Messungen zur Reproduzierbarkeit erläuterten Messprozedere wurden umfangreiche Messreihen (ca. 360 Einzelmessungen an über 10 Probanden) durchgeführt. Exemplarisch dafür ist das Ergebnis einer

Vergleichsmessung an drei Probanden in Abbildung 8.4 gezeigt. Die Kurven zeigen wieder das gemittelte Ergebnis aus jeweils zehn Einzelmessungen. Die oberen drei Kurven ergeben sich aus einer Tiefpassfilterung und Normierung der gemittelten Ergebnisse. An ihnen kann man die Verschiebung der Resonanzfrequenz hin zu höheren Werten bei einem höheren Augeninnendruck beobachten. Die Abhängigkeit der Amplitude vom IOP lässt sich in diesen Messreihen nicht nachweisen, da hier auch andere individuelle Parameter in die Messung mit eingehen.

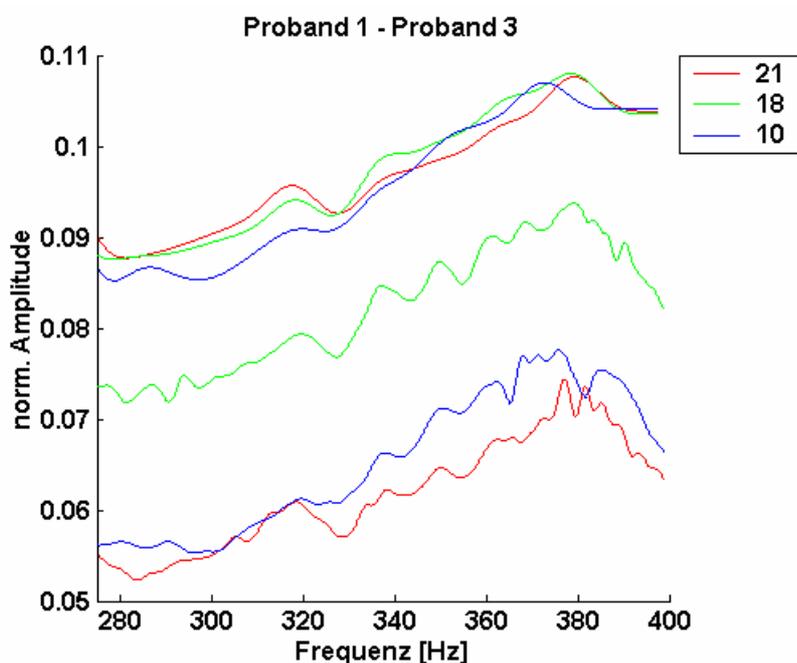


Abbildung 8.4: Messungen an mehreren Probanden mit unterschiedlichem Augeninnendruck

Die Ergebnisse der anderen Messreihen zeigen eine ähnliche Tendenz wie die oben dargestellte. Die Genauigkeit der Messung und die Abhängigkeiten vom IOP sind aber bei der vorgestellten Messmethode sehr gering, sodass eine Aussage über den Augeninnendruck in der für ein Tonometer erforderlichen Genauigkeit ein nicht unerhebliches Problem darstellt.

8.1.1.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Messungen zur Bestimmung des Augeninnendrucks über die externe Anregung von Schwingungen der Augenoberfläche bestätigten die dem Verfahren zugrunde liegende Annahmen. Es konnte erstmals gezeigt werden,

dass mit Schallwellen, die in einem Frequenzbereich zwischen 200 Hz und 1 kHz mit einem Helholtzresonator erzeugt werden, eine Anregung des Auges zu Schwingungen möglich ist. Diese Schwingungen können mit dem in Kapitel 6 beschriebenen System gemessen werden. Die Amplitude der Schwingungen liegt im Bereich von einigen zehn Nanometern, und ist somit am unteren Ende des Auflösungsvermögens des laserinterferometrischen Vibrometers. Die Auswertung der Messungen zur Bestimmung des Augeninnendrucks ist aufgrund der geringen Amplitude nur mit einem großen Aufwand realisierbar. Ein weiterer entscheidender Nachteil der Anregung mit Schallwellen ist die hohe Lautstärke in der Umgebung, die trotz der Verwendung des Helholtzresonators zu einer Belästigung des Patienten und des Benutzers führt.

Die Ergebnisse legen den Schluss nahe, dass das Verfahren prinzipiell zur Bestimmung des Augeninnendrucks verwendet werden kann, für eine Umsetzung in ein Produkt jedoch andere Formen der Schwingungsanregung gefunden werden sollten.

Eine weitere Möglichkeit der Schwingungsanregung besteht in der direkten Übertragung von mechanischen Vibrationen durch das Augenlid hindurch auf die Augenhülle. Dieses Verfahren bietet wie die akustische Anregung den Vorteil, die Augenoberfläche nicht direkt zu berühren, ermöglicht aber im Gegensatz dazu eine wesentlich bessere Übertragung der Energie.

8.1.2 Mechanische Anregung

8.1.2.1 Messungen an einem Probanden

Mit der in Kapitel 5.1.4 beschriebenen Anregungseinheit werden ebenfalls Messungen an verschiedenen Probanden durchgeführt. Dazu wird der mechanische Anreger über eine Halterung neben dem Tonometer platziert, um möglichst reproduzierbare Bedingungen bei den einzelnen Messungen zu erhalten. Eine Messreihe zur Untersuchung dieser Reproduzierbarkeit ist in Abbildung 8.5 dargestellt.

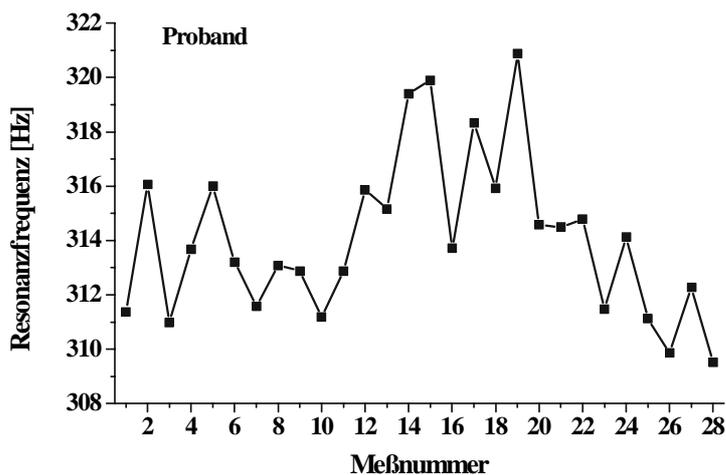


Abbildung 8.5: Reproduzierbarkeit der Messwerte

Der hier dargestellte Graph weist einen Mittelwert der Resonanzfrequenzen von $\bar{f}_{\text{Res}} = 314,08$ Hz und eine Standardabweichung von $\sigma = 2,96$ Hz auf. Es ist zu erkennen, dass die ersten 10 Einzelmessungen um einen Frequenzwert von $f = 313$ Hz schwanken, danach bis auf einen Maximalwert von $f = 321$ Hz ansteigen, bevor sie bis auf das Minimum von 310 Hz abfallen.

Eine mögliche Erklärung für den An- bzw. Abfall der Messkurve könnte eine leichte Veränderung der Anpressposition sein. Der Proband hat für seine Selbstjustage nur die Kopfstütze, das Fixierkreuz im Optikkopf des Tonometers und die Farbinformation der Leuchtdiode zur Verfügung. Befindet sich das Auge des Patienten nicht exakt an der Position der vorhergehenden Messung und ist somit dejustiert, so wird zum Messbeginn eine automatische Korrektur durch das Tonometer vorgenommen. Für eine erneute Selbstjustage bei der nächsten Messung bezieht sich der Proband dann auf diese neu eingestellte Tonometerposition. So könnte es passieren, dass sich der Patient bei langen Messreihen kontinuierlich aus der anfänglichen Messposition herausbewegt und so die Anpressposition verändert. Auf der anderen Seite wurde von dem Probanden bei allen Einzelmessungen versucht jeweils die gleiche Messposition einzunehmen.

Eine weitere Messreihe zur Untersuchung der Reproduzierbarkeit zeigt Abbildung 8.6.

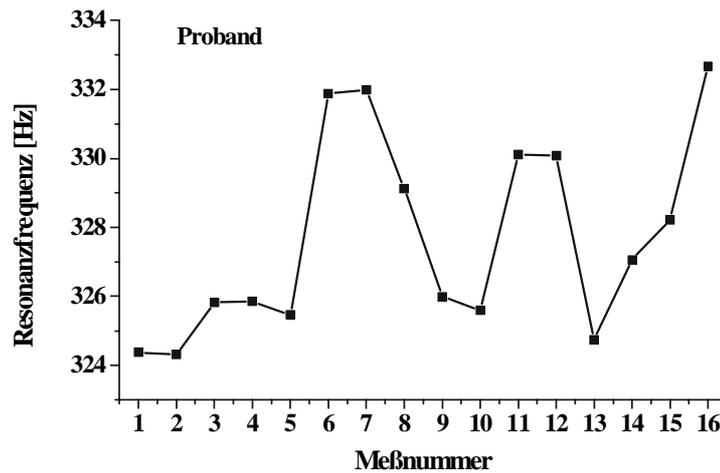


Abbildung 8.6: Reproduzierbarkeit der mechanischen Anregung

Die mittlere Resonanzfrequenz der gesamten Messreihe beträgt $\bar{f}_{\text{Res}} = 327,71$ Hz, bei einer Standardabweichung von $\sigma = 2,89$ Hz. Auffällig an dieser Messreihe ist, dass es zwei Frequenzbereiche gibt, denen man die meisten Messwerte zuordnen kann. Diese Zuordnung von Messwerten zu unterschiedlichen Frequenzbereichen konnte nur bei einem Probanden in mehreren Messreihen festgestellt werden. Weiterführende Messungen haben gezeigt, dass es mit dem an einer Halterung befestigten mechanischen Anreger möglich ist, Standardabweichungen von $\sigma < 2$ Hz zu erreichen.

Für Verlaufsuntersuchungen muss gewährleistet sein, dass bei jedem Probanden an verschiedenen Tagen exakt gleiche Messvoraussetzungen gegeben sind. Aus diesem Grund wurde eine Messreihe von 28 Einzelmessungen durchgeführt, wobei die mechanische Anregungseinheit zwischen der 15. und der 16. Messung ab- und wieder aufgebaut wurde. Hierzu wurde vor der Messreihe sowohl die Position des Stativs des Anregers, als auch der Kinnstütze für den Probanden genau markiert, um das Anregungssystem nach dem Abbau wieder identisch ausrichten zu können.

Die Messergebnisse sind in Abbildung 8.7 wiedergegeben.

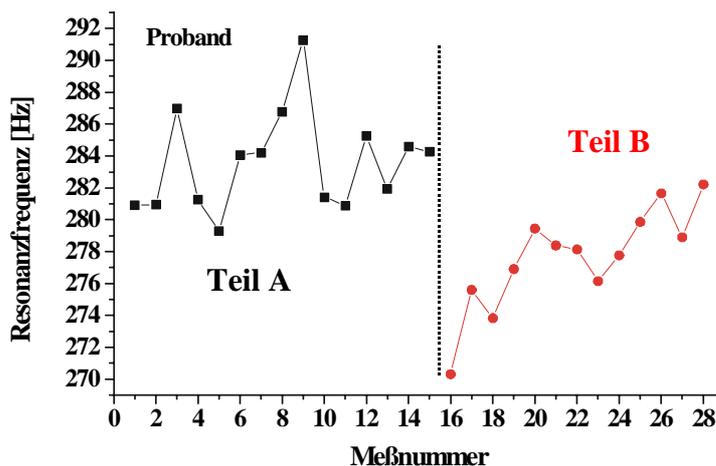


Abbildung 8.7: Unterbrechung einer Messreihe

In dieser Messreihe ist neben der schon erläuterten Variation der Einzelmesswerte ein starker Frequenzsprung zwischen Teil A und Teil B zu erkennen. Obwohl die Repositionierung des Anregungssystems wieder exakt durchgeführt wurde und so bei Messung 16 die Voraussetzungen von Messung 15 hergestellt wurden, können die beiden Teilmessreihen miteinander nicht in Beziehung gesetzt werden.

8.1.2.2 Zusammenfassung der Ergebnisse

Somit muss festgestellt werden, dass die Genauigkeit mit der die Parameter Anpresskraft, Anpresswinkel und Anpressposition für die mechanische Anregungseinheit eingestellt werden können, für reproduzierbare Messungen nicht ausreicht. Die Kopplung zwischen Anregungssystem und Augenlid konnte bei den Messungen nicht im ausreichenden Maße konstant gehalten werden, so dass eine Variation der Messwerte durch den gegenseitigen Einfluss der beiden Teilsysteme auftrat. Von einer weiteren Modifikation des kontaktbehafteten Schwingungserregers wird aufgrund des nicht abschätzbaren Aufwandes abgesehen. Korrelationsuntersuchungen mit einem mechanischen Anregungssystem sind bei einer größeren Menge von Probanden mit vertretbarem Messaufwand nicht durchführbar.

8.2 Messung mit Ultraschallanregung

Im Verlaufe der Arbeit wurden insgesamt ca. 500 Einzelmessungen an vier Probanden durchgeführt. Hierbei wurden hauptsächlich folgende Parameter variiert:

- Ansteuerspannung des Ultraschallwandlers
- Frequenzbereich des linearen Sweeps
- Frequenz und Amplitude der Piezoreferenzschwingung
- Abtastfrequenz und Anzahl der Messwerte
- Sweepdauer und -richtung

Es hat sich gezeigt, dass bei einer Ansteuerspannung von 500 V, einem Frequenzdownsweep von 1000 Hz – 150 Hz, einer Piezoreferenzschwingung von 1200 Hz bei einer Amplitude von 1,5 μm , einer Abtastfrequenz von 170 kHz mit einer maximalen Messwertanzahl von 85000 und somit einer Sweepdauer von 500 ms, die besten Ergebnisse erzielt werden konnten.

Die nachfolgenden Messungen wurden alle mit obigen Einstellungen vorgenommen. Zudem wurde eine Justage der Fokuspunkte von Anregungseinheit und optischem Messsystem vorgenommen.

8.2.1.1 Ermittlung der Reproduzierbarkeit

Die ersten Messungen mit einer Ultraschall-Anregungseinheit wurden durchgeführt, um die prinzipielle Anwendbarkeit und die Reproduzierbarkeit des Verfahrens zu untersuchen. In Abschnitt 5.2 wurde das Anregungssystem bereits eingehend erläutert und charakterisiert. Ob mit einem solchen System in der Praxis eine Anregung der Augenoberfläche zu Schwingungen realisiert werden kann, ist noch zu zeigen.

Bei den Messungen wurde der Tischaufbau mit dem vor der ersten Linse angebrachten fokussierenden Ultraschallwandler verwendet. Der Messablauf entspricht dem bei der Messung mit Schallanregung. Nach einer manuellen Grobjustage wird vom Bediener des Systems eine automatische Feinjustage

ausgelöst. Nach erfolgreicher Positionierung vor dem Auge wird der restliche Messvorgang vom System durchgeführt.

Ein typisches Ergebnis, wie es im Laufe der Messreihen aufgezeichnet wurde, ist in Abbildung 8.8 dargestellt. In der linken Abbildung ist die Relativbewegung zwischen Aufbau und Auge mit allen Komponenten zu sehen. Darin enthalten sind die Bewegungen des Kopfes, die verschiedenen Bewegungen des gesamten Auges (Tremor, Sakkaden), die Bewegung des Referenzspiegels und letztendlich die mit der Anregungseinheit induzierten Schwingungen. Erkennbar ist in dieser Abbildung nur die Bewegung des Kopfes und des Auges.

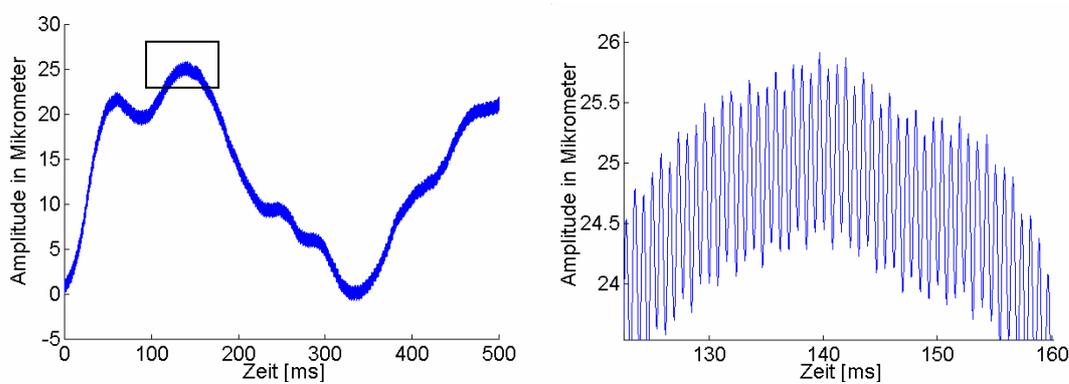


Abbildung 8.8: Überlagerung der angeregten Schwingung mit sonstigen Augenbewegungen

Betrachtet man sich den mit einem Rechteck markierten Bereich der Messung genauer, lassen sich weitere Bewegungskomponenten erkennen. Deutlich ist jetzt die Bewegung des Referenzspiegels als regelmäßige Sinusschwingung zu erkennen. Die Amplitude dieser Bewegung beträgt ca. $1,5 \mu\text{m}$, die Frequenz für die Referenzschwingung ist auf $1,2 \text{ kHz}$ eingestellt.

Die Schwingung, die durch die Ultraschallwellen angeregt wird, ist in der Abbildung als Modulation der Schwingung des Referenzsignals zu sehen. Sie hat eine Frequenz von ca. 400 Hz und eine Amplitude von etwa 100 nm . Damit ist die durch die Ultraschallanregungseinheit erzeugte Schwingung um ein Vielfaches geringer als die anderen im System auftretenden Schwingungen. Sie liegt aber noch deutlich über der Auflösungsgrenze des laserinterferometrischen Vibrometers, das nach den Untersuchungen von Drescher [Dre00] und Gundlach [Gun02] eine Auflösung von ca. 10 nm aufweist.

Mit diesen Messungen konnte erstmals an einem Probanden eine berührungslose Anregung der Augenoberfläche zu mechanischen Schwingungen durch einen Ultraschallwandler realisiert werden. Ob mit diesen angeregten Schwingungen auch eine Bestimmung des Augeninnendrucks realisiert werden kann, muss durch weitere Messungen untersucht werden.

Ziel der nächsten Messungen muss der Nachweis der durch die Simulation und die in-vivo Messung mit Schallanregung bestätigten Hypothese sein, dass das Auge bei externer Anregung mehrere Resonanzfrequenzen aufweist, die vom Druck innerhalb der Augenhülle abhängen.

Dazu werden Vergleichsmessungen mit einem Modellauge aus Silikon und einem Probanden durchgeführt. Alle sonstigen Parameter der Messung werden zwischen den verschiedenen Messreihen konstant gehalten.

Die Messungen am Silikonauge wurden bei einem Druck von 18 mmHg durchgeführt. Bei der Messung wird der Ultraschallwandler mit einer Anregungsfrequenz zwischen 600 Hz und 200 Hz moduliert. Das Ergebnis der Messung ist in Abbildung 8.9 zu sehen.

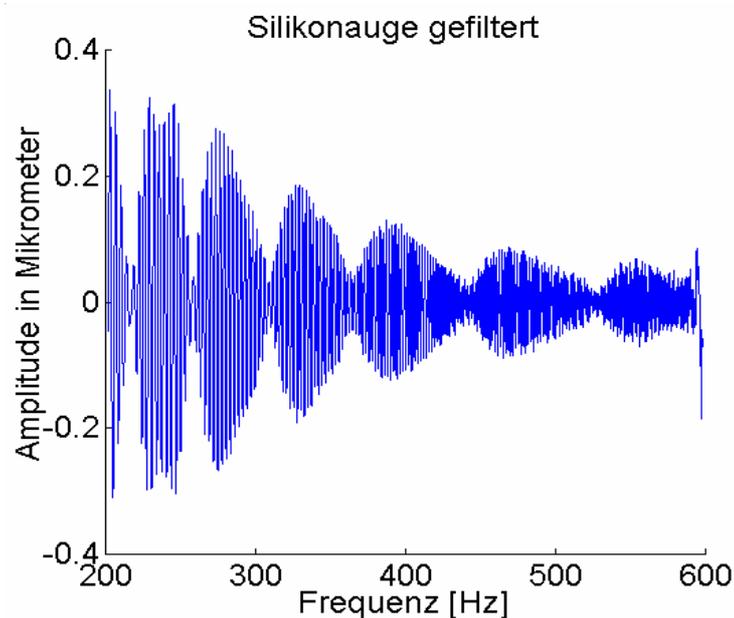


Abbildung 8.9: Schwingungsmoden am Modellauge aus Silikon

Man erkennt darin sehr deutlich das Auftreten von mehreren Schwingungsmoden. Die einzelnen Resonanzfrequenzen sind deutlich ausgeprägt, die am Augenmodell mit Ultraschallanregung auftretenden

Schwingungsamplituden erreichen ein Maximum von ca. 600 nm. Die höhere Amplitude der Schwingung ist aufgrund der sehr viel geringeren Dämpfung des frei aufgehängten Augenmodells im Vergleich zu dem in der Augenhöhle eingebetteten Auge in-vivo zu erklären.

Bei den Messungen am Humanauge wurde der Frequenzbereich, in dem das Anregungssignal variiert wurde, auf eine Spanne von 200 Hz bis 1 kHz erweitert. Der Sweep wurde, wie auch bei den Messungen am Augenmodell, von der höheren zur niederen Frequenz durchgeführt. Das Ergebnis einer exemplarischen Messung an einem Probanden zeigt Abbildung 8.10.

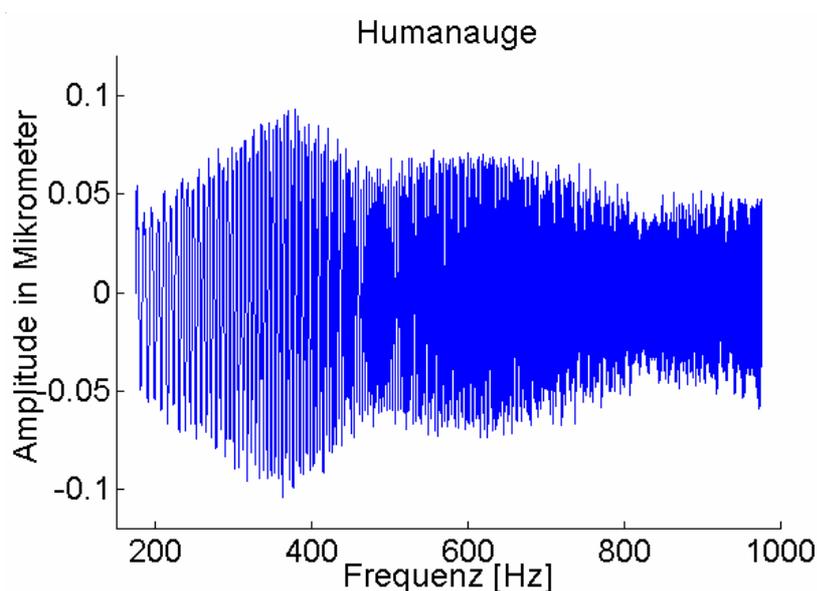


Abbildung 8.10: Schwingungsmoden am Humanauge

Auch am menschlichen Auge ist das Auftreten von mehreren Schwingungsmoden deutlich zu erkennen. Im Unterschied zu den Ergebnissen am Modellauge liegen beim Humanauge die Frequenzen der einzelnen Schwingungsmoden höher, und es gibt einen wesentlich größeren Abstand zwischen den einzelnen Moden. Weiterhin kann man erkennen, dass die einzelnen Resonanzfrequenzen nicht so deutlich ausgeprägt sind wie beim Modellauge aus Silikon.

Die Unterschiede lassen sich ebenfalls durch die unterschiedliche Dämpfung der beiden Systeme erklären. Mit diesen Messungen konnte gezeigt werden, dass der Ansatz der Auswertung der Resonanzfrequenzen des Auges nach Anregung mit Ultraschallwellen zur Bestimmung des Augeninnendrucks prinzipiell möglich ist.

Die Existenz verschiedener Schwingungsmoden des Auges konnte damit erstmals im Versuch am menschlichen Auge nachgewiesen werden.

Diese Messungen machen allerdings noch keine Aussage darüber, welcher Zusammenhang zwischen den Messergebnissen und dem im Auge herrschenden Druck besteht und mit welcher Genauigkeit eine Bestimmung des Druckes vorgenommen werden kann.

Die Untersuchung der Abhängigkeit und der erreichbaren Genauigkeit ist Gegenstand der im folgenden Abschnitt beschriebenen Messreihen. Dabei werden Messungen an verschiedenen Probanden mit unterschiedlichem Augeninnendruck durchgeführt und miteinander verglichen. Zudem werden Messungen an einem Probanden, bei dem eine gezielte Beeinflussung des Augeninnendrucks vorgenommen wurde, dargestellt.

8.2.1.2 Korrelationsmessungen

Bei den folgenden Korrelationsmessungen wurden alle Parameter konstant gehalten. Eine Messreihe besteht aus zehn Einzelmessungen, die hintereinander durchgeführt wurden. Als Referenz diente das Luftimpressionstonometer der Firma NIDEK vom Typ NT 2000. Hiermit wurde der Augeninnendruck bestimmt. In folgenden Abbildungen sind die Reihenmessung von vier Probanden mit dem jeweiligen Augeninnendruck zu sehen. Breiter dargestellt ist die aus allen Reihenmessungen gemittelte Kurve.

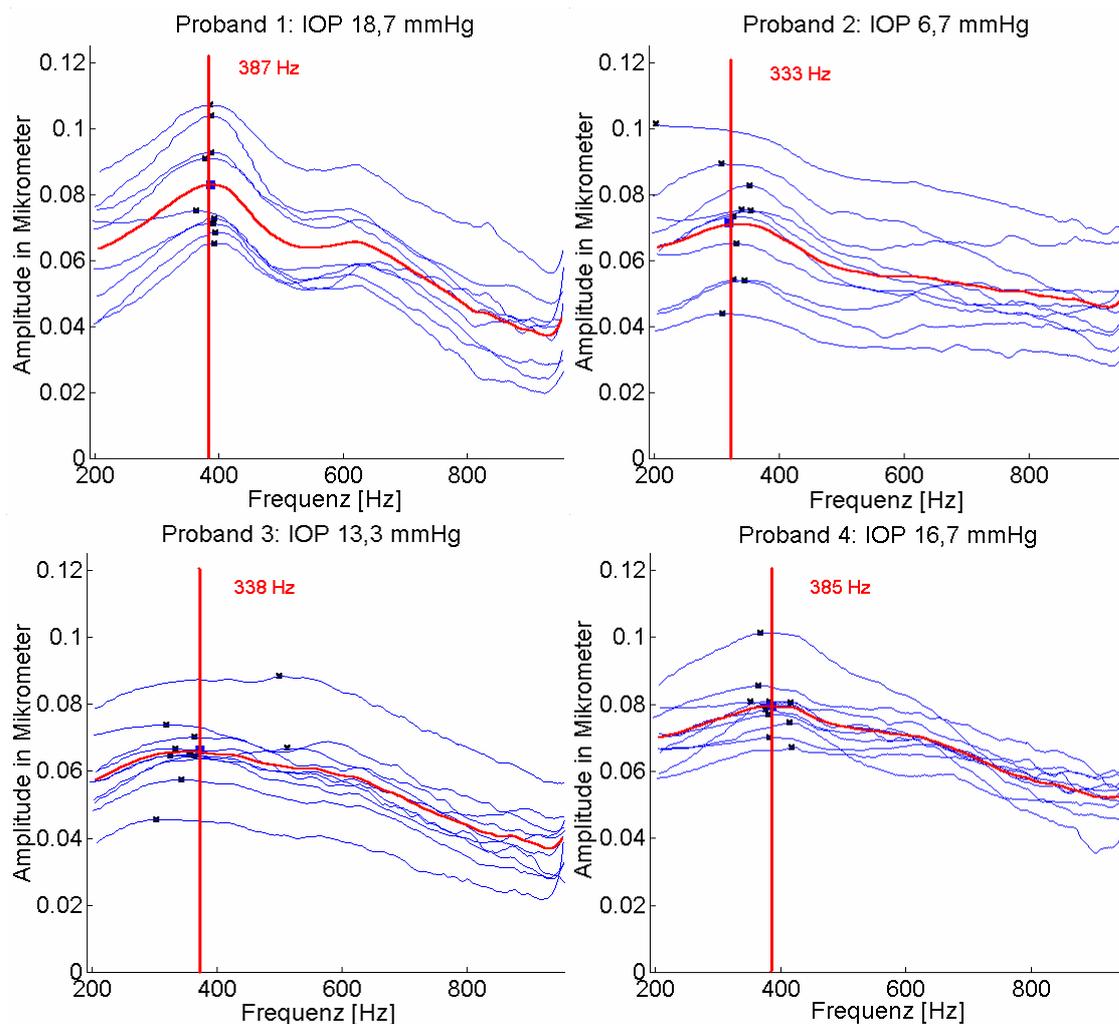


Abbildung 8.11: Messreihen an verschiedenen Probanden

Die gemittelte Resonanzfrequenz ist in den Abbildungen jeweils angegeben. Diese wurde aus dem Mittelwert der Resonanzfrequenzen der Einzelmessungen bestimmt. Bei Proband 1 sind die ersten beiden Schwingungsmoden erkennbar. Bei Proband 2 bis 4 jeweils nur die Erste. Die Tendenz, dass mit steigendem Augeninnendruck die Resonanzfrequenz des Auges zunimmt wird hier bestätigt. Es wird weiterhin deutlich, dass relativ große Amplitudenschwankungen vorhanden sind. Bei Proband 2 ist ein Ausreißer erkennbar. Dieser ist aufgrund des zu starken Einflusses der Glättung verursacht worden. Bei Proband 3 sind zwei Ausreißer zustande gekommen, da ein falsches Maximum detektiert wurde. Insgesamt sind sekundäre Einflüsse der Probanden deutlich zu erkennen.

8.2.1.3 Variation des Augeninnendruckes

Um möglichst viele sekundäre Einflüsse zu vermeiden wurde eine Manipulation des Augeninnendruckes an einem Probanden vorgenommen. Sekundäre Einflüsse können sein:

- Anatomische Parameter des Auges (Augenradius, Cornea- und Skleradicke ...)
- Tageszeitliche Schwankungen
- intraindividuelle Streuungen des Augeninnendruckes durch Pulsschlag und Atmung

Tageszeitliche Schwankungen und intraindividuelle Streuungen des Augeninnendruckes durch Pulsschlag und Atmung lassen sich nicht ganz vermeiden. Um deren Einfluss zu verringern ist darauf zu achten, dass die Messungen bei gleichen Bedingungen vorgenommen werden. Der Einfluss der anatomischen Parameter wird dadurch eliminiert, dass man Messungen an identischen Probanden vornimmt. Der Augeninnendruck des Probanden 1 wurde mittels Augentropfen gesenkt. Jeweils vor und nach der Messreihe wurde anhand des Luftimpressionstonometers ein Referenzwert bestimmt. Die gemittelten Kurven aus den Einzelmessungen sind in folgender Abbildung gezeigt. Außerdem ist der gemittelte IOP – Referenzwert vor und nach der Manipulation im Diagramm angegeben.

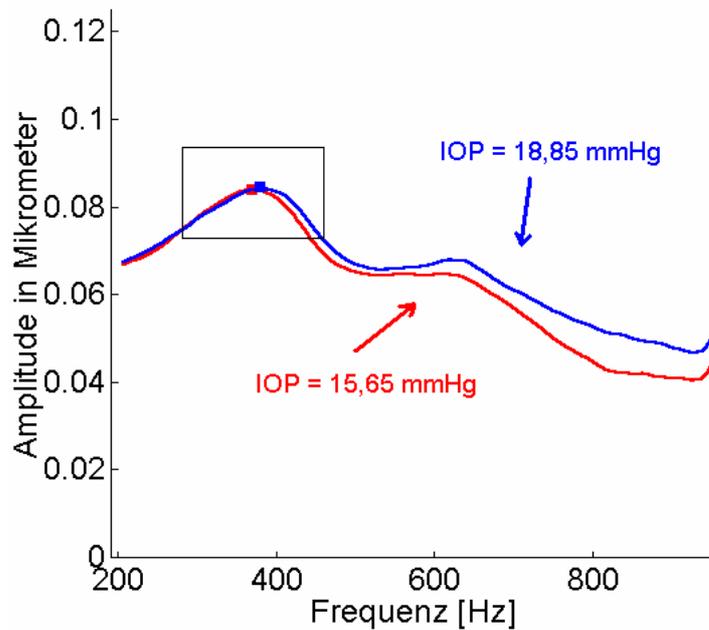


Abbildung 8.12: Vergleich zweier Messreihen mit unterschiedlichem Augeninnendruck bei einem Probanden

Der Bereich des schwarzen Rechtecks ist in der nächsten Abbildung dargestellt.

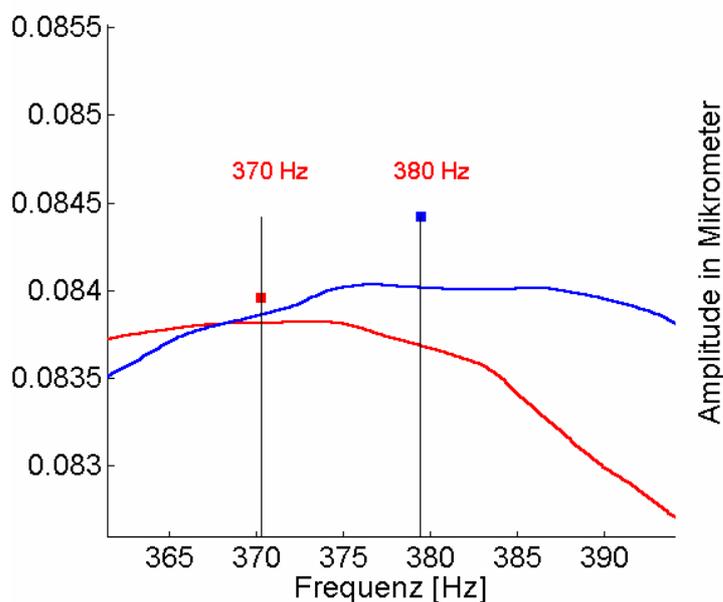


Abbildung 8.13: Bereich der Resonanzfrequenzen

Es ist deutlich zu erkennen, dass mit abnehmendem Augeninnendruck die Resonanzfrequenz des Auges sinkt. Die Empfindlichkeit des Messverfahrens liegt im Bereich von ca. 3 Hz / mmHg.

8.2.1.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die statistische Auswertung der Korrelationsmessungen der vier Probanden ist in folgender Tabelle zu sehen. Die drei angesprochenen Ausreißer wurden hierbei eliminiert.

Proband	Resonanzfrequenzbereich [Hz]	Mittelwert [Hz]	Standardabweichung [Hz]
1	364 – 395	387	10
2	307 – 354	333	17
3	302 – 364	338	22
4	352 – 418	385	23

Tabelle 8.1: Vergleich der verschiedenen Messreihen

Wie zu erkennen ist liegt die Standardabweichung im Bereich von 10 Hz bis 23 Hz. In der folgenden Darstellung wurde der Augeninnendruck über der gemittelten Resonanzfrequenz aufgetragen.

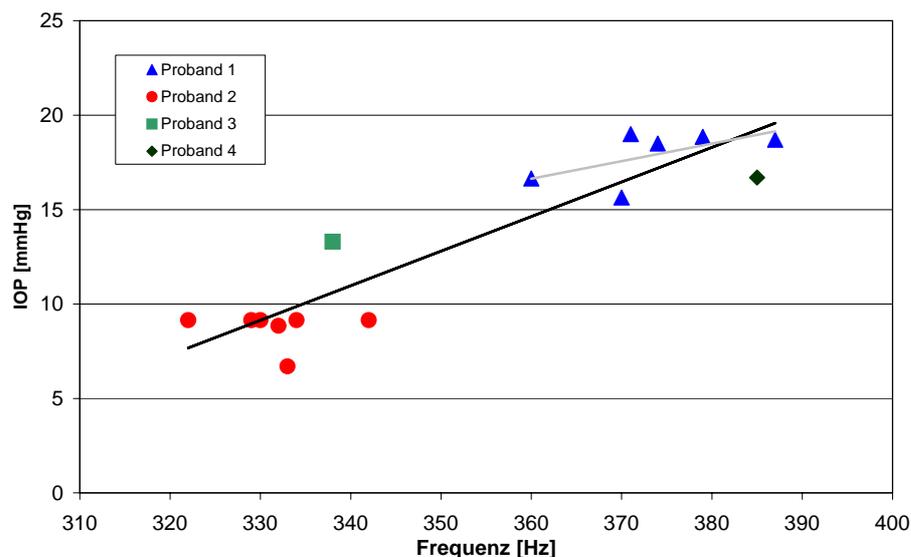


Abbildung 8.14: Abhängigkeit der Resonanzfrequenz vom Augeninnendruck

Von Proband 1 und Proband 2 wurden mehr Messreihen aufgenommen, da zwischen diesen beiden die natürliche Differenz des Augeninnendrucks am größten ist. Neben den Mittelwerten der Resonanzfrequenz aus einzelnen Messreihen sind zwei Trendlinien eingetragen. Die Schwarze, die über sämtliche Messwerte ermittelt wurde, zeigt deutlich, dass mit steigendem Augeninnendruck die Resonanzfrequenz bei unterschiedlichen Probanden zunimmt. Jedoch sind

große sekundäre Einflüsse vorhanden. Die graue Trendlinie ist nur über die Messwerte des Probanden 1 gelegt worden. Hierbei wurde der Augeninnendruck manipuliert. Die Empfindlichkeit liegt im Bereich von ca. 3 Hz / mmHg.

8.3 Zusammenfassung der Messungen in-vivo

Die Messungen mit Ultraschallanregung am menschlichen Auge brachten mehrere Ergebnisse.

- Eine Anregung des menschlichen Auges mit amplitudenmodulierten Ultraschallwellen wurde realisiert.
- Mit der Ultraschallanregungseinheit und dem akusto-optischen Tonometer konnte die Existenz verschiedener Schwingungsmoden am menschlichen Auge nachgewiesen werden.
- Es besteht ein Zusammenhang zwischen dem intraokularen Druck und der Resonanzfrequenz des Auges.

Die Genauigkeit der Messung ist aufgrund der sehr geringen Signalamplituden des Schwingungssignals und der großen Störsignale für eine zuverlässige Bestimmung des intraokularen Drucks noch nicht ausreichend. Durch weitere Verbesserungen an dem Messsystem, insbesondere bei der Genauigkeit der Justage, ließen sich deutlich bessere Ergebnisse erzielen. Der Aufwand, der für eine Justage des Tonometers vor dem menschlichen Auge mit einer Genauigkeit im μm -Bereich notwendig ist, ist als sehr hoch einzuschätzen. Aus diesem Grund soll zunächst ein anderes Verfahren untersucht werden, das die Auswertung der pulsartigen Bewegungen des Auges zur Bestimmung des Augeninnendruckes vornimmt.

9 Neues Messkonzept

Die Untersuchungen und Messungen, die im Laufe dieser Arbeit durchgeführt wurden, legten es nahe, ein neues Konzept für ein Messgerät zur Glaukomdiagnose zu betrachten. Ausgehend von der Tatsache, dass der Augeninnendruck als alleiniger Parameter zur Beurteilung einer Glaukomerkrankung nicht ausreichend ist, erscheint eine neue Herangehensweise an die Problematik der Glaukomuntersuchung als sehr erfolgversprechend. Grundlage des neuen Messverfahrens ist die pulsatile Bewegung des Auges, die durch das ins Auge eintretende Blut verursacht wird. Diese Bewegung hängt direkt mit dem eintretenden Blutvolumen zusammen und ist somit ein Maß für die Versorgung der Sehzellen. Eine Mangelversorgung des Auges mit Sauerstoff ist aber, wie schon in Kapitel 2 erläutert, die primäre Ursache der Glaukomerkrankung.

Zur Erläuterung des neuen Messverfahrens werden im folgenden kurz die speziellen medizinischen Gegebenheiten dargestellt. Daraus kann ein hämodynamisches Modell des Auges abgeleitet und Simulationen zur Untersuchung der physiologischen Zusammenhänge durchgeführt werden. In ersten Messungen werden die dem Verfahren zugrundeliegenden Annahmen überprüft. Das Kapitel schließt mit einem Vorschlag für ein miniaturisiertes Messsystem zur Messung der pulsatilen Augenbewegung.

9.1 Anregung von Augenbewegungen durch den intraokularen Puls

9.1.1 Medizinische Grundlagen

Das Auge muss, wie alle anderen Organe, ständig mit ausreichend Sauerstoff versorgt werden. Dabei spielt die Versorgung der Sehzellen der Retina eine entscheidende Rolle. Anatomisch sind die Sehzellen und der Sehnerv ein Teil des Gehirns, entsprechend empfindlich reagieren diese Zellen auf einen Sauerstoffmangel. Die dabei auftretenden Schädigungen sind irreversibel.

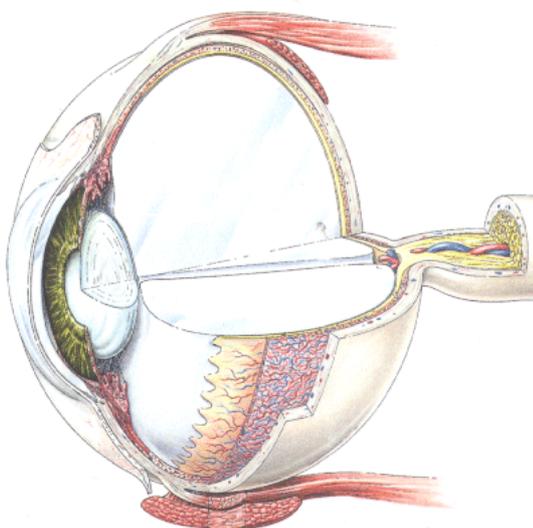


Abbildung 9.1: Schnitt durch das Auge

In den Schichten der Augenhülle gibt es zwei Bereiche, die für die Durchblutung des Auges und die Sauerstoffversorgung zuständig sind (siehe Abbildung 9.1). Die äußerste Schicht des Auges ist die Lederhaut (Sclera), die nach außen hin als weiße Augenhülle zu sehen ist. Sie ist die dickste Schicht des Auges und ist im Zusammenwirken mit dem intraokularen Druck für die Stabilität des Bulbus verantwortlich. Im vorderen Teil geht die Lederhaut über in die durchsichtige Hornhaut (Cornea). Im Gegensatz zur Sclera ist die Cornea nicht mit Blutgefäßen durchzogen, die Versorgung mit Nährstoffen erfolgt über das Kammerwasser im Auge. Innerhalb der Sclera befindet sich die Aderhaut (Choroidea). Diese geht im vorderen Teil des Auges über in den Ziliarkörper und die Iris. Die Netzhaut (Retina), die aus den Sehzellen besteht und ständig mit Sauerstoff versorgt werden muss, liegt zwischen Choroidea und dem Glaskörper, einer zum größten Teil aus Wasser bestehenden gelartigen Substanz.

Die Versorgung der Sehzellen erfolgt von zwei Seiten. Zum einen verlaufen Blutgefäße an der Innenseite der Retina durch die Nervenfaserschicht. Diese Gefäße (Arteria centralis retinae) treten hinter dem Bulbus in den Sehnerven ein und verlaufen mit den Nervenfasern durch die Papille in das Innere des Auges. Die Hauptversorgung erfolgt aber über die Ziliararterien. Die hinteren Ziliararterien dienen der Versorgung der Gefäßhaut, die neben der Sauerstoffversorgung des Auges auch für die Aufrechterhaltung des intraokularen Druckes verantwortlich ist. In Abbildung 9.2 sind die hinteren Ziliararterien sowie die Arteria centralis retinae zu erkennen.

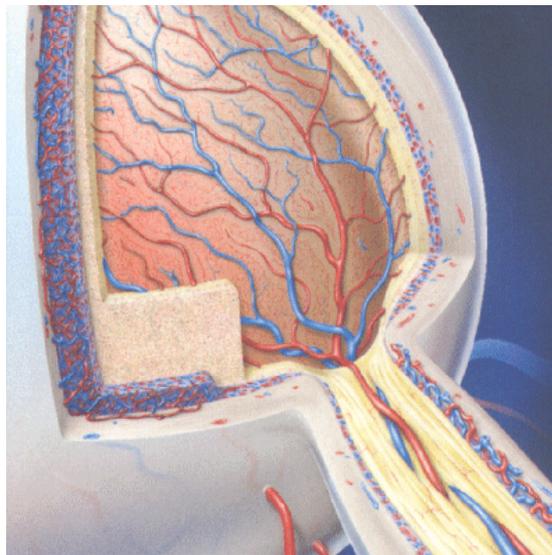


Abbildung 9.2: Blutversorgung des Auges

Auf Grundlage der anatomischen Gegebenheiten kann ein mathematisches Modell der Blutversorgung des Auges abgeleitet werden, das die dynamischen Eigenschaften des Druckverlaufs im Auge beschreiben kann. Die Darstellung dieses Modells erfolgt im nächsten Abschnitt.

9.1.2 Modellbildung

Bei der Aufstellung eines Modells, das die Blutversorgung des Kopfes im allgemeinen und des Auges im speziellen beschreiben soll, ist eine Vereinfachung des Systems auf die wesentlichen Komponenten erforderlich. Die Blutgefäße teilen sich im Bereich der Arteriolen in unzählige kleine Gefäße auf, die nicht alle einzeln betrachtet werden können.

Abbildung 9.3 zeigt die Gefäße, die bei der Versorgung des Auges und des äußeren Ohres einzeln betrachtet werden können. Das Ohr wird deswegen betrachtet, da dort auf sehr einfache Weise, z.B. mit einem Photoplethysmographen, die Dynamik der Blutversorgung nachgemessen werden kann.

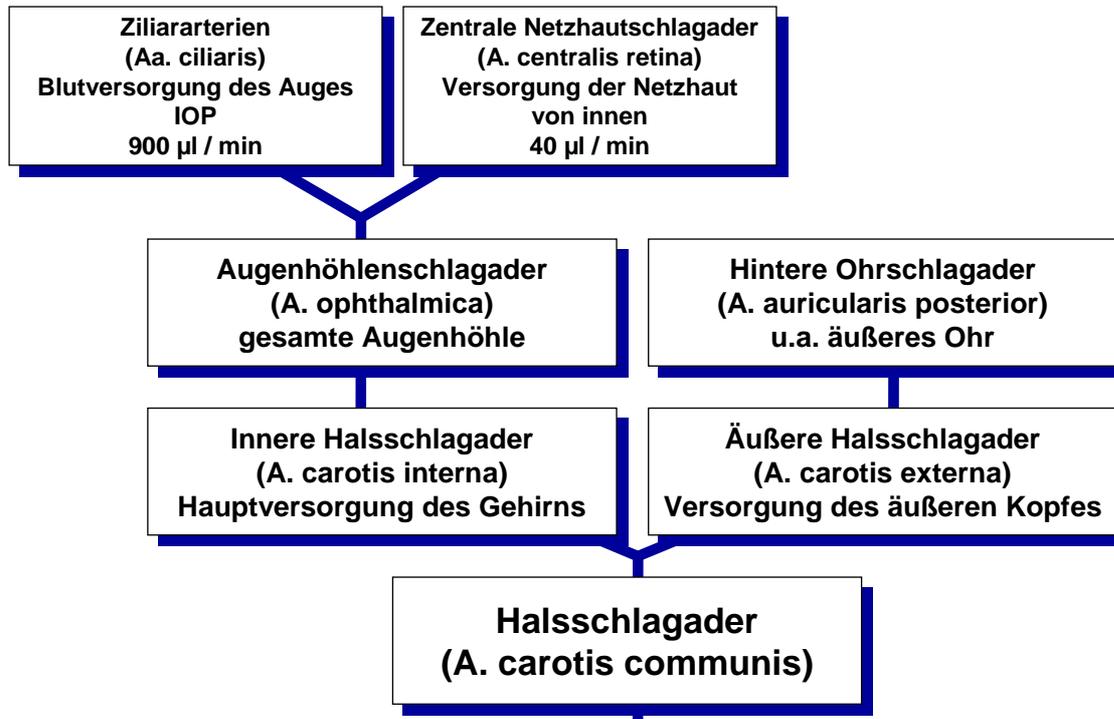


Abbildung 9.3: Blutgefäße zur Versorgung des Auges und des äußeren Ohres

Ausgehend von der Halsschlagader, die die gesamte Versorgung des Kopfes übernimmt, teilen sich die innere und äußere Halsschlagader auf. Die innere Halsschlagader versorgt alle Bereiche innerhalb des Schädels, die äußere die Haut des Kopfes und des Gesichtes. Von der inneren Halsschlagader zweigt unter anderem die Augenhöhlenschlagader ab, die sich dann wiederum in die schon beschriebenen Ziliararterien und die zentrale Netzhautschlagader aufspaltet. Die Versorgung des äußeren Ohres wird von einem Seitenast der äußeren Halsschlagader, der hinteren Ohrschlagader, übernommen.

9.1.2.1 Hämodynamisches Modell

Die Grundlage für die Simulation des dynamischen Verhaltens des Auges ist ein mathematisches Modell eines Schlauchsegmentes, wie es in der Dissertation von

Elter [Elt01] beschrieben wurde. Eine Erweiterung des Modells erfolgte in der Arbeit von Boll [Bol02]. Die einzelnen Segmente des Modells werden darin mit den in Abbildung 9.4 gezeigten Parametern beschrieben. Dabei beschreibt h die Dicke der Segmentwand, R den Radius und l die Länge des Segments. P_I ist der Druck im inneren und P_A der Druck außerhalb. Die Elastizität der Gefäßwand wird durch das Elastizitätsmodul E_t beschrieben, die Flüssigkeit innerhalb des Gefäßes ist durch die Parameter Dichte ρ und Viskosität η charakterisiert.

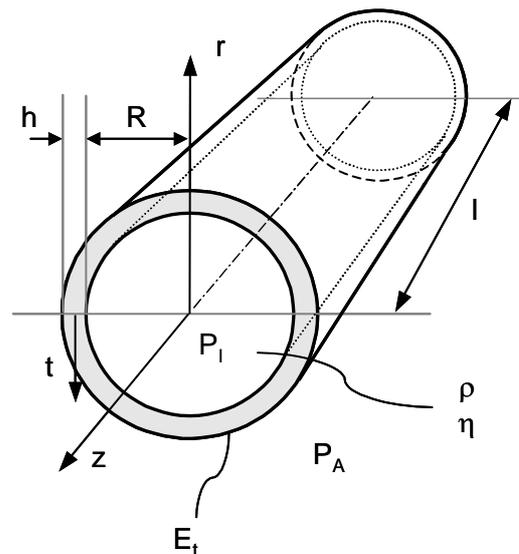


Abbildung 9.4: Parameter des mathematischen Modells

Das Koordinatensystem des Segmentes wird beschrieben durch den Vektor r für die Radialkomponente, den Vektor t für die tangential zur Gefäßwand auftretenden Komponenten und den Vektor z , der die Richtung des Flusses im Gefäß angibt.

Mit diesen Parametern erhält man aus den Wellengleichungen und der Navier-Stoke'schen Bewegungsgleichung eine vollständige Beschreibung eines Gefäßsegmentes. Analog zur Vierpoldarstellung einer elektrischen Leitung lässt sich das Schlauchsegment in Matrixform darstellen, die Verschaltung der einzelnen Elemente zu Reihen oder Parallelschaltung erfolgt demnach durch Multiplikation der angepassten Kettenmatrix für die Reihenschaltung und der Admittanzmatrix für die Parallelschaltung.

Aufbauend auf diesen Ergebnissen kann ein Modell erstellt werden, das die Topologie des Gefäßsystems zur Versorgung des Auges beschreibt. Die Struktur eines solchen Modells zeigt Abbildung 9.5.

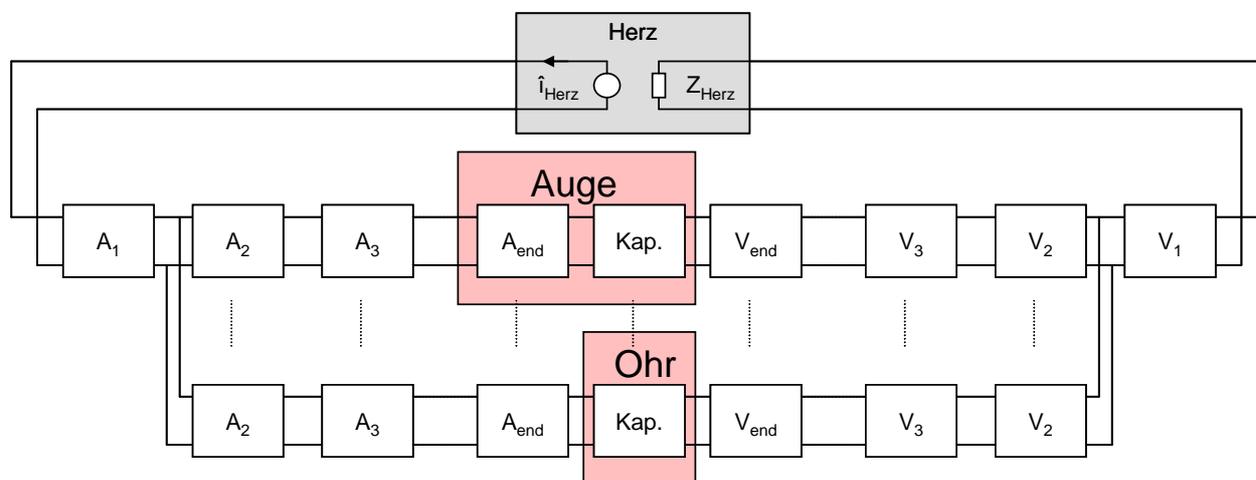


Abbildung 9.5: Topologie des Modells

Die Arteriensegmente sind mit A_x bezeichnet, die Segmente des venösen Systems mit V_x . Das Auge nimmt in der Betrachtung eine Sonderstellung ein, da um die elastische Hülle der Gefäße noch eine weitere elastische Hülle, der Bulbus des Auges, mit dem auf die Gefäße wirkenden äußeren Druck, der durch den Augeninnendruck zustande kommt, wirken.

Für die einzelnen Segmente wurden aus der Literatur die in Tabelle 9.1 zusammengestellten Werte ermittelt.

Gefäß	Radius in cm	Länge in cm	Pulswellengeschwindigkeit
Aorta ascendens	1,45	4	460
Arcus Aortae	1,12	2	470
Truncus			
brachiocephalicus	0,62	3,4	510
A. carotis communis	0,15	5,0	570
A. carotis interna	0,15	5,0	590
A. ophthalmica	0,05	5,0	620
A. centralis retinae	0,03	1	670

Tabelle 9.1: Anatomische Parameter der einzelnen Gefäßsegmente

Mit dem oben beschriebenen Modell und den entsprechenden anatomischen Parametern kann eine Simulation der dynamischen Druckentwicklungen im

Auge durchgeführt werden. Die Ergebnisse dieser ersten Simulationen sind im folgenden Abschnitt beschrieben.

9.1.3 Simulation

Die Simulation der Augenpulsation wurde mit Matlab durchgeführt. Das Eingangssignal der Simulation ist ein initialer Fluss- und Druckpuls, der vom Herzen als Quelle erzeugt wird. Das Eingangssignal des Druckes ist im oberen Teil der Abbildung 9.6 dargestellt.

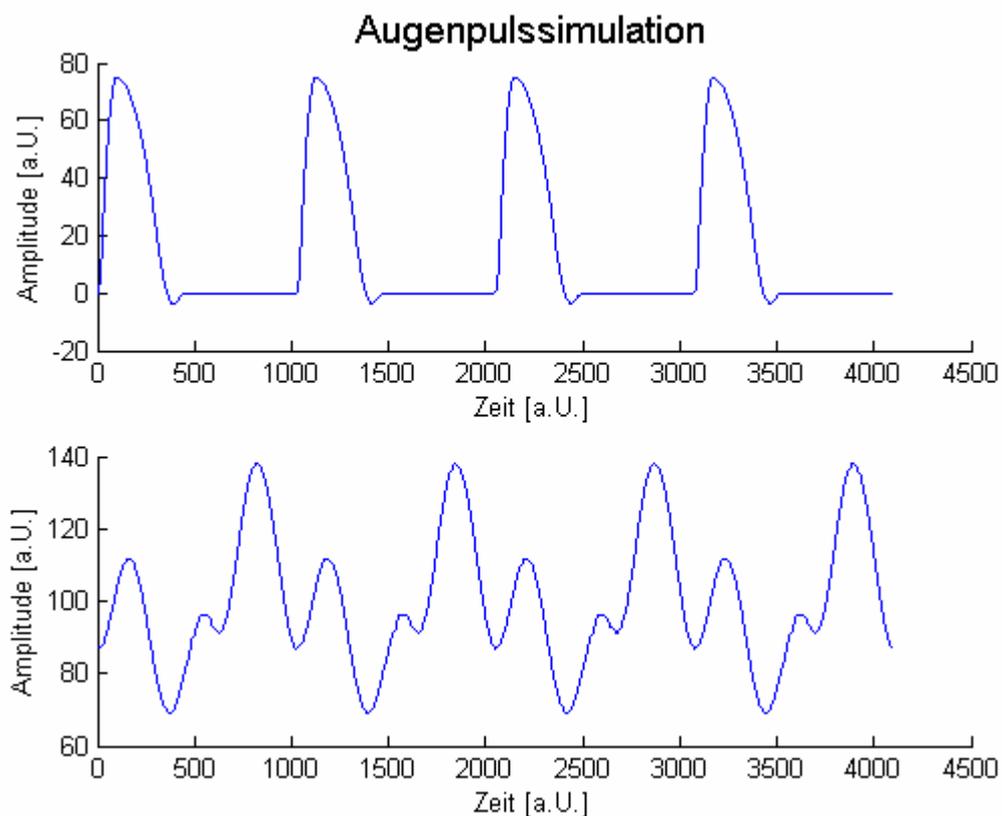


Abbildung 9.6: Ergebnisse der Simulation des Augenpulses

Das Ergebnis der Simulation zeigt den Verlauf des Drucks in den Gefäßen des Auges. Diese Druckschwankungen gehen einher mit dem Einströmen von Blut in den Bulbus und damit mit einem Anstieg des Volumens. Dieser Volumenzuwachs führt zu einer Dehnung und somit zu einer Bewegung der Cornea, die von ähnlicher Form wie der Druckverlauf sein muss.

Bei den Simulationsergebnissen kann man sehr schön das Auftreten mehrerer Nachschwingungen beobachten. Eine Überprüfung der Simulationsergebnisse anhand von Messungen erfolgt im nächsten Abschnitt.

9.2 Messung des cornealen Pulses

Die Messung des cornealen Pulses, die durch die Herzaktivität verursachte Bewegung der Hornhautoberfläche, erfolgt mit dem in Kapitel 6.1 beschriebenen Tischsystem des akusto-optischen Tonometers. Zur Messung wurde die Anregungseinheit des Systems entfernt, da eine externe Schwingungsanregung nicht notwendig ist. Der Messablauf wurde gegenüber der Messung mit Anregung etwas modifiziert. Die Auswertung der pulsatile Bewegung des Auges erfordert eine längere Messdauer, damit eine möglichst große Anzahl von Pulsperioden ausgewertet werden können. Dazu wurde die Steuer- und Analysesoftware entsprechend modifiziert, die mit dem System erreichbare Messdauer beträgt danach ca. 3,5 s. Beschränkt wird die Dauer derzeit durch die auf der internen Elektronik des Systems zur Verfügung stehenden Speicherkapazität.

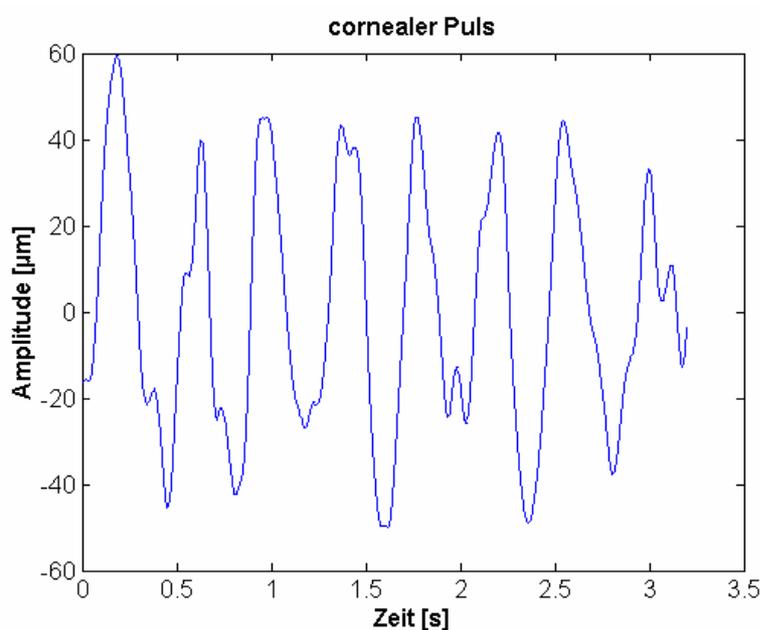


Abbildung 9.7: Bewegung der Augenoberfläche

In Abbildung 9.7 ist ein typisches Messergebnis zu sehen. Man erkennt die pulsatile Bewegung des Auges, die mit einer Amplitude von ca. 80 µm

wesentlich größer ist als die extern angeregten Schwingungen. Die Frequenz dieser Schwingung liegt zwischen 2 Hz und 3 Hz und ist damit deutlich höher als die Pulsfrequenz des Herzens.

Um eine eindeutige Zuordnung der pulsatilen Bewegung des Auges zur Herzaktivität vornehmen zu können, ist die synchrone Messung eines Referenzsignals, das direkt vom Herzen induziert wird, unerlässlich. Als Referenzsignale bietet sich das aus der elektrischen Aktivität des Herzens gewonnene EKG-Signal oder aber ein durch einen photoplethysmographischen Sensor erfasstes Blutpulssignal in einem peripheren Gefäßsegment an.

9.2.1 Messungen mit unterschiedlichen Referenzsignalen

Zur synchronen Aufnahme eines Referenzsignals wurde das Messsystem um einen zusätzlichen Kanal erweitert. Damit ist die Aufnahme verschiedener Signale möglich. Für die weiteren Untersuchungen wurden zwei Arten von Referenzsignalen miteinander verglichen; zum einen eine Standard EKG-Ableitung, zum anderen ein am Ohr gemessenes photoplethysmographisches Blutpulssignal. Die Ergebnisse der Untersuchungen sollen im folgenden diskutiert werden.

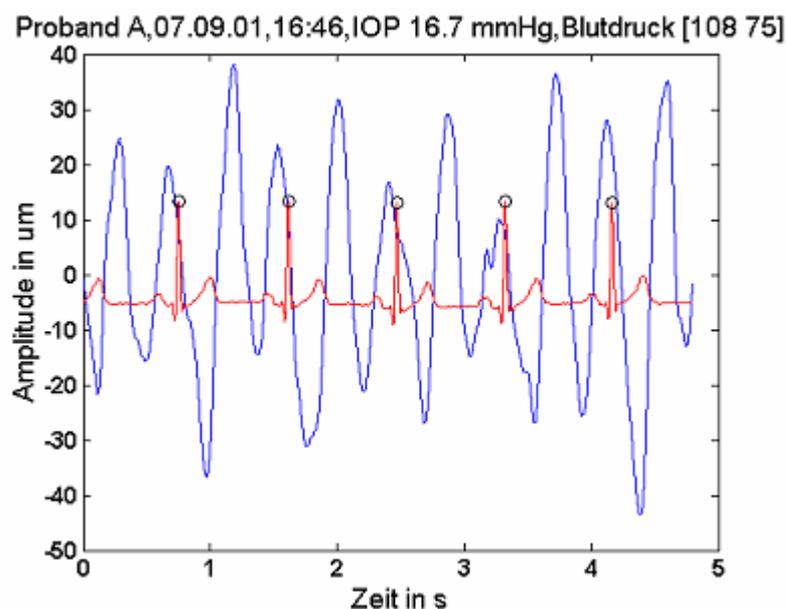


Abbildung 9.8: Messung von cornealer Pulsamplitude und EKG

Bei der synchronen Messung der cornealen Pulsamplitude und des EKG-Signals (vgl. Abbildung 9.8) ist eine deutliche Korrelation zwischen der Erregung des

Herzens und der Bewegung der Augenoberfläche festzustellen. Das EKG-Signal ist in der Abbildung durch die mit einem Kreis gekennzeichnete R-Zacke markiert. Die zur Herzaktivität gehörende Bewegung des Auges ist mit einer gewissen Verzögerung behaftet. Das resultiert aus der Pulstransitzeit, die für die Ausbreitung des Blutpulses vom Herzen zum Auge benötigte Zeit. Eine exakte Bestimmung des Anfangspunktes eines Herzzyklus in der Augenbewegung über das Referenzsignal ist aufgrund der nicht konstanten Pulstransitzeit nicht möglich.

Als weiteres Referenzsignal bietet sich die Messung des Blutpulses in einem peripheren Gefäßsystem an. Dabei ist die Messung der Durchblutung am Ohr von besonderer Bedeutung. Zum einen ist das Ohr als Messstelle neben dem Finger gut geeignet, zum anderen liegt das Ohr ungefähr in der selben Entfernung vom Herzen und ermöglicht somit eine synchrone Messung des ankommenden Pulses. Abbildung 9.9 zeigt das Ergebnis einer Messung.

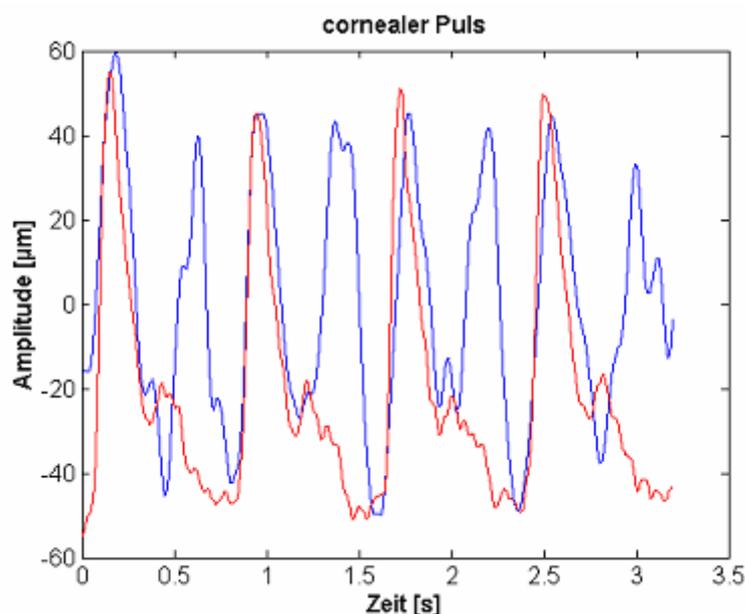


Abbildung 9.9: Messung von cornealer Pulsamplitude und Blutpulssignal am Ohr

Im Vergleich zur Messung mit EKG-Signal fällt hier die starke zeitliche Korrelation zwischen der Pulswelle am Ohr (rot) und dem ersten Puls am Auge (blau) auf. Die beiden Signale sind in zeitlicher Lage und Form nahezu identisch. Wesentlicher Unterschied der beiden Signale ist der am Auge auftretende zweite Puls, der auch schon in der Simulation (vgl. Abschnitt 9.1.3) zu beobachten war.

Das Auftreten dieser Pulse und die Bedeutung für die Auswertung der Messung wird in folgenden Abschnitten noch diskutiert werden.

Die Bedeutung des Referenzsignals zur Auswertung der aufgenommenen Schwingungssignale ist in den folgenden Abbildungen dargestellt. In Abbildung 9.10 sieht man zwei Messungen der cornealen Pulsamplitude ohne ein entsprechendes Referenzsignal. Die Bewegungen in den beiden Messungen gleichen sich sowohl in der Amplitude als auch in der Frequenz, im rechten Teil der Abbildung ist lediglich eine stärkere Überlagerung mit höherfrequenten Anteilen festzustellen.

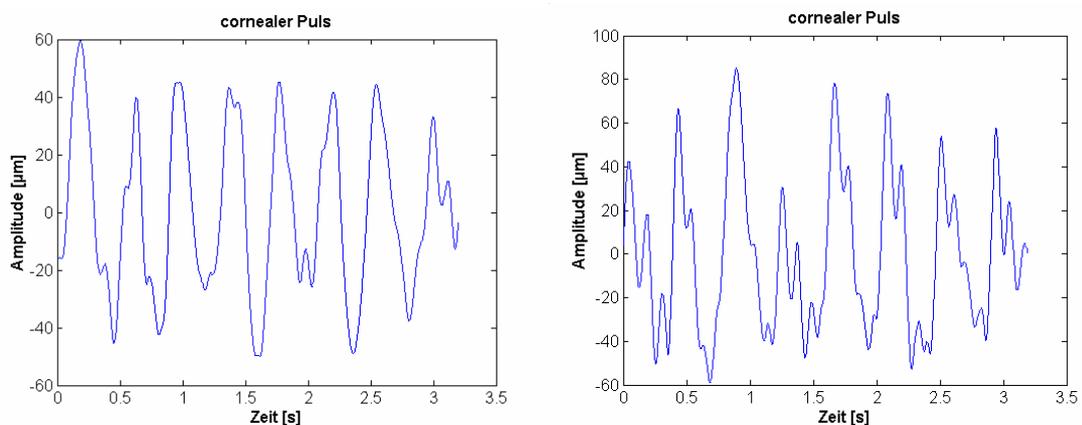


Abbildung 9.10: Verschiedene Augenpulse ohne Referenzsignal

Der Unterschied zwischen den beiden Messungen wird deutlich, wenn das zugehörige Blutpulssignal am Ohr betrachtet wird. In der linken Abbildung ist eine Messung bei einer normalen Herzfrequenz aufgenommen.

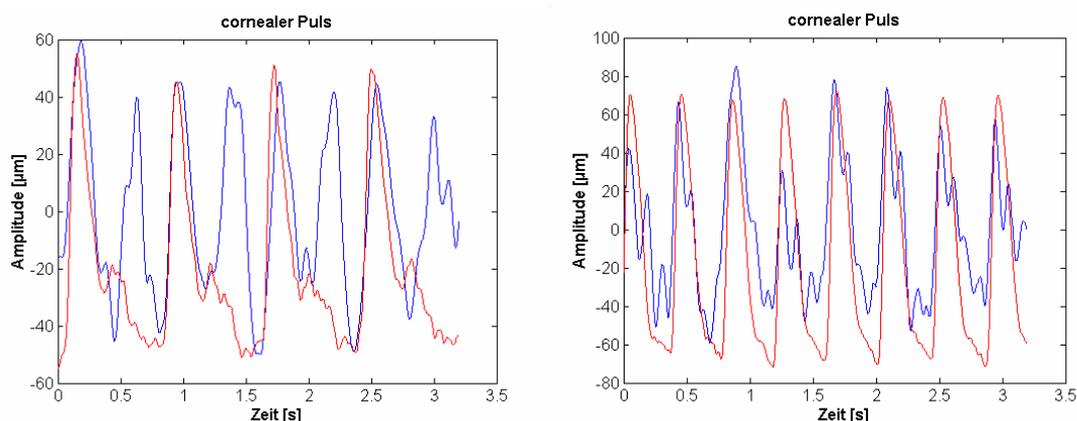


Abbildung 9.11: Augenpulse mit Referenzsignal

Man kann zu jeder Herzaktivität einen doppelten Puls am Auge registrieren. Die rechte Messung wurde nach einer körperlichen Belastung des Probanden auf einem Ergometer durchgeführt. Die Pulsfrequenz ist dadurch auf ungefähr den doppelten Wert angestiegen. In dieser Messung entspricht jedem Herzschlag genau eine pulsatile Bewegung des Auges.

Die Ergebnisse der obigen Messungen zeigen deutlich, dass eine korrekte Zuordnung einer pulsatilen Bewegung des Auges zur Herzaktivität nur bei Kenntnis der Herzaktivität möglich ist.

9.2.2 Messungen mit Variation physiologischer Parameter

Zur Untersuchung der Abhängigkeit der cornealen Pulsamplitude von weiteren physiologischen Parametern werden in ersten Voruntersuchungen gezielt einzelne Parameter, wie z.B. der Blutdruck oder die Pulsfrequenz variiert, und die Änderung der Kennwerte der cornealen Bewegung gemessen. Zur Auswertung der Messsignale wird das gesamte Zeitsignal in einzelne Pulssegmente unterteilt. Diese Aufteilung in einzelne Segmente ist in Abbildung 9.12 dargestellt.

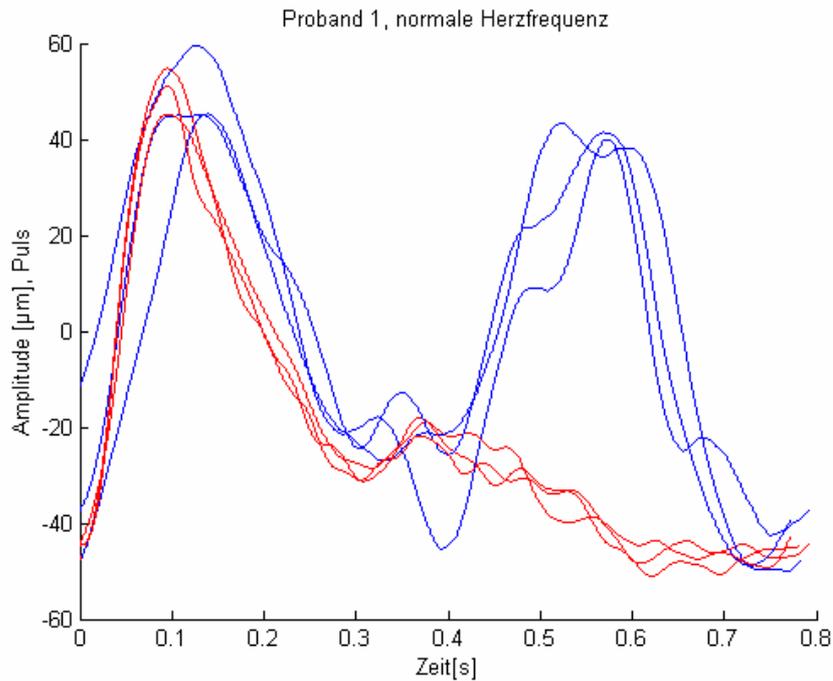


Abbildung 9.12: Segmentierung einer Messung

Mittelt man nun die einzelnen Pulse einer Messung, können charakteristische Kennwerte, wie die Amplitude der Schwingung oder aber die Dauer zwischen erstem und zweiten Puls ermittelt werden.

Mit diesem Verfahren wurde bei mehreren Probanden eine Messung der cornealen Pulsamplitude jeweils in Ruhe und nach Belastung auf dem Ergometer gemessen.

Die Messung der cornealen Pulsamplitude ergab bei einer Messung in Ruhe einen Wert von $80 \mu\text{m}$. Der Proband hatte bei der Messung eine Pulsfrequenz von 80 und einen Blutdruck von 120 mmHg systolisch und 80 mmHg diastolisch.

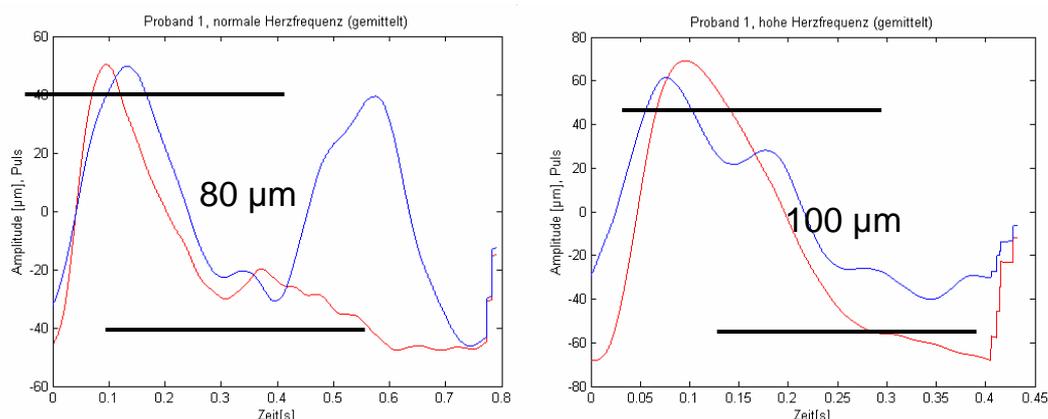


Abbildung 9.13: Abhängigkeit der Pulsamplitude von Herzfrequenz und Blutdruck

Nach der Belastung auf dem Ergometer wurden erneut Blutdruck und Puls sowie die corneale Pulsamplitude gemessen. Bei einer Herzfrequenz von 135 betrug der Blutdruck 142 mmHg systolisch und 93 mmHg diastolisch. Die corneale Pulsamplitude stieg deutlich auf einen durchschnittlichen Wert von ca. 100 µm an.

Die Zunahme der pulsatilen Augenbewegung bei einem höheren Blutdruck entspricht den Erwartungen, die dem Messprinzip zugrunde liegen. Bei höherem Blutdruck gelangt ein größeres Blutvolumen in das Auge, die Volumenzunahme innerhalb des Auges pro Puls ist größer und somit auch die Auslenkung der Cornea.

In einer zweiten Untersuchung wird die Abhängigkeit der Periodendauer der cornealen Pulsamplitude von Herzfrequenz und Blutdruck untersucht. Die Ergebnisse der Messungen, die an einem weiteren Probanden durchgeführt wurden, sind in Abbildung 9.14 zu sehen.

Bei der Messung ohne Belastung, die im linken Teil der Abbildung zu sehen ist, hatte der Proband eine Herzfrequenz von 100 und einen Blutdruck von 125 / 84. Die dabei gemessene Zeit zwischen den Augenpulsen beträgt ca. 450 ms. Nach körperlicher Belastung auf dem Ergometer ist die Herzfrequenz auf 133 Schläge pro Minute angestiegen, der Blutdruck beträgt in diesem Fall 139 / 89. Die Zeit zwischen den beiden Pulsen der cornealen Bewegung hat sich dagegen nicht geändert und beträgt weiterhin 450 ms.

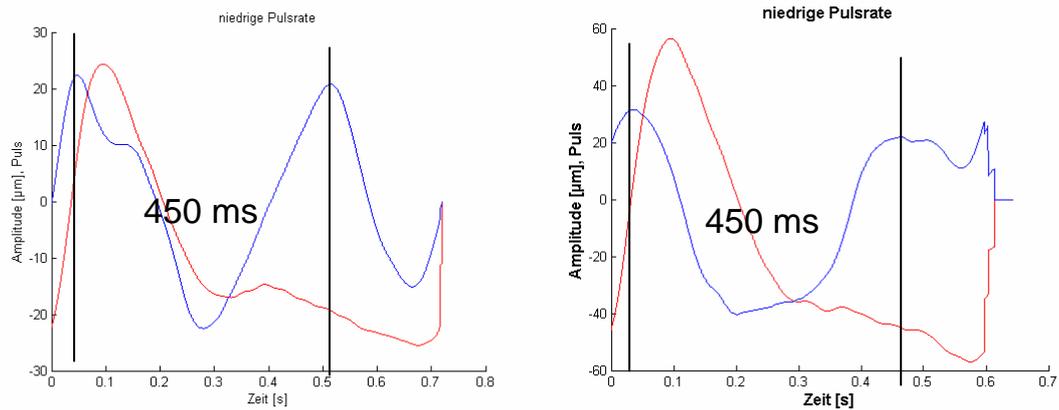


Abbildung 9.14: Abhängigkeit der cornealen Pulsperiodendauer von Herzfrequenz und Blutdruck

Es ist somit keine Abhängigkeit der Frequenz der pulsatilen Bewegung des Auges von Blutdruck und Herzfrequenz feststellbar. Auch dieses Ergebnis entspricht dem aus der Modellierung und der Simulation erwarteten Verhalten. Das auftreten des zweiten und eventueller weiterer Pulse am Auge ist verknüpft mit den elastischen Eigenschaften der Augenhülle. Eine Veränderung dieser Vorgänge könnte durch eine Variation des Augeninnendrucks hervorgerufen werden, eine Untersuchung dieses Zusammenhangs steht aber noch aus.

In einer weiteren Messung ist die Bewegung der Augenoberfläche bei einer sehr niedrigen Herzfrequenz untersucht worden. Das Ergebnis dieser Messung zeigt Abbildung 9.15. Die Herzfrequenz beträgt hier ca. 55 Schläge pro Minute. Bei jedem am Ohr gemessenen Puls ist wiederum eine Pulsation des Auges festzustellen, in dieser Messung sind aber noch deutlich zwei weitere Bewegungen des Auges festzustellen.

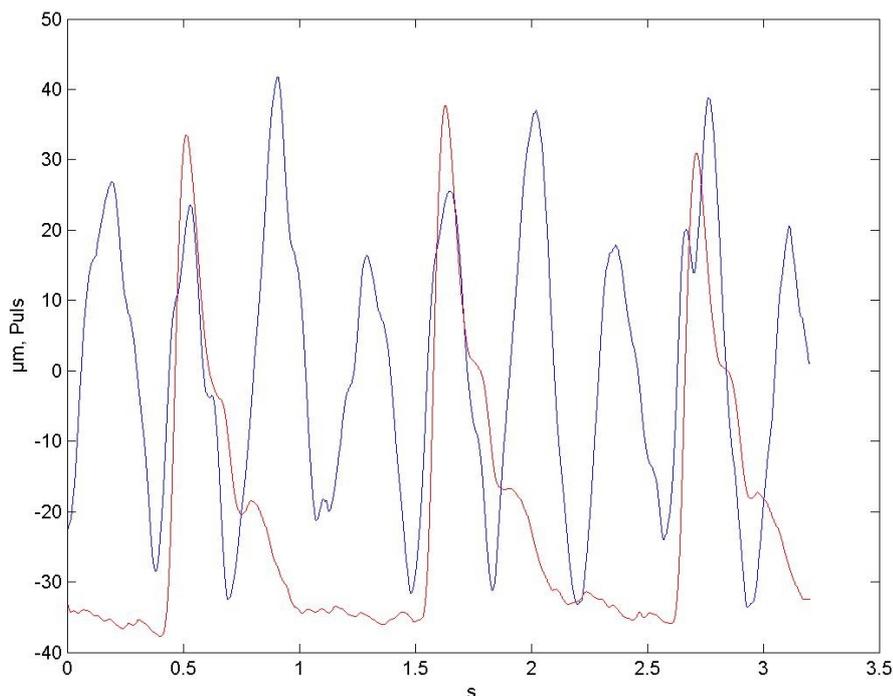


Abbildung 9.15: Corneale Pulsamplitude bei sehr niedriger Pulsfrequenz

Mit den Messungen der cornealen Pulsamplitude bei gleichzeitiger Variation der Herzfrequenz und des Blutdrucks konnte gezeigt werden, dass ein Zusammenhang zwischen der Amplitude der Schwingung am Auge und dem Blutdruck besteht. Eine Abhängigkeit der Frequenz der Augenpulsation von Blutdruck und Herzfrequenz konnte dagegen nicht festgestellt werden.

9.2.3 Zusammenfassung der Ergebnisse der Messungen

Die Ergebnisse der Messungen legen es nahe, dass eine Bestimmung der Durchblutung des Auges über die Messung der cornealen Pulsamplitude mit einem laserinterferometrischen Vibrometer möglich ist. Damit kann ein wesentlicher Parameter bei der Glaukomdiagnose auf eine völlig neuartige und einfache Weise gemessen werden. Weiterhin ist über die Auswertung des Schwingungsverhaltens des Auges eine Aussage über den Druck innerhalb des Auges denkbar. Dazu sind aber noch umfangreiche weitere Untersuchungen notwendig, die im Rahmen dieser Arbeit nicht mehr durchgeführt werden konnten. Aufgrund der positiven Ergebnisse der ersten Voruntersuchung erscheint aber eine weitere Untersuchung dieses neuartigen Ansatzes zur Entwicklung eines Gerätes zur Glaukomfrühd Diagnose als äußerst erfolgversprechend.

10 Zusammenfassung und Ausblick

Jedes Jahr erblinden in Deutschland ca. 40.000 Patienten an den Folgen einer Glaukomerkrankung. Damit ist der Grüne Star nach Diabetes Mellitus die zweithäufigste Ursache für Erblindung. Durch eine frühzeitige Diagnose der Erkrankung könnte durch geeignete Therapieverfahren bei einem Grossteil der Fälle die Erblindung verhindert werden.

Die Praxis sieht aber auch in den industrialisierten Ländern anders aus. Nur bei einem kleinen Teil der Bevölkerung werden Untersuchungen auf eine Glaukomerkrankung vorgenommen. Das Standardverfahren dazu ist nach wie vor die Augeninnendruckmessung, bei der aber nur ein Teil der Krankheitsfälle richtig diagnostiziert werden können.

Für eine signifikante Verbesserung bei der Früherkennung einer Glaukomerkrankung sind verschiedene Aspekte zu berücksichtigen. Zum einen muss die Häufigkeit der Untersuchung bei einem Großteil der Bevölkerung, insbesondere ab dem 40. Lebensjahr, deutlich erhöht werden. Zum anderen ist eine Messmethode, die eine bessere Aussage als die alleinige Messung des Augeninnendruckes erlaubt, wünschenswert.

Die bisherigen Verfahren zur Messung des Augeninnendruckes beruhen alle auf der Applanationstonometrie, die in nahezu unveränderter Form seit über hundert Jahren angewendet wird. Lediglich Verbesserungen in der Anwendung der Messgeräte wurden durch technische Neuerungen vorgenommen. Die

prinzipiellen Nachteile des Verfahrens konnten dadurch aber nicht beseitigt werden.

In der vorliegenden Arbeit werden aufbauend auf den Dissertationen von Drescher [Dre00] und Gundlach [Gun02] neue Verfahren zur Frühdiagnose einer Glaukomerkrankung über die Analyse von Schwingungen des menschlichen Auges untersucht. Die Arbeit unterscheidet dabei zwei Verfahren. Bei dem ersten Verfahren werden über eine externe Schwingungseinheit Vibrationen der Augenhülle induziert. Die Analyse dieser Schwingungen liefert eine Aussage über den Augeninnendruck. Durch diese kontaktlose Messung können die Nachteile der bisherigen Verfahren, die zu einer erheblichen Belastung des Auges führen, überwunden werden. Somit kann wesentlich einfacher und damit auch häufiger eine Kontrolle des Augeninnendrucks vorgenommen werden. Bei dem zweiten Verfahren erfolgt die Diagnose der Glaukomerkrankung über die Beurteilung der Durchblutung des Auges. Ein Maß für die Durchblutung ist die pulsatile Bewegung der Augenoberfläche, die mit einem Laserinterferometer gemessen werden kann.

Die externe Anregung des Auges zu Schwingungen kann mit verschiedenen Verfahren realisiert werden. Im Rahmen dieser Arbeit wurden verschiedenen Möglichkeiten zur Anregung durch Schall- und Ultraschallwellen untersucht. Die Anregung des Auges mit Schallwellen bietet sich an, da die Resonanzfrequenzen der Augenhülle, wie in FEM-Simulationen ermittelt wurde, im Bereich zwischen 100 Hz und 1 kHz liegen. Zur Erzeugung ausreichender Schalldruckamplituden wurde ein System aus zwei gekoppelten Helmholtzresonatoren entwickelt, das direkt vor dem Auge angebracht werden kann und somit eine optimale Übertragung der Schallenergie auf das Auge gewährleistet. Mit diesem System wird ein Schalldruck von 147 dB erzielt, was für die Anregung der Augenhülle ausreichende ist.

Ein anderes Verfahren zur Anregung besteht in der Verwendung von amplitudenmoduliertem Ultraschall. Unter den verschiedenen Möglichkeiten zur Erzeugung von luftgeleitetem Ultraschall hoher Intensität erwies sich lediglich ein mit einer Schicht zur Anpassung der akustischen Impedanz versehener piezokeramischer Dickenschwinger als geeignet. Mit einem eigens entwickelten mathematischen Modell zur Beschreibung beschichteter Ultraschallwandler konnte eine zur Anregung des Auges optimierte Anordnung entworfen und aufgebaut werden. Das Anregungssystem besteht aus einer kalottenförmigen

Peizokeramik, an deren Vorderseite eine entsprechende Anpassschicht angebracht ist. Der Wandler ist in der Mitte mit einem Loch versehen, damit er direkt zwischen dem interferometrischen Vibrometer und dem zu vermessenden Auge angebracht werden kann.

Mit den externen Anregungseinheiten konnte in einer Reihe von Messungen an verschiedenen Probanden nachgewiesen werden, dass eine Anregung des menschlichen Auges mit Schallwellen möglich ist. Mit Hilfe der Ultraschallanregung wurde erstmals ein Zusammenhang zwischen dem Augeninnendruck und der Resonanzfrequenz der Augenhülle bei Messungen in vivo gezeigt. Für einen Einsatz in der Praxis besitzt das beschriebene Verfahren noch nicht die erforderliche Genauigkeit. Als größte Fehlerursache erwies sich das Auftreten von stehenden Wellen zwischen dem Ultraschallwandler und dem Auge. Durch unvermeidbare Bewegungen des Auges während der Messung innerhalb der stehenden Wellen kommt es zu Änderungen der am Auge wirkenden Ultraschallamplitude, die sich direkt auf den gemessenen Frequenzgang auswirkt. Eine Verbesserung wäre durch eine deutliche Steigerung der Positioniergenauigkeit der automatischen Justage des Systems vor dem Auge zu Beginn einer Messung zu erreichen.

Das zweite Verfahren zur Messung einer Glaukomerkrankung beruht auf der Bestimmung der Durchblutung der Retina. Mit dem interferometrischen Vibrometer ist eine exakte Messung der pulsierenden Bewegung der Augenoberfläche, die durch das in das Auge einströmende Blut verursacht wird, möglich. Aufgrund der wesentlich größeren Amplitude der Bewegung im Vergleich zu den extern angeregten Schwingungen kann eine deutliche Vereinfachung des Messaufbaus erreicht werden. In ersten Messungen konnte ein eindeutiger Zusammenhang zwischen dem Blutdruck der Probanden und der gemessenen Pulsation der Cornea gezeigt werden.

Mit dem beschriebenen Verfahren ist es somit mit Hilfe eines einfachen und kleinen Messaufbaus möglich zuverlässig eine Glaukomerkrankung, die sich durch eine unzureichende Durchblutung der Cornea bemerkbar macht, sehr früh und zuverlässiger als durch die bestehenden Verfahren zu diagnostizieren und somit die oft schwerwiegenden Folgen zu vermeiden. Über die Beurteilung der Durchblutung des Auges hinaus sind mit dem Verfahren zusätzlich Aussagen über die Blutversorgung des Gehirns möglich.

11 Literatur

- [Ahn81] Ahnert, W.; Reichardt, W.: **Grundlagen der Beschallungstechnik**. Hirzel, Stuttgart, 1981
- [Ala94] Alam, S.K.; Richards, D.W.; Parker, K.J.: **Detection of intraocular pressure change in the eye using sonoelastic doppler ultrasound**. Ultrasound in medicine & biology Vol. 20, No. 8, S. 751-758, 1994
- [Bol02] Boll, H.P.; Wagner, A.; Lutter, N.; Stork, W.; Müller-Glaser, K.D.: **Hämodynamische Modellierung und Simulation des Blutgefäßsystems**. 36. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik (DGBMT) im VDE , Karlsruhe, 25.–28. September 2002, Kongressbericht. Berlin: Schiele & Schön 2002, S. 239–241
- [Bon01] Bonomi, L.; Marchini, G.; Maraffa, M.; Morbio, R.: **The Relationship between Intraocular Pressure and Glaucoma in a Defined Population**. Ophthalmologica, Vol. 215, S. 34–38, 2001
- [Bron89] Bronstein, I.N.; Semendjajew, K.A.: **Taschenbuch der Mathematik**. Verlag Harri Deutsch, Thun, 1989
- [Bun00] Bundesverband der Augenärzte Deutschlands (Hrsg.): **Augenärzte informieren: Das Glaukom**. Patienteninformation des Berufsverbandes der Augenärzte Deutschlands, Düsseldorf, 2000
- [Byn68] Bynke, H. G.: **Influence of intraocular pressure on the amplitude of the corneal pulse. A study of man and**

- rabbits**. Acta Ophthalmologica, Vol. 46(6), S. 1135-1145, 1968
- [Car84] Carel, R.; Korczyn, A.; Rock, M.: **Association Between Ocular Pressure and Certain Health Parameters**. Ophthalmology, Vol. 91, S. 311-314, 1984
- [Coq92] Coquart, L.; Depeursigne, Ch.: **A fluid structure interaction problem in biomechanics: prestressed vibrations of the eye by the finite element method**. J. Biomechanics Vol. 25, No. 10, S. 1105-1118, 1992
- [Dek99] Dekker, P.W.; Robert, Y.C.A.; Kanngiesser, H.; Pirani, P.; Entenmann, B.: **Principles of Contact Lens Tonometry**. International Ophthalmology, Vol. 22, S. 105-111, 1999
- [Dek67] Dekking, H. M.; Coster, H. D.: **Dynamic tonometry**. Ophthalmologica, Vol. 154(1), S. 59-74, 1967
- [Deu00a] Deuter, C.M.E.; Schlote, T.; Derse, M.; Stromann, G.; Bende, T.; Jean, B.: **Vergleich zwischen Tono-Pen und Applanationstonometer nach Goldmann bei der Messung des Augeninnendrucks**. 98. Jahrestagung der DOG, Berlin, 2000
- [Deu00b] Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft (Hrsg.): **Tonometrie und Perimetrie durch Augenoptiker: BVG hebt BGH-Urteil auf**. Presseinformation zur 98. Tagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft, 21. – 24.9.2000, Berlin, 2000
- [Deu99] Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft (Hrsg.): **Das Glaukom**. Patienteninformation der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft, Heidelberg, 1999
- [Dra61] Draeger, J.: **Geschichte der Tonometrie. Physikalische Grundlagen, methodische Entwicklung und klinische Anwendung**. S. Karger Verlag, Basel, New York, 1961
- [Dra89] Draeger, J.; Rumberger, E.; Wirt, H.: **Klinische und experimentelle Prüfung des sogenannten Tono-Pen-Tonometers**. Klinische Monatsblätter der Augenheilkunde 195, S. 196-202
- [Dra93] Draeger, J.; Jessen, K.; Rumberger, E.: **Tonometrie**. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1993
- [Dre00] Drescher, J.: **Bestimmung des Intraoculardrucks aus dem Schwingungsverhalten des Humanauges**. Dissertation,

- Institut für Technik der Informationsverarbeitung, Universität Karlsruhe, 2000
- [Dup86] Dupuis, H.; Zerlett, G.: **The effects of whole-body vibration**. Springer-Verlag, New York, Berlin, Heidelberg, 1986
- [Dup79] Dupuis, H.; Hartung, E.: **Tierexperimente zur Ermittlung des biomechanischen Schwingungsverhaltens des Bulbus**. Graef's Arch Klin Exp Ophthal 210: S.167-174, 1979
- [Ekl00] Eklund, A, Backlund, T, Lindahl, O. A.: **A resonator sensor for measurement of intraocular pressure--evaluation in an in vitro pig-eye model**. Physiol. Meas., Vol. 21(3), S. 355-367, 2000
- [Elt01] Elter, P.: **Methoden und Systeme zur nichtinvasiven, kontinuierlichen und belastungsfreien Blutdruckmessung**. Dissertation, Institut für Technik der Informationsverarbeitung, Universität Karlsruhe, 2001
- [Ent99] Entenmann, B.; Robert, Y.: **Ocular Pulse Measurement with the Smartlens and the OBF Tonometer. A comparison**. Poster presented at the ARVO Annual Meeting, Ft. Lauderdale, Florida (USA), May 9-14, 1999
- [Esc52] Esche, R.: **Untersuchung der Schwingungskavitation in Flüssigkeiten**. Acustica (Akustische Beihefte) 2, 208, 1952
- [Fin97] Findl, O.; Strenn, K.; Wolzt, M.; Menapace, R.; Vass, C.; Eichler, H.-G.; Schmetterer, L.: **Effects of changes in intraocular pressure on human ocular haemodynamics**. Current Eye Research, Vol. 16(10), S. 1024-1029, 1997
- [Fin00] Findl, O.; Rainer, G.; Dallinger, S.; Dorner, G.; Polak, K.; Kiss, B.; Georgopoulos, M.; Vass, C.; Schmetterer, L.: **Assessment of Optik Disk Blood Flow in Patients With Open-angle Glaucoma**. American Journal of Ophthalmology, Vol. 130(5), S. 589-596, 2000
- [Fla01] Flammer, J.: **Glaukom**. Verlag Hans Huber, Bern, 2001
- [Foe01] Foerster, M.: **Laser in der Augenheilkunde – Neue Wirkprinzipien**. Beitrag auf der 99. Tagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft, Berlin, 2001
- [Fre98] Fresco, B. B.: **A new tonometer--the pressure phosphene tonometer: clinical comparison with Goldman tonometry**.

- American Journal of Ophthalmology, 1998 Vol 105(11), S. 2123-2126, 1998
- [Gro01] Groh, M.E.M.; Michelson, G.: **Telematisch assistierte Selbstonometrie: Tagesdruckkurven bei Patienten mit okulärer Hypertension**. Beitrag auf der DOG 2001, Berlin, 2001
- [Gun02] Gundlach, A.: **Interferometrische Schwingungsanalyse des menschlichen Auges zur Bestimmung des Intraokular drucks**. Dissertation, Institut für Technik der Informationsverarbeitung, Universität Karlsruhe, 2002
- [Ham79] Hamelink, J.M.: **Ocular tonometry through sonic excitation and laser doppler velocimetry**. Journal of biomechanical Engineering Vol. 101, S. 267-270, 1979
- [Har82] Hartung, E.: **Beeinflussung der visuellen Leistung des Menschen unter Einwirkung mechanischer Schwingungen**. Dissertation Universität Bremen, 1982
- [Hec94] Heckl, M.; Müller, H.A.: **Taschenbuch der Technischen Akustik**. Springer-Verlag, New York, Berlin, Heidelberg, 1994
- [Hec99] Hecht, E.: **Optik**. Oldenbourg-Verlag, 1999
- [Hes00] Hessel, F.; Wasem, J.: **Wertigkeit der Augeninnendruckmessung mittels Non-contact Tonometrie durch Augenoptiker in Deutschland**. Eine Kosten-Wirksamkeits-Analyse. Diskussionspapier, Lehrstuhl für Allgemeine Betriebswirtschaftslehre und Gesundheitsmanagement, Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald, 2000
- [Hey96] Hey, S.: **Entwicklung einer akustischen Vibrationsanregung für ein berührungsloses Tonometer**. Diplomarbeit, Institut für Technik der Informationsverarbeitung, Universität Karlsruhe, 1996
- [Hol88] Hollwich, F.: **Augenheilkunde**. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1999
- [Hor68] Horven, I.: **Dynamic tonometry. I. The dynamic tonometer**. Acta Ophthalmologica, Vol. 46(6), S. 1213-1221, 1968
- [Jam91] James, C. B.; Smith, S. E.: **Pulsatile ocular blood flow in patients with low tension glaucoma**. British Journal of Ophthalmology, Vol. 75, S. 466-470, 1991

- [Jon01] Jonas, J.: **Diagnostische Laser zur Früherkennung des Grünen Stars**. Beitrag auf der 99. Tagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft, Berlin, 2001
- [Kah91] Kahle, W.: **Taschenatlas der Anatomie, Band 3: Nervensystem und Sinnesorgane**. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1991
- [Kei62] Keiper, D.A.: **Dynamic Mechanical Properties Tester for Low Audio and Subaudio Frequencies**. The Review of scientific Instruments, Vol. 33 (11), S. 1181-1184, 1962
- [Kei63] Keiper, D.A.; Sarin, L.K.; Leopold, I.H.: **The Vibration Tonometer: I. Principles and Design**. 1963
- [Kis01] Kiss, B.; Dallinger, S.; Polak, K.; Findl, O.; Eichler, H.-G.; Schmetterer, L.: **Ocular Hemodynamics during Isometric Exercise**. Microvascular Research, Vol. 61, S. 1-13, 2001
- [Kon97] Kontiola, A.: **A new electromechanical method for measuring intraocular pressure**. Documenta Ophthalmologica Vol. 93, S. 265-276, 1997
- [Kon00] Kontiola, A.: **A new induction-based impact method for measuring intraocular pressure**. Acta Ophthalmologica Scandinavica, Vol. 78(2), S.142-145, 2000
- [Kra95b] Krakau, C. E. T.; Lindberg, S.; Havelius, U.: **An instrument for recording the ocular pulse wave**. Acta Ophthalmologica, Vol. 73, S. 472-474, 1995
- [Kra95b] Krakau, C.E.T.: **A model for pulsatile and steady ocular blood-flow**. Graefes Arch Klin Exp Ophthal 233: S. 112-118, 1995
- [Kri97] Kriegelstein, G.K. (Hrsg.): **Glaukom – eine Standortbestimmung**. Kaden Verlag, Heidelberg, 1997
- [Kri00] Kriegelstein, K.: **Glaukomfrüherkennung**. Beitrag auf der 98.Tagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft, Berlin, 2000
- [Kub01] Kuba, G.B.; Austermann-Schmidt, P.; Schmidt, J.; Kroll, P.: **Einfluss der externen Trabekulexzision auf die okuläre Hämodynamik**. Beitrag auf der 99.Tagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft, Berlin, 2001
- [Kut88] Kuttruff, H.: **Physik und Technik des Ultraschalls**. Hirzel Verlag, Stuttgart, 1988

- [Lan98] Lang, G.K.: **Augenheilkunde**. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1998
- [Lem98] Lemke, K.; Plagwitz, K.-U.; Rothe, R.: **Augenphantom zur Kalibrierung und Überprüfung von Tonometern**. Biomedizinische Technik, Vol. 43, Ergänzungsband 1, S. 112-113, 1998
- [Lip90] Lippert, H.: **Lehrbuch Anatomie**. Urban und Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, 1990
- [Mal92] Malacara, D.: **Optical Shop Testing**. Wiley & Sons, New York, 1992
- [Mec89] Mechel, F.P.: **Schallabsorber Bd.1. Äußere Schallfelder; Wechselwirkungen**. Hirzel, Stuttgart, 1989
- [Mec95] Mechel, F.P.: **Schallabsorber Bd.2. Innere Schallfelder, Strukturen**. Hirzel, Stuttgart, 1995
- [Mey67] Meyer, E.; Neumann, E. G.: **Physikalische und Technische Akustik**. Vieweg, Braunschweig, 1967
- [Mit94] Mittag, T.W.; Serle, J.; Schumer, R.; Brodie, S.; Stegmann, D.; Schmidt, K.-G.; Taniguchi, T. Sae heun Rho; Podos, S.: **Studies of the Ocular Pulse in Primates**. Survey of Ophthalmology, Vol. 38, supplement, S. 183-190, 1994
- [Mor95] Morneburg, H.: **Bildgebende Systeme für die medizinische diagnostik**. Publicis-MCD-Verlag, München, 1995
- [Mül03] Müller, G.; Möser, M.: **Taschenbuch der technischen Akustik**. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 2003
- [Mut01] Mutschler, E.; Wiederholt, M.; Upmeyer, H.J.: **Regulationsdynamik beim Glaukom. Flüssigkeitsbewegung und Nährstofftransport am Auge**. Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH, Stuttgart; 2001
- [Nic63] Nickerson, J.L.; Paradijeff, A.; Feinhandler, H.S.: **A study of the effects of externally applied sinusoidal forces on the eye**. Aerospace medical research laboratories, Ohio AMRL-TDR-63-120, 1963
- [Oem01] Oemer, F. R.; Hikmet, H.; Nurullah, C.; Hikmet, S.: **Relation between corneal thickness and intraocular pressure measurement by noncontact and applanation tonometry**. The Journal of cataract and refractive surgery, Vol. 27, S. 1789 – 1791. 2001

- [Pfe01] Pfeiffer, N.: **Glaukom. Grundlagen, Diagnostik; Therapie; Compliance.** Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 2001
- [Phi92] Phillips, C. I.; Tsukahara, S.; Hosaka, O.; Adams, W.: **Ocular Pulsation Correlates with Ocular Tension: The Choroid as Piston for an Aqueous Pump ?.** Ophthalmic Research, Vol. 24, S. 338-343, 1992
- [Pil99] Pillunat, L.E.; Harris, A.; Anderson, D.R.; Greve, E.L. (Hrsg.): Current concepts on ocular blood flow in glaucoma. Kugler Publications, The Hague, 1999
- [Pla99] Plagwitz, K.-U.; Lemke, K.: **Neues Meßverfahren der Noncontact-Tonometrie.** Klinische Monatsblätter der Augenheilkunde. Vol. 214, S. 40-43, 1999
- [Psc98] Pschyrembel: **Klinisches Wörterbuch.** Walter de Gruyter, Berlin, New York, 1998
- [Ric92] Richard, G.: **Ophthalmologischer Untersuchungskurs.** Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1992
- [Rot62] Roth, W.; Blake, D.G.: **Acoustic Probe for intraocular pressure measurement.** Proc. N13, 4. Int. Congress on Acoustics Copenhagen, 1962
- [Rot98] Rothe, R.; Lemke, K.; Plagwitz, K.-U.: **Messtechnische Probleme bei einem neuen Verfahren zur berührungslosen Augeninnendruckmessung.** Biomedizinische Technik, Vol. 43, Ergänzungsband 1, S. 110-111, 1998
- [Sah81] Sahm, H.: **HiFi-Lautsprecher: Grundlagen der elektromagnetischen Lautsprecher in unendlicher Schallwand und im Gehäuse.** Franzis, München, 1981
- [Sch89] Schnauber, H.: **Auswirkungen mechanischer Schwingungen auf den Menschen: Grundlagen, Beurteilung und Minderung.** Haufe, Freiburg i. Br., 1989
- [Sch92] Schanzlin, D.J.; Robin, J.B.: **Corneal Topography: measuring and modifying the cornea.** Springer-Verlag, New York, Berlin, Heidelberg, 1992
- [Sch93] Schmidt, R.F.; Thews, G.; (Hrsg.): **Physiologie des Menschen.** Springer-Verlag, New York, Berlin, Heidelberg, 1993

- [Sch95] Schmetterer, L.; Lexer, F.; Unfried, C.; Sattmann, H.; Fercher, A.: **Topical measurements of fundus pulsations.** optical Engineering, Vol. 34(3), S. 711-716, 1995
- [Sch95b] Schindel, D.W.; Hutchins, D.A.; Zou, L.; Sayer, M.: **The Design and Characterization of Micromachined Air-Coupled Capacitance Transducers.** IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, Vol. 42(1), S. 42-50, 1995
- [Sch97] Schust, M.: **Biologische Wirkung von vorwiegend luftgeleitetem Ultraschall.** Literaturdokumentation der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin und Arbeitsschutz, Verlag für neue Wissenschaft GmbH, Bremerhaven, 1997
- [Sch97b] Schindel, D.W.; Bashford, A.G.; Hutchins, D.A.: **Focussing of ultrasonic Waves in air using a micromachined Fresnel zone-plate.** Ultrasonics, Vol. 35(4), S. 275-286, 1997
- [Sch98a] Schmidt, J.; Wilkens, C.; Nietgen, G.W.: **Nicht penetrierende externe Trabekulexzision; Ein Therapiekonzept bei chronischem Weitwinkelglaukom.** Beitrag auf der 96.Tagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft, Berlin, 1998
- [Sch98b] Schlötzer-Schrehardt, U.: **Pathogenese der Glaukome: Strukturen und Mechanismen.** Online Journal of Ophthalmology, 1998
- [Sch98c] Schnitzler, A.: **Aufbau einer akustischen Falle.** Prüfungsarbeit im Rahmen der ersten Staatsexamens, Institut für Physik, Johannes-Gutenberg-Universität Mainz, 1998
- [Sch00a] Schmetterer, L.; Dallinger, S.; Findl, O.; Eichler, H.-G.; Wolzt, M.: **A comparison between laser interferometric measurement of fundus pulsation and pneumotonometric measurements of pulsatile ocular blood flow. 1. Baseline considerations.** Eye, Vol. 14, S. 39-45, 2000
- [Sch00b] Schmetterer, L.; Dallinger, S.; Findl, O.; Eichler, H.-G.; Wolzt, M.: **A comparison between laser interferometric measurement of fundus pulsation and pneumotonometric measurements of pulsatile ocular blood flow. 2. Effects of changes in pCO₂ and pO₂ and of isoproterenol.** Eye, Vol. 14, S. 46-52, 2000

- [Sil91] Silbernagel, S.; Despopoulos, A.: **Taschenatlas der Physiologie**. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1991
- [Str98] Strahlenschutzkommission des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit: **Empfehlungen zur Patientensicherheit bei Anwendungen der Ultraschalldiagnostik in der Medizin. Empfehlungen der Strahlenschutzkommission einschließlich wissenschaftlicher Begründung**. Berichte der Strahlenschutzkommission, Vol 14, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, 1998
- [Ras87] Rassow, B., (Hrsg.): **Ophthalmologisch-optische Instrumente**. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, 1987
- [Vei80] Veit, I.: **Wirkung von Ultraschall auf das Gehör**. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Unfallforschung. Wirtschaftsverlag NW Verlag für neue Werbung, Bremerhaven, 1980
- [Wol94] Woll, T.: **Die Messung des intraocularen Drucks durch das geschlossene Augenlid**. Fortschr.- Ber. VDI Reihe 8 Nr. 417; VDI-Verlag Düsseldorf 1994
- [Yan97] Yang, Y.C.; Hulbert, M.F.G.; Batterbury, M.; Clearkin, L.G.: **Pulsatile Ocular Blood Flow Measurements in Healthy Eyes: Reproducibility and Reference Values**. Journal of Glaucoma, S. 175-179, 1997
- [Zol98] Zollner, M.; Zwicker, E.: **Elektroakustik**. Springer-Verlag, New York, Berlin, Heidelberg, 1998

Literatur aus dem Web

- [glauk] <http://www.glaukom.de/>
- [augen] <http://www.augeninfo.de/>
- [odc] Homepage der ODC (Ophthalmic Development Company AG), Smart Lens, <http://www.odc.ch/>
- [infobit] infobit Ausgabe 1/2000 Projekt Smart Lens - Kontaktglas-Tonometer zur Messung des Augendrucks, http://www.hta-be.bfh.ch/~wwwibit/info00_1/smart00_1.html
- [heid] Homepage der Heidelberg Engineering GmbH, <http://www.heidelbergengineering.com/>

**Betreute Studien und Diplomarbeiten am Institut für
Technik der Informationsverarbeitung, Universität
Karlsruhe**

- [Arm01] Armbruster, M.: **Modellierung eines Mikroprozessors in VHDL für den Betrieb auf einer FPGA-basierten Rapid-Prototyping-Hardware.** Teamstudienarbeit ILT-539, 2001
- [Eit00] Eitelwein, M.: **Entwicklung eines Algorithmus zur Echtzeit-Rekonstruktion von Schwingungen aus Interferometer-Signalen.** Diplomarbeit ID-902, 2000
- [Fle00] Fleischer, D.: **Entwurf und Implementierung einer Benutzerschnittstelle für ein DSP-basiertes Tonometer.** Studienarbeit IL-524, 2000
- [Kön01] König, A.: **Modellierung eines Mikroprozessors in VHDL für den Betrieb auf einer FPGA-basierten Rapid-Prototyping-Hardware.** Teamstudienarbeit ILT-539, 2001
- [Kös00] Köster, T.: **Aufbau eines miniaturisierten Kameramoduls und Integration in ein Tonometer.** Studienarbeit IL-525, 2000
- [Kun99] Kunze, C.: **Mehrkanal-Signalaufnahme zur Phasenauswertung von Tonometriesignalen auf einem PC-gesteuerten DSP-System.** Studienarbeit IL-521, 2000
- [Mül02] Müller, T.: **Aufbau eines Moduls zur Messung der Pulswelle am Ohr und Integration in ein Tonometer.** Studienarbeit IL-545, 2002
- [Nag02] Nagel, A.: **Aufbau und Programmierung eines Systems zur invasiven Messung des Augeninnendrucks.** Studienarbeit IL-544, 2002
- [Nat00] Natzkowski, C.: **Entwicklung eines Hochspannungsverstärkers für die Ultraschallanregungseinheit eines berührungslosen Tonometers.** Diplomarbeit ID-923, 2000
- [Nem98] Nemeth, T.: **Konzept und Programmierung einer Bibliothek zur Steuerung der Aktorik eines DSP-basierten Tonometers.** Diplomarbeit ID-853, 1998
- [Nou02] Noujeim, C.: **Realisierung eines Signalverarbeitungssystems für die invasive Messung des Augeninnendrucks.** Studienarbeit, 2002

- [Rie99] Riedel, M.: **Erstellung eines Software-Konzeptes zur Steuerung eines Tonometers sowie Implementierung in C++**. Diplomarbeit ID-868, 1999
- [Sch01] Scherrer, B.: **Entwicklung eines Systems zur Messung des intraokularen Pulses**. Diplomarbeit ID-953. 2001
- [Ste98] Steinhübel, K.: **Entwurf und Optimierung alternativer Schwingungsanregungen für ein berührungsloses Tonometer**. Diplomarbeit ID-852, 1998
- [Szö00] Szöke, M.: **Programmierung eines FPGA zur Verarbeitung digitaler Kameradaten in einem Tonometer**. Diplomarbeit ID-914, 2000
- [Tho01] Thomas, M.: **Bestimmung des intraokularen Druckes aus den Schwingungseigenschaften des Auges bei kontaktloser Anregung mit Ultraschallwellen**. Diplomarbeit ID-935, 2001

**Mitbetreute Studien und Diplomarbeiten im
Forschungsbereich Tonometrie am Institut für
Technik der Informationsverarbeitung, Universität
Karlsruhe**

- [Brä98] Bräuner, C.: **Konzeption, Entwicklung und Aufbau eines DSP-basierten Meß- und Steuersystems für ein berührungsloses Tonometer.** Diplomarbeit ID-850, 1998
- [Chr97] Christ, J.: **Konzeption und Entwurf eines Meßaufbaus zur berührungslosen in-vivo-Bestimmung des Augeninnendruckes beim Menschen.** Diplomarbeit ID-825, 1997
- [Eit99] Eitelwein, M.: **Verarbeitung von Tonometrie-Signalen auf einem digitalen Signalprozessor.** Studienarbeit IL-509, 1999
- [Fei96] Feijóo, J.: **Untersuchung von Schwingungsmeßsystemen für den Einsatz in der dynamischen Tonometrie.** Diplomarbeit ID-751, 1996
- [Hau00] Haufler, D.: **Optimierung und Charakterisierung des optischen Messsystems in einem berührungslosen Tonometer.** Diplomarbeit ID-931, 2000
- [Her99] Herzog, P.: **Kamerabasierte Justage eines Laser-Tonometers mit einem DSP-System.** Diplomarbeit ID-886, 1999
- [Keß96] Kessler, D.: **Schwingungsuntersuchung an enukleierten Tieraugen mit einem Laser-Vibrometer zur Untersuchung der Abhängigkeit vom Intraokulardruck.** Diplomarbeit ID-790, 1996
- [Kös99] Kösterkamp, T.: **Auswertung und Charakterisierung von in-vivo Schwingungen des Humanauges zur Bestimmung des Intraokulardrucks.** Diplomarbeit ID-897, 1999
- [Kru96] Kruse, A.: **Modellierung des Humanauges mit finiten Elementen zur Analyse der Eigenmoden in Abhängigkeit vom Intraokulardruck.** Diplomarbeit ID-760, 1996
- [Lau95] Laufer, J.: **Entwicklung und Aufbau eines Laser-Doppler-Interferometers zur Messung des Intraokulardrucks von menschlichen Augen unter Verwendung von**

- mikrooptischen und mikroelektronischen Elementen.**
Diplomarbeit ID-726, 1995
- [Lin97] Linsenmeier, M.: **Untersuchung von Ultraschall-Anregung für berührungslose Tonometrie sowie deren Realisierung.** Diplomarbeit ID-826, 1997
- [Mär01] Märgner, M.: **Optimierung und Charakterisierung einer optischen Detektor-Einheit zur Analyse von Interferometer-Signalen.** Studienarbeit IL-532, 2001
- [Mai00] Maier, A.: **Charakterisierung und Optimierung der Detektor-Einheit in einem berührungslosen Tonometer.** Studienarbeit IL-518, 2000
- [Mül01] Müller, M.: **Messtechnische Charakterisierung von Laserdioden für die Verwendung in der vibrometrischen Interferometrie.** Studienarbeit IL-530.
- [Ram98] Ramp, R.: **Charakterisierung von Halbleiterlaserdioden und Konzeption ihrer Ansteuerung für den Einsatz in der medizinischen Interferometrie.** Diplomarbeit ID-859, 1998
- [Raw99] Rawer, R.: **Entwurf und Realisierung eines Positioniersystems für ein mikrooptisches Tonometer.** Diplomarbeit ID-896, 1999
- [Rei97] Reinelt, T.: **Untersuchung von FEM-Modellierungen zur Schwingungsanalyse des Humanauges.** Diplomarbeit ID-817, 1997
- [See01] Seebacher, D.: **Entwicklung einer genauigkeitsoptimierten elektronisch-optischen Justage-Einheit für ein Ultraschall-Tonometer zur berührungslosen Messung des Augeninnendrucks.** Diplomarbeit ID-959, 2001
- [Sch97] Schmehl, O.: **Entwicklung und Implementierung eines Verfahrens zur Auswertung von Laser-Doppler-Interferenzsignalen.** Diplomarbeit ID-822, 1997
- [Sch99] Schröppel, A.: **Optimierung und Erweiterung einer anwenderprogrammierbaren Logik unter VHDL.** Studienarbeit IL-508 1999
- [Str98] Strodel, A.: **Konzeption und Implementierung eines Echtzeit-Betriebssystems für eine DSP-basiertes Tonometer.** Diplomarbeit ID-861, 1998

- [Vie95] Vierthaler, M.: **Entwicklung eines Algorithmus zur Schwingungsrekonstruktion aus den Signalen eines Laser-Doppler-Vibrometers sowie dessen Implementierung und Visualisierung unter Visual C++.**
Diplomarbeit ID-750, 1995

12 Abbildung- und Tabellenverzeichnis

12.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2.1: Produktion und Abfluss des Kammerwassers im Auge...	10
Abbildung 2.2: Primäres Offenwinkelglaukom	13
Abbildung 2.3: Sekundäres Offenwinkelglaukom	13
Abbildung 2.4: Primäres Winkelblockglaukom	14
Abbildung 2.5: Sekundäres Winkelblockglaukom.....	15
Abbildung 2.6: Übersicht über die medikamentöse Glaukomtherapie.....	17
Abbildung 2.7: Laserbehandlung des Offenwinkelglaukoms (links) und des Winkelblockglaukoms (rechts)	19
Abbildung 2.8.: Trabekulektomie [Hol88].....	21
Abbildung 2.9: Selbsttonometer Ocuton S	25
Abbildung 3.1: Impressionstonometer nach Schiötz	28
Abbildung 3.2: Prinzip des Applanationstonometers nach Goldmann.....	29
Abbildung 3.3: Ansicht Goldmann-Tonometer, Blick durch ein Goldmann- Tonometer	29

Abbildung 3.4: Prinzip der Messung des Augeninnendrucks nach Mackay-Marg	30
Abbildung 3.5: Tono-Pen. Handtonometer	31
Abbildung 3.6: Prinzip des Luftimpulstonometers	32
Abbildung 3.7: Luftimpulstonometer	33
Abbildung 3.8: Prinzip des Pneumotonometers	34
Abbildung 3.9: Pneumotonometer	35
Abbildung 3.10: Prinzip Smart Lens	36
Abbildung 3.11: Sensorkopf des Smart Lens System [infobit]	37
Abbildung 3.12: Laser Scanning Ophthalmoskop	38
Abbildung 3.13: Prinzip des Laser Scanning Tomographen	39
Abbildung 3.14: Perimeter	41
Abbildung 4.1: Mechanisches Ersatzschaltbild des Auges [Rot62].....	45
Abbildung 4.2.: Ergebnisse der Messungen in-vivo [Ala94]	47
Abbildung 4.3: Verformung der Cornea an einem Augenmodell [Pla99].	49
Abbildung 4.4: Aufteilung des Gesamtprojektes.....	51
Abbildung 4.5: FEM-Modell des Auges [Dre00]	53
Abbildung 4.6: Ergebnisse der FEM-Simulationen [Dre00]	54
Abbildung 4.7: Interferometrischer Aufbau des in-vitro Messsystems [Dre00]	55
Abbildung 4.8: Ergebnisse der Messungen in-vitro [Dre00]	55
Abbildung 4.9: Ergebnisse der in-vivo Messungen [Dre00]	56
Abbildung 4.10: Strahlengang des Interferometers	58
Abbildung 4.11: System zur kamerabasierten Justage des Tonometers vor dem Auge.....	59
Abbildung 4.12: Prinzip der Signalauswertung.....	60
Abbildung 4.13: Prinzip der Schwingungsanregung mit Schallwellen.....	61

Abbildung 4.14: Prinzip der Anregung mit Ultraschallwellen	62
Abbildung 4.15: Prinzip der Anregung durch den intraokularen Puls	63
Abbildung 5.1: Volumenelemente von Luft	67
Abbildung 5.2: Strahlungsimpedanz	71
Abbildung 5.3: Helmholtzresonator.....	74
Abbildung 5.4: Schalldruck in einem Helmholtzresonator	77
Abbildung 5.5: Idealer Frequenzgang der Anregungseinheit	78
Abbildung 5.6: Überlagerung des Schalldrucks von zwei Resonatoren..	79
Abbildung 5.7: Parallelschaltung zweier Helmholtzresonatoren.....	79
Abbildung 5.8: Ersatzschaltbild des Lautsprechers mit Helmholtzresonator	80
Abbildung 5.9: Umgeformtes Ersatzschaltbild.....	81
Abbildung 5.10: Vergleich von Simulation und Messung	83
Abbildung 5.11: Variation des Blindwiderstands eines Resonators	83
Abbildung 5.12: Lautsprecher FRS8.....	85
Abbildung 5.13: Helmholtzresonator.....	86
Abbildung 5.14: Schalldruck im Resonator im Vergleich zum freien Lautsprecher	87
Abbildung 5.15: Fremdgeführter Sweeper	89
Abbildung 5.16: Ersatzschaltbild für die mechanische Anregung	90
Abbildung 5.17: Messung der Abhängigkeit des IOP vom Anpressdruck der mechanischen Anregungseinheit.....	92
Abbildung 5.18: Struktur des Aufbaus zur 3D-Messung von Ultraschallfeldern	99
Abbildung 5.19: Aufbau zur Messung von Ultraschallfeldern	99
Abbildung 5.20: Benutzeroberfläche des Steuerprogramms für die Feldvermessung.....	100
Abbildung 5.21: Schädigungsgrenze für diagnostisch angewendeten Ultraschall [Mor95]	104

Abbildung 5.22: Schwellwerte für die Kavitation [Kut88]	106
Abbildung 5.23: Kapazitive Wandler.....	112
Abbildung 5.24: Schallfeld des kapazitiven Wandlers	113
Abbildung 5.25: Elementarzelle oberhalb und unterhalb der Curie- Temperatur	114
Abbildung 5.26: Domänenbildung in der Keramik	115
Abbildung 5.27: PVDF-Folienwandler	116
Abbildung 5.28: Schallfeld des PVDF-Wandlers	117
Abbildung 5.29: Skizze des Biegeschwingers	118
Abbildung 5.30: FEM-Simulation des Biegeschwingers	121
Abbildung 5.31: Resonanzfrequenz und Amplitude bei Variation von Dicke und Durchmesser.....	122
Abbildung 5.32: Ergebnisse der Simulation.....	123
Abbildung 5.33: Skizze des Biegeschwingers mit Kalotte	124
Abbildung 5.34: Ultraschallwandler mit Biegeschwinger	125
Abbildung 5.35: Skizze des Tubusschwingers	126
Abbildung 5.36: Realisiertes System des Tubusschwingers.....	126
Abbildung 5.37: Feld des Tubusschwingers.....	127
Abbildung 5.38: Allgemeiner Ansatz zur Modellierung von Schichtsystemen	129
Abbildung 5.39: Modell des Piezos mit Anpassschicht	132
Abbildung 5.40: Frequenzgang in Abhängigkeit der Schallgeschwindigkeit der Anpassschicht.....	133
Abbildung 5.41: Amplitudengang der Simulation bei festen Parametern	134
Abbildung 5.42: Frequenzgang in Abhängigkeit vom Verlustfaktor der Anpassschicht.....	135
Abbildung 5.43: Frequenzgang in Abhängigkeit vom Verlustfaktor der Reflektion der Grenzfläche Anpassschicht/Piezo	135

Abbildung 5.44: Messung des Piezos mit verschiedenen Dicken der Anpassschicht	136
Abbildung 5.45: Simulation des Piezos mit verschiedenen Dicken der Anpassschicht	137
Abbildung 5.46: Piezokeramischer Dickenschwinger mit Anpassschicht	139
Abbildung 5.47: Integration des Ultraschallwandlers in das Tonometer	139
Abbildung 5.48: Messung des Temperaturverhaltens des Wandlers	141
Abbildung 5.49: Temperatur- und Frequenzgang des Ultraschallwandlers	141
Abbildung 5.50: Verlauf der Resonanzfrequenz in Abhängigkeit von der Temperatur.....	143
Abbildung 5.51: Schallfeld des Ultraschallwandlers in x-y-Richtung	144
Abbildung 5.52: Schallfeld des Ultraschallwandlers in x-z-Richtung	144
Abbildung 5.53: Stehende Wellen zwischen Wandler und Auge.....	145
Abbildung 6.1: Tischsystem des akusto-optischen Tonometers	148
Abbildung 6.2: Schematische Darstellung des Optikkopfes	149
Abbildung 6.3: Blockschaltbild der Systemelektronik	152
Abbildung 6.4: DSP-Modul der Systemelektronik.....	153
Abbildung 6.5: User-Interface des Tischtonometers	153
Abbildung 6.6: Platine des Kameramoduls.....	154
Abbildung 6.7: Handheld-Tonometer.....	155
Abbildung 6.8: Optik des Handheld-Tonometers.....	156
Abbildung 6.9: Autojustage. Links: nicht justiert. Rechts: justiert	157
Abbildung 6.10: Blockdiagramm des Handheld-Systems.....	158
Abbildung 7.1: Schwingung des Auges bei Impulsanregung	163
Abbildung 7.2: gepulste Anregung mit Sinussignal	164
Abbildung 7.3: Ideales Sweep-Signal (Up-Sweep).....	165

Abbildung 7.4: Bewegung des Auges bei Anregung mit Sweep-Signal	166
Abbildung 7.5: Sinusförmige Objektschwingung und Intensitätssignal	169
Abbildung 7.6: Abtastzeitpunkte des Carré-Algorithmus	171
Abbildung 7.7: Rohphase und rekonstruierte Bewegung	173
Abbildung 7.8: Überlagerung der Stör- und Messsignale	174
Abbildung 7.9: Anregungssignal und Referenzschwingung	175
Abbildung 7.10: normalisierter Frequenzgang des FIR-Filters	176
Abbildung 7.11: Bestimmung des Amplitudengangs	177
Abbildung 7.12: Spektralanalyse mit Kaiser-Bessel-Fenster	178
Abbildung 7.13: Prinzip der doppelten Gewichtung	179
Abbildung 7.14: Konzept der Anwendung	181
Abbildung 7.15: Struktur der Patientendatenbank	185
Abbildung 8.1: Messungen an einem Probanden	188
Abbildung 8.2: Verlauf des IOP nach Einnahme der Augentropfen	190
Abbildung 8.3: Variation des Augeninnendrucks bei einem Probanden	191
Abbildung 8.4: Messungen an mehreren Probanden mit unterschiedlichem Augeninnendruck	192
Abbildung 8.5: Reproduzierbarkeit der Messwerte	194
Abbildung 8.6: Reproduzierbarkeit der mechanischen Anregung	195
Abbildung 8.7: Unterbrechung einer Messreihe	196
Abbildung 8.8: Überlagerung der angeregten Schwingung mit sonstigen Augenbewegungen	198
Abbildung 8.9: Schwingungsmoden am Modellauge aus Silikon	199
Abbildung 8.10: Schwingungsmoden am Humanauge	200
Abbildung 8.11: Messreihen an verschiedenen Probanden	202
Abbildung 8.12: Vergleich zweier Messreihen mit unterschiedlichem Augeninnendruck bei einem Probanden	204

Abbildung 8.13: Bereich der Resonanzfrequenzen	204
Abbildung 8.14: Abhängigkeit der Resonanzfrequenz vom Augeninnendruck	205
Abbildung 9.1: Schnitt durch das Auge.....	208
Abbildung 9.2: Blutversorgung des Auges	209
Abbildung 9.3: Blutgefäße zur Versorgung des Auges und des äußeren Ohres	210
Abbildung 9.4: Parameter des mathematischen Modells	211
Abbildung 9.5: Topologie des Modells.....	212
Abbildung 9.6: Ergebnisse der Simulation des Augenpulses	213
Abbildung 9.7: Bewegung der Augenoberfläche	214
Abbildung 9.8: Messung von cornealer Pulsamplitude und EKG	215
Abbildung 9.9: Messung von cornealer Pulsamplitude und Blutpulssignal am Ohr	216
Abbildung 9.10: Verschiedene Augenpulse ohne Referenzsignal.....	217
Abbildung 9.11: Augenpulse mit Referenzsignal.....	218
Abbildung 9.12: Segmentierung einer Messung.....	219
Abbildung 9.13: Abhängigkeit der Pulsamplitude von Herzfrequenz und Blutdruck	220
Abbildung 9.14: Abhängigkeit der cornealen Pulsperiodendauer von Herzfrequenz und Blutdruck.....	221
Abbildung 9.15: Corneale Pulsamplitude bei sehr niedriger Pulsfrequenz	222

12.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 4.1: Eigenresonanzen des Auges.....	48
Tabelle 4.2: Ergebnisse bisheriger Arbeiten.....	50
Tabelle 5.1: Parameter des Lautsprechers	85
Tabelle 5.2: Biologische Schwellenwerte für thermische und mechanische Gewebeschädigungen	104
Tabelle 5.3: Technische Daten des kapazitiven Wandlers.....	112
Tabelle 5.4: Akustische Impedanz verschiedener Materialien	128
Tabelle 5.5: Ergebnisse der Simulationen.....	136
Tabelle 5.6: Parameter des realisierten Ultraschallwandlers	138
Tabelle 6.1: Daten des Handheld-Tonometers [Gun02].....	160
Tabelle 7.1: Vergleich der verschiedenen Möglichkeiten einer Schnittstelle zu Matlab	182
Tabelle 8.1: Vergleich der verschiedenen Messreihen.....	205
Tabelle 9.1: Anatomische Parameter der einzelnen Gefäßsegmente...	212