

Bestimmung des Intraoculardrucks aus dem Schwingungsverhalten des Humanauges

Zur Erlangung des akademischen Grades eines

DOKTOR-INGENIEURS

von der Fakultät für

Elektrotechnik

der Universität Fridericiana Karlsruhe

genehmigte

DISSERTATION

von

Dipl.-Ing. Jörg Drescher
aus Hof/Saale

Tag der mündlichen Prüfung: 10. Februar 2000

Hauptreferent: Prof. Dr.-Ing. K.D. Müller-Glaser

Koreferent: Prof. Dr. rer. Nat. Olaf Dössel

1	EINLEITUNG	1
2	ZIEL UND WISSENSCHAFTLICHER BEITRAG DIESER ARBEIT	3
3	DAS GLAUKOM	5
3.1	BEGRIFFSBESTIMMUNG.....	5
3.2	AUGE UND AUGENINNENDRUCK.....	5
3.2.1	<i>Das Auge</i>	5
3.2.2	<i>Kammerwasser</i>	6
3.2.3	<i>Augeninnendruck.....</i>	7
3.3	FORMEN DES GLAUKOMS.....	9
3.3.1	<i>Glaucoma Simplex.....</i>	9
3.3.2	<i>Akutes Winkelblockglaukom.....</i>	11
3.3.3	<i>Chronisches Winkelblockglaukom.....</i>	11
3.3.4	<i>Sonstige Formen des Glaukoms</i>	12
3.4	DIAGNOSE	12
3.4.1	<i>Tonometrie</i>	12
3.4.2	<i>Tonographie</i>	13
3.4.3	<i>Perimetrie.....</i>	13
3.4.4	<i>Untersuchung der Papille.....</i>	13
3.5	MEDIZINISCHE BEHANDLUNG.....	14
3.5.1	<i>Medikamentöse Therapie.....</i>	14
3.5.2	<i>Operative Eingriffe.....</i>	14
4	VERFAHREN ZUR ERMITTLUNG DES INTRAOKULAREN DRUCKS	17
4.1	HISTORISCHE ENTWICKLUNG DER MESSVERFAHREN.....	17
4.2	HEUTIGE MESSVERFAHREN	18
4.2.1	<i>Impressionstonometer</i>	19
4.2.2	<i>Applanationstonometer.....</i>	22
4.2.3	<i>Luftimpressionstonometer</i>	26
4.3	ZUSAMMENFASSUNG UND BEWERTUNG DER HEUTIGEN VERFAHREN.....	31
4.3.1	<i>Genauigkeit</i>	31
4.3.2	<i>Schädigungen und Risiken.....</i>	34
4.3.3	<i>Messung pathologischer Patienten.....</i>	36
4.3.4	<i>Anwendung als Heimtonometer.....</i>	36
5	ANSÄTZE DER KONTAKTLOSEN ODER DYNAMISCHEN TONOMETRIE	39
5.1	ANSÄTZE MIT WEITERGEHENDER UNTERSUCHUNG.....	39
5.1.1	<i>Vibration-Tonometer</i>	39
5.1.2	<i>Bestimmung der Resonanzfrequenz von enukleierten Lammaugen (Hamelink, Cloud, 1979)</i>	41
5.1.3	<i>FEM-Untersuchung der Resonanzfrequenzen (Coquart, 1992).....</i>	44
5.1.4	<i>Messung der mechanischen Impedanz durch das Augenlid (Woll, 1994)</i>	45
5.1.5	<i>Vibrotaktile Augendrucksensor (Petter, 1996)</i>	48
5.1.6	<i>Vibratoranregung und in-vivo-Messung mit Ultraschall (Alam 1994)</i>	51
5.1.7	<i>Interferometrische Messung der Applanation (Lemke, 1999)</i>	52
5.2	ANSÄTZE OHNE BEKANNTE, WEITERGEHENDE UNTERSUCHUNGEN	54
5.2.1	<i>Non-Contact High Frequency Tonometer nach Hsu (1992 / 1994)</i>	54
5.2.2	<i>Ultraschallapplanation nach Massie (1992).....</i>	56

5.2.3	<i>Messung mit amplitudenmoduliertem Ultraschall (Sinha 94)</i>	57
5.2.4	<i>Druckkammer nach Krasnicky (1990)</i>	59
5.3	ZUSAMMENFASSUNG UND BEWERTUNG DER ANSÄTZE.....	60
6	KONZEPT ZUR BERÜHRUNGSLOSEN INTRAOCULARDRUCKMESSUNG	63
6.1	ERKENNTNISSE AUS DEN BISHERIGEN VERFAHREN UND ANSÄTZEN.....	63
6.2	ANFORDERUNGEN AN EIN NEUES MEßVERFAHREN.....	65
6.2.1	<i>Genauigkeit</i>	65
6.2.2	<i>Belastung des Patienten</i>	67
6.2.3	<i>Handhabbarkeit</i>	68
6.2.4	<i>Sonstige Anforderungen</i>	68
6.3	BERÜHRUNGSLOSE BESTIMMUNG DES INTRAOKULAREN DRUCKS	69
6.3.1	<i>Meßprinzip</i>	69
6.3.2	<i>Zielsetzung und Vorgehensweise der Arbeit</i>	71
7	BERECHNUNG DER RESONANZFREQUENZEN MIT DER METHODE DER FINITEN ELEMENTE	75
7.1	EINLEITUNG.....	75
7.1.1	<i>Gründe für die Modellierung mit Finiten Elementen</i>	75
7.1.2	<i>Grenzen und Einschränkungen einer simulativen Untersuchung</i>	75
7.1.3	<i>Ziel der FEM-Simulation</i>	77
7.2	FINITE-ELEMENTE-MODELL DES HUMANAUGES.....	78
7.2.1	<i>Wahl der Modellierung</i>	78
7.2.2	<i>Idealisierung</i>	78
7.2.3	<i>Geometrie des Auges</i>	81
7.2.4	<i>Materialdaten</i>	83
7.2.5	<i>Wahl der Elementtypen</i>	85
7.2.6	<i>Vernetzung</i>	92
7.2.7	<i>Ergebnis der Modellbildung</i>	100
7.3	UNTERSUCHUNG DES ZUSAMMENHANGS ZWISCHEN INNENDRUCK UND EIGENFREQUENZEN DES HUMANAUGES	100
7.4	UNTERSUCHUNG DER QUEREMPFINDLICHKEITEN	101
7.4.1	<i>Einfluß des Augenradius</i>	101
7.4.2	<i>Variation der Dicke von Cornea und Sklera</i>	102
7.4.3	<i>Variation der Gewebedichte</i>	103
7.5	ZUSAMMENFASSUNG DER FEM-SIMULATIONEN.....	104
8	IN-VITRO MESSUNGEN.....	105
8.1	ZIELSETZUNG	105
8.2	LABORAUFBAU ZUR MESSUNG DES SCHWINGUNGSVERHALTENS.....	105
8.2.1	<i>Anforderungen an den Aufbau</i>	105
8.2.2	<i>Komponenten des Aufbaus</i>	107
8.2.3	<i>Charakterisierung des Aufbaus</i>	120
8.3	HANDLING DER ENUKLEIERTEN TIERAUGEN POST MORTEM.....	124
8.3.1	<i>Lagerung</i>	124
8.3.2	<i>Präparation</i>	124
8.3.3	<i>Fixation und Druckvariation</i>	125
8.3.4	<i>Erhalt der Reflektivität</i>	125
8.4	UNTERSUCHUNG DES IOP-ABHÄNGIGEN FREQUENZGANGS	125
8.4.1	<i>Überblick über die durchgeführten Meßreihen</i>	125
8.4.2	<i>Messungen am Augenmodell</i>	126

8.4.3	<i>Messungen an Schweineaugen</i>	128
8.4.4	<i>Fehlereinflüsse</i>	135
8.5	ZUSAMMENFASSUNG DER IN-VITRO-MESSUNGEN	137
9	ENTWURF EINES IN-VIVO MEBSYSTEMS	139
9.1	MOTIVATION	139
9.2	ERWEITERTE ANFORDERUNGEN	139
9.2.1	<i>Patientensicherheit</i>	139
9.2.2	<i>Invarianz gegenüber Augenbewegungen</i>	143
9.2.3	<i>Justage auf das Zentrum der Cornea</i>	145
9.2.4	<i>Praktikabilität</i>	145
9.3	HAUPTKOMPONENTEN DES IN-VIVO-MEBSYSTEMS	146
9.4	SCHWINGUNGSMESSUNG	147
9.4.1	<i>Anforderungen an die Schwingungsmessung</i>	147
9.4.2	<i>Interferometer zur berührungslosen in-vivo Schwingungsmessung</i>	148
9.4.3	<i>Kohärente Lichtquelle</i>	165
9.4.4	<i>Photodetektion</i>	182
9.5	POSITIONSERKENNUNG	186
9.5.1	<i>Anforderungen aus dem Interferometeraufbau</i>	186
9.5.2	<i>Realisierungsvarianten</i>	187
9.5.3	<i>Differentieller Positionsdetektor</i>	188
9.5.4	<i>z-Positionsdetektion</i>	194
9.5.5	<i>Der Meßkopf im Gesamtüberblick</i>	195
9.6	ANREGUNG DER AUGENSCHWINGUNGEN	195
9.7	STEUER- UND AUSWERTEELEKTRONIK	200
9.8	MECHANISCHER AUFBAU	204
9.9	CHARAKTERISIERUNG	206
9.9.1	<i>Meßablauf</i>	206
9.9.2	<i>Eigenschwingungen</i>	208
10	IN-VIVO MESSUNGEN	211
10.1	AUGENBEWEGUNG OHNE ANREGUNG	211
10.2	MESSUNG DER IMPULSANTWORT	212
10.3	MESSUNG DER AUGENSCHWINGUNG BEI SWEEP-ANREGUNG	213
11	ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK	217
A	LITERATURVERZEICHNIS	225
B	ABBILDUNGS- UND TABELLENVERZEICHNIS	235
C	VERWENDETE FORMELZEICHEN	243

1 Einleitung

Etwa vier Prozent der Bevölkerung erkranken im Laufe ihres Lebens an Glaukom, der Folge eines pathologisch erhöhten Augeninnendruckes. Besonders bei der Altersgruppe über Vierzig nimmt diese Krankheit stark zu.

Ein erhöhter Augeninnendruck kann verschiedene Ursachen besitzen. Allen Formen des Glaukoms ist jedoch gemeinsam, daß sie zu einem schleichenden Verlust der Sehfähigkeit führen. Aufgrund des erhöhten Druckes wird die Durchblutung der Retina reduziert und der Sehnerv am Austritt aus dem Auge stranguliert. Diese Situation ist für den Betroffenen schmerzfrei und wird daher häufig nicht wahrgenommen. In einem Zeitraum von mehreren Jahren kommt es infolge des überhöhten Druckes zu einem schleichenden Ausfall der Sehfähigkeit und das Gesichtsfeld engt sich ein. Die Schädigungen beginnen zunächst im peripheren Sehbereich (nasale Skotome) und werden zunächst weitgehend vom Gehirn ausgeglichen, so daß der Patient den gefährlichen, langsamen Verlust der Sehfähigkeit weiterhin nicht erkennt. Erst im späten Verlauf erreichen die Ausfälle den für die Sehfähigkeit wichtigsten Bereich der Fovea Centralis und nur ein temporaler Rest des Gesichtsfeldes bleibt erhalten. Diese fortschreitende Schädigung von Sehnerv und Retina ist irreversibel und führt bei unterlassener Behandlung zur totalen Blindheit. In der westlichen Welt ist das Glaukom nach Diabetes die häufigste Erblindungsursache. Dies ist insbesondere deswegen bedauerlich, da ein erkannter überhöhter Augeninnendruck in den meisten Fällen medikamentös oder durch eine Operation erfolgreich behandelt werden kann.

Um irreversible Schädigungen der Netzhaut in Folge des Glaukoms und somit Gesichtsfeldausfälle oder Erblinden zu vermeiden, ist eine rechtzeitige Frühdiagnose sowie im Falle einer Erkrankung eine regelmäßige Verlaufskontrolle durch Messen des Augeninnendruckes erforderlich.

Die heute zur Verfügung stehenden Applanationstonometer lassen eine ausreichend genaue Bestimmung des intraokularen Druckes zu. Sie sind jedoch mit einer Reihe von gravierenden Nachteilen behaftet, die die Praxistauglichkeit gerade bei der routinemäßigen Früherkennung einschränken und eine Verbesserung verlangen:

- Der Kontakt des Meßstempels mit der Cornea kann zu einer Übertragung von Krankheitserregern führen.
- Die rigorose Meßmethode erfordert eine lokale Anästhesie des Auges mit den damit einhergehenden Risiken und Nachteilen. Unter anderem ist daher eine Messung des intraokularen Drucks durch Ordinationshilfen bzw. Optometristen zur Entlastung des Arztes ausgeschlossen.

- Bei abnormer Hornhautoberfläche durch Ödeme oder Narben sowie bei starkem Astigmatismus liefern Applanationstonometer unbrauchbare Werte.
- Untersuchungen im Anschluß an Augenoperationen, wie sie sehr wünschenswert wären, um den Erfolg der Operation zu überwachen, sind nicht möglich. Ebenso ist bei den meisten Applanationstonometern eine lageunabhängige Messung, z.B. an liegenden Patienten, nicht durchführbar.

In den letzten Jahren wurden Non-Contact-Tonometer entwickelt, die die Cornea statt mit einem Stempel mit einem Luftpuls applanieren. Die Messung der Applanation erfolgt geometrisch-optisch, so daß diese neuen Geräte eine berührungsfreie Messung des Augeninnendrucks ermöglichen. Sie vermeiden damit einige der beschriebenen Nachteile, haben aber nie eine Meßgenauigkeit erreicht, die den Anforderungen an eine sichere Diagnose genügen und werden daher im klinischen Bereich nicht eingesetzt. Der Nachteil einer großen Kraftwirkung auf das Auge, eine verbleibende Gefahr der Infektionsverbreitung durch versprengte Tröpfchen der Tränenflüssigkeit sowie die für Patienten häufig unangenehme Untersuchung bleiben auch bei diesen Tonometern erhalten.

Obige Ausführungen weisen auf einen starken Bedarf hin, die bestehenden Tonometer zu verbessern bzw. durch ein neu konzipiertes Meßverfahren zu ersetzen.

2 Ziel und wissenschaftlicher Beitrag dieser Arbeit

Um die geschilderten Nachteile zu umgehen, wird in dieser Arbeit ein neues Meßprinzip vorgeschlagen, das den Augeninnendruck kontaktlos und ohne große Krafteinwirkung mißt. Der Augeninnendruck soll hierfür indirekt aus den akustischen Schwingungseigenschaften des Auges ermittelt werden. Es ist anzunehmen, daß sich die Resonanzfrequenzen des Auges mit steigendem Intraoculardruck verschieben. Durch eine akustische Stimulation des Auges und eine akustische oder optische Messung der angeregten Schwingungen läßt sich das akustische Spektrum des Auges berührungslos bestimmen. Hierfür sind nur sehr geringe Schwingungsamplituden von wenigen Mikrometern erforderlich, so daß die Belastung des Patienten durch die Messung im Vergleich zu den existierenden Meßverfahren stark reduziert werden kann. Darüber hinaus steht durch die Aufnahme eines spektralen Bereiches wesentlich mehr Information zur Verfügung, so daß eine genauere Bestimmung des Augeninnendrucks und eine Kompensation individueller Unterschiede möglich erscheint.

Ziel dieser Arbeit ist es, den Grundstein für eine umfassende und systematische Untersuchung dieses Meßprinzips zu legen. In der Vergangenheit wurden ähnliche Ansätze bereits mehrfach verfolgt. All diese Versuche sind jedoch nie über erste Untersuchungen hinausgekommen und betrachten jeweils nur Teile des Problems. Die Ergebnisse der verschiedenen Untersuchungen sind zudem widersprüchlich, so daß hieraus keine gesicherten Erkenntnisse über die Machbarkeit eines derartigen Meßprinzips gewonnen werden können.

Um diese Lücke zu schließen, soll der gewählte Ansatz erstmalig parallel durch mathematische Simulation, in-vitro-Messungen und in-vivo-Untersuchungen verfolgt werden.

Aufgrund des Umfangs und der Komplexität der erforderlichen interdisziplinären Forschung und System-Entwicklung kann in dieser Arbeit allein die Untersuchung des vorgeschlagenen Meßprinzips jedoch nicht abschließend bearbeitet werden. Als Schwerpunkte dieser Arbeit werden daher die Überprüfung des Meßkonzepts in Simulationen und in-vitro-Messungen sowie insbesondere die Entwicklung eines in-vivo-Meßsystems gewählt, welches die Grundlage für eine umfassende Erforschung des Meßprinzips in klinischen Feldstudien schafft.

In den folgenden Kapiteln 3 und 4 wird zunächst das Krankheitsbild Glaukom näher betrachtet und die für seine Diagnose heute zur Verfügung stehenden Tonometer vorgestellt.

Darauf aufbauend untersucht Kapitel 5 bereits in der Vergangenheit verfolgte Ansätze, den Augeninnendruck kontaktlos oder dynamisch zu messen.

Medizinische Anforderungen und existierende Meßverfahren sowie versuchte Verbesserungen münden schließlich in das Konzept eines neuen Verfahrens zur

indirekten, berührungslosen Intraoculardruckbestimmung durch Messung und Auswertung des Schwingungsverhaltens des Auges. Dieses Konzept wird in Kapitel 6 entworfen.

In Kapitel 7 wird ein Finite-Elemente-Modell des Humanauges entwickelt. Mit diesem können die Resonanzfrequenzen des Auges sowie ihre Abhängigkeit vom Augeninnendruck bestimmt werden. Durch gezielte Parametervariationen werden darüber hinaus erstmalig auch Abhängigkeiten der Resonanzfrequenzen von weiteren Größen berechnet und damit die Querempfindlichkeit des vorgeschlagenen Meßprinzips untersucht.

In einer späteren Phase kann das Simulationsmodell des Auges zusammen mit Ergebnissen aus in-vivo-Messungen für eine zielgerichtete Algorithmenentwicklung zur Berechnung des Intraoculardruckes eingesetzt werden.

Parallel zur Berechnung der Resonanzfrequenzen wurde deren Abhängigkeit vom Augeninnendruck in in-vitro-Messungen an enukleierten Tieraugen untersucht, die in Kapitel 8 zusammengefaßt sind. Sowohl Messungen als auch Berechnungen überprüfen den Ansatz einer berührungslosen, indirekten Messung des Augeninnendruckes und liefern weitere Anforderungen an ein berührungsloses Tonometer.

Mit Hilfe der gewonnenen Erkenntnisse wird in Kapitel 9 ein in-vivo-Meßsystem entwickelt, das eine umfassende Untersuchung des Zusammenhangs zwischen Augeninnendruck und Schwingungsverhalten des Augensphärochors erlaubt. Erstmals ist mit diesem System die berührungslose Messung von Augenschwingungen mit einer Amplitude von weit unter einem Mikrometer möglich. Das entstandene Gerät beweist gleichzeitig die technische Machbarkeit eines Tonometers nach dem vorgeschlagenen Prinzip.

Kapitel 10 schließlich zeigt erste Messungen mit dem neuen Meßgerät und gewinnt erste Aussagen über die Korrelation von Resonanzfrequenz und Augeninnendruck.

Die Ergebnisse der Arbeit werden abschließend in Kapitel 11 zusammengefaßt. Die erforderlichen weiteren Schritte zur Evaluierung des Meßprinzips werden dort ebenfalls aufgezeigt.

3 Das Glaukom

Im folgenden Kapitel sollen die medizinischen Grundkenntnisse über das Auge und die Bedeutung des Augeninnendrucks erläutert werden, die für die vorliegende Arbeit von Wichtigkeit sind. Weiterhin werden die verschiedenen Erkrankungen, die zu einem erhöhten Augeninnendruck führen sowie deren Krankheitsverlauf, Diagnose und Therapie kurz angerissen.

3.1 Begriffsbestimmung

Das Glaukom, auch grüner Star genannt, ist eine sehr häufige Erkrankung des Auges, an der ca. 4% der Altersklasse über 50 Jahren leiden. Unter dem Begriff Glaukom wird dabei eine Gruppe von Krankheiten mit verschiedenen Ursachen und unterschiedlichem Verlauf zusammengefaßt (/HOLLWICH88/, /PRÜNTE96/). Ihnen allen gemeinsam ist die zumeist schleichend fortschreitende Schädigung des Sehnervkopfes mit der Gefahr des Funktionsverlustes. Der bei weitem wichtigste und meistbekannte Risikofaktor ist ein erhöhter Augeninnendruck, der möglichst frühzeitig erkannt und intensiv behandelt werden muß, um weitgehende Schädigungen des Sehnervs zu vermeiden.

3.2 Auge und Augeninnendruck

3.2.1 Das Auge

Das Auge, das wichtigste und komplexeste Sinnesorgan des Menschen, besteht aus einem 7,5 g schweren und 24 mm langen Augapfel, der in 3 Hüllen und 3 Räume unterteilt ist (siehe Abbildung 3.1).

Die äußerste Augenhaut besteht aus der transparenten Cornea (Hornhaut) und einer undurchsichtigen Sklera (Lederhaut), die von außen auffallendes Streulicht abhält. Beide zusammen bilden die widerstandsfähige Hülle des Augapfels. Die mittlere Augenhaut (Uvea) besteht aus der Aderhaut (Chorioidea), Regenbogenhaut (Iris) und einem Strahlenkörper (Ciliarkörper). Sie dient der Sauerstoffversorgung und Ernährung der Retina sowie der Lichtregulierung durch die Iris und der Erzeugung des Kammerwassers. Die innere Augenhaut schließlich wird durch die lichtempfindliche Netzhaut (Retina) gebildet, die Stäbchen und Zapfen als Photorezeptoren enthält.

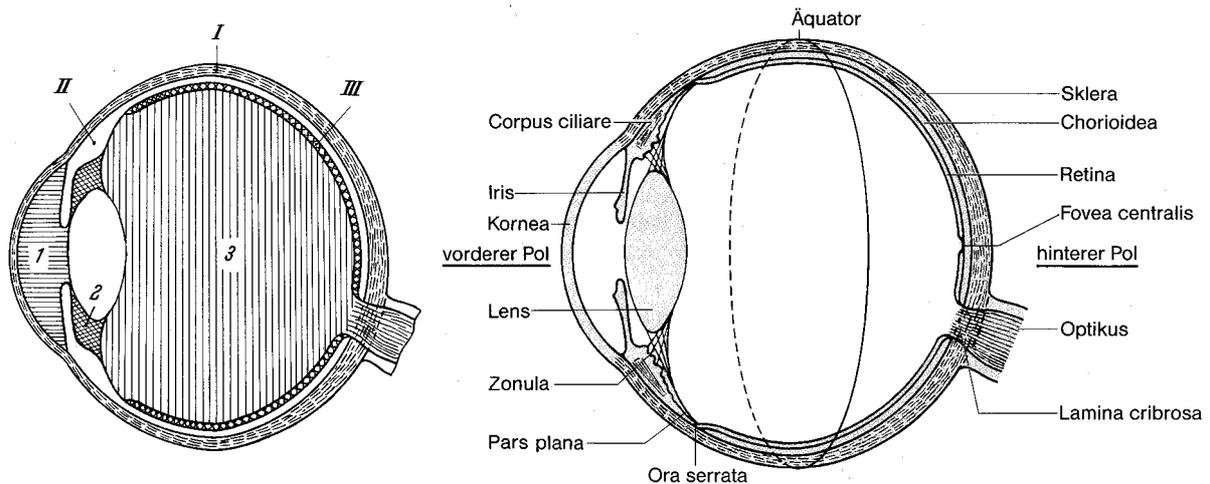


ABBILDUNG 3.1: SCHNITT DURCH DEN AUGAPFEL (/HOLLWICH88/)

- | | |
|-------------------------------|--------------------------------|
| 1: VORDERE AUGENKAMMER | I : ÄUßERE AUGENHAUT |
| 2: HINTERE AUGENKAMMER | II : MITTLERE AUGENHAUT |
| 3: GLASKÖRPER | III : INNERE AUGENHAUT |

Durch Iris und Augenlinse wird das Innere des Auges in 3 Räume unterteilt. Den vordersten Raum bildet die vordere Augenkammer zwischen Cornea und Iris sowie der Augenlinse. Die hintere Augenkammer wird durch die angrenzenden Flächen der Irisrückfläche, der Linsenvorderseite sowie dem Glaskörper gebildet. Vordere und hintere Augenkammer sind mit dem optisch klaren Kammerwasser gefüllt. Der Glaskörper, der den hinteren Raum des Auges ausfüllt und mit 65% des Augenvolumens den größten Teil einnimmt, besteht aus einer ebenfalls durchsichtigen, galertartigen Faserstruktur, in dessen Maschen die Glaskörperflüssigkeit gebunden ist.

Das optische System des Auges wird durch die konvex-konkave Cornea, die die Hauptbrechkraft des Auges besitzt, sowie die bikonvexe Linse gebildet. Zur Akkomodation, also Anpassung der Brechkraft zur scharfen Abbildung unterschiedlich weit entfernter Objekte auf die Retina, kann die Linse mit Hilfe des Ziliarmuskels gestreckt werden. Zur Anpassung an unterschiedliche Belichtungsverhältnisse kann die Apertur des optischen Systems mit Hilfe der Iris angeglichen werden.

3.2.2 Kammerwasser

Die Augenhäute bilden keine steife Hülle, sondern eine elastische Schale, die keine ausreichende Formstabilität besitzt. Um die für eine richtige Sehfunktion wichtige Form des Auges konstant zu halten, muß in seinem Inneren ein konstanter (intraocularer) Druck herrschen, der mindestens 1,3 kPa (8-10 mmHg) über dem Umgebungsdruck liegt (/DRAEGER93/, /WOLL94/). Liegen die Druckwerte niedriger, so verkürzt sich der Bulbus und die Cornea kann sich deformieren. Der erforderliche Überdruck wird durch die Erzeugung und den Abfluß des Kammerwassers gebildet.

Das Kammerwasser wird im Ziliarkörper durch Sekretion und Ultrafiltration aus dem Blut gebildet und in die hintere Augenkammer abgegeben (Abbildung 3.2). Von dort fließt es durch den Spalt zwischen Iris und Linse in die vordere Augenkammer. Der Abflußweg des Kammerwassers liegt im Kammerwinkel in der vorderen Augenkammer, dem spitzen Winkel, der durch die Cornea und Iris am Übergang zu Sklera und Ziliarkörper gebildet wird. Das Kammerwasser gelangt hier durch das durchlässige Trabekelwerk in den Schlemmschen Kanal, der kreisförmig um die Cornea verläuft und über 30 Abflußkanäle mit dem Venensystem der Sklera verbunden ist.

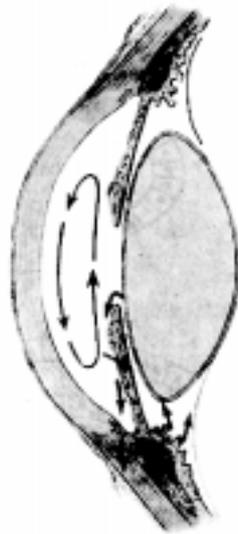


ABBILDUNG 3.2: KAMMERWASSERPRODUKTION UND ABFLUß

3.2.3 Augeninnendruck

Normalerweise wird im Ziliarkörper eine Flüssigkeitsmenge von ca. 0,2 ml pro Stunde erzeugt, die über den Schlemmschen Kanal wieder abfließt und so das Kammerwasser des Auges alle 2 Stunden austauscht. Produktion und Abfluß des Kammerwassers sind dabei druckabhängig und werden durch die Strömungswiderstände von Trabekelwerk und Schlemmschen Kanal sowie der Ultrafiltration beschrieben. Im normalen, gesunden Auge sind die Strömungswiderstände so, daß sich ein Gleichgewicht zwischen Kammerwasserproduktion und Abfluß bei einem Überdruck von ca. 15 mmHg (2 kPa) bildet. Ist nun entweder der Kammerwasserabfluß oder dessen Produktion gestört, so kann es zu einem Anstieg auf den bis zu fünffachen Wert, in seltenen Fällen auch zu einem Abfall des Augeninnendrucks kommen. Meist ist hierbei eine Störung des Abflusses durch eine porenverengende Sklerose des Trabekelwerkes oder ein Verschuß des Kammerwinkels durch die Iris die Ursache.

Steigt der Augeninnendruck stark an oder ist er über längere Zeit gegenüber dem Normalwert erhöht, so kommt es zu einer Abschnürung des Sehnervs am

scharfkantigen Papillenrand und in der Folge zu Sehfeldausfällen, die zu einer vollständigen Erblindung führen können.

Der Augeninnendruck beträgt am gesunden Auge 15 - 22 mmHg und gehört zu den Organkonstanten wie Temperatur und Blutdruck. Wie diese besitzt er eine zirkadiane Variabilität und schwankt in einem 24-stündigen, sinusförmigen Rhythmus um normal ca. 4 mmHg (Abbildung 3.3 oben). Diesen tageszeitlichen Schwankungen ist ein pulsatorischer Ausschlag von ca. 1 mmHg überlagert (Abbildung 3.3 unten). Der Innendruck beider Augen weicht normalerweise nur gering voneinander ab und zeigt die gleichen Schwankungen.

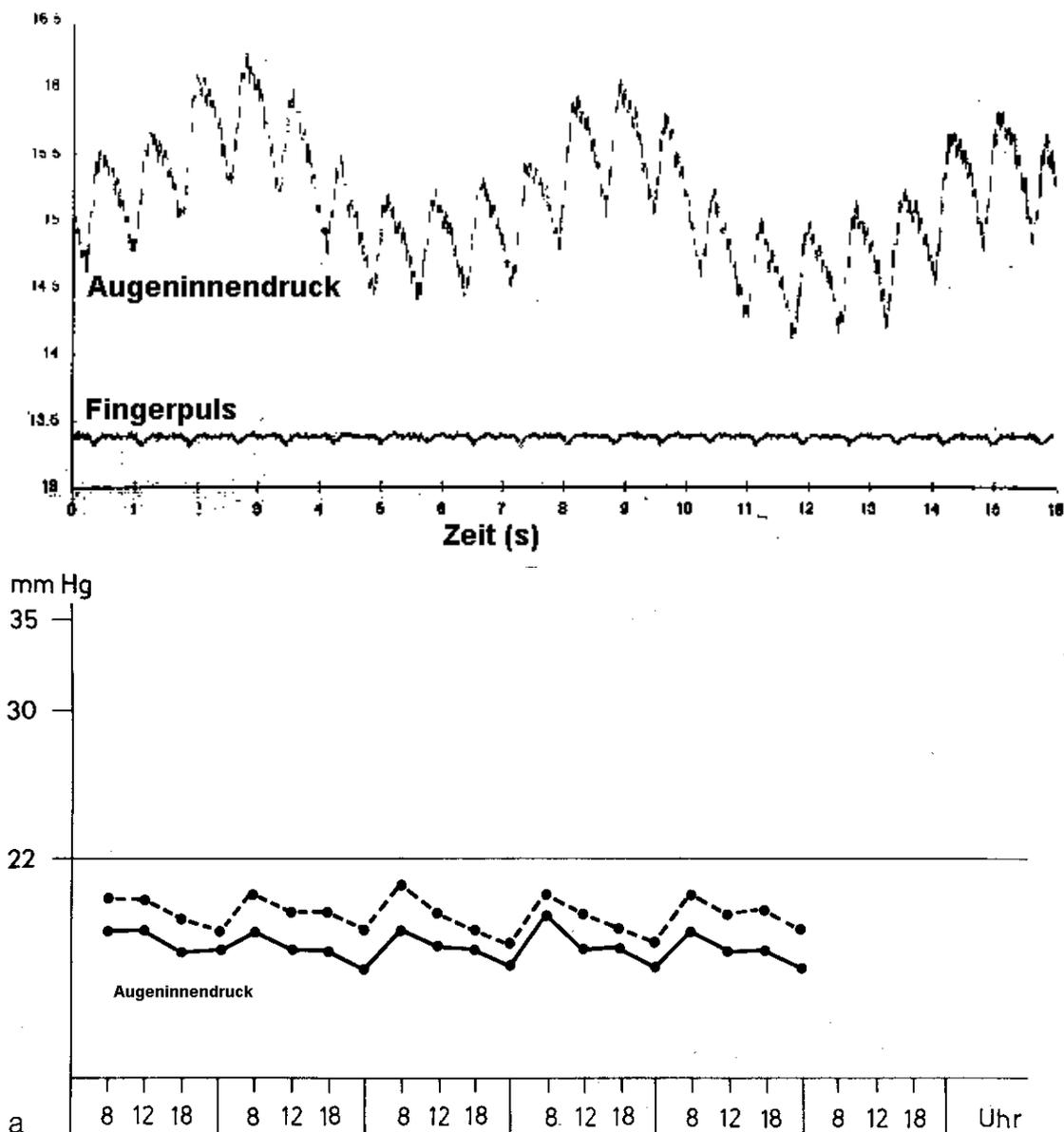


ABBILDUNG 3.3: PULSATORISCHE UND TAGESZEITLICHE SCHWANKUNG DES AUGENINNENDRUCKS (/HOLLWICH88/, /PRÜNTE97/)

Wie alle anderen vegetativ-autonomen Körperfunktionen wird der Augeninnendruck aber auch durch eine Vielzahl anderer Zustände beeinflusst (Körperlage, Blutdruck, psychischer Zustand; /KRIEGLSTEIN75/, /MACRCI61/,

(/LEYDHECKER73/), so daß sich auch starke Abweichungen von obigen Kurven ergeben können.

Im Falle einer Glaukomerkrankung nimmt die zirkadiane Schwankung häufig stark zu (Abbildung 3.4), wobei die Druckspitzen meist am frühen Morgen erreicht werden. Hieraus ergibt sich auch die Forderung, daß zur Diagnose eines Glaukoms der Intraoculardruck mehrmals täglich und insbesondere am frühen Morgen gemessen werden muß.

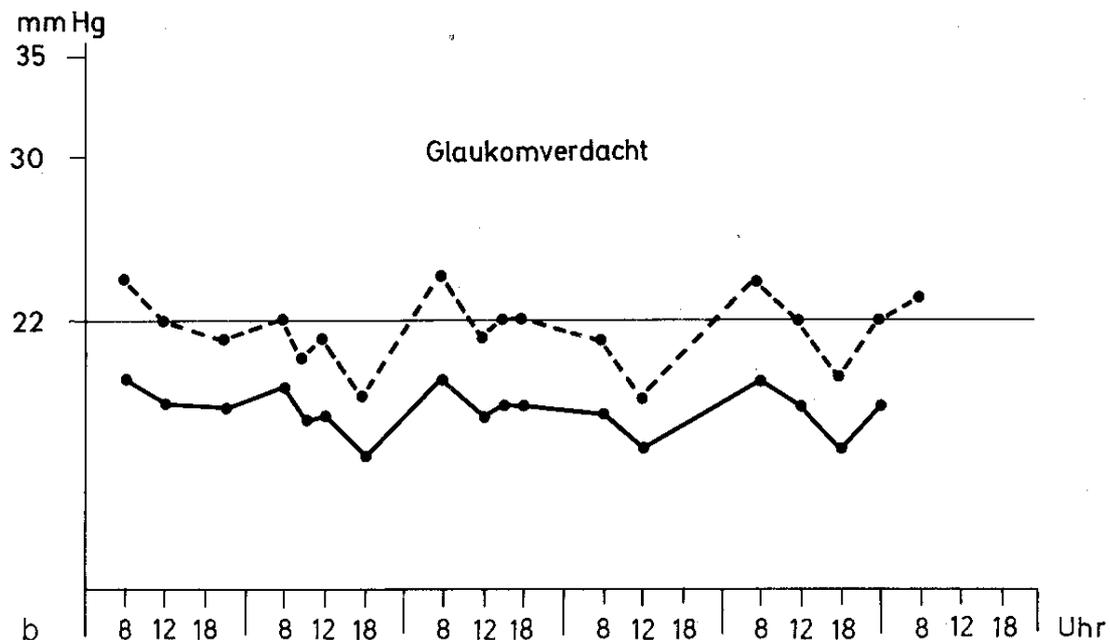


ABBILDUNG 3.4: ZIRKADIANER AUGENINNENDRUCKVERLAUF BEI GLAUKOMVERDACHT (/HOLLWICH88/)

3.3 Formen des Glaukoms

Je nach Ursache und Krankheitsverlauf wird das Glaukom nach unterschiedlichen Ausprägungen unterteilt (/HOLLWICH88/):

Das „primäre Glaukom“ bezeichnet die Glaukome ohne eine Verbindung zu anderen Erkrankungen des Augapfels. Im Gegensatz dazu ist das „sekundäre Glaukom“ lediglich eine intraoculare Drucksteigerung als Folge einer Abflußbehinderung des Kammerwassers durch Verletzung, Entzündung oder Tumor. Das primäre Glaukom wird nach seiner Ursache in das „Glaucoma simplex“ (Offenwinkelglaukom) und das Winkelblockglaukom unterteilt.

3.3.1 Glaucoma Simplex

Das Glaucoma simplex ist ein reines Altersglaukom und stellt die am häufigsten verbreitete Form der Erkrankung dar. Der Abfluß des Kammerwassers ist durch

eine Sklerose des Trabekelwerks, die dessen Poren einengt, erschwert. Hingegen ist der Zufluß zum Trabekelwerk durch den Kammerwinkel nicht eingeschränkt. Es handelt sich bei diesem Glaukom um eine chronische Erkrankung, die für den Patienten völlig unbemerkt und schleichend beginnt. Der Patient bemerkt keine Beschwerden, die zentrale Sehschärfe bleibt zunächst erhalten, so daß der Patient keine Veranlassung sieht, zum Arzt zu gehen. Erste Ausfälle des Sehfeldes sind nur lokal und werden durch das zweite, noch gesunde Auge ausgeglichen. Die schleichende Abschnürung des Sehnervs und Einengung des Sehfeldes kann sich über mehrere Jahre erstrecken, bis schließlich die Fovea Centralis in Mitleidenschaft gezogen wird.

Durch Druckschädigung der Papille werden zuerst diejenigen Sehnervenfasern geschädigt, die über den scharfkantigen Papillenrand verlaufen. Die ersten Sehfeldausfälle sind daher nasal gelegene „Skotome“, die in diesem Stadium schwer nachweisbar sind (Abbildung 3.5 A). Im weiteren Verlauf werden diese inselförmigen Skotome größer und wachsen zusammen, bis sie den blinden Fleck erreichen (Abbildung 3.5 B,C). Im weiteren Verlauf führt die fortschreitende Aushöhlung der Papille zum sog. nasalen Sprung (Abbildung 3.5 D), bis schließlich die Fovea Centralis erreicht wird und nur ein temporaler Rest des Gesichtsfeldes erhalten ist (Abbildung 3.5 F).

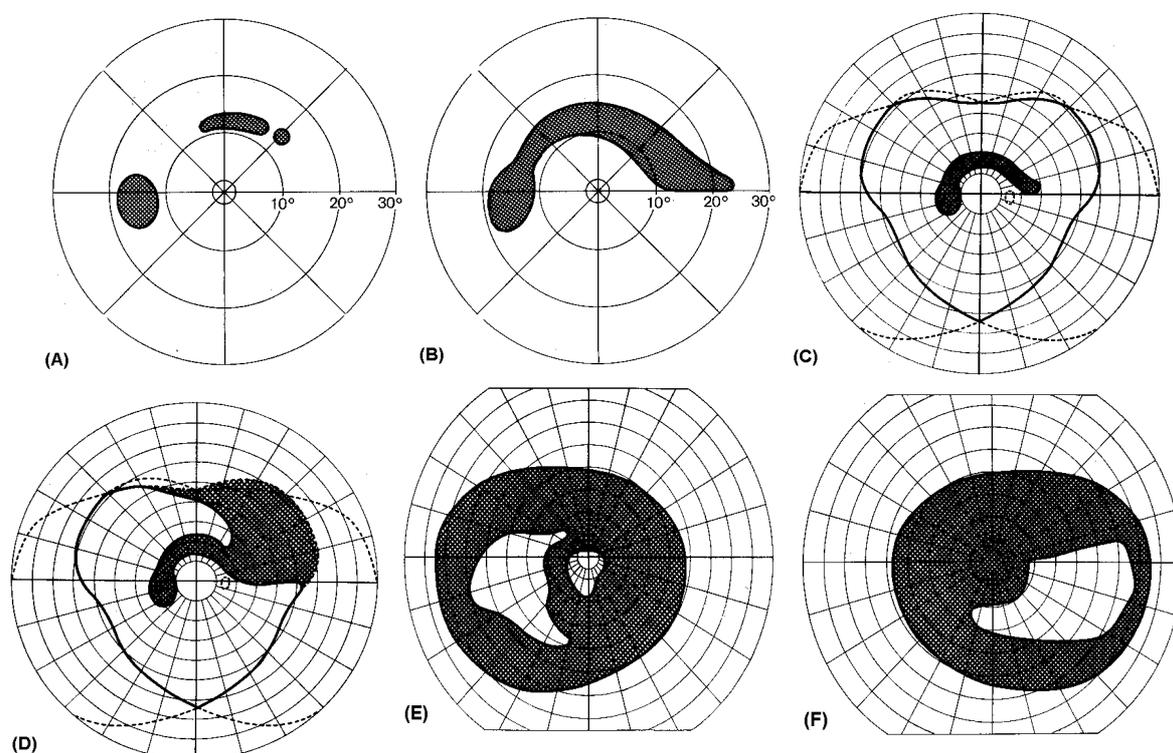


ABBILDUNG 3.5: ENTWICKLUNG DER SEHFELDAUSFÄLLE BEIM PRIMÄREN GLAUKOMA SIMPLEX (/HOLLWICH88/)

3.3.2 Akutes Winkelblockglaukom

Beim akuten Winkelblockglaukom tritt eine anfallartige, massive Erhöhung des Augeninnendrucks auf den 3- bis 5-fachen Normalwert auf. Dieser Anstieg geschieht innerhalb weniger Stunden, der Bulbus wird durch die große Drucksteigerung steinhart. Ursache für dieses Glaukom ist eine totale Abflußsperre des Kammerwassers durch die Kombination mehrerer Faktoren. Das Auge weist meist eine flache Vorderkammer mit einem engen Kammerwinkel auf. Dadurch wird der normale Abflußweg des Kammerwassers zum Schlemmschen Kanal eingeengt, es entsteht eine Anfallsbereitschaft des Auges. Durch Alterungsvorgänge sowie eine psychische oder physische Labilität wird diese Anfallsbereitschaft weiter gesteigert. Tritt nun infolge eines weiteren Faktors, der physischer (Krankheit, Unfall, Anstrengung) oder psychischer (seelische Erregung) Natur sein kann, eine plötzliche Pupillenerweiterung oder Fehlregulierung des Augenendrucks auf, so kann es zu einer Blockierung des Kammerwasserabflusses mit folgendem Druckanstieg kommen.

Als Allgemeinsymptome treten bei einem Glaukomanfall Kopfschmerzen, Erbrechen und Fieber auf. Lokale Symptome sind eine Herabsetzung des Sehvermögens auf das Erkennen von Handbewegungen, Tränenbildung und eine erweiterte Pupille, so daß der Patient normalerweise den Arzt aufsucht und der Anfall erkannt wird. Wird der Anfall nicht frühzeitig behandelt, kann als Folge totale Erblindung resultieren.

3.3.3 Chronisches Winkelblockglaukom

Das chronische Winkelblockglaukom führt ebenso wie das akute Winkelblockglaukom zu einer Verlegung des Abflußweges durch einen zu engen Kammerwinkel. Im Gegensatz zu letzterem kommt es aber nicht zu einem dauerhaften, starken Druckanstieg, sondern zu wiederholten subakuten Druckanstiegen, die sich von selbst abbauen. Zwischen den Druckspitzen können längere Zeitspannen mit normalem Augeninnendruck liegen, die sich manchmal mehrere Monate hinziehen. Wie beim akutem Winkelblockglaukom ist ein kurzer Augenvorbau mit engem Kammerwinkel eine der Grundvoraussetzungen für diese Erkrankung.

Als Schädigung tritt wie beim primären Glaucoma Simplex eine schleichende Einengung des Gesichtsfeldes durch die Schädigung des Sehnervs an der Papille auf. Die Druckspitzen können durch eine Trübung der Hornhaut und ein nebelhaftes, verschleiertes Sehen begleitet werden.

3.3.4 Sonstige Formen des Glaukoms

Das „kongenitale Glaukom“ bezeichnet die Augeninnendrucksteigerung des noch wachsenden Augapfels bei Säuglingen, die überwiegend im ersten Lebensjahr auftritt. Ursache ist eine Fehlanlage der Abflußstelle des Kammerwassers.

Unter einem „absolutem Glaukom“ versteht man die vollständige Erblindung durch einen erhöhten Augeninnendruck.

Von einem „Niedrigdruckglaukom“ spricht man, wenn trotz normaler Augeninnendruckwerte unter 20 mmHg ein Gesichtsfeldverfall wie beim Glaucoma Simplex auftritt. Die Ursachen für das Niedrigdruckglaukom sind bislang ungeklärt, häufig wird eine fehlerhafte Messung des Augeninnendrucks durch Übersehen von Druckspitzen, anormale Cornearigidität oder hochgradige Myopie vermutet.

Das Gegenteil dazu bildet die „Okuläre Hypertension“, bei der trotz überhöhter Druckwerte keine anatomische oder funktionale Schädigung zu erkennen ist.

3.4 Diagnose

3.4.1 Tonometrie

Das wichtigste und bei nahezu allen Glaukomformen auftretende Symptom ist ein erhöhter Augeninnendruck. Daraus ergibt sich die Messung des Augeninnendrucks (Tonometrie) als wichtigste diagnostische Untersuchung. Bei dem am häufigsten auftretenden Glaucoma Simplex ist ein erhöhter Augeninnendruck häufig das einzige Symptom im Frühstadium der Krankheit. Da die Patienten selbst keine Beschwerden wahrnehmen und die Aufdeckung eines chronischen Glaukoms daher häufig Zufall ist, ist es wünschenswert, möglichst die gesamte Bevölkerung ab einem Alter von 40 Jahren regelmäßig zu untersuchen. Derzeit finden routinemäßige Untersuchungen des Augeninnendrucks bei der Verordnung einer Altersbrille statt.

Da der Augeninnendruck eine physiologische Größe ist und zeitlichen als auch individuellen Schwankungen unterliegt, läßt sich keine exakte Grenze angeben, ab der ein Glaukom vorliegt. Allgemein gelten Augeninnendruckwerte zwischen 15 mmHg und 22 mmHg anlässlich einer Routineuntersuchung als normal, Werte über 22 mmHg als glaukomverdächtig. Bei der Untersuchung auf erhöhten Intraokulardruck kommen dessen zeitliche Schwankungen erschwerend hinzu, die bei gesunden Patienten nicht über 4 mmHg liegen, aber im Glaukomfall deutlich darüber liegen können (siehe auch Kapitel 3.2.3). Augeninnendruckmessungen sollten bevorzugt am Morgen durchgeführt werden, damit die

meist dann auftretenden Druckspitzen nicht übersehen werden. Im Falle der Messungen aus Abbildung 3.3 lagen von 18 Messungen innerhalb von 5 Tagen nur 4 Messungen über der 22 mmHg Grenze. Besteht der Verdacht eines Glaukoms, dann muß über mehrere Tage hinweg der Augeninnendruck mehrmals täglich (jeweils um 8, 10, 12 und 17 Uhr) bestimmt werden, um eine Tagesdruckkurve zu erhalten. Eine ideale, frühmorgendliche Messung vor dem Aufstehen läßt sich meist aus organisatorischen Gründen nicht durchführen.

Wurde ein Glaukom festgestellt und medikamentös oder operativ behandelt, so ist zur weiteren Verlaufskontrolle eine häufige Kontrolle des Behandlungserfolgs erforderlich.

Ideal wäre für die möglichst breite Untersuchung der Bevölkerung eine Selbsttonometrie, mit der die Aufnahme einer engmaschigen Tagesdruckkurve und eine Verlaufskontrolle möglich ist. Entsprechende Messungen sind bei der Kontrolle des Blutdrucks oder bei Diabetikern heute üblich. Die derzeitigen Tonometer lassen jedoch eine derartige Untersuchung nicht zu.

3.4.2 Tonographie

Bei Glaukomverdacht kann begleitend zu einer Messung des Intraoculardrucks auch der Abflußwiderstand des Kammerwassers mit der Tonographie ermittelt werden. Hierfür wird das Auge des Patienten mit einem Schiötz-Tonometer 7 Minuten lang leicht komprimiert und der Abfluß des Kammerwassers nach der 4. Minute registriert. Bei Glaukomaugen ist dieser Abfluß deutlich verzögert.

3.4.3 Perimetrie

Die Perimetrie ist eine Untersuchung des Gesichtsfeldes des Patienten, mit ihrer Hilfe lassen sich also Ausfälle des Sehvermögens feststellen. Hierfür werden dem Patienten auf einem Schirm Prüfmarken eingeblendet, deren Helligkeit solange gesteigert wird, bis sie von ihm wahrgenommen werden (statische Perimetrie). Auf diese Weise läßt sich das gesamte Sehfeld abrastern und ein Profil der Sehempfindlichkeit erstellen. Die bei einem Glaukom zuerst auftretenden Skotome (siehe Abbildung 3.5) werden bei einer normalen Perimetrie jedoch leicht übersehen, so daß eine Detailuntersuchung der entsprechenden Gesichtsfeldanteile erforderlich ist (Kampimetrie).

3.4.4 Untersuchung der Papille

Bei fortgeschrittenem Glaukom weist die Papille charakteristische Veränderungen auf, die mit einer binokularen Untersuchung des Augenhintergrunds überprüft werden können. Glaukomspezifische Zeichen sind eine abnehmende Dicke der Nervenfaserschicht, eine kleine Kerbe und kurzzeitige Blutungen an Rand

der Papille. Auch Farbe der Papille und Form der Gefäße können wertvolle Hinweise geben.

3.5 Medizinische Behandlung

Das chronische Glaukom ist keine heilbare Krankheit. Ziel einer Behandlung ist daher die Senkung des Augeninnendrucks auf einen normalen Wert, um weitergehende Schädigungen des Auges zu vermeiden. Der Druck sollte während der gesamten Zeit, also auch in den Nachtstunden, unter 20 mmHg liegen.

3.5.1 Medikamentöse Therapie

Je nach Schwere der Kammerwasserblockade und Ansprechen des Patienten auf drucksenkende Medikamente wird eine Behandlung zunächst medikamentös begonnen.

Zur Drucksenkung sind verschiedene Medikamente verfügbar, die entweder die Abflußwege erweitern (z.B. Pilocarbin) oder die Sekretion von Kammerwasser (Betablocker) vermindern. Die drucksenkende Wirkung ist von Patient zu Patient unterschiedlich und kann im Verlauf der Therapie abnehmen. Lokale Nebenwirkungen auf Pupille, Akkomodation und Visus sowie Unverträglichkeiten von Betablockern bei Asthma können ein Absetzen der Medikamente erforderlich machen.

3.5.2 Operative Eingriffe

Ist die Wirkung der Medikamente nicht ausreichend oder aufgrund von Nebenwirkungen nicht vertretbar, so muß mit Hilfe einer Operation versucht werden, einen künstlichen Abfluß des Kammerwassers zu erzeugen. Hierfür wurden in der Vergangenheit zahlreiche Verfahren entwickelt.

Bei den fistulierenden Verfahren wird ein Kanal geschaffen, durch den das Kammerwasser zum Abfluß unter die Bindehaut gelangen kann (Abbildung 3.6). In der Laser-Iridotomie wird eine Irislücke bei Winkelblockglaukomen erzeugt. In der Laser-Trabekuloplastik werden Minikanäle durch das Trabekelwerk gerissen, um den Abfluß zu erhöhen. Nachteil der Laser-Trabekuloplastik ist allerdings bislang ein zeitliches Nachlassen der Drucksenkung.

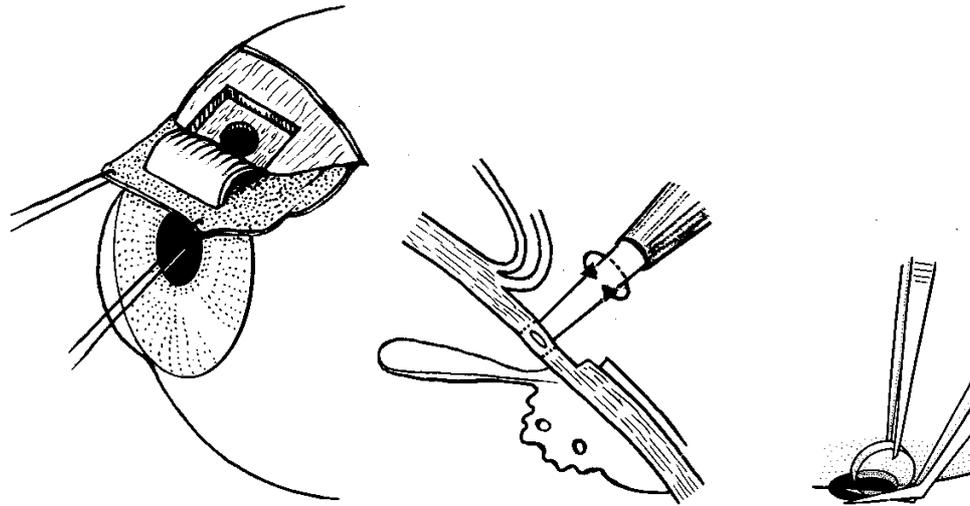


ABBILDUNG 3.6: FISTULIERENDE GONIOTREPANATION

4 Verfahren zur Ermittlung des intraokularen Drucks

Aufgrund der, wie im vorangegangenen Kapitel dargelegt, großen Zahl an Glaukom-Erkrankungen und damit enormen Bedeutung einer korrekten Augeninnendruckmessung sind schon frühzeitig erste Methoden zur Abschätzung des Augeninnendrucks entstanden, die im Lauf des letzten Jahrhunderts in die erfolgreiche Entwicklung verschiedener Tonometer mündeten. Mittlerweile zählt die Augeninnendruckmessung zu einer Standarduntersuchung in der ophthalmologischen Praxis, die als Screening Verfahren möglichst bei allen Personen ab einem Alter von ca. 40 Jahren in regelmäßigen Abständen angewendet werden sollte.

Derzeit befinden sich eine Vielzahl von Instrumenten zur Intraoculardruckmessung auf dem Markt, die nach unterschiedlichen Meßprinzipien arbeiten. In diesem Kapitel sollen, nach einem kurzen geschichtlichen Abriß der Tonometerentwicklung, die im Wesentlichen verwendeten Meßprinzipien kurz vorgestellt und kritisch untersucht werden.

Das Grundprinzip der bis heute verwendeten Tonometer ist seit Ende des letzten Jahrhunderts (/IMBERT85/, /MAKLAKOFF85/, /FICK88/) bekannt und unverändert. Vorgenommene Verbesserungen erstrecken sich im wesentlichen auf eine optimierte Handhabung der Tonometer, den Versuch einer Automatisierung sowie eine genauere Messung der applanierten Fläche und eingepprägten Kraft.

Eine größere Neuerung gab es nur bei der Entwicklung der kontaktlos arbeitenden Luftimpressionstonometer. Fast alle wesentlichen wissenschaftlichen und technischen Neuerungen, die derzeit publiziert werden, befassen sich mit diesen Systemen, weshalb auch auf dieses Meßprinzip ausführlicher eingegangen werden soll.

4.1 Historische Entwicklung der Meßverfahren

Die unterschiedliche Steifigkeit von Augenbulbi wurde bereits 1622 von Bannister in seiner „Tratise of Onehundred and Thirteen Diseases of the Eye“ genannt (/DRAEGER61/). Ohne weitere Kenntnisse über die Ursachen und Folgen einer vergrößerten Steifigkeit ordnet er bereits steifen Augen eine geringere Heilungschance zu. Die Überprüfung der Steifigkeit wurde seitdem regelmäßig durchgeführt. Die Messung erfolgte lange Zeit durch Fühlen mit den Fingern (Palpation).

Erst 1745 wird von Platner die Härte des Bulbus als Syndrom für ein Glaukom genannt. Seine Ansicht wird allerdings nicht allgemein geteilt. In der ersten Hälfte des 19. Jahrhunderts tritt das Glaukom immer mehr in das Interesse der Augenärzte. Damit gewann auch die Erkenntnis des erhöhten Augeninnendrucks

als wichtigstes Symptom des Glaukoms an Bedeutung. Mackenzie ordnete dem erhöhten Augeninnendruck 1830 besonderes Gewicht bei der Diagnose zu und gilt als eigentlicher Entdecker des Glaukoms.

Vom Beginn der Entdeckung unterschiedlicher Bulbussteifigkeit im Jahr 1622 bis zur Entwicklung der ersten Meßinstrumente Ende des letzten Jahrhunderts wurde der Intraoculardruck durch manuelles Fühlen bestimmt. Der Arzt deformierte hierfür den Bulbus des Patienten mit Daumen und Zeigefinger vorsichtig durch das geschlossene Augenlid und schätzte dabei die Kraft, die für eine leichte Verformung nötig ist, ab. Die Beurteilung war entsprechend der Meßmethode sehr subjektiv und unterschied nur zwischen „weichen“ und „harten“ Augen. Eine feinere Unterteilung in 9 Spannungsgrade wurde zwar von Bowman 1852 vorgeschlagen, ließ aber weiterhin keine objektiv vergleichbaren Messungen zu.

Der erste Versuch einer instrumentellen Messung wurde 1855 von Helmholtz beschrieben. Er wollte den Augeninnendruck mit seinem Ophthalmometer durch Messung der Hornhautkrümmung bestimmen, die er als Funktion des Intraoculardrucks annahm. Die Praxis zeigte aber sehr schnell, daß eine signifikante Krümmungsänderung erst in Druckbereichen stattfindet, die jenseits des ophthalmologischen Interesses liegen.

1862 stellt v. Graefe ein „Impressionstonometer“ vor, welches das Auge zum Messen mit einem Stempel eindrückt. Der Intraoculardruck wird aus dem Verhältnis von Eindringtiefe und der diese Verformung erzeugenden Kraft berechnet. Da zur damaligen Zeit keine Anästhetika zur Narkotisierung des Auges bekannt waren, mußte die Messung entweder durch das geschlossene Augenlid oder auf der Sklera durchgeführt werden. Dies sowie konstruktive Mängel führten dazu, daß das Tonometer für den praktischen Gebrauch ungeeignet war.

In den folgenden Jahren wurden nach ähnlichem Funktionsprinzip von verschiedenen Personen Impressionstonometer entworfen, die die Meßgenauigkeit und Handhabbarkeit des ersten Geräts stetig verbesserten. Dabei wurden auch die in den nächsten Kapiteln beschriebenen Meßverfahren entwickelt, die bis heute bei kontaktierenden Tonometern angewendet werden.

1887 entdeckt Koller die anästhetische Wirkung von Kokain auf das Auge, so daß seit diesem Zeitpunkt auch direkt auf der Cornea gemessen werden kann. Die Genauigkeit der Messungen nahm dadurch ebenfalls stark zu.

4.2 Heutige Meßverfahren

Alle Verfahren nutzen das gemeinsame Prinzip der Intraoculardruckmessung über eine Verformung der Cornea; diese haben sich gegenüber anderen, den Augendruck indirekt aus sekundären Größen ermittelnden Verfahren aufgrund der überlegenen Genauigkeit ausschließlich durchgesetzt.

Bei all diesen Verfahren wird der Augeninnendruck aus der einwirkenden Kraft und der dadurch erwirkten Verformung der Cornea ermittelt. Je nachdem, ob hierbei die zu einer definierten Verformung erforderliche Kraft gemessen oder die durch Ausübung einer definierten Kraft erwirkte Verformung bestimmt wird, lassen sich die Verfahren in Kompensationsverfahren (vordefinierte Verformung) und Ausschlagsverfahren (vordefinierte Krafteinwirkung) klassifizieren (/DRAEGER93/).

Ein weiteres Klassifikationsmerkmal ist, ob zur Messung der Verformung die Eindringtiefe des Meßstempels herangezogen wird (Impressionstonometrie; in der Medizin wird dabei häufig auch von einer Umkehrung der Corneakrümmung ausgegangen /DRAEGER93/) oder als Maß die Abplattung der Cornea Verwendung findet (Applanationstonometrie).

Neben diesen klassischen Tonometrieverfahren wurde in jüngerer Zeit eine neue Meßmethode entwickelt, bei der die Cornea durch einen Luftpuls berührungslos verformt wird. Als Maß für den intraokularen Druck wird die Zeit oder der Staudruck, die zum Erreichen einer bestimmten Verformung benötigt werden, gemessen. Diese hängen bei einem definierten Luftpuls mit bekanntem Staudruckprofil in charakteristischer Weise vom Augeninnendruck ab.

Bei allen Verfahren wird zunächst davon ausgegangen, daß die Form der Cornea nur durch den Augeninnendruck erhalten wird, die Cornea selbst also keine Eigensteifigkeit besitzt. Entsprechend wird angenommen, daß der Meßkraft nur der intraokulare Druck entgegenwirkt. Ferner wird der Einfluß der Messung auf die Meßgröße (z.B. Druckerhöhung im Auge durch Kompression mittels Applanation oder Impression) vernachlässigt. Zahlreiche Untersuchungen insbesondere in den 60er Jahren befaßten sich mit den durch diese Vereinfachungen verursachten Fehlern und führten zu den heute anerkannten Meßmethoden, bei denen versucht wird, die Eigensteifigkeit der Cornea zu kompensieren und den Einfluß der Messung auf den Augeninnendruck gering zu halten.

Dennoch existieren bis heute keine Verfahren, bei denen die Steifigkeit der Cornea wirklich berücksichtigt wird.

Im nachfolgenden werden nun die grundlegenden Verfahren vorgestellt.

4.2.1 Impressionstonometer

Ausschlagsverfahren nach Schiötz

Das erste zuverlässig funktionierende Tonometer wurde von dem Norweger Schiötz 1905 vorgestellt. Bei diesem Verfahren wird die Eindringtiefe eines Meßstempels in die Cornea gemessen und über eine am Instrument befestigte Skala in den intraokularen Druck umgewandelt.



ABBILDUNG 4.1: IMPRESSIONSTONOMETER NACH SCHIÖTZ

Die Kraft, mit der der Stempel auf die Cornea gedrückt wird, wird hierbei für jede Messung konstant gehalten. Damit der Stempel überhaupt in die Cornea einsinken kann, muß sein Druck (P_T) auf das Auge größer sein als der Innendruck (IOP). Der Stempel dringt nun so tief in das Auge ein, bis sich durch die Impression ein Gegendruck P_G aufgebaut hat, so daß $P_T = IOP + P_G$ ist.

Der erzeugte Gegendruck besteht aus drei verschiedenen Komponenten:

- Die Adhäsionskraft der Tränenflüssigkeit. Sie ist negativ, erhöht also die Eindringtiefe
- Die Kraft durch die Eigensteifigkeit der Cornea, die zur Krümmungsänderung der Cornea erforderlich ist. Da die Eindringtiefe und somit Krümmungsänderung der Cornea vom Intraoculardruck abhängig ist, hängt auch diese Komponente der Gegenkraft vom IOP ab.
- Die Kraft, die durch die Verdrängung der Flüssigkeit in der vorderen Augenkammer entsteht. Diese Kraft ist die Hauptkomponente, beeinflusst die Eindringtiefe also wesentlich.

Geht man von einer kurzen Meßdauer aus, so kann man die Verdrängung des Kammerwassers aus dem Auge vernachlässigen. Ein Abfluß aus dem Auge ist nur bei Messungen mit deutlich über 3 Sekunden Impressionszeit relevant und kann aufgrund des langsamen Zuflusses von neuer Flüssigkeit nach der Messung einfach durch eine Meßwiederholung kontrolliert werden.

Die Hauptkomponente des Gegendrucks entsteht daher durch Dehnung der Bulbushülle, die eine annähernd exponentielle Dehnungscharakteristik besitzt:

$$P = a * e^{\frac{V}{V_0}}$$

wobei P der Druck im Auge, V und V_0 das Volumen der Augenflüssigkeit und a eine empirisch ermittelte Konstante sind. Durch Einführung einer logarithmischen Rigidität (/FRIEDENWALD37/)

$$K = \frac{\lg(P_T) - \lg(IOP)}{\Delta V},$$

die für alle Augen unabhängig vom Druck als konstant angenommen wird, läßt sich der intraokulare Druck einfach durch Auflösen der obigen Gleichung ausrechnen.

Die Volumenänderung ΔV wird hierbei aus der Eindringtiefe des Meßstempels ermittelt.

Lange Zeit wurde diagnostisch nur mit diesem Tonometer gearbeitet. Hauptfehlerquelle bei der Messung mit diesem Prinzip ist, daß die Rigidität K nicht konstant ist, sondern mit zunehmendem Augeninnendruck abnimmt, so daß hohe Drücke im Auge unterschätzt werden.

Kompensationsverfahren nach Steinberg

Eine Verbesserung des Impressionsverfahrens wurde durch das Kompensationsverfahren nach Steinberg erzielt, welches den für eine definierte Eindellung erforderlichen Druck mißt. Der Meßkopf (Abbildung 4.2) besteht aus einer Applanationsfläche mit integrierter Membran, die aus der planen, auf das Auge aufgesetzten Fläche um ca. 0,4 - 0,8 mm herausragt und auf ihrer Rückseite ein Ventil bildet. Durch den Augeninnendruck wird die Membran zurück gedrückt und verschließt das Ventil. Führt man nun dem Meßkopf von oben Luft zu, so wird der Luftdruck in diesem Kanal solange ansteigen, bis dieser den Druck vom Auge auf den Stempel übersteigt. Dieser Gleichgewichtsdruck wird gemessen und ist proportional zum Augeninnendruck.

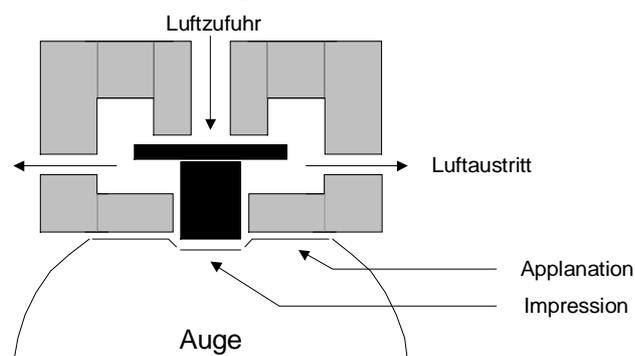


ABBILDUNG 4.2: TONAIR APPLANATIONSTONOMETER NACH STEINBERG (MEßKOPF)

Vorteil dieser Messung ist, daß das hinter der Cornea verdrängte Kammerwasser nicht in die Messung eingeht. Im Gegensatz zum Impressionstonometer nach Schiötz ist es nicht auf einen Druckzuwachs angewiesen und mißt demnach nicht wie dieses die Steifheit des Bulbus.

4.2.2 Applanationstonometer

Geht man wiederum davon aus, daß die Wölbung der Cornea allein durch den Augeninnendruck erhalten wird, so ist bei ihrer Abplattung der Augeninnendruck gleich dem Druck, der zu dieser Applanation erforderlich ist. Dieses Imbert-Ficksche Gesetz (/IMBERT1885/, /FICK1888/) wird zur Bestimmung des Intraocular-drucks bei der Applanationstonometrie verwendet. Auch hier muß zu Beginn der Druck des Meßstempels auf das Auge größer sein als der Augeninnendruck. Im wesentlichen Unterschied zur Impressionstonometrie wird jedoch der Gleichgewichtszustand zwischen Stempeldruck und Gegendruck nicht durch einen Gegendruck P_G aufgebaut, sondern durch Abnahme des Stempeldrucks durch die bei zunehmender Applanation ebenfalls zunehmende Applanationsfläche.

Ausschlagsverfahren nach Maklakoff

Ein einfaches Applanationstonometer, das nach dem Ausschlagsverfahren funktioniert, wurde bereits 1885 von Maklakoff entwickelt. Bei diesem Verfahren wird eine plane Fläche mit konstanter Kraft auf das Auge gedrückt. Zu Beginn der Messung ist der auf das Auge ausgeübte Druck sehr groß, da die Applanationsfläche klein ist. Mit zunehmender Verformung der Cornea nimmt die Applanationsfläche zu und damit der ausgeübte Druck ab, bis im Gleichgewicht beide Drücke gleich sind. Ist nun die ausgeübte Kraft bekannt, die in diesem Fall durch ein definiertes Gewicht gegeben ist, und mißt man die applanierte Fläche, so erhält man den Intraocular-druck einfach durch den Quotienten beider Größen.

Der Vorteil dieser Meßmethode gegenüber der Impressionstonometrie ist, daß die Verformung der Cornea genauer definiert und bekannt ist und sich daher auch leichter systematisch berücksichtigen läßt.

Nachteile des Ausschlagsverfahrens sind, daß

- die Verformung der Cornea wie beim Impressionstonometer nach Schiötz vom Augeninnendruck abhängt,
- das verdrängte Flüssigkeitsvolumen ebenfalls eine Funktion des Intraocular-drucks ist, welches einen verfälschenden zusätzlichen Innendruck bewirkt,
- abhängig von der Applanationsfläche eine unterschiedlich große Grenzfläche zwischen Stempel, Auge und Luft zu einer variablen Adhäsionskraft der Tränenflüssigkeit auf den Meßstempel führt.

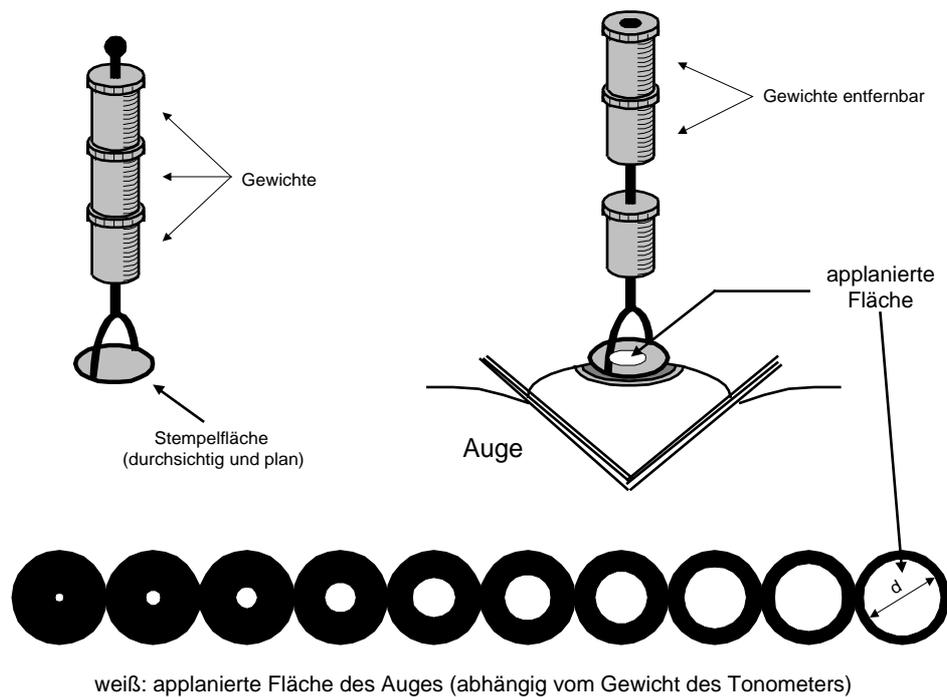


ABBILDUNG 4.3: APPLANATIONSTONOMETER NACH MAKLAKOFF

Eine große Fehlerquelle ist ebenfalls, daß die Applanationsfläche sehr genau gemessen werden muß. Da ein Arzt nur den Durchmesser oder Radius der Applanation bestimmen kann, geht dieser Fehler quadratisch in die Fläche und somit den ermittelten Druck ein. Bei einem durchschnittlichen Applanationsdurchmesser von 3 mm^2 führt eine Ableseungenauigkeit des Durchmessers von $0,3 \text{ mm}$ bereits zu einem Meßfehler von 20% .

Kompensationsverfahren nach Goldmann

In den fünfziger Jahren wurde von den Schweizern Goldmann und Schmidt ein Applanations-tonometer nach dem Kompensationsverfahren vorgestellt (/GOLDMANN55/), das die wesentlichen Nachteile des Tonometers von Maklakoff durch Applanation mit einer konstanten Fläche vermeidet.

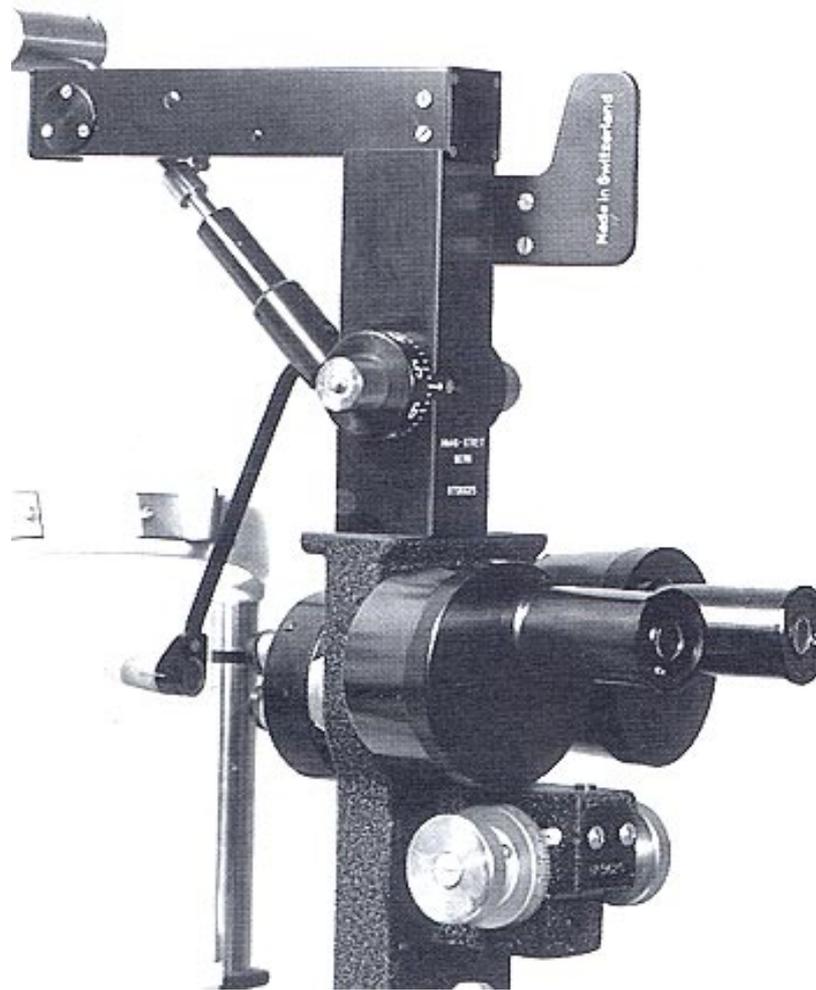


ABBILDUNG 4.4: APPLANATIONSTONOMETRER NACH GOLDMANN/SCHMIDT (/DRAEGER93/)

Goldmann applaniert die Cornea auf genau $3,06 \text{ mm}^2$. Diese Applanation ist so gewählt, daß sich dabei die Adhäsionskraft durch die Tränenflüssigkeit und die Kraft durch die Eigensteifigkeit der Cornea gerade aufheben. Der gemessene Druck ist also nur von dem ursprünglichen Augeninnendruck und dem Zusatzdruck durch die Verdrängung des applanierten Volumens abhängig. Das verdrängte Volumen ist dabei bei allen Messungen konstant.

Wie beim Ausschlagsverfahren nach Maklakoff muß auch hier die Applanationsfläche möglichst exakt gemessen werden, da sie mit gleichem Fehler eingeht. Im Unterschied zu letzterem Verfahren genügt hierbei aber ein Indikator, der anzeigt, daß die gewünschte Fläche applaniert ist.

Das Problem der exakten Flächenmessung ist der Grund dafür, daß das Applanationsprinzip, obwohl es bereits 1885 entwickelt wurde, bis zur Vorstellung des Goldmannschen Apparates nur von untergeordneter Bedeutung war. Goldmann verwendete zur Flächenmessung das Prinzip der Bildteilung nach Römer (/RÖMER18/), bei der die zwei Hälften des Applanationskreises durch zwei Prismen getrennt in die Beobachtungsebene abgebildet werden. Die Größe

der Applanationsfläche läßt sich dann einfach und sehr genau durch die Verschiebung der Teilkreise zueinander angeben. Heutige optische Beobachtungssysteme, die nach diesem Prinzip arbeiten, erlauben eine Bestimmung des Durchmessers mit einer Varianz von 0,03 mm, so daß der aus einer ungenauen Flächenmessung resultierende Fehler unter 1 mmHg liegt. Zur besseren Beobachtbarkeit wird hierfür das Auge mit einem Fluoreszenzmittel (Fluorescein) benetzt.

Das Applanationstonometer nach Goldmann, das üblicherweise als Tischgerät für den Einsatz in der Praxis ausgeführt ist, ist das Verfahren mit der größten Genauigkeit und gilt heute als Standard für die klinische Prüfung neu entwickelter Tonometer. Dennoch darf auch hier nicht vergessen werden, daß die meßverfälschenden Sekundärgrößen Corneasteifigkeit, Adhäsionskraft und Zusatzdruck durch Volumenverdrängung nur näherungsweise und für ein Auge mit durchschnittlicher Geometrie und Gewebeeigenschaft kompensiert sind, so daß in Einzelfällen die Meßwerte erheblich vom tatsächlichen Augeninnendruck abweichen können.

Kompensationsverfahren nach Mackay-Marg

Ein in der Handhabung wesentlich einfacheres Tonometer wurde von Mackay und Marg vorgeschlagen (/MACKAY59/). Ein Stempel, der von einer ringförmigen Grundplatte umgeben ist, mißt hierbei die Kraft zur Applanations der Hornhaut (Abbildung 4.5). Dadurch entfällt die bei Goldmann notwendige und problematische Flächenmessung. Zusätzlich werden durch den Ring die Kraft, die durch die Oberflächenspannung der Tränenflüssigkeit entsteht, vom eigentlichen Meßsensor ferngehalten. Die Größe der gesamten Applanationsfläche wird nicht zur Berechnung des Augeninnendrucks herangezogen.

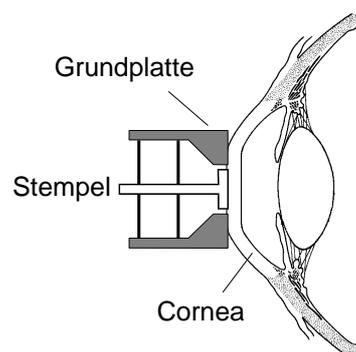


ABBILDUNG 4.5: APPLANATIONSTONOMETRIE NACH MACKAY / MARG

Aufgrund seiner einfachen Handhabung wird dieses Meßprinzip bevorzugt für Handtonometer verwendet (Abbildung 4.6). Die mit diesem Verfahren erreichte Genauigkeit bleibt jedoch hinter dem Goldmann-Verfahren zurück. Einer der wesentlichen Gründe dafür scheint die bei der Bedienung nicht genau bekannte Applanationsfläche zu sein (/DRAEGER93/).



ABBILDUNG 4.6: HANDTONOMETER TONO-PEN NACH DEM PRINZIP VON MACKAY/MARG

4.2.3 Luftimpressionstonometer

Erstmals seit der Einführung der Tonometrie stellte Grolmann 1972 ein völlig neues, dynamisches Meßprinzip vor, das ohne Berührung der Cornea auskommt. Bei dieser 'Non-Contact-Tonometrie' wird die Cornea mit Hilfe eines Preßluftstrahls verformt und die Zeit, die bis zu einer gewünschten Verformung der Hornhaut vergeht, als Maß für den Augeninnendruck herangezogen. Wesentlicher Vorteil dieser Meßmethode ist, daß aufgrund des kontaktlosen Verfahrens eine Übertragung von Infektionen weitgehend vermieden wird. Ein weiterer Hauptvorteil besteht in dem Verzicht auf Anästhesie, der durch die geringe Meßzeit von einigen Millisekunden möglich wird. Somit kann die Messung auch von Arzthelfern vorgenommen werden. Die Non-Contact-Tonometer sind derzeit die an augenärztlichen Praxen meistverkauften Tonometer.

Derzeit befinden sich mehrere Geräte auf dem deutschen Markt, die sich in Aufbau und Bedienung sehr ähnlich sind. Sie sind als Tischgerät ausgeführt (Abbildung 4.7), an deren Gerätebasis sich die Kopfstütze zur Fixierung des Patienten sowie die verstellbare Meßapparatur befinden. Die Meßapparatur kann mit Hilfe eines Joysticks auf das Zentrum der Cornea justiert werden, eine Sicherheitssperre vermeidet die versehentliche Berührung des Auges mit dem Meßkopf.



ABBILDUNG 4.7: NON-CONTACT-TONOMETER NIDEK NT2000

Zur Messung legt der Patient seinen Kopf in sitzender Position in eine Stützhalterung und fixiert mit dem Auge eine leuchtende Fixationsmarke. Der Arzt positioniert den Meßkopf daraufhin möglichst exakt vor das Zentrum der Cornea.

Sobald die korrekte Position vor dem Auge erreicht ist, führt das Tonometer selbständig die Messung durch. Hierfür wird ein Luftimpuls mit definierter, ansteigender Intensität auf das Zentrum der Cornea gerichtet, der diese zunehmend verformt. Ein optoelektronisches Meßsystem mißt diese Verformung und ermittelt den Zeitpunkt der Applanation. Zu diesem Zeitpunkt wird die Druckluftzeugung abgeschaltet, um die Krafteinwirkung auf das Auge so gering wie möglich zu halten. Je höher der intraokulare Druck des Patienten ist, um so später wird die Applanation der Cornea eintreten. Aus dieser Beziehung wird nun anschließend der Augeninnendruck berechnet. Um Fehlmessungen auszuschließen und die Streuung der Meßwerte gering zu halten, wird die Messung drei mal durchgeführt und der Mittelwert als Meßergebnis verwendet.

Der Meßkopf der Tonometer kann nach seiner Funktionalität in 3 Teilsysteme unterteilt werden:

- Ein optisches System zur Justage des Gerätes auf das Corneazentrum,
- ein pneumatisches System zur Erzeugung des Luftimpulses, mit dem die Cornea applaniert wird,
- und ein optoelektronisches System, das die Applanation und den Applanationszeitpunkt bestimmt und aus diesem Meßwert den Augeninnendruck errechnet.

Die Kontrolle der richtigen Positionierung erfolgte bei den ersten Geräten rein optisch über ein Beobachtungsokular durch den Arzt, der die Reflexion einer Beleuchtung vom Auge mit einer Zielmarke zur Überdeckung bringen mußte.

Der große Aufwand und die Fehleranfälligkeit dieser manuellen Vorgehensweise führte zu der Entwicklung einer halbautomatischen Justage, die bei den Geräten der 2. Generation zum Einsatz kommt. Hierbei wird die Position des Auges optoelektronisch erfaßt und dem Arzt die Positionsabweichung und Richtung angezeigt (Abbildung 4.8). Hierfür wird das Auge auf einem im Gerät integrierten Monitor abgebildet. Der Arzt führt das Tonometer so, daß sich das Auge im Zentrum eines Zielkreises befindet. Zur Feinpositionierung werden im Monitor Pfeile eingeblendet, die die weitere Justage anleiten. Ist das Auge richtig positioniert, kann das Gerät eine Messung automatisch starten.

Die Geräte der neuesten Generation, die allerdings z.T. noch keine deutsche Zulassung besitzen, führen nach einer Grundeinstellung durch den Arzt diese Feinpositionierung motorgesteuert und vollautomatisch durch.

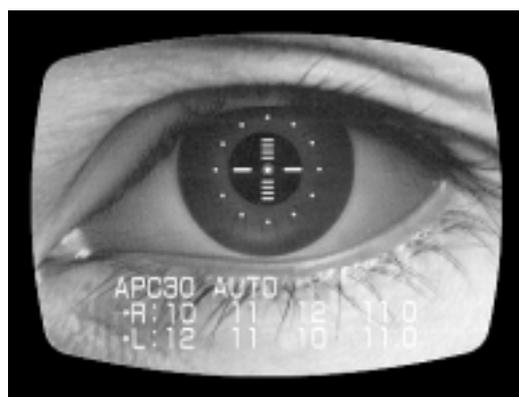


ABBILDUNG 4.8: MONITORBILD EINER HALBAUTOMATISCHEN POSITIONIERUNG, JUSTAGEHILFEN

Je nach Gerät wird der Luftimpuls durch einen Pumpenhub (z.B. Geräte NCT-II, CT-10) oder durch ein Preßluftreservoir mit angeschlossenen Ventil (z.B. Gerät PULSAIR) erzeugt. Üblicherweise kann der Arzt zwischen 2 unterschiedlichen Luftpulsstärken (0-30 mmHg, 0-60 mmHg) wählen, so daß eine Messung von Augen mit hohem Innendruck durchgeführt werden kann, aber dennoch die

Belastung bei Messung von Patienten mit normalem Intraoculardruck gering gehalten wird. Neueste Geräte versuchen die Belastung des Auges durch einen adaptiven Luftpuls weiter zu verringern: Nach Durchführung der ersten Messung mit normalem Luftpuls werden die folgenden Luftpulse dem ersten Meßergebnis angepaßt.

Ein weiteres Kernstück ist die Optoelektronik zur Bestimmung der Applanation. Je nach Gerät wird hierfür in unterschiedlicher Ausführung die Reflexionsänderung der Cornea ausgewertet, die mit einem parallelen Lichtstrahl beleuchtet wird. Das Grundprinzip ist in Abbildung 4.9 dargestellt:

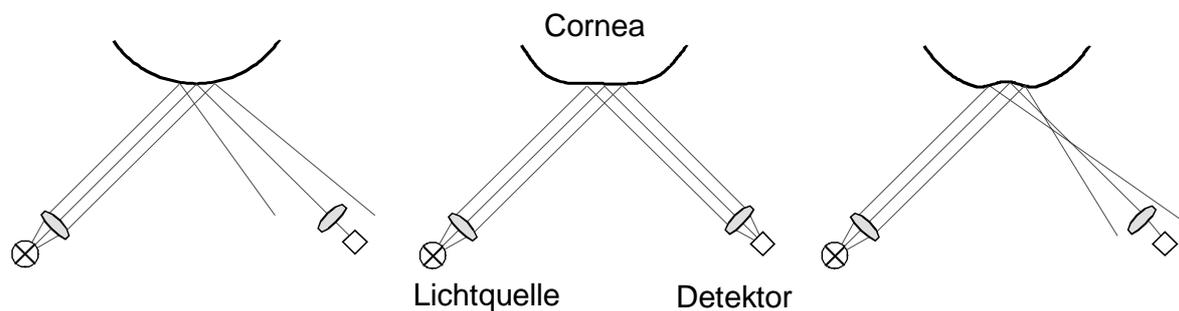


ABBILDUNG 4.9: APPLANATIONSMESSUNG

Ein paralleler Lichtstrahl wird von der Seite in einem Winkel von ca. 45° auf das Zentrum der Cornea gerichtet. Durch die sphärische Oberfläche der Hornhaut wird der Lichtstrahl divergent reflektiert (Abbildung 4.9 links). Der reflektierte Lichtstrahl wird von einer Beobachtungsoptik aufgefangen und dort von einer Linse auf einen Photodetektor gebündelt. Bei unverformter Cornea trifft nur ein Teil des Lichtes den Detektor. Wird die Cornea applaniert, so wird der auf die Cornea gerichtete Lichtstrahl kollimiert reflektiert und durch die Linse der Beobachtungsoptik vollständig auf den Detektor fokussiert (Abbildung 4.9 Mitte). In diesem Moment detektiert der Sensor ein Maximum an Licht. Nach dieser Applanation kommt es im weiteren Verlauf der Messung zu einer Umkehr der Corneakrümmung und das Licht auf den Detektor nimmt wieder ab (Abbildung 4.9 rechts).

Allgemein berechnen die Luftimpulstonometer den Augeninnendruck aus der Beziehung zwischen Luftimpuls und gemessener Corneaverformung. Je nach Gerät wird dabei der Intraoculardruck entweder allein aus der Zeit zwischen dem Start des Luftpulses und der Applanation der Cornea berechnet (z.B. NCT-II) oder statt der Zeit bis zur Applanation der zum Zeitpunkt der Applanation herrschende Staudruck herangezogen (z.B. CT-10). Anstatt nur zwei Meßpunkte zur Berechnung des Drucks heranzuziehen, kann auch der gesamte zeitliche Verlauf der Meßkurve verwendet werden (z.B. PULSAIR). Die genauen Berechnungsalgorithmen sind hierbei Herstellergeheimnis und nicht öffentlich bekannt.

Im Allgemeinen zeigt sich eine gute Korrelation zwischen den mit den Non-Contact-Tonometern und mit dem klassischen Goldmann Applanationstonometer gemessenen Druckwerten (/KUHNS86/, /HANSEN95/). Verschiedene Untersuchungen zeigen aber auch eine höhere Streuung der Meßwerte sowie einzelne starke Abweichungen auf (/DRAEGER75/, /DEKA80/, /LANGMANN85/, /MAKIE96/). So stellt Draeger (/DRAEGER75/) eine doppelte Standardabweichung im unteren Druckbereich von $\pm 6,52$ mmHg und $\pm 13,2$ mmHg im oberen Druckbereich sowie Meßausfälle bei bereits geringen Unregelmäßigkeiten der Corneaoberfläche fest (Abbildung 4.10). Nach Deka (/DEKA80/) muß mit Fehlanzeigen von ± 8 mmHg, in einzelnen Fällen auch weit mehr, gerechnet werden.

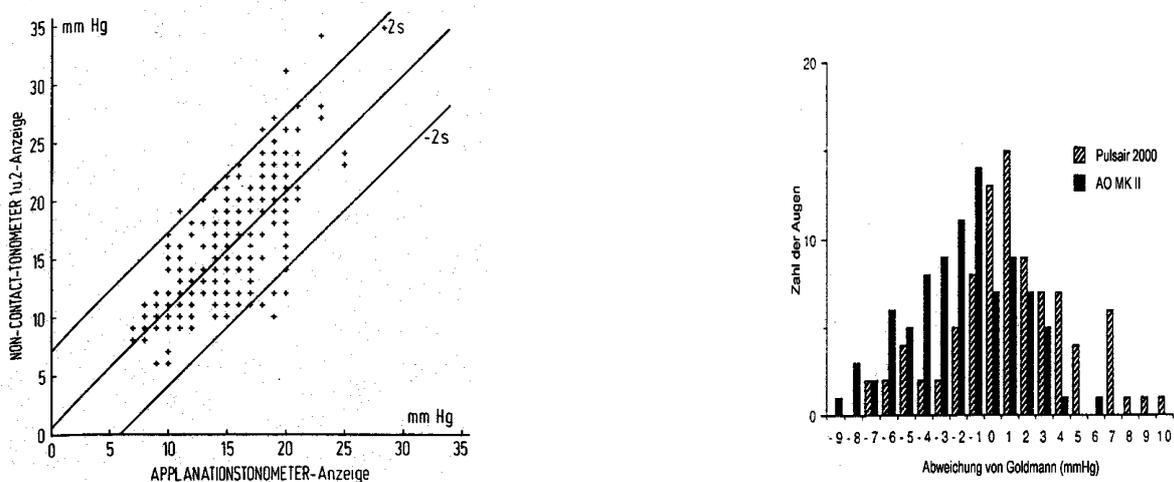


ABBILDUNG 4.10: MEßGENAUIGKEITSUNTERSUCHUNG /DRAEGER75/, /MACKIE96/

Ein weiteres Problem ist, daß aufgrund der komplexen Zusammenhänge zwischen Meßgröße und Intraokularer Druck der Einfluß verschiedener Faktoren wie Augengeometrie etc. kaum bekannt ist. So stellte Gabel in einer Studie eine Abhängigkeit des Meßergebnisses von der Corneadicke fest (/GABEL97/). Aus Angaben von Lemke (/LEMKE99/) kann man einen systematischen Meßfehler der Luftimpressionstonometer von ca. 6,4 mmHg bei einer Abweichung der Corneadicke von 100 μm errechnen (Tabelle 4.1). Mit der durchschnittlichen Varianz der Corneadicke (Abbildung 4.11) ergibt sich daraus ein durchschnittlicher dickenabhängiger Meßwertfehler von ca. 2,3 mmHg bereits bei normalen Augen. Diese Abhängigkeit gewinnt insbesondere dadurch an Bedeutung, da sich eine zunehmende Anzahl von Personen zur Sehschärfenkorrektur einer Laserkeratoplastik unterzieht, bei der ein Teil der Cornea abgetragen und das verbleibende Zellgewebe z.T. verändert wird.

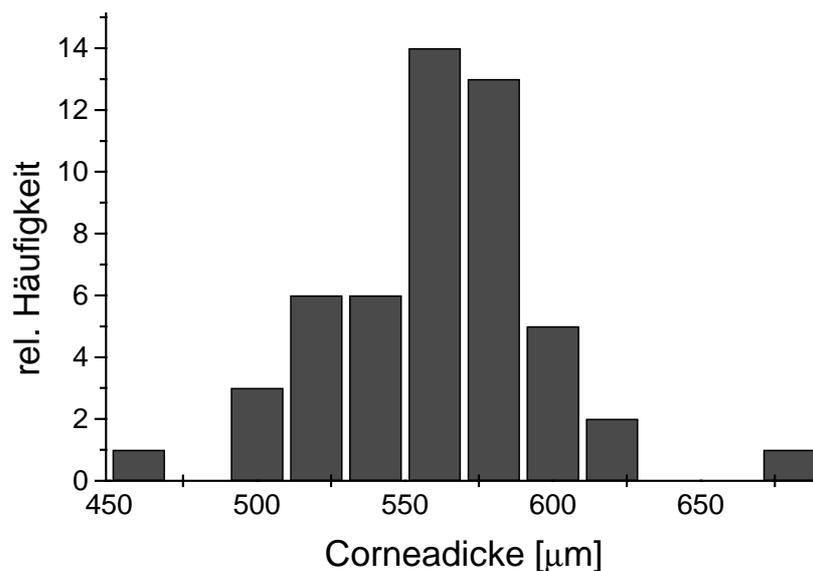


ABBILDUNG 4.11: VERTEILUNG DER CORNEADICKE (/JÜNEMANN98/)

Corneadicke	Meßabweichung
380 µm	9,1 mmHg
522 µm	0
720 µm	-12,6 mmHg

TABELLE 4.1: ABHÄNGIGKEIT DES MEßERGEBNISSES VON DER CORNEADICKE BEI LUFTIMPULSTONOMETRIE (/LEMKE99/)

4.3 Zusammenfassung und Bewertung der heutigen Verfahren

4.3.1 Genauigkeit

Goldmann Applanationstonometer

Das Standardgerät der Tonometrie und bislang einzige bei klinischen Untersuchungen anerkannte Gerät ist das Goldmannsche Applanationstonometer. Bei diesem Tonometer werden die Corneasteifigkeit und Adhäsionskraft der Tränenflüssigkeit auf den Meßstempel berücksichtigt, indem die Cornea mit einer definierten Fläche von 3,06mm applaniert wird, bei der sich beide Kräfte gerade aufheben. Dennoch findet keine wirkliche Berücksichtigung der Corneasteifigkeit statt. Es besteht aus diesem Grund auch bei diesem, genauesten Tonometer die Gefahr von systematischen Meßfehlern bei der Untersuchung alter Patienten, bei denen die Corneasteifigkeit zunimmt, was insbesondere daher kritisch ist, da genau bei diesem Klientel das Risiko einer Glaukomerkrankung stark ansteigt.

Bei Patienten mit ungewöhnlich dicker oder dünner Cornea wird von den Meßgeräten ein generell zu hoher oder niedriger Innendruck angezeigt, was zu einer Unter- oder Überschätzung des aktuellen Krankheitszustandes führt. Damit besteht die Gefahr, daß bei Patienten mit überdurchschnittlich dicker Cornea trotz Diagnose ein Glaukom unerkannt bleibt, während die Diagnose bei Patienten mit dünner Cornea zu einer Glaukombehandlung führen kann, obwohl diese gesund sind. Unter Umständen ist diese fehlerhafte Messung auch die Ursache für einen Teil der medizinisch bislang unerklärten Fälle, bei denen trotz als normal bestimmtem Augeninnendruck Glaukomschädigungen auftraten (Niedrigdruckglaukom) bzw. trotz hoher Augeninnendrucke keine Folgeschäden zu erkennen sind.

Die fehlende Berücksichtigung der Corneadicke gewinnt zur Zeit auch deshalb stark an Bedeutung, da die Zahl der Patienten, deren Cornea im Rahmen einer keratoplastischen Operation zum Teil abgetragen wurde, stark wächst, so daß die Gefahr besteht, daß eine komplette Personengruppe fehlerhaft diagnostiziert wird.

Die gleichen Einschränkungen gelten auch für Patienten mit abnorm gekrümmter oder inhomogener Cornea. Bei diesen Patienten ist eine nichtinvasive Bestimmung des Augeninnendrucks bislang überhaupt nicht zuverlässig möglich.

Handapplanationstonometer nach Mackay-Marg: (z.B. Tono-Pen)

Ein im Vergleich zur Goldmann Applanationstonometrie ungenaueres Verfahren verwenden die Handapplanationstonometer nach Mackay-Marg. Eine Reihe von Untersuchungen (siehe Tabelle 4.2) zeigt bei diesen Geräten übereinstimmend eine Überschätzung des Augeninnendrucks bei Drücken unter 20 mmHg und eine Unterschätzung bei Drücken über 20 mmHg sowie eine hohe Streubreite der Meßwerte, so daß dieses Meßprinzip für genaue Messungen nicht verwendet werden kann (/DRAEGER93/). Die für das Goldmannsche Applanationstonometer geltenden Einschränkungen gelten auch für dieses Meßprinzip.

Luftimpressionstonometer

Die Genauigkeit der heute hauptsächlich verkauften Luftimpressionstonometer ist in mehreren Studien als Vergleich zu Applanationstonometern untersucht worden, da diese Geräte mit ihrem neuen Meßprinzip ein starkes Interesse in der Medizin hervorgerufen haben. Die folgende Tabelle 4.2 faßt 12 dieser Studien und ihre wesentlichen Ergebnisse zusammen:

Tonometer	Studie	Jahr	Ergebnisse
NCT II	LANG-MANN85	1985	Standardabweichung 3,5 - 8,7 mmHg, befriedigende Korrelation bis 23 mmHg, keine sinnvollen Ergebnisse bei Anomalien
TonoPen, ProTon	DEUTSCH96	1996	Standardabweichung 3,1 mmHg, Korrelationskoeffizient 0,9
Ocuton S	GAREIS98	1998	Überprüfung der Reproduzierbarkeit: 52% der Messungen differieren um über 5 mmHg, Abweichungen bis zu 37 mmHg
TonoPen	MIDEL-FART94	1994	durchschnittliche Abweichung 2,42 mmHg, Standardabweichung 5,5 mmHg
ProTon	MIDEL-FART94	1994	durchschnittliche Abweichung 0,48 mmHg, Standardabweichung 4,5 mmHg
NCT	DERKA80	1980	Abweichung vom GAT-Wert ± 8 mmHg (95% Konfidenz), Spannweite bei 10-fach Messung 3-13 mmHg
Pulsair 2000	VERNON95	1995	Untersuchung der Reproduzierbarkeit Standardabweichung 3,17 - 4,15 mmHg
TonoPen	DRAEGER89	1989	Vergleich mit Handapplanationstonometer Druckanzeige bei in-vitro Messungen 7,54 mmHg zu hoch in-vivo 4,5 mmHg zu hoch, geringe Reproduzierbarkeit
XPERT NCT	HANSEN95	1995	Vergleich mit Applanationstonometer durchschnittliche Differenz 0,92 mmHg, Standardabweichung 2,52 mmHg, 95% Konfidenzintervall -5,85 bis 4,01 mmHg
Canon T2	SHIOE94	1990 - 1994	Vergleich mit Applanationstonometer durchschnittliche Abweichung 0,48 mmHg, Standardabweichung 4,06 mmHg
TonoPen	BORDON95	1995	Vergleich mit Applanationstonometer und Schiötz-Tonometer Standardabweichung 3 mmHg, Korrelation 0,867

TABELLE 4.2: STUDIEN ZUR GENAUIGKEIT VON TONOMETERN

Die Studien zeigen, daß die durchschnittlich gemessenen Augeninnendrucke meist gut überein stimmen. Die durchschnittliche Standardabweichung für die einzelnen Meßwerte beträgt dabei typisch ca. 5 mmHg. In Extremfällen wurden Werte von bis zu 8 mmHg beobachtet.

bis zu über 8 mmHg und liegt damit weit über den Werten für herkömmliche Applanationstonometer. Darüber hinaus treten in jeder Studie bei einzelnen Messungen hohe Differenzen auf, die zu einer falschen Einschätzung des Au-

geninnendrucks führen können. Dies verdeutlicht Abbildung 4.12, welches ein typisches Ergebnis einer Vergleichsstudie zwischen einem Luftimpressionstonometer und einem Applanationstonometer zeigt.

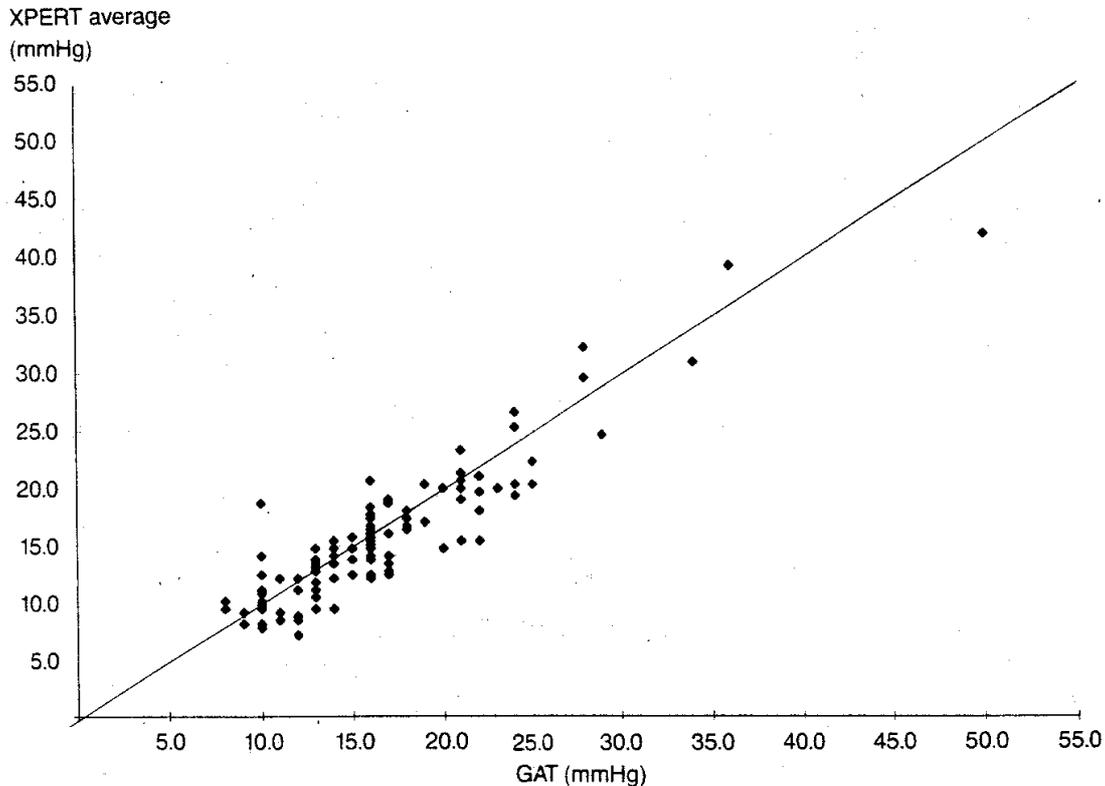


ABBILDUNG 4.12: VERGLEICH VON XPERT UND GOLDMANN-APPLANATIONSTONOMETER (/HANSEN95/)

Schon bei geringen Hornhautunregelmäßigkeiten werden Messungen als unmöglich klassifiziert (/DRAEGER75/, /HANSEN95/, /DRAEGER80/, /LANGMANN85/). Diese Meßgeräte lassen sich daher nur zum Screening mit eingeschränkter Genauigkeit einsetzen und sind für exakte, zuverlässige Messungen nicht geeignet.

Im Gegensatz zur Applanationstonometrie gehen weitere, dynamische Eigenschaften der beteiligten Gewebe in das Meßergebnis ein und es existiert nur ein experimentell nachgewiesener Zusammenhang zwischen Meßgröße und Augeninnendruck. Theoretische oder experimentelle Untersuchungen der Meßwertabhängigkeit von Größen wie Corneadicke etc. sind nicht oder nur unzulänglich bekannt. Damit bleiben die für die anderen Meßprinzipien bestehenden Einschränkungen auch für dieses Meßprinzip bestehen.

4.3.2 Schädigungen und Risiken

Risiken und Schädigungen entstehen zum einen durch Kontaktierung des Meßstempels mit dem Auge und durch die Krafteinwirkung auf die Cornea, als auch durch die mögliche Übertragung von Infektionen von Patient zu Patient sowie

durch die zur Durchführung der Messung erforderliche lokale Anästhesie des Auges.

Diese Anästhesie ist für die Augeninnendruckmessung mit kontaktierenden Tonometern erforderlich, führt zu einer Schädigung des Epithel und birgt das Risiko individueller Komplikationen.

Bei kontaktierenden Meßgeräten besteht die Gefahr der Infektionsverbreitung durch Kontakt der Cornea mit dem Meßstempel des Tonometers. Untersuchungen zeigen, daß auch bei gewissenhafter Ausführung eine Desinfektion nicht zur sicheren Abtötung von Hepatitis-Viren ausreicht (/HILLE97/). In der Praxis findet darüber hinaus häufig eine Infektionsverbreitung durch unzureichende Desinfektion statt.

Bei Non-Contact-Tonometern findet kein Kontakt des Meßgeräts mit dem Auge des Patienten statt, so daß die Gefahr einer Infektionsverbreitung stark reduziert ist. Untersuchungen (/BRITT91/) und Hochgeschwindigkeitsaufnahmen von NCT-Messungen zeigen jedoch, daß durch den starken Luftpuls Tränenflüssigkeit vom Auge abgeblasen und im Raum verteilt wird (Abbildung 4.13) und somit auf das Tonometer gelangen kann, wovon sie im nächsten Meßvorgang auf einen anderen Patienten übertragen wird.

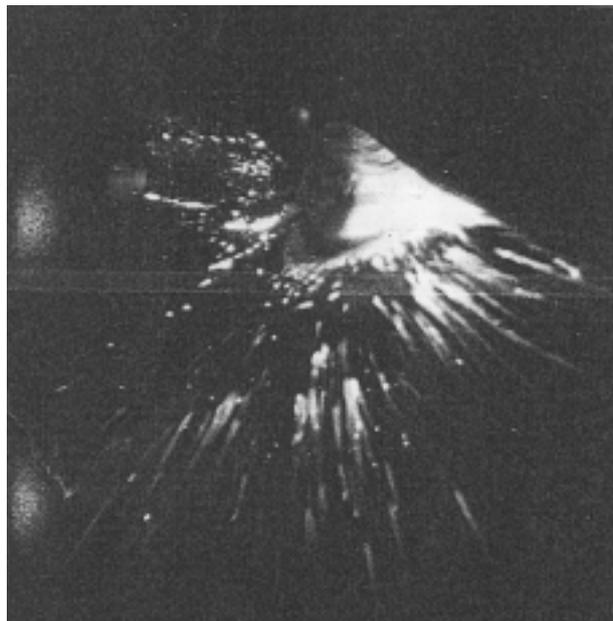


ABBILDUNG 4.13: VERSPRENGEN VON TRÄNENFLÜSSIGKEIT BEI LUFTPULS-TONOMETRIE (/BRITT91/)

Durch das Aufsetzen eines Meßstempels auf die Cornea und die Krafteinwirkung zur Verformung dieser kann es in einzelnen Fällen zu einer Verletzung der Cornea kommen, insbesondere wenn aufgrund einer Abwehrreaktion die Kooperation des Patienten eingeschränkt ist.

Non-Contact-Tonometer führen aufgrund des hohen Luftpulses von bis zu 400km/h zu einer sehr starken Verformung der Cornea. Da das Meßziel die Applanation der Cornea ist, die Messung sehr schnell durchgeführt werden muß

und sich der applanierende Luftstrom nicht beliebig schnell abschalten läßt, findet hierbei sogar eine Inversion der Corneakrümmung statt (/BRITT91/):

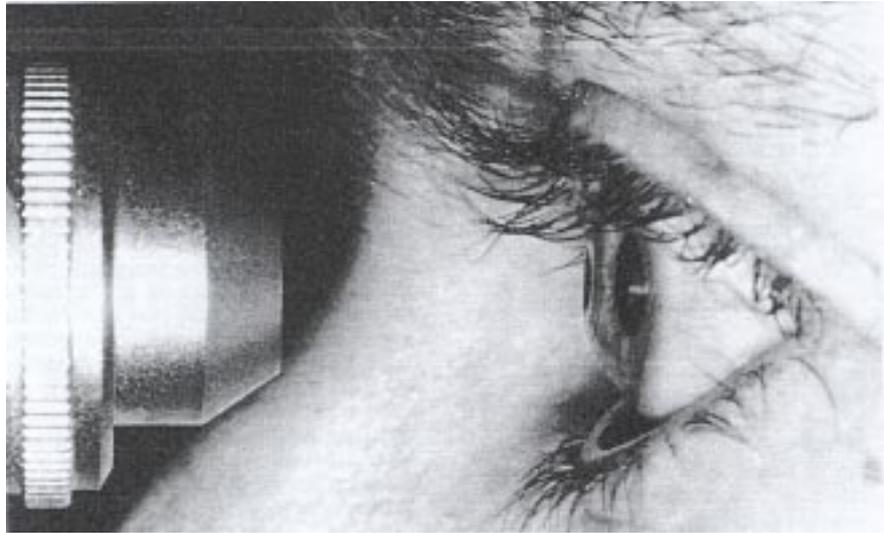


ABBILDUNG 4.14: VERFORMUNG DER CORNEA DURCH LUFTIMPULSTONOMETRIE (/BRITT91/)

Alle existierenden Verfahren lassen sich aufgrund der Krafteinwirkung nicht postoperativ einsetzen, was zur Untersuchung des Operationserfolgs jedoch sehr wünschenswert wäre.

4.3.3 Messung pathologischer Patienten

Wie bereits bei der Untersuchung der Genauigkeit bemerkt wurde, kann mit den zur Verfügung stehenden Tonomern der Augeninnendruck nur für Augen mit normaler Geometrie und Gewebeeigenschaft korrekt gemessen werden. Während dies der untersuchende Arzt bei Patienten mit großer Corneaverformung als Fehlerquelle zumindest erkennen kann, besteht in anderen Fällen, wie z.B. bei abweichender Corneadicke, die Gefahr einer Fehldiagnose mit anschließend falscher Behandlung (/GABEL97/)

4.3.4 Anwendung als Heimtonometer

Der Augeninnendruck unterliegt wie der Blutdruck tageszeitlichen Schwankungen. Insbesondere beim chronischen Glaukom ist diese Tagesrhythmik stärker ausgeprägt, charakteristische und schädigende Druckspitzen treten dabei häufig aber nur stundenweise und zu unterschiedlichen Tageszeiten auf (/DRAEGER93/, /SAMPAOLESI91/), so daß ohne engmaschige Tagesprofile des intraokularen Druckes die Frühzeichen der Glaukomerkrankung häufig nicht erkannt werden. Eine entsprechend häufige Erfassung ist jedoch aus organisatorischen und wirtschaftlichen Gründen für eine breite Schicht der Bevölkerung nicht möglich. Abhilfe kann hier nur ein Heimtonometer schaffen, das eine

Selbstuntersuchung ebenso wie die weitverbreitete Selbstmessung des Blutdrucks ermöglicht.

Ein derartiges Tonometer würde auch den an einem Glaukom erkrankten Patienten die wichtige Möglichkeit der Kontrolle geben, mit der dann auch eine verbesserte therapeutische Behandlung durch eine dem jeweiligen aktuellen Bedarf angepaßte Medikamentierung erfolgen kann, wie sie bei der Diabetes selbstverständlich ist.

Aufgrund der Risiken bei der Anwendung der heutigen Tonometer durch die Gefahr einer Verletzung der Cornea, aufgrund der zu einer verlässlichen Messung erforderlichen Fachausbildung sowie nicht zuletzt der im Heimbereich nicht verantwortbaren Anästhesie sind fast alle heute erhältlichen Tonometer nicht zur Heimtonometrie geeignet. Luftimpressionstonometer, bei denen im Vorteil zu den kontaktierenden Applanationstonometern auf eine Anästhesie verzichtet werden kann, sind darüber hinaus mit einem Preis von deutlich über 15.000,- DM nicht für eine weite Verbreitung verwendbar.

Einzig von Draeger (/DRAEGER93/, /EPSA99/) wurde ein vollautomatisches Selbsttonometer (Abbildung 4.15) entwickelt, das nach dem Applanationsprinzip funktioniert. Zur Messung positioniert der Patient das Tonometer vor das Auge und betrachtet eine Fixiermarke, die die richtige Position sicherstellt. Zur Messung wird ein Stempel auf das Auge gefahren und applaniert die Cornea, bis die geforderte und optisch gemessene Applanation erreicht ist. Zu diesem Zeitpunkt wird mit einem integrierten Sensor die zur Applanation benötigte Kraft gemessen und der Meßstempel zurückgefahren. Der berechnete Augeninnendruck wird angezeigt. Der Hersteller empfiehlt für die Anwendung eine Selbstanästhesie des Patienten sowie die Desinfektion mit einer UV-Desinfektionseinrichtung

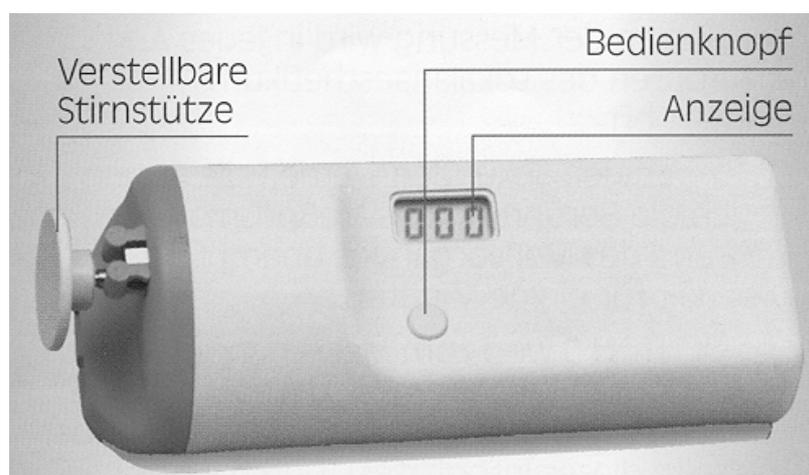


ABBILDUNG 4.15: SELBSTTONOMETER OCUTON S

Eine erste Studie (/GAREIS98/) zeigte, daß die Genauigkeit dieses Geräts jedoch nicht ausreichend ist.

5 Ansätze der kontaktlosen oder dynamischen Tonometrie

Die verschiedenen Nachteile aller realisierten Verfahren zur Messung des Augeninnendrucks sind Ursache für den verbreiteten, starken Wunsch nach einer prinzipiellen Verbesserung. Daher wurden in der Vergangenheit immer wieder neue Ansätze untersucht. Ein Ansatz, der sowohl die Nachteile durch Berührung der Cornea mit einem Meßstempel als auch Nachteile einer starken Kraftwirkung zu umgehen versucht, ist die Bestimmung des intraocularen Drucks durch Auswertung der dynamischen Eigenschaften des Auges. In mehreren Untersuchungen seit 1962 wurde versucht, den Augeninnendruck aus den Schwingungseigenschaften des Bulbus zu gewinnen. Die verschiedenen Untersuchungen unterscheiden sich sehr stark in der Ausführlichkeit der Erforschung und reichen von einfachen Patentanmeldungen ohne plausible Realisierbarkeit über einfache Studien bis hin zu ausführlicher Erforschung im Rahmen einer Dissertation. Gemeinsam ist allen Untersuchungen, daß sie in kein funktionsfähiges Tonometer mündeten. Nur in wenigen Fällen sind beurteilende *in-vivo*-Messungen und deren Ergebnisse bekannt, häufig ist nach einer Publikation keine weitere Veröffentlichung zu finden.

Entsprechend dieser großen Spannweite sollen diese Verfahren und Ansätze im Folgenden gegliedert nach Verfahren mit weitergehender Untersuchung und Ansätze ohne weitere Untersuchung vorgestellt werden.

5.1 Ansätze mit weitergehender Untersuchung

5.1.1 Vibration-Tonometer

Die Idee, den Augeninnendruck nicht statisch durch Bestimmen einer Kraft mit dazugehöriger Verformung der Cornea, sondern dynamisch durch Auswerten von Schwingungen des Augenbulbus zu ermitteln, wurde erstmals Anfang der sechziger Jahre verfolgt und von mehreren Arbeitsgruppen aufgegriffen (/ROTH62/, /KEIPER62/, /KEIPER63/, /MACKAY62/).

Bei diesen Vibration-Tonometern wird das Auge als Feder betrachtet, dessen Federkonstante vom Augeninnendruck abhängt. Zur Bestimmung dieser Federkonstante wird ein Stempel mit definierter Masse M auf das Auge aufgesetzt und mit Hilfe eines Elektromagneten zum Schwingen angeregt. Als Meßgröße wurde dann entweder die Resonanzfrequenz dieses Masse-Feder-Systems (/ROTH62/) oder die Schwingungsamplitude des Stempels bei definierter Anregung bestimmt (/KEIPER62/, /KEIPER63/).

Die nachfolgende Abbildung zeigt einen Aufbau zur Bestimmung der Resonanzfrequenz nach Roth (/ROTH62/). Das Tonometer besteht aus einem Meßstempel, der auf das Auge aufgesetzt wird. Der Meßstempel ist über einen Stab mit einer Anregungsspule zur Erzeugung der Schwingung sowie einem Meßaufnehmer zur Messung der angeregten Vibrationen gekoppelt. Das Ausgangssignal des Meßaufnehmers wird verstärkt und auf die Anregungsspule rückgekoppelt, so daß ein schwingungsfähiges System entsteht, welches sich auf seine Resonanzfrequenz einpendelt. Ein Begrenzer hält die Anregungskraft konstant und eine überlagerte Gleichspannung gewährleistet einen konstanten Grundanpreßdruck des Meßstempels auf das Auge. Die Schwingfrequenz des Stempels kann mit einem einfachen Frequenz-/Spannungswandler ausgelesen werden.

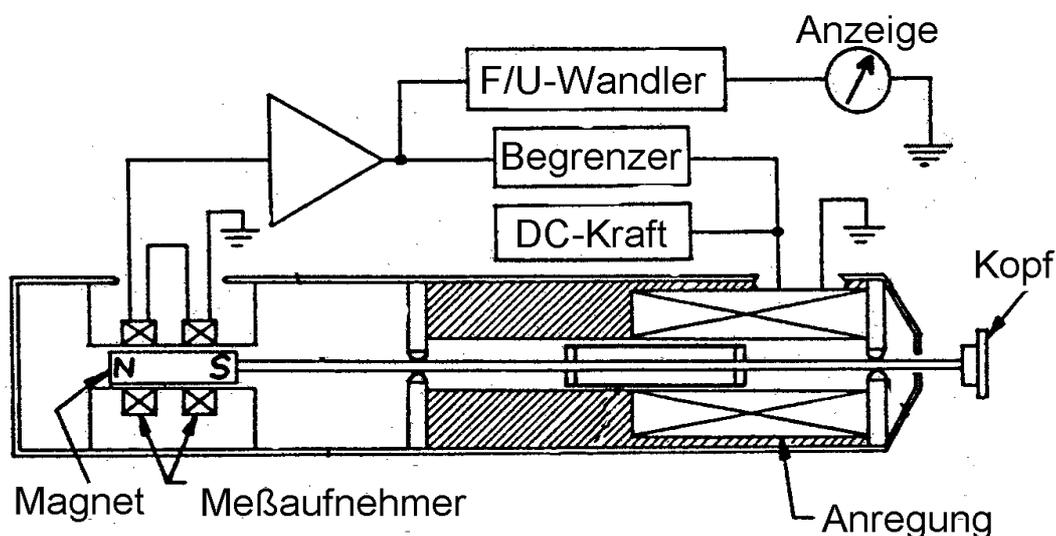


ABBILDUNG 5.1: VIBRATION TONOMETER NACH ROTH (/ROTH62/)

Klinische Untersuchungen (/KEIPER63/) zeigen eine gute Korrelation zwischen dem Vibration-Tonometer und dem Goldman Applanationstonometer (Abbildung 5.2) mit einer erhöhten Streuung im Bereich des normalen Augeninnendrucks. Die Standardabweichung beträgt druckabhängig zwischen 1,0 mmHg und 3,0 mmHg.

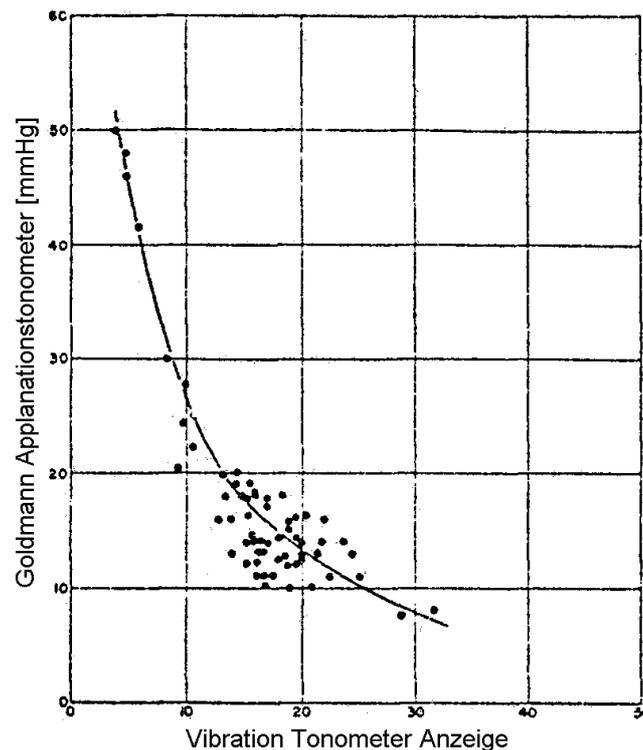


ABBILDUNG 5.2: MESSUNG MIT DEM VIBRATION TONOMETER (/KEIPER63/)

Warum die Methode der Vibration-Tonometrie nicht weiterverfolgt wurde, läßt sich nicht genau bestimmen. Als technische Schwierigkeiten werden Probleme bei der genauen Plazierung des Meßstempels auf der Cornea und eine Abhängigkeit des Meßergebnisses von der Adhäsionskraft der Tränenflüssigkeit genannt (/ROTH62/, /KEIPER63/). Nachteilig war sicher auch die zum damaligen Zeitpunkt teure Technologie zur Realisierung eines solchen Geräts (/KEIPER63/) und im Gegenzug hierzu fehlende Vorteile für den Arzt, da bei diesem Meßprinzip wie beim Applanationstonometer ein Stempel auf die Cornea aufgesetzt werden muß. Die Hauptnachteile der Kontaktierung und erforderlichen Anästhesie bleiben somit erhalten.

5.1.2 Bestimmung der Resonanzfrequenz von enukleierten Lammaugen (Hamelink, Cloud, 1979)

Erstmalig wurde der Ansatz, den Augeninnendruck über die Resonanzfrequenzen des Auges zu bestimmen, 1979 von Hamelink und Cloud veröffentlicht (/HAMELINK79/). Sie betrachteten das Auge als dünnes Gefäß, das mit einer viskosen Flüssigkeit gefüllt ist und Resonanzfrequenzen besitzt, die in irgendeiner Weise von seinem inneren Druck abhängen.

Zur Untersuchung dieser Abhängigkeit entwickelten sie ein Laborsystem, mit dem das Schwingungsverhalten von einem mechanischen Augenmodell sowie von enukleierten Lammaugen gemessen werden konnte (Abbildung 5.3). Das Meßobjekt wird über einen nahe plazierten Lautsprecher zum Schwingen ange-

regt. Ein Vibrometer bestehend aus einem Gaslaser, einem Photodetektor sowie optischen Elementen mißt die angeregte Schwingung interferometrisch. Durch Durchstimmen der Anregungsfrequenz und jeweiliger Messung der Schwingungsamplitude wurde die Resonanzfrequenz bestimmt.

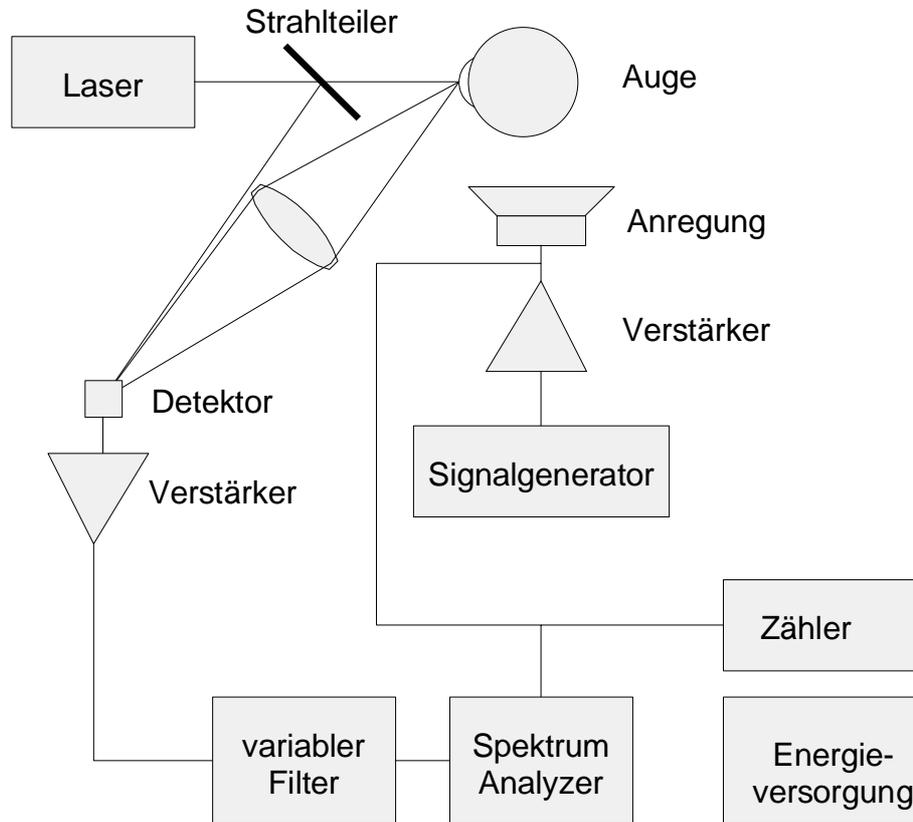


ABBILDUNG 5.3: MERAUFBAU VON HAMELINK UND CLOUD /HAMELINK79/

In einem ersten Schritt führten Hamelink und Cloud Messungen an einem einfachen mechanischen Augenmodell durch, um die zu erwartenden Anforderungen an die Messung von Schwingungen von enukleierten Augen zu bestimmen. In einem weiteren Schritt wurden anschließend Messungen an 20 enukleierten Lammaugen durchgeführt.

Zur Halterung wurden die Augen in Petroleumgel gebettet. Der Augeninnendruck wurde durch eine in die vordere Augenkammer injizierte Nadel eingestellt und mit einem Manometer gemessen. Als Flüssigkeit wurde destilliertes Wasser gewählt. Die Resonanzfrequenzen wurden durch Durchstimmen der Anregungsfrequenz für unterschiedliche Augeninnendrucke und mehrere Augen bestimmt. Die Ergebnisse sind in Abbildung 5.4 gezeigt:

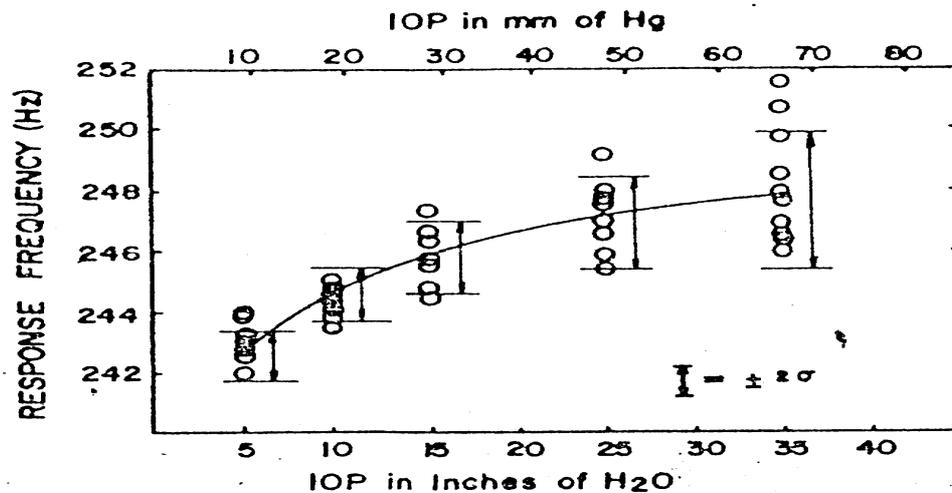


ABBILDUNG 5.4: MEßERGEBNISSE VON 20 ENUKLEIERTEN LAMMAUGEN /HAMELINK79/

Die Messungen zeigen einen signifikanten Anstieg der Resonanzfrequenz von gemittelt 243 Hz auf 247 Hz bei einem Druckanstieg von 5 mmHg auf 35 mmHg. Aus den Messungen bestimmen die Autoren eine empirische Formel zur Berechnung des Augeninnendrucks aus der Resonanzfrequenz für Lammaugen:

$$f = 233,65 + 6,9\sqrt{\ln(IOP)}$$

Die errechnete Standardabweichung wird mit $\pm 2,5$ mmHg angegeben. Aufgrund der Ergebnisse sehen die Autoren das Verfahren als sehr erfolgversprechend an und halten eine dem Goldmann Applanationstonometer vergleichbare Genauigkeit für möglich.

Hamelink und Cloud postulieren erstmals einen Zusammenhang zwischen Augeninnendruck und Resonanzfrequenz und bestätigen diesen Zusammenhang mit einer Meßreihe. Die statistische Basis erscheint aber deutlich zu gering, um daraus eine Formel zur Berechnung des Intraocular drucks zu ermitteln. Die angegebene Standardabweichung ist nur für den günstigsten Innendruck ihrer Messungen nachvollziehbar, für höhere Drücke ergeben sich deutlich größere Abweichungen.

Leider wurden für die Messungen Lammaugen verwendet, die eine Übertragung auf die Humanaugen nur begrenzt zulassen. Die Verwendung von destilliertem Wasser anstatt einer isotonischen Lösung als Kammerwasser kann zu einer Veränderung der Zellgewebe führen.

Über eine Weiterführung des Projekts und Messungen mit Humanaugen oder in vivo ist nichts bekannt.

5.1.3 FEM-Untersuchung der Resonanzfrequenzen (Coquart, 1992)

Coquart hat in seinen Forschungen den Zusammenhang zwischen Intraokular- druck und Schwingungsverhalten durch Simulationen mit der Methode der Fi- niten Elemente untersucht (/COQUART92/). Er entwickelte hierfür ein achsen- symmetrisches, zweidimensionales Modell des Humanauges. Das Modell besteht aus einer corneoskleralen Hülle, die als dicke Schale modelliert wurde. Sie ist mit einer inkompressiblen Flüssigkeit gefüllt, Intraokularlinse und Iris wurden vernachlässigt. Für die Aufhängung des Auges wurden zwei Varianten erstellt, die die mechanischen Verhältnisse bei in-vitro-Messungen von enukleierten Augen im Labor sowie von in-vivo-Messungen wiedergeben. Sie unterscheiden sich in der Einschränkung der Translationsfreiheitsgrade der von Fettgewebe umgebenen Sklera. Lineares und nichtlineares Dehnungsverhalten von Cornea und Sklera wurde in zwei weiteren Modellvarianten untersucht. Die Abbildung 5.5 zeigt das FE-Modell für in-vitro (links) und in-vivo-Befestigung (rechts) bestehend aus 48 Schalenelementen (8 für Cornea, 40 für die Sklera) sowie 132 quadratischen Elementen zur Modellierung des Flüssigkeitsbereichs.

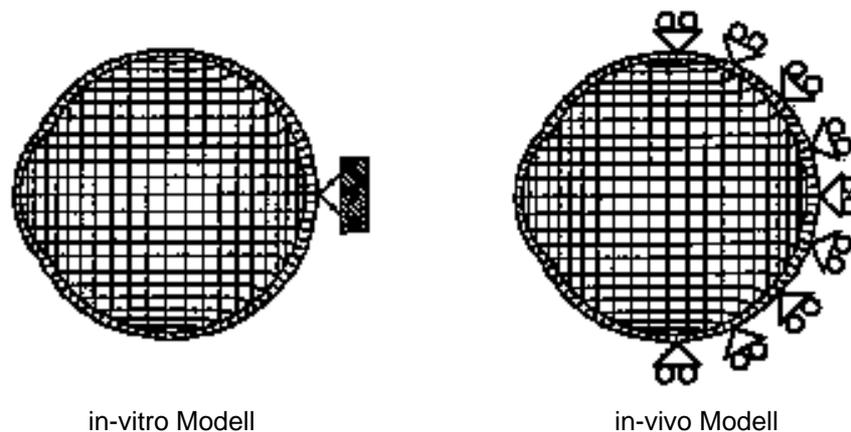


ABBILDUNG 5.5: FE-MODELL NACH COQUART

Coquart berechnete mit diesen Modellen die ersten 5 Eigenmoden des Auges. Das Ergebnis zeigt Eigenschwingungen zwischen ca. 100 Hz und 1300 Hz (Abbildung 5.6). Die Resonanzfrequenzen nehmen mit steigendem Augenin- nendruck signifikant zu, dieser Zusammenhang ist für höhere Moden stärker ausgeprägt. Bei Modellierung der nichtlinearen Elastizität steigt die Empfind- lichkeit ebenfalls. Die ermittelte Sensitivität liegt je nach Modell und Mode zwischen 0,47 und 4,3 Hz/mmHg.

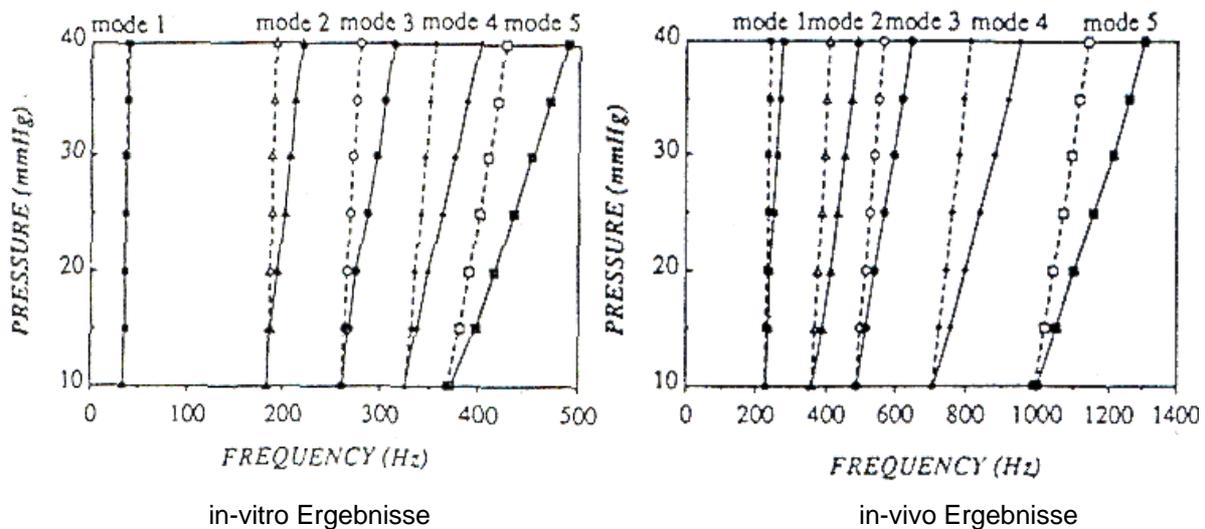


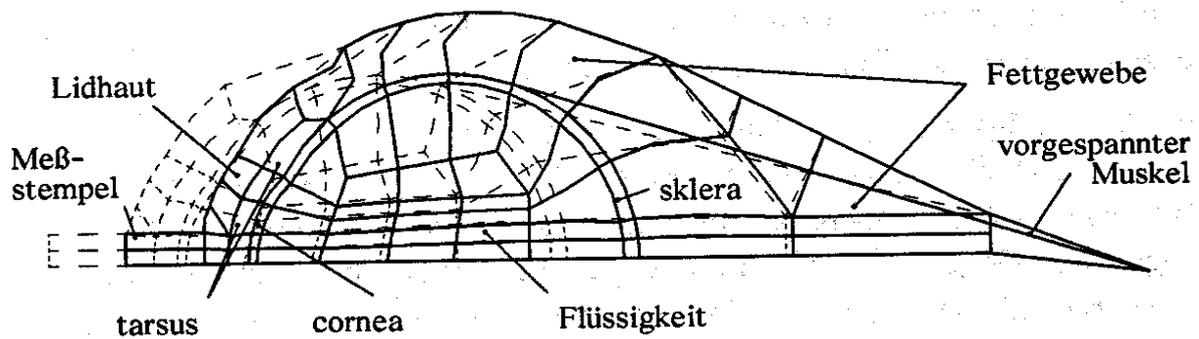
ABBILDUNG 5.6: FREQUENZVERSCHIEBUNG NACH COQUART

Coquart bestätigt in seinen Simulationen das Potential, den Intraoculardruck indirekt aus den Eigenfrequenzen des Auges zu ermitteln. Die Empfindlichkeit dieses Meßprinzips mit bis zu über 4 Hz/mmHg ist groß und läßt eine einfache Messung zu. Leider werden in den Untersuchungen keine Aussagen über zu erwartende Querempfindlichkeiten gemacht.

5.1.4 Messung der mechanischen Impedanz durch das Augenlid (Woll, 1994)

Woll unternahm in seiner Dissertation (/WOLL94/) den Versuch, den Augeninnendruck durch das geschlossene Augenlid zu bestimmen. Er verfolgte hierbei den Ansatz, vom intraokularen Druck abhängige Parameter entweder aus der Kraft-Weg-Kennlinie bei Verformung der Cornea oder aus der mechanischen Impedanz des Auges zu gewinnen.

Im ersten Teil seiner Untersuchungen entwickelte Woll ein theoretisches, 2-dimensionales Modell des Auges, wobei er einen Schwerpunkt auf die Aufhängung und Einbettung des Bulbus legte. Woll berechnet mit diesem Modell druckabhängige Eigenschwingungen des Augapfels ab 190 Hz sowie eine zur Druckbestimmung zu geringe Abhängigkeit zwischen Intraoculardruck und Kraft-Weg-Kennlinie. Abbildung 5.7 zeigt das entwickelte FE-Modell und die daraus berechneten Eigenfrequenzen.



Moden	f (15 mmHg)	f (45 mmHg)	Schwingender Bereich
1 / 2	19,5/21,1	19,5/21,1	Augapfel als Ganzes
4 / 17 / 21	35,6 / 71,4 / 90,2	36,7 / 73,2 / 90,2	Flüssigkeit
3 / 5-16 / 18-20	34,7 / 36-71 / 73-86	34,7 / 36-71 / 73-86	Orbitafett
43 / 45 / 47 / 48	190 / 213 / 241 / 245	209 / 232 / 257 / 264	Augapfelhülle
50 / 54-55-60	264 / 308-315-472	287 / 327-341-479	Augapfelhülle

ABBILDUNG 5.7: FE-MODELL UND BERECHNETE EIGENSCHWINGUNGEN

Mit den Ergebnissen der FE-Analyse entwickelt Woll ein Meßsystem zur Bestimmung der dynamischen Impedanz des Auges in-vivo (Abbildung 5.8): Ein Meßstempel drückt auf das geschlossene Augenlid und wird über eine Erregerpule zum Schwingen angeregt. Die erzeugten Schwingungen des Meßstempels und die Kraft auf das Auge werden gemessen. Durch Variation der Anregungsfrequenz lassen sich aus den aufgenommenen Meßgrößen der Amplituden- und der Phasengang der Augenschwingung ermitteln.

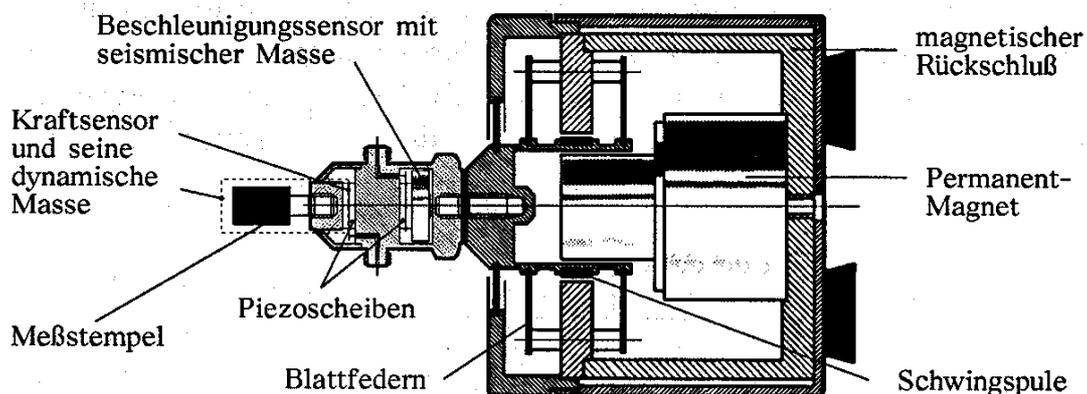


ABBILDUNG 5.8: AUFBAU ZUR IN-VIVO-MESSUNG; MEßKOPF

In einer Studie wurden mit obigen System an 267 Augen in-vivo Messungen des Frequenzgangs vorgenommen und jeweils das Amplitudenminimum bestimmt, dessen Frequenz zur Berechnung des intraocularen Drucks herangezogen wurde. Die Ergebnisse (Abbildung 5.9) zeigen einen signifikanten Anstieg der

Amplituden-Minimums-Frequenz mit steigendem Augeninnendruck, aber auch gleichzeitig eine große Streuung der Meßwerte mit einer Standardabweichung von 3,85 mmHg und einer Korrelation von 60%.

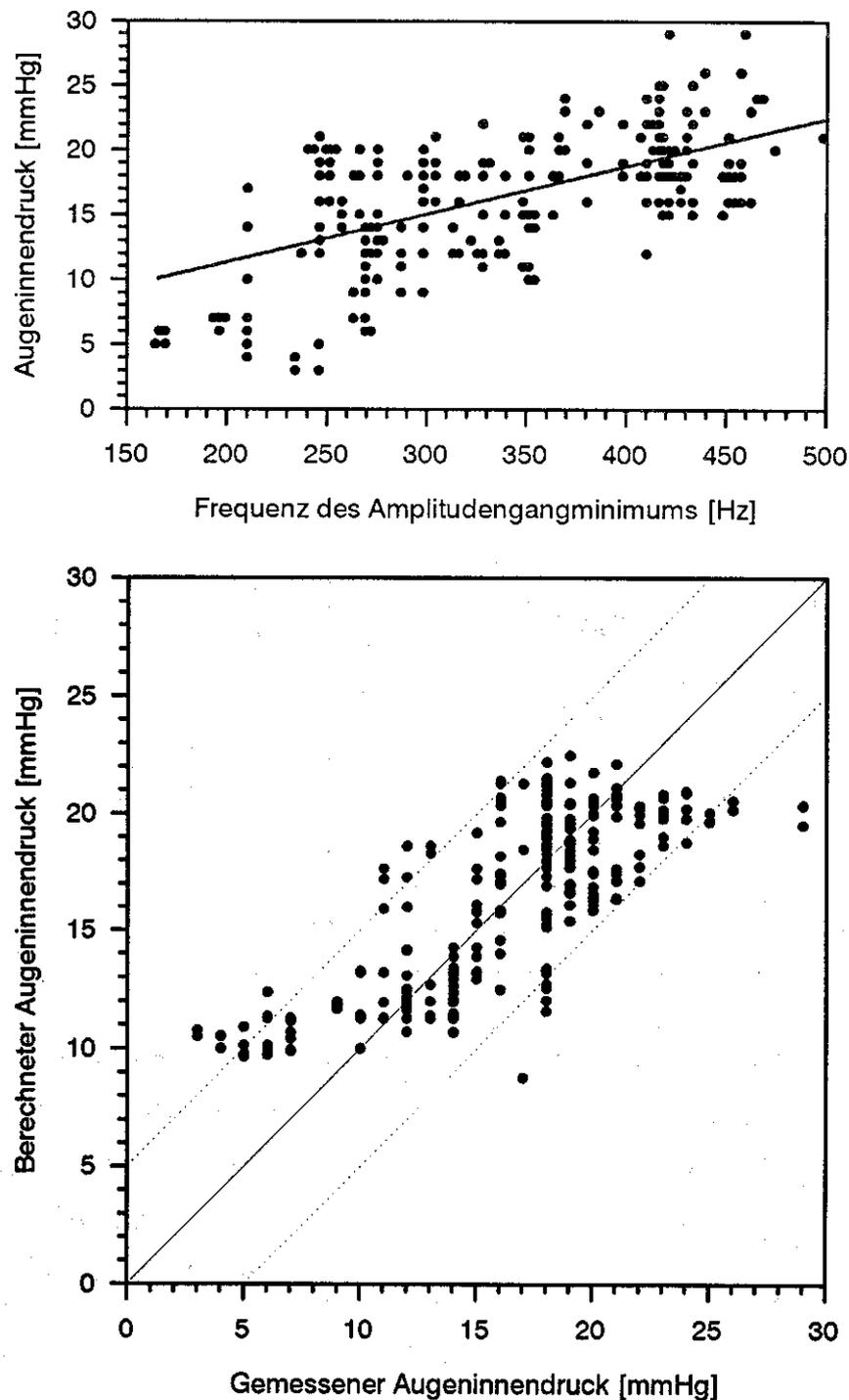


ABBILDUNG 5.9: ERGEBNISSE DER MESSREIHE AN 267 AUGEN

Woll hat in seinen Simulationen und Messungen einen Zusammenhang zwischen Intraoculardruck und mechanischer Impedanz des Auges gefunden. Das Finite-Elemente-Modell ist mit seiner Vielzahl an unterschiedlichen Geweben und nur ungenau bekannten Materialeigenschaften jedoch nur sehr grob ver-

netzt, so daß es keine genauen Aussagen zuläßt. Die durchgeführten Messungen zeigen ein prinzipielles Potential der vorgeschlagenen Meßmethode, weisen aber in der durchgeführten Studie eine viel zu große Streuung auf. Als mögliche Ursachen hierfür kommen zum einen die nur unbestimmte Kopplung durch das weiche und individuell sehr unterschiedliche Augenlid und zum anderen noch vorhandene Unzulänglichkeiten des Meßsystems (schlechte Ausrichtung auf das Auge, Sensorik, ungenaue Andruckkraftregelung) in Frage.

5.1.5 Vibrotaktiler Augendrucksensor (Petter, 1996)

Ein zu Woll ähnlicher Ansatz, den Intraoculardruck über die Messung angeregter Schwingungen zu bestimmen, verfolgt Petter in seiner Entwicklung eines miniaturisierten Meßsystems zur Schwingungsanalyse des Auges (/PETTER96/). Im Unterschied zu dem System von Woll erfolgt hier die Anregung der Schwingungen über eine Kontaktlinse mit integriertem Permanentmagnet, die durch ein extern angelegtes, niederfrequentes Magnetfeld zum Schwingen angeregt wird (Abbildung 5.10). Auf diese Weise ist eine berührungslose Übertragung zwischen Anregungssystem und Auge/Kontaktlinse möglich. Die Messung der angeregten Schwingung erfolgt ebenfalls kontaktlos durch eine Wirbelstrommessung mit einem induktiven Sensor. Ein Kontakt mit dem Auge bleibt bei diesem Konzept jedoch durch das erforderliche Aufsetzen einer Kontaktlinse bestehen.

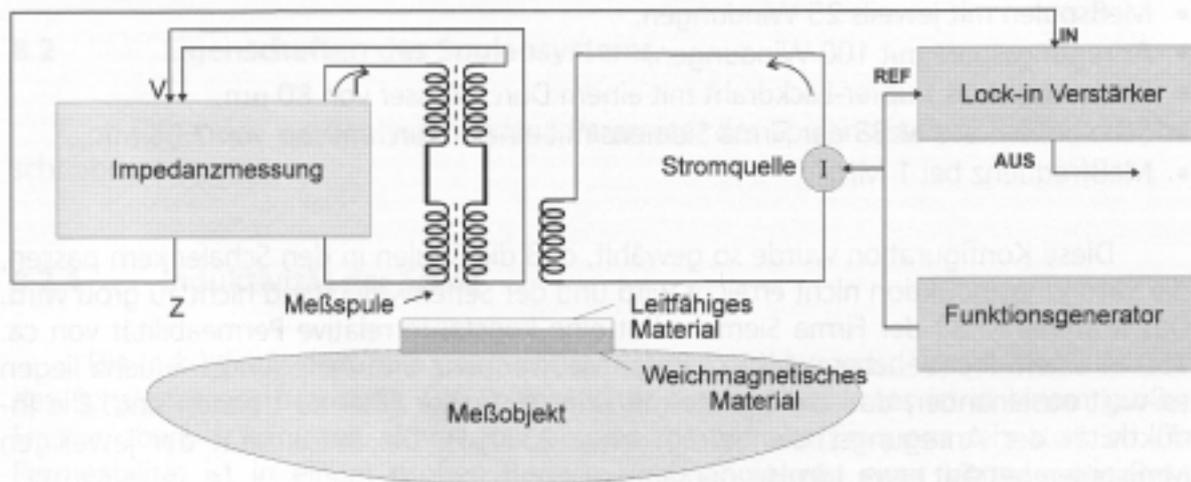


ABBILDUNG 5.10: PRINZIP DER SCHWINGUNGSANREGUNG UND MESSUNG

Petter entwickelte einen Laboraufbau nach obigem Prinzip und führte Messungen an enukleierten Schweineaugen durch (Abbildung 5.11). Als Aktor wurde eine Permanentmagnetscheibe auf eine Kontaktlinse aufgeklebt und deren Frequenzgang auf dem Auge bei unterschiedlichen Augeninnendrücken gemessen.

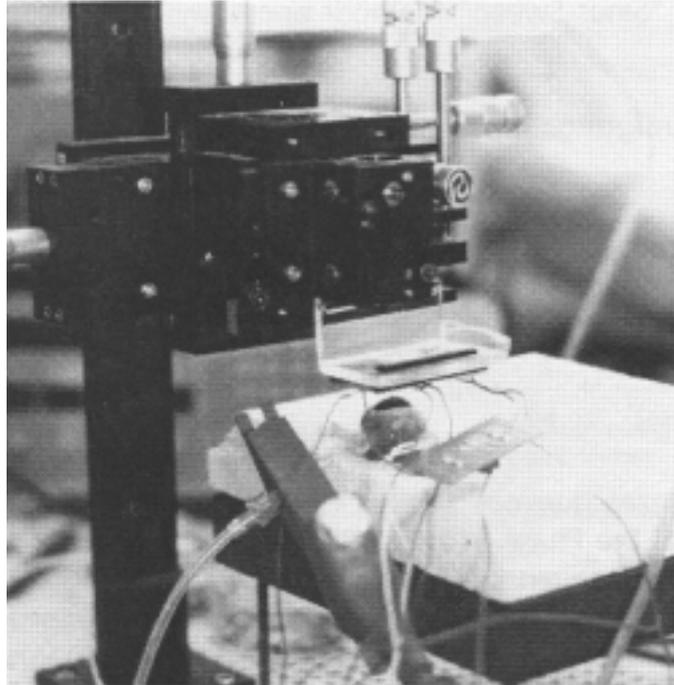


ABBILDUNG 5.11: LABORAUFBAU, MESSUNG AN EINEM ENUKLEIERTEN SCHWEINEAUGE

Der Zusammenhang zwischen Intraoculardruck und Schwingungsverhalten wird in der Arbeit von Petter in einer einzigen Messung dargestellt (Abbildung 5.12). Vergleiche von Messungen mehrerer Augen werden nicht angegeben, in der Arbeit selbst werden die Ergebnisse nicht reproduzierbar genannt. Als Ursache wird vom Autor die undefinierte Kopplung zwischen Hornhaut und Kontaktlinse genannt.

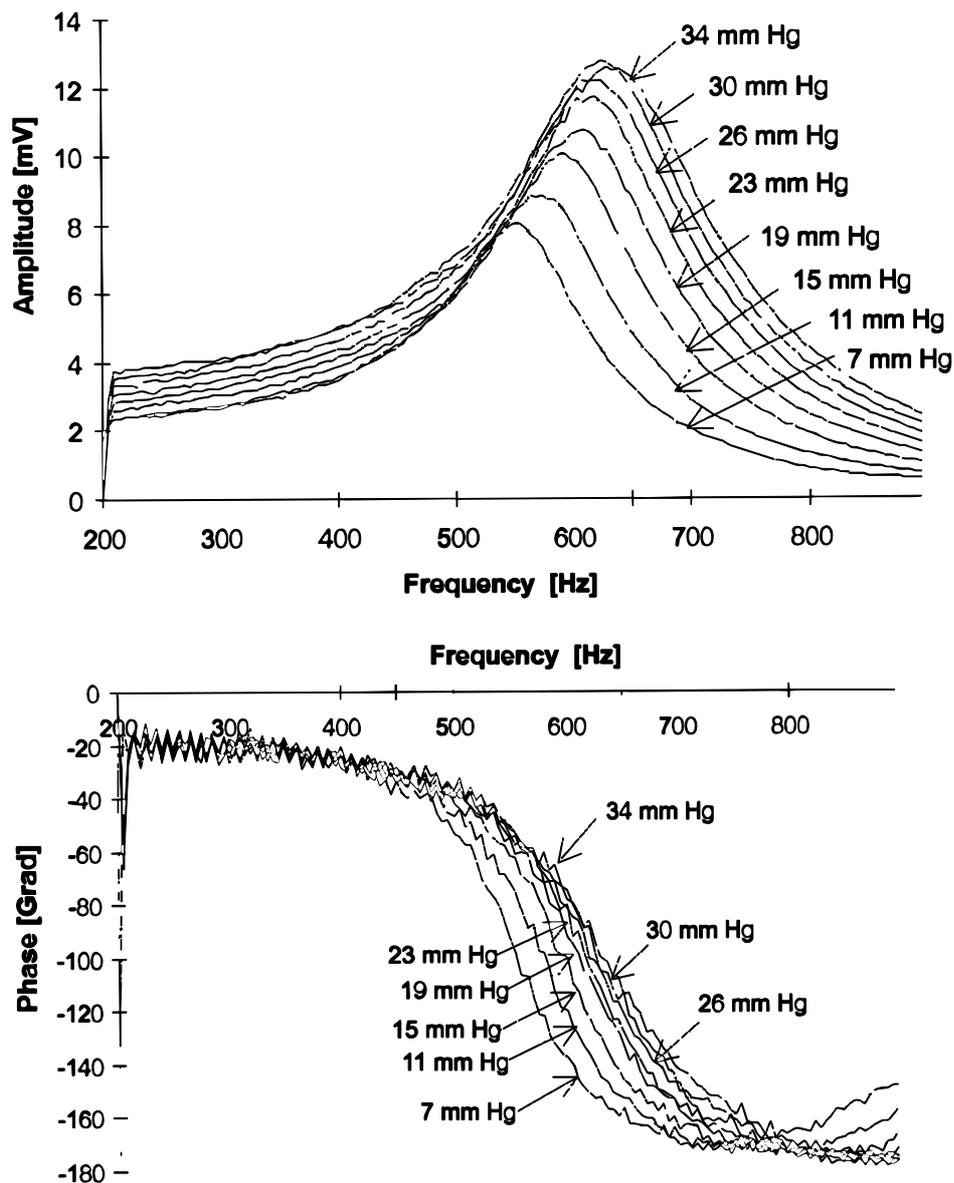


ABBILDUNG 5.12: MEßERGEBNISSE AN ENUKLEIERTEN SCHWEINEAUGEN

Der Meßabstand zwischen Kontaktlinse und Meßkopf betrug 0,5 mm, was für eine in-vivo-Messung inakzeptabel ist. Die Arbeit enthält keine Untersuchung der Abhängigkeit der Meßergebnisse von der Positionierung des Meßkopfes vor der Kontaktlinse. Das Potential des von Petter verfolgten Meßprinzips für einen Einsatz in-vivo kann daher nicht abgeschätzt werden. Der entstandene Laboraufbau erlaubt nur eine aufwendige Messung einzelner, enukleierter Augen in-vitro. Eine Überführung in ein System zur in-vivo-Messung erscheint nach dem dargestellten Stand kaum möglich.

5.1.6 Vibratoranregung und in-vivo-Messung mit Ultraschall (Alam 1994)

Auch Alam versucht in seinen Studien, den Intraoculardruck über die Resonanzfrequenz des Auges zu bestimmen. Alam koppelt hierbei die Schwingungen zur Anregung des Auges mit einem Shaker über den Wangenknochen ein. Die Schwingung des Auges wird mit einem Ultraschall-Doppler-Meßgerät aufgenommen, das über ein Gel an das Auge gekoppelt wird.

In-vivo-Messungen wurden auf diese Weise an 5 Probanden vorgenommen, deren Augeninnendruck vorher mit einem Applanationstonometer bestimmt wurde. Die Anregungsfrequenz wurde dabei von 50 bis 600 Hz in Schritten von 50 Hz inkrementiert und die jeweilige Schwingungsamplitude aufgezeichnet (Abbildung 5.13). Als Ergebnis nennt Alam eine starke Zunahme der Resonanzfrequenz bei steigendem Intraoculardruck um ca. 20 Hz bei 7 mmHg Druckerhöhung.

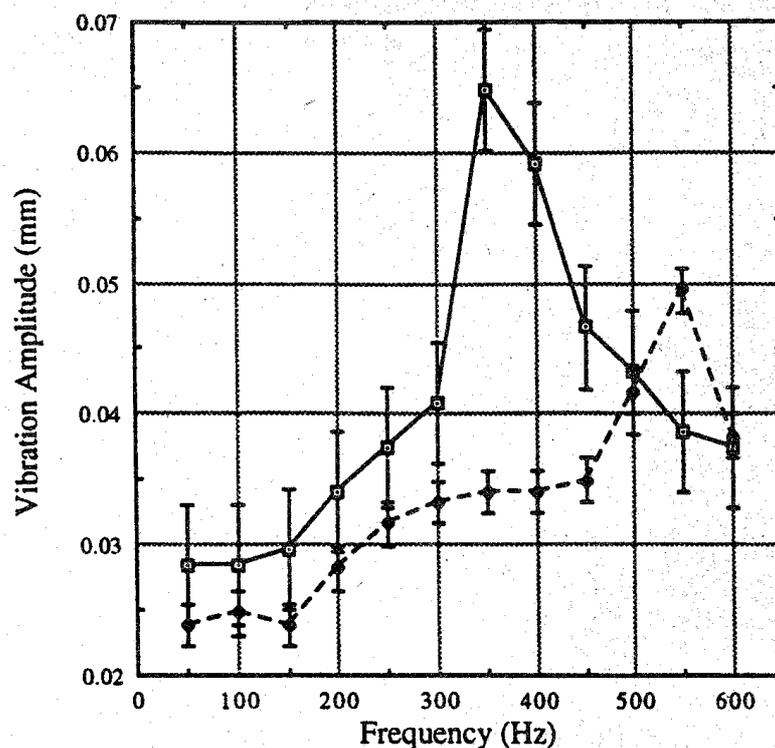


ABBILDUNG 5.13: MESSUNG DER SCHWINGUNGAMPLITUDE AN 5 PROBANDEN

Alam wählt in seinen Messungen ein Inkrement von 50 Hz zwischen den einzelnen Meßpunkten, so daß er kleine Resonanzverschiebungen nicht erkennen kann. In allen anderen Untersuchungen werden um mehr als eine Größenordnung geringere Abhängigkeiten angegeben, so daß vermutet werden kann, daß Alam nicht die Verschiebung einer einzigen Resonanz gemessen hat. Ferner werden keine Angaben über die Reproduzierbarkeit der Messungen gemacht. Mehrfachmessungen an einem Patienten sowie Messungen an einem Patienten

bei unterschiedlichem Augeninnendruck fehlen ebenso, so daß die Zuverlässigkeit der Messungen in Frage gestellt werden muß.

5.1.7 Interferometrische Messung der Applanation (Lemke, 1999)

Eine Verbesserung der Luftimpressionstonometrie wird derzeit an der Technischen Universität Ilmenau erforscht (/PLAGWITZ99/, /LEMKE96/). Ziel dieser Arbeiten ist es, den zeitlichen Verlauf der Cornea-Verformung zu messen und daraus Korrekturgrößen zu ermitteln, mit denen der meßverfälschende Einfluß biomechanischer Parameter (z.B. Corneadicke) kompensiert werden kann.

Die Auslenkung der Cornea erfolgt über einen Luftimpuls mit einer steil abfallenden Druckflanke, die ein Ausschwingen der Cornea ermöglicht (siehe Abbildung 5.14). Die Messung der Corneaauslenkung wird mit einem polarisationsoptischen Laserinterferometer vorgenommen.

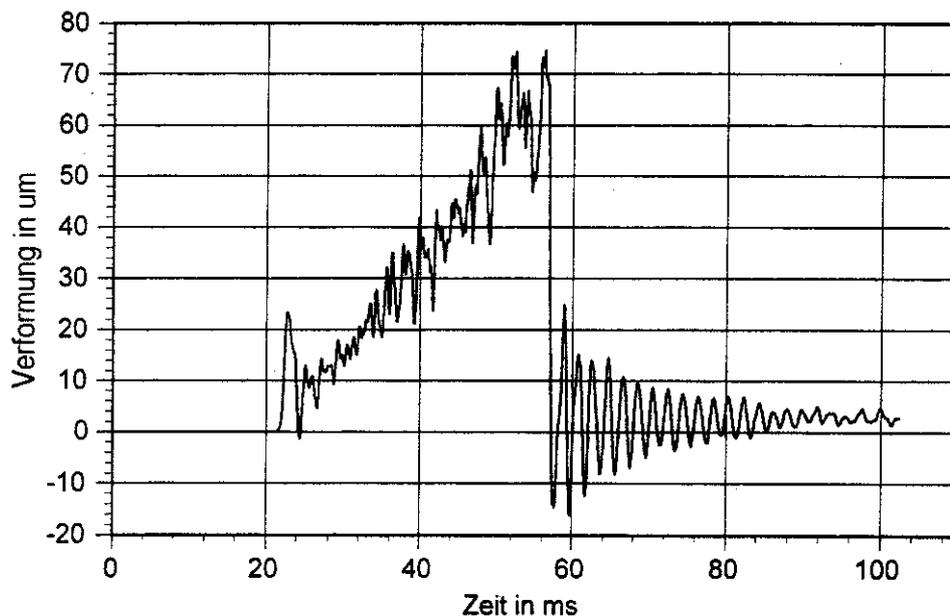


ABBILDUNG 5.14: GEMESSENE ZEITLICHE VERFORMUNG DER CORNEA AN EINEM AUGENPHANTOM

In Messungen mit einem Augenphantom wurde der Einfluß des Augeninnendrucks sowie der Corneadicke auf die zeitliche Auslenkung der Cornea untersucht. Aus dieser wurden als charakteristische Größen die Geschwindigkeit der Verformung bei ansteigendem Luftdruck sowie die Frequenz und Dämpfung des Ausschwingvorgangs ermittelt. In den folgenden Abbildungen ist die an einem Augenphantom ermittelte Abhängigkeit dieser Parameter vom Augeninnendruck für verschiedene Dicken der Cornea gezeigt:

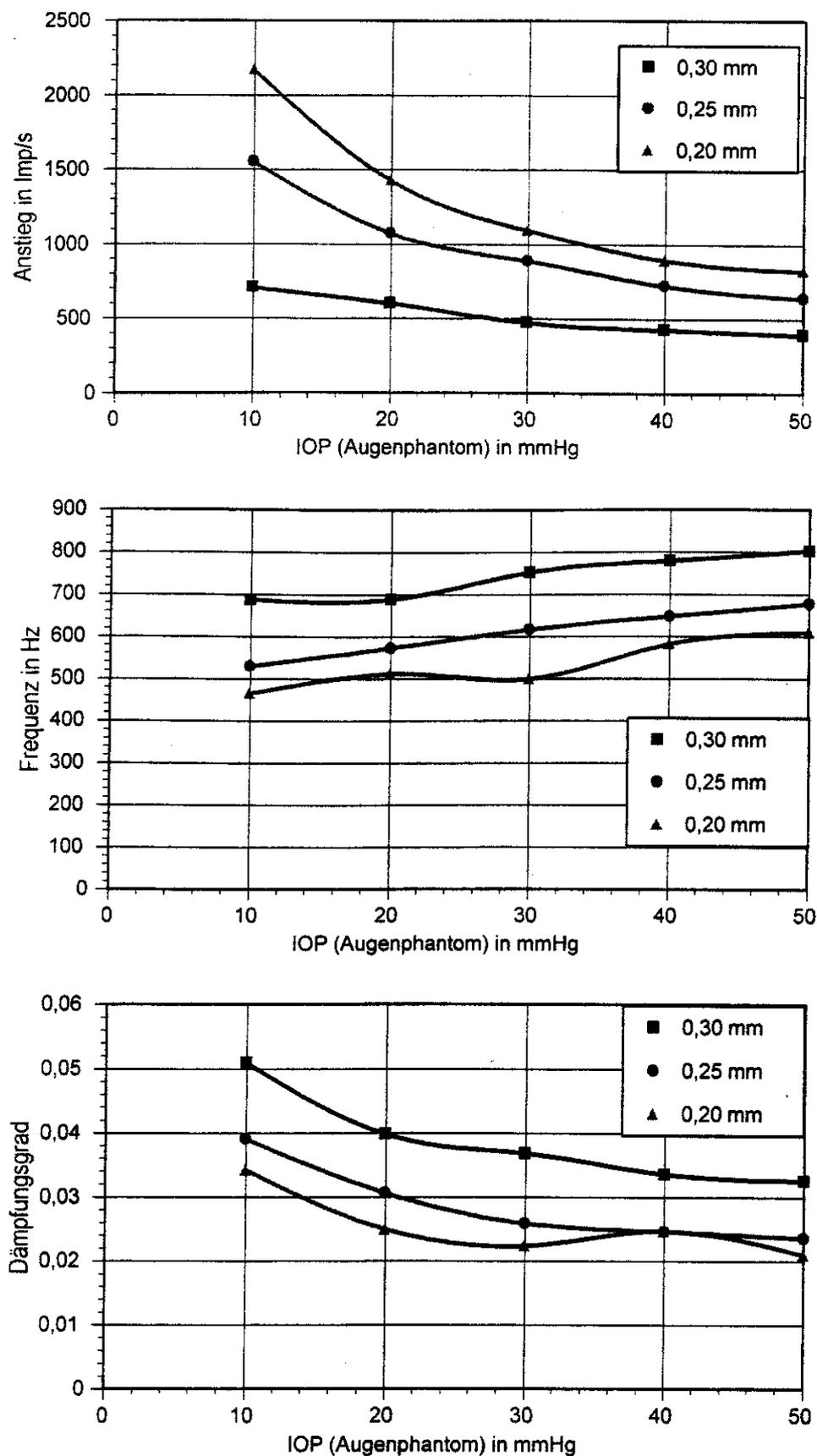


ABBILDUNG 5.15: VERFORMUNGSGESCHWINDIGKEIT, AUSSCHWINGFREQUENZ UND DÄMPFUNG IN ABHÄNGIGKEIT VOM AUGENINNENDRUCK

Derzeit ist mit dem entwickelten Gerät noch keine in-vivo-Messung möglich, da die Bestrahlungsleistung des Interferometers die zulässigen Grenzwerte überschreitet und die erforderliche Positionierung des Interferometers auf die Cornea noch nicht existiert. Die Messungen am Augenphantom lassen eine Steigerung der Genauigkeit von Luftimpressionstonometern durch eine Verwendung der zusätzlichen Meßgrößen möglich erscheinen. Eine weitergehende Aussage ist aber durch die fehlenden in-vivo-Untersuchungen beim gegenwärtigen Stand der Forschungen nicht möglich. Nachteilig an diesem Verfahren ist, daß die Mängel der Luftimpulsanregung erhalten bleiben.

5.2 Ansätze ohne bekannte, weitergehende Untersuchungen

5.2.1 Non-Contact High Frequency Tonometer nach Hsu (1992 / 1994)

In einer Patentschrift schlägt Hsu ein Verfahren zur Messung des intraokularen Drucks vor, das völlig kontaktfrei arbeitet und eine akustische Schwingungsanregung und Messung besitzt.

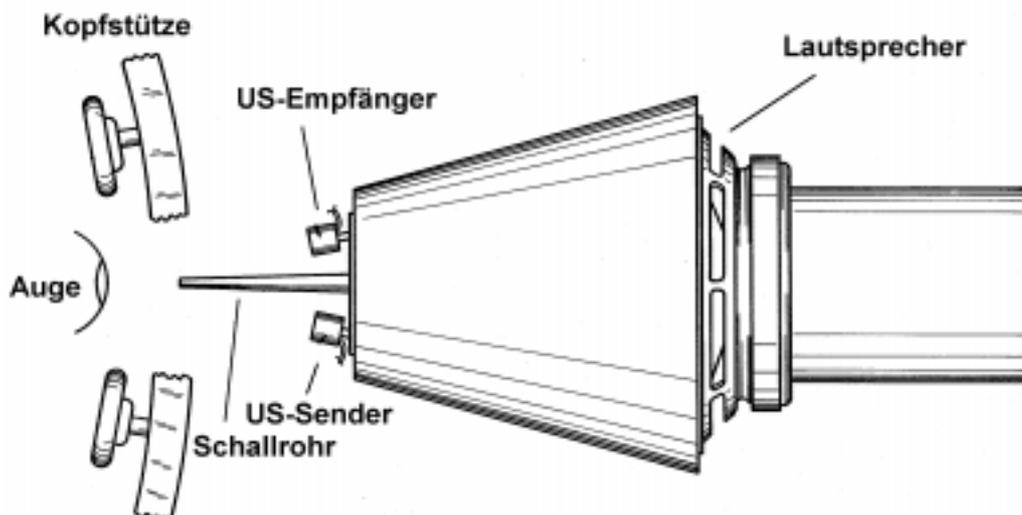


ABBILDUNG 5.16: HIGH-FREQUENCY TONOMETER NACH HSU

Ein Lautsprecher generiert Schalldruckschwankungen im Inneren eines abgeschlossenen Gehäuses, die über ein dünnes Rohr als Schallwellen auf die Oberfläche der Cornea geleitet werden. Zur Messung der derart angeregten Augenschwingungen wird ein zweiter, hochfrequenter Schall von der Seite auf das Auge gerichtet und die Reflexion mit einem Schalldetektor gemessen. Hsu postuliert, daß sich mit der niederfrequenten Schwingung auch die Oberflächenkrümmung der Cornea periodisch ändert. Dies führt in Folge zu einer modulierten Divergenz der reflektierten, hochfrequenten Schallwellen. Diese Modu-

lation wird mit dem Detektor gemessen. Mit zunehmendem Augeninnendruck nimmt die detektierte Schallamplitude ab, so daß sich daraus der Augeninnendruck bestimmen läßt.

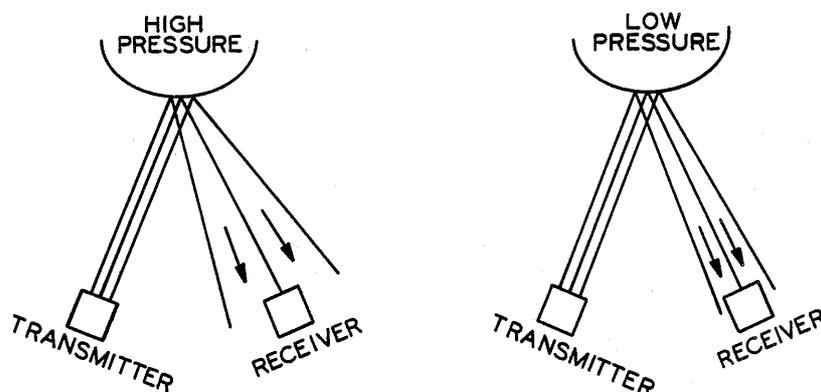


ABBILDUNG 5.17: FUNKTIONSPRINZIP DES TONOMETERS NACH HSU

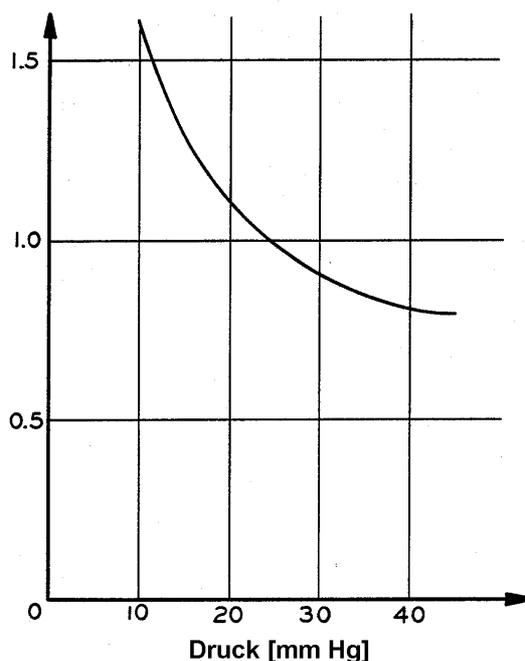


ABBILDUNG 5.18: ERWARTETE ABHÄNGIGKEIT DES SCHALLDRUCKS

Dem Patent liegen keine erkennbaren Messungen und Berechnungen der erforderlichen Anregung und erwarteten Meßsignale zugrunde. Es wird bezweifelt, daß sich mit der in der Patentschrift abgebildeten Anregung, die einen Hochpaß darstellt, ein zur Anregung ausreichender Schalldruck erzeugen läßt. Die Krümmungsänderung der Cornea mit variierendem Intraoculardruck wird sicher durch die individuellen Krümmungsvariationen überlagert, so daß die Messungen eine erhebliche Streuung aufweisen dürften. Zudem ist zu erwarten, daß die Störungen durch die Bewegung des Patienten und dessen Auge sowie die unge-

naue Positionierung vor dem Auge eine den Skizzen entsprechende Messung unmöglich macht.

In einem zweiten Patent von 1992 erweitert Hsu seine Meßmethode um die Messung der angeregten Schwingung mit Phasendetektion, wobei die Messung akustisch oder optisch sein kann. Die Anregung wird auf die Variation der Frequenz erweitert, so daß Frequenzverläufe aufgenommen werden können.

Auch diesem Patent scheinen keine praktischen Messungen oder Berechnungen zugrunde zu liegen. Der angegebene Frequenz-/Amplitudenverlauf ist sehr pauschal dargestellt. Abschätzungen über Empfindlichkeiten und Störungen liegen wiederum nicht vor. Die im Schaltungsbeispiel angegebene Leistung von 1,5 W zur akustischen Anregung des Auges dürfte nicht zu einer meßbaren Anregung des Auges ausreichen. Die technischen Probleme einer erforderlichen exakten Justage werden nicht angesprochen. Gleichwohl beinhalten beide Patente sehr umfassende Ansprüche, die auch die 1979 von Hamelink durchgeführten Studien umfassen.

5.2.2 Ultraschallapplanaton nach Massie (1992)

Fast gleichzeitig mit dem zweiten Patent von Hsu wurde von Massie ebenfalls ein berührungsloses Verfahren zur Messung des Intraoculardrucks patentiert. Dieses Verfahren arbeitet ebenfalls akustisch. Massie nutzt den Strahlungsdruck eines auf das Auge fokussierten Ultraschalls zur Applanaton oder Impression der Cornea aus. Die Verformung der Cornea wird entweder akustisch oder optisch gemessen.

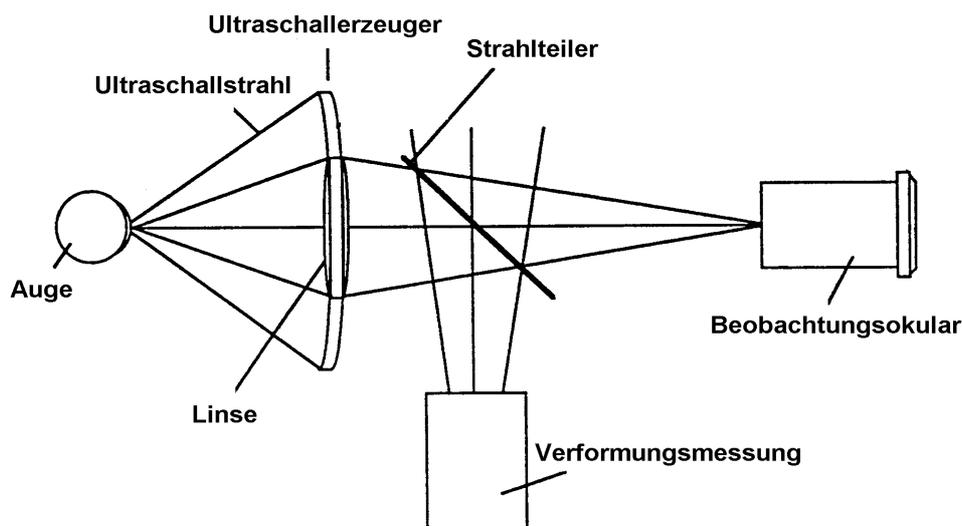


ABBILDUNG 5.19: NON-CONTACT TONOMETER NACH MASSIE

Zur Messung wird die Amplitude des Ultraschallstrahls variiert, bis die gewünschte Verformung der Cornea erreicht ist. Dies wird durch ein entsprechendes Ausgangssignal einer Verformungsmessungseinheit angezeigt (Abbildung

5.20 links). Der für diese Verformung erforderliche Schalldruck ist dann ein direktes Maß für den Augeninnendruck. Durch Modulation der Ultraschallamplitude mit einem Dreieckssignal kann eine schnelle Mittelung mehrerer Messungen stattfinden (Abbildung 5.20 rechts).

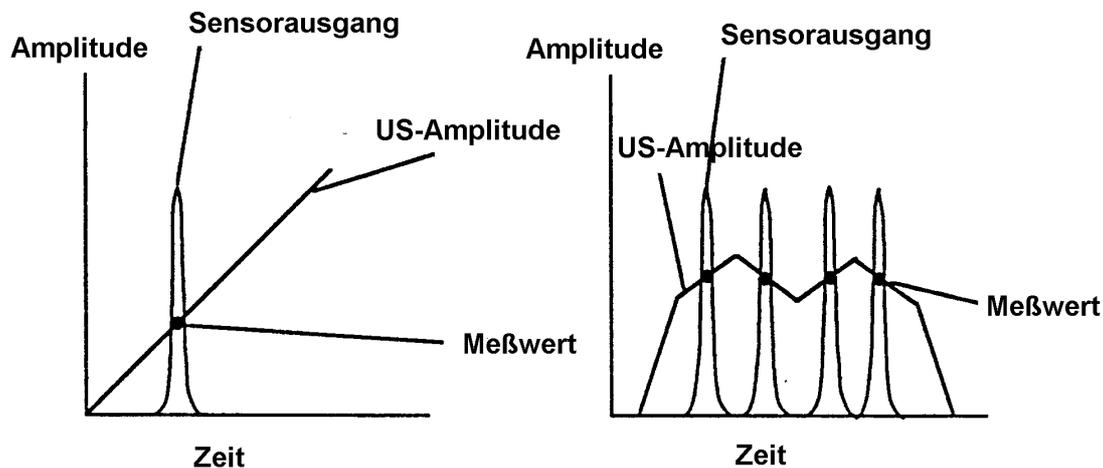


ABBILDUNG 5.20: MEßVORGANG; MITTELUNG DURCH DREIECKFÖRMIGE MODULATION

Im Gegensatz zu den zuvor vorgestellten Verfahren verwendet Massie nicht das dynamische Verhalten des Auges zur Bestimmung des Intraoculardrucks, sondern ersetzt zunächst lediglich den Luftimpuls heutiger Non-Contact-Tonometer durch eine Ultraschallquelle. Massie berechnet hierfür eine erforderliche Schalleistung von ca. 3,4 W auf einer Fläche von 2 mm Durchmesser.

Über eine Umsetzung des Patents in ein Meßsystem sowie zugehörige Messungen ist nichts bekannt, so daß man davon ausgehen kann, daß das Vorhaben von den Erfindern aufgegeben wurde.

5.2.3 Messung mit amplitudenmoduliertem Ultraschall (Sinha 94)

Sinha, dessen Patent 1994 erteilt wurde, kombiniert in seinem Vorschlag die Bestimmung des Augeninnendrucks aus dem Schwingungsverhalten des Auges mit der Anregung des Auges durch gepulste, fokussierte Ultraschallwellen. Ein Ultraschallwandler, der mit Pulszügen in seiner Resonanzfrequenz angeregt wird, erzeugt fokussierte Ultraschallwellen, die auf die Cornea gerichtet sind und diese mit der Modulationsfrequenz zum Schwingen anregen. Die angeregte Schwingung wird mit einem faseroptischen Interferometer gemessen. Durch Variation der Pulswiederholzeit kann die Anregungsfrequenz des Auges durchgestimmt werden und damit der akustische Frequenzgang des Auges gemessen werden. Dieser enthält die gewünschte Information über den Augeninnendruck.

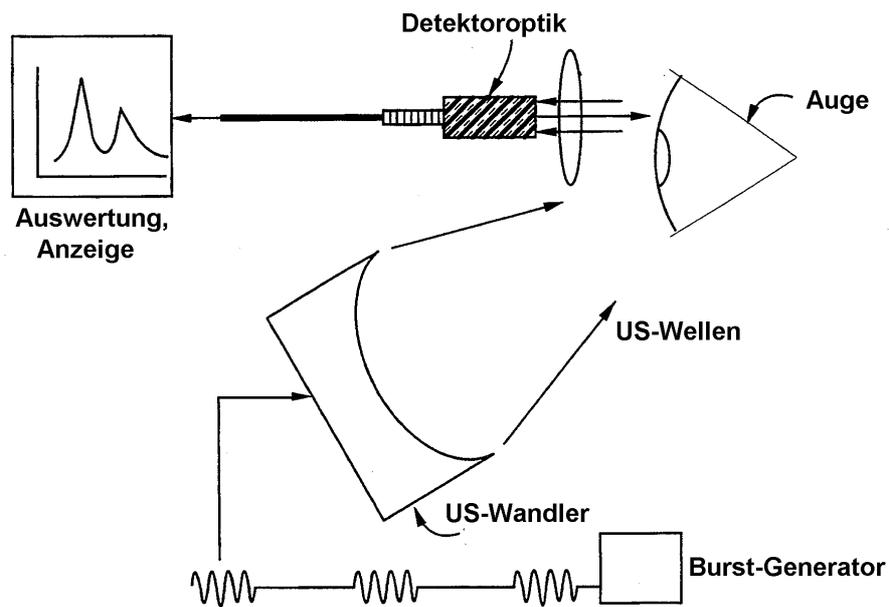


ABBILDUNG 5.21: AKUSTISCHE RESONANZMESSUNG NACH SINHA

Die Patentschrift enthält das gemessene Spektrum eines wassergefüllten Ballons (Abbildung 5.22) sowie die gemessene Vibration eines Schweineauges bei einer festen Anregungsfrequenz von 7 Hz (Abbildung 5.23).

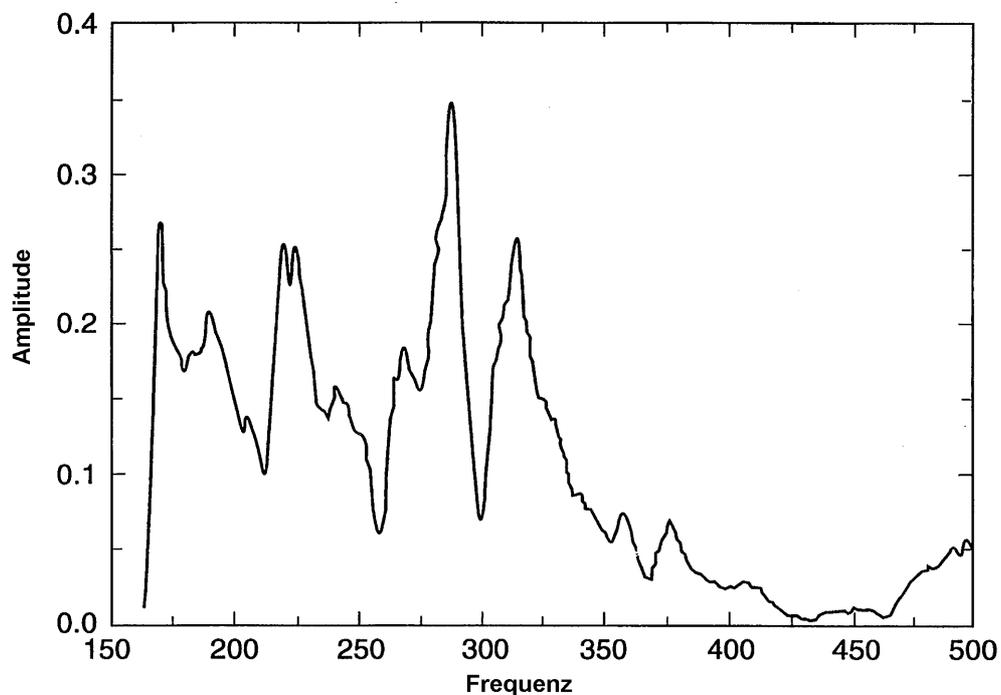


ABBILDUNG 5.22: SPEKTRUM EINES WASSERGEFÜLLTEN BALLONS

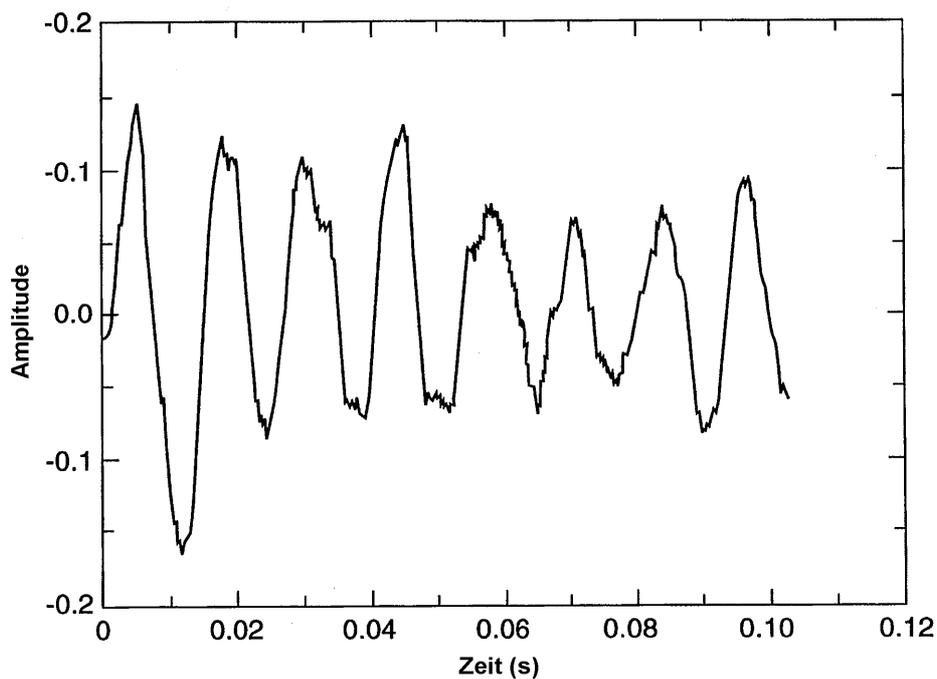


ABBILDUNG 5.23: GEMESSENE SCHWINGUNG EINES SCHWEINEAUGES

Weitere Messungen sowie Aussagen über den Zusammenhang zwischen Intraoculardruck und gemessenem Spektrum werden nicht angegeben. Weiterführende Veröffentlichungen oder Arbeiten sind ebenfalls nicht bekannt.

5.2.4 Druckkammer nach Krasnicky (1990)

Eine etwas andere Meßmethode, aber ebenfalls mit akustischer Stimulation und Messung, wird in zwei Patenten von Krasnicky genannt.

Krasnicky schließt das Auge mit einer, auf einer Seite offenen Druckkammer ab, so daß ein geschlossenes Volumen entsteht. Mit einem Lautsprecher wird der Luftdruck in dieser Kammer zum Schwingen gebracht. Ein in der Kammer angeordneter Sensor mißt die entstehende Wechselamplitude (Abbildung 5.24).

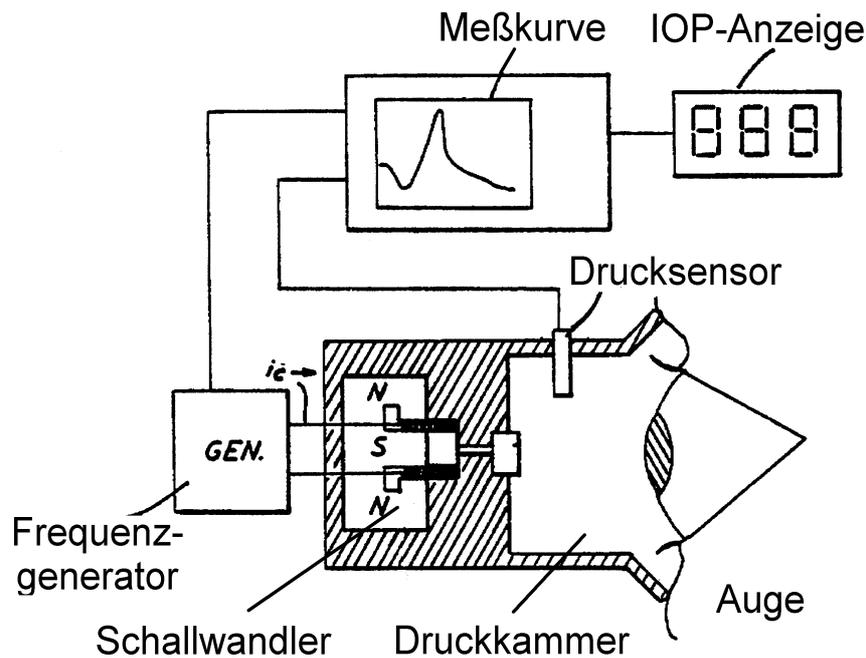


ABBILDUNG 5.24: AKUSTISCHES KAMMERTONOMETER NACH KRASNICKY

Krasnicky geht davon aus, daß die akustische Impedanz des Auges vom Intraoculardruck abhängt. Somit wird auch die vom Auge reflektierte Druckwelle und damit auch der in der Kammer entstehende Wechseldruck vom Augeninnendruck abhängen. Durch Variation der Anregungsfrequenz wird auch hier das akustische Spektrum bestimmt, aus dem der Augeninnendruck berechnet werden soll.

Die in diesem Patent vorgeschlagene Meßmethode stellt eine interessante Alternative dar. Jedoch sind auch hier keinerlei Messungen oder weiterführende Untersuchungen bekannt. Der Zusammenhang zwischen dem Augeninnendruck und der Meßgröße sowie deren Empfindlichkeit und Querempfindlichkeiten werden nicht angesprochen.

5.3 Zusammenfassung und Bewertung der Ansätze

Die Idee der dynamischen Messung des Augeninnendrucks durch Bestimmung des Schwingungsverhaltens wurde in der Vergangenheit von verschiedenen Forschungsgruppen verfolgt. Während erste Ansätze an einer Kontaktierung der Cornea mit einem Meßstempel festhielten und den Vorteil in einer Verbesserung der Meßgenauigkeit sahen, wird in neueren Ansätzen nach einer Möglichkeit gesucht, die Berührung des Auges zu vermeiden und somit den Hauptnachteil der heutigen Meßverfahren zu umgehen. Die Vibration-Tonometer, die in den sechziger Jahren entwickelt wurden, brachten daher gegenüber den etablierten

Verfahren keine signifikanten Vorteile. Ihre technische Realisierung war zudem zum damaligen Zeitpunkt aufwendig und teuer. Sie konnten sich nicht durchsetzen.

Über 15 Jahre später griff Hamelink (/HAMELINK79/) die Idee der dynamischen Messung erneut auf und schlug mit seinen in-vitro Messungen an enukleierten Lammaugen eine berührungslose Anregung und Messung vor. Eine in-vivo Realisierung seines Systems war allerdings zu dieser Zeit noch nicht möglich.

In den letzten Jahren wurden, im Wesentlichen in Patentschriften, mehrere technische Verfahren publiziert, die eine mögliche Realisierung der berührungslosen Anregung und Messung der Augenschwingungen beschreiben.

Zu den vorliegenden Patentschriften sind keine zugehörigen, praktischen Untersuchungen oder Realisierungen bekannt, obwohl die Einreichungen zwischen 5 und 11 Jahre zurückliegen. Teilweise müssen die in den Patentschriften angegebenen Voraussetzungen (z.B. erforderlicher Schalldruck zur Anregung, erforderliche Auflösung der Schwingungsmessung) angezweifelt werden, manchmal fehlen diese zur Realisierbarkeit wichtigen Angaben ganz. Zudem postulieren die Autoren zwar den Zusammenhang zwischen Intraoculardruck und Schwingungsverhalten, gehen aber auf die Abhängigkeit sowie die zu erwartenden Querempfindlichkeiten nicht ein.

Nur zwei Arbeiten versuchen, ein Meßsystem zu erstellen um den Zusammenhang experimentell zu untersuchen:

Woll (/WOLL94/) greift hierfür die von Roth 1962 (/ROTH62/) vorgeschlagene Idee, durch das geschlossene Augenlid zu messen, auf und erweitert sie um die Messung des Frequenzgangs. Die von Woll erzielten Ergebnisse weisen jedoch, vermutlich bedingt durch das weiche und inhomogene Gewebe des Augenlids sowie aufgrund technischer Unzulänglichkeiten des Aufbaus (Meßkopf, Positionierung des Meßstempels), eine viel zu große Ungenauigkeit auf.

Petter (/PETTER96/) versucht ein berührungsloses Verfahren unter Einsatz einer Kontaktlinse zu verwirklichen, scheitert jedoch bereits bei der Realisierung reproduzierbarer in-vitro Messungen an Schweineaugen.

Es kann aufgrund der bisherigen Untersuchungen als gesichert angesehen werden, daß ein signifikanter Zusammenhang zwischen Intraoculardruck und Schwingungsverhalten des Auges besteht. Technische Realisierungsmöglichkeiten für ein Tonometer, das den Augeninnendruck nach diesem Prinzip völlig berührungslos mißt, werden von verschiedenen Personen vorgeschlagen, ein funktionstüchtiger Aufbau, der das Meßprinzip in-vivo evaluiert, ist hingegen nicht bekannt.

6 Konzept zur berührungslosen Intraoculardruckmessung

Im Folgenden sollen zunächst die Erkenntnisse aus den vorausgegangenen Kapiteln zusammengestellt werden. Hieraus wird dann das Konzept eines neuen Meßverfahrens abgeleitet, mit dem die Nachteile der bestehenden Verfahren und bisherigen Ansätze vermieden werden sollen. Die Anforderungen an ein solches Verfahren werden aufgestellt.

6.1 Erkenntnisse aus den bisherigen Verfahren und Ansätzen

Die Messung des Intraoculardrucks stellt heute ein unverzichtbares Standardverfahren in der ophthalmologischen Diagnostik zur frühzeitigen Erkennung eines Glaukoms dar. Zur rechtzeitigen Diagnose und zur Vermeidung von schweren Folgeschäden muß dabei der Augeninnendruck bei allen Personen über ca. 40 Jahren Lebensalter regelmäßig in einem Screeningverfahren untersucht werden. Bei Verdacht auf ein Glaukom und zur Verlaufskontrolle bei einer Erkrankung ist darüber hinaus die Aufnahme von Tagesdruckkurven sowie eine möglichst tägliche Messung des Intraoculardrucks wünschenswert.

Für den Einsatz in der Praxis stehen dem Augenarzt hierfür mehrere unterschiedliche Meßgeräte zur Verfügung, die jedoch alle starke Mängel besitzen:

- Die Messung beruht auf einer Verformung der Cornea mit starker Krafteinwirkung auf das Auge.
- Die genau messenden Applanationstonometer erfordern eine Kontaktierung der Cornea mit einem Meßstempel, wodurch die Gefahr der Verbreitung von Infektionen entsteht.
- Die zur Messung erforderlichen Anästhetika schädigen das Epithel des Auges.
- Eine hinreichend genaue Messung des Augeninnendrucks ist nur bei Augen mit durchschnittlicher Geometrie und durchschnittlichem Gewebe möglich, bei Augen mit Abweichungen von durchschnittlichen Werten (z.B. Hornhautverkrümmung, dicke Cornea) muß mit großen Meßfehlern gerechnet werden.
- Die heutigen Instrumente können nicht als Heimtonometer eingesetzt werden, was jedoch medizinisch sehr wünschenswert ist.

Aus diesen Nachteilen ergibt sich der Bedarf nach einem Tonometer, das

- den Augeninnendruck ohne große Krafteinwirkung mißt und keine Anästhesie erfordert,

- keinen Kontakt mit dem Auge benötigt und daher ohne Infektionsgefahr angewendet werden kann,
- auch bei Augen mit abweichender Geometrie den Intraoculardruck richtig bestimmt, sowie
- günstig und einfach in der Anwendung ist, so daß auch ein Einsatz als Heimtonometer möglich ist.

Die offenkundigen Mängel der existierenden Meßverfahren und Geräte führten in der Vergangenheit wiederholt zur Untersuchung neuer Ansätze. Ein Teil dieser neuen Verfahren hält dabei an einer Kontaktierung des Auges fest (/KUSAR91/, /BEALE78/, /BRAND81/, /LEE86/, /MORRIS91/) und versucht als Vorteil eine kontinuierliche Messung zu ermöglichen. Diese Meßprinzipien sind durch den weiterhin erforderlichen Kontakt zum Auge, der oft auch auf Dauer erhalten bleiben muß, nicht sehr praktikabel. Diese Prinzipien sind daher nicht über erste Untersuchungen hinaus verfolgt worden.

Einen größeren Erfolg mit einer Umgehung aller Nachteile der bisherigen Verfahren verspricht die Idee, den Augeninnendruck indirekt aus dem mechanischen Schwingungsverhalten des Auges zu bestimmen. Diese Idee wurde in unterschiedlichen Ansätzen bereits in mehreren Forschungsarbeiten verfolgt. Leider ist es aufgrund der hohen Komplexität des Problems und den großen Anforderungen an ein derartiges Meßgerät bislang nicht gelungen, einen funktionsstüchtigen Aufbau für in-vivo-Messungen zu erstellen. Alle bekannten Arbeiten beschränken sich entweder auf reine Prinzipdarstellungen in Patentschriften ohne weitere Untersuchungen oder auf theoretische Untersuchungen und in-vitro-Messungen des Schwingungsverhaltens. In nur einer einzigen Arbeit wurde ein in-vivo-Meßsystem entwickelt, das die mechanische Impedanz des Auges durch das Augenlid ermittelt. Mängel im Aufbau und die Messung durch das Lid führten jedoch auch hier nicht zu aussagekräftigen und reproduzierbaren Ergebnissen.

Obwohl die Ansätze erfolgversprechende Teilergebnisse liefern, die eine Bestimmung des Intraoculardrucks indirekt aus dem Schwingungsverhalten des Augenbulbus als aussichtsreich erscheinen lassen, kann das Potential dieser Meßmethode derzeit nicht abgeschätzt werden, da eine durchgängige Untersuchung sowie aussagekräftige in-vivo-Messungen fehlen.

Auf der Basis dieser Untersuchungen soll nun ein Konzept zur berührungslosen Messung des Augeninnendrucks entwickelt werden. Hierfür werden zunächst die Anforderungen an ein solches Tonometer zusammengestellt.

6.2 Anforderungen an ein neues Meßverfahren

Die grundlegenden Anforderungen, die ein neues System zur Messung des Intraoculardrucks erfüllen sollte, wurden bereits in Kapitel 6.1 genannt. Im nachfolgenden werden diese Anforderungen im Detail dargestellt und, wo möglich, quantifiziert. Auch auf weitere, erforderliche Eigenschaften, die bisher noch nicht genannt wurden, wird eingegangen.

6.2.1 Genauigkeit

Kernanforderung an ein Tonometer ist sicher die Messung des Intraoculardrucks mit einer hinreichenden Genauigkeit. Die erforderliche Genauigkeit wird hierbei zunächst natürlich durch die medizinischen Anforderungen vorgegeben und kann sich dabei je nach Art der Untersuchung (z.B. Screening-Verfahren, Verlaufskontrolle) unterscheiden. Auf der anderen Seite muß ein neues Tonometer auch die Vorschriften und Richtlinien des Gesetzgebers einhalten, die in der Medizingeräteverordnung sowie den zuständigen Normen festgelegt sind. Letztlich lassen sich auch aus dem Vergleich der Genauigkeiten von auf dem Markt befindlichen Tonometern nützliche Schlüsse über die erforderliche Meßgenauigkeit ziehen.

Medizinische Anforderungen

Der Augeninnendruck ist eine Organkonstante wie der Blutdruck und unterliegt somit ebenso individuellen Unterschieden sowie tageszeitlichen und situationsbedingten Schwankungen. Eine exakte Grenze zwischen einem gesunden Intraoculardruck und schädlich erhöhtem Augeninnendruck läßt sich daher nicht ziehen. Das Glaukomrisiko ist aufgrund der individuellen Unterschiede für jeden Patienten anders. Statistische Untersuchungen zeigen zwar einen prinzipiellen, starken Anstieg des Erkrankungsrisikos mit steigendem Augeninnendruck (Tabelle 6.1), aber dennoch entstehen ca. 20% der Gesichtsfeldausfälle bei einem als normal diagnostiziertem Intraoculardruck. Obwohl 6-8% der Bevölkerung an einem erhöhten Augeninnendruck leiden, entsteht nur bei ca. 2% eine Schädigung des Sehnervs (/KRIEGLSTEIN96/).

Im allgemeinen gelten Drücke zwischen 10 und 22 mmHg als normal, während bei einem gemessenen Augeninnendruck von über 22 mmHg zunächst von einem Glaukomverdacht gesprochen wird, der zur sicheren Diagnose weitergehende Untersuchungen (Perimetrie, Tagesdruckkurve) erforderlich macht. Bei einem akuten Glaukomanfall kann der Augeninnendruck Werte von über 80 mmHg annehmen, mehr als dem vierfachen des Normaldrucks. Hierbei ist allerdings die genaue Bestimmung des Augeninnendrucks allenfalls zur Tendenzermittlung erforderlich, um frühzeitig den einsetzenden Erfolg einer Behandlung erkennen zu können. Am wichtigsten ist eine genaue Messung des Intraoculardrucks im Grenzbereich zwischen ca. 17 und 25 mmHg, in dem ein

starker Anstieg des Glaukomrisikos stattfindet und der die angenommene Trennlinie zwischen normalem und überhöhten Augeninnendruck beinhaltet. Ärzte fordern in diesem Bereich oft eine Genauigkeit von 1 mmHg, die jedoch von keinem heutigen Gerät erreicht wird. Andererseits bewirkt allein die psychische Anspannung des Patienten während der Messung teilweise Intraoculardruckanstiege von über 5 mmHg, so daß eine Genauigkeit von 1 mmHg normalerweise nicht ausgeschöpft werden kann. Wichtig ist hingegen eine hohe Reproduzierbarkeit der Meßwerte, so daß eine langfristige Tendenz der Augeninnendruck-Entwicklung sowie der Tagesverlauf sicher ermittelt werden können. Hierfür sind Reproduzierbarkeiten besser 2 mmHg erforderlich.

Augeninnendruck in mmHg	relatives Glaukomrisiko
-16	1
17-19	1,7
20-23	4
26-30	22
30-	76

TABELLE 6.1: RISIKO EINER GLAUKOMERKRANKUNG IN ABHÄNGIGKEIT VOM AUGENINNENDRUCK (AUS DATEN VON /KRIEGLSTEIN96/)

Gesetzliche Anforderungen

Im Normentwurf DIN EN ISO 8612 wird die Anforderung an die Genauigkeit eines Tonometers gemäß Tabelle 6.2 festgelegt. Hierbei wird eine Klassifikation in Tonometer der Klasse A und Tonometer mit niedrigerem Leistungsstandard der Klasse B vorgenommen. Die Norm schreibt zur Ermittlung der Meßgenauigkeit eine Vergleichsmessung des Tonometers (Testtonometer) mit einem Applanationstonometer (Referenztonometer) an mindestens 150 Augen vor. Hierbei dürfen maximal 5% der paarweisen Differenzen zwischen der Anzeige des Testtonometers und Anzeige des Referenztonometers größer sein als die in der Tabelle 6.2 angegebene Grenzabweichung für den jeweiligen Druckbereich und die jeweilige Geräteklasse.

Bereich des intraocularen Druckes (mmHg)	Grenz- abweichung Klasse A	Grenz- abweichung Klasse B	Mindestanzahl von Augen
7 - 18	± 5,0	± 7,0	40
>18 - 24	± 5,0	± 7,0	40
>24	± 7,0	± 11,0	40

TABELLE 6.2: GENAUIGKEITSANFORDERUNG NACH ISO 8612

Für den diagnostisch wichtigen Bereich zwischen 18 und 24 mmHg bedeutet dies, daß bis zu 5% der Messungen über 20% (Tonometer der Klasse A) vom Referenzwert abweichen dürfen.

Weiterhin wird in der ISO 8612 festgelegt, daß jedes gefertigte Tonometer mit einem Prüfgerät verifiziert wird. Der Fehler des Prüfgeräts darf dabei maximal die Hälfte der Grenzabweichung nach Tabelle 6.2 betragen.

6.2.2 Belastung des Patienten

Ein weiteres Ziel muß es sein, die Belastung des Patienten durch die Messung so klein wie möglich zu halten und Nebenwirkungen möglichst auszuschließen.

Die höchstens erlaubte Krafteinwirkung auf das Auge, die zu keiner Schädigung führt, ist nicht bekannt. Grenzwerte oder Richtlinien existieren hierfür nicht. Man kann jedoch die bei den Messungen mit heutigen Applanationstonometern auftretenden Kräfte und Verformungen als Vergleichsmaß heranziehen. Bei diesen Messungen wird die Cornea auf einem Durchmesser von ca. 3 mm applaniert, ohne daß bei gesunden Augen eine Schädigung entsteht. Größere Verformungen erhöhen den Augeninnendruck durch die dadurch hervorgerufene Kammerwasserverdrängung und werden vermieden, gelten aber per se noch nicht als schädlich. Um jedoch auch Messungen an einer labilen Cornea, z.B. zur postoperativen Verlaufskontrolle zu ermöglichen, sollte mit einem neuen Meßverfahren versucht werden, mit einer wesentlich geringeren Verformung der Cornea auszukommen.

Schädigungen der Cornea sind indes durch das Aufsetzen eines Meßstempels auf das Auge möglich, wenn anhaftende, scharfkantige Partikel auf die Augenhornhaut gepreßt werden oder wenn durch eine unkontrollierte Bewegung des Patienten (Abwehrreflex) eine plötzliche, große Krafteinwirkung entsteht.

Durch die Kontaktierung eines Meßstempels entsteht zudem die Gefahr, daß Bakterien und Viren von erkrankten Patienten übertragen werden und sich somit Infektionen verbreiten.

Die Berührung des Auges ruft beim Patienten ein Schmerzempfinden hervor, das den Einsatz eines Anästhetikums mit erheblichen Nebenwirkungen erfordert.

Um diese Belastungen des Patienten möglichst zu vermeiden, ist es also erforderlich, eine Messung des Augeninnendrucks zu verfolgen, die auf eine direkte Berührung des Auges verzichtet. Eine berührungslos oder auch über das Augenlid eingeprägte Verformung sollte dabei möglichst gering sein und keinesfalls die in der jetzigen Applanationstonometrie auftretenden Kräfte übersteigen.

6.2.3 Handhabbarkeit

Ein neues Tonometer kann nur dann eine ausreichende Akzeptanz bei den Ärzten und Patienten gewinnen, wenn es in der Anwendung leicht handhabbar ist und sich auch ohne lange Einlernphase zügig reproduzierbare Messungen durchführen lassen. Die Möglichkeit fehlerhafter Messungen sollte ausgeschlossen sein oder zumindest vom Gerät selbst erkannt werden, so daß deren Ergebnisse verworfen werden können. Die Anwendung des Tonometers sollte einfach sein und in wenigen Schritten durchgeführt werden. Eventuell notwendige Feineinstellungen (z.B. zur richtigen Positionierung auf die Cornea) sollte das Gerät nach Möglichkeit automatisch selbst vornehmen.

Soll das Tonometer auch in der Heimtonometrie verwendet werden, so muß auf die einfache Bedienbarkeit und den Ausschluß fehlerhafter Messungen besonderer Wert gelegt werden. Ein Selbsttonometer muß über einen vollautomatischen Meßablauf verfügen, der sich über einen einfachen Knopfdruck auslösen läßt. In diesem Fall muß sowohl die Justage auf das Auge als auch die Beurteilung der richtigen Position zur Meßdurchführung vom Gerät vorgenommen werden. Der Patient selbst kann nur eine Zielmarkierung mit dem Auge fixieren.

Zur Handhabbarkeit eines Tonometers gehört auch, daß das Gerät möglichst ohne Vor- und Nachbereitungszeit (wie z.B. Gabe von Anästhetika oder Fluoreszenzmittel) sowie wartungsfrei arbeiten sollte. Auf in der Praxis oft unzureichend durchgeführte Desinfektionen zwischen den Messungen sowie Rekalibrierungen sollte verzichtet werden können.

Abmaße und Gewicht sollten für den Einsatz in der Praxis dem bei üblichen ophthalmologischen Tischgeräten vorhandenen Standard entsprechen. Ein Selbsttonometer sollte als tragbares „Handheld“-Gerät etwa in der Größe einer Kamera ausgeführt sein.

6.2.4 Sonstige Anforderungen

Darüber hinaus muß das Tonometer weitere, eigentlich selbstverständliche Eigenschaften besitzen:

- Die Messung des Intraoculardrucks sollte rückwirkungsfrei sein, also selbst den Augeninnendruck, z.B. durch zu starke Verformung der Cornea, nicht beeinflussen.
- Die Messung sollte möglichst invariant gegenüber der Geometrie und dem Gewebe des Patientenauges sein, so daß der Augeninnendruck auch bei einer abnormen Corneakrümmung oder abweichenden Bulbuslängen korrekt bestimmt wird. Diese Forderung wird von den derzeitigen Tonometern nur begrenzt erfüllt.
- Das Tonometer sollte langzeitstabil sein und keine Rekalibrierung erfordern.

- Letztlich muß die Technologie eines neuen Tonometers so gewählt werden, daß es zu einem akzeptablen Preis gefertigt werden kann. Die heute meist-verkauften Luftimpulstonometer werden zu einem Preis von ca. 15.000,- DM angeboten. Ein neues Gerät darf im Preis nicht wesentlich teurer sein, um eine Marktakzeptanz zu finden. Ein Heimtonometer muß im Preis deutlich darunter liegen und sollte, um eine große Verbreitung zu finden, zu Kosten angeboten werden können, die heutigen hochwertigen Blutdruckmeßgeräten entsprechen.

6.3 Berührungslose Bestimmung des intraokularen Drucks

Im vorangegangenen Teil der Arbeit wurde der Stand der Tonometrie mit seinen bis heute vorhandenen Mängeln sowie die Anforderungen an ein neues Tonometer dargestellt. Mit diesem Wissen soll nun das Konzept für ein neues Tonometer, das die bestehenden Nachteile vermeidet, entwickelt werden.

6.3.1 Meßprinzip

Die Messung des Intraoculardruckes durch Applanation der Cornea stellt heute die Methode mit der größten Genauigkeit dar. Durch die starke Krafteinwirkung auf das Auge und die Belastung des Patienten sind mit dieser Methode jedoch unvermeidbare Nachteile verbunden, so daß dieses Prinzip für eine Neuentwicklung ausscheidet. Die Verwendung eines Luftimpulses statt eines festen Meßstempels umgeht dabei nur einen Teil der Probleme und führt somit zu keiner umfassenden Verbesserung. Die indirekte Messung durch das Augenlid führt aufgrund des unspezifischen Lidgewebes zu starken Meßfehlern (/WOLL94/) und scheidet daher ebenfalls aus.

Hingegen erscheint die Methode, den Augeninnendruck aus dem Schwingungsverhalten des Auges zu ermitteln, als sehr erfolgversprechend. Mehrere Untersuchungen (z.B. /HAMELINK79/, /COQUART82/, /WOLL94/, /PETTER97/) zeigen in theoretischen Simulationen und in-vitro Messungen eine signifikante Abhängigkeit zwischen der Resonanzfrequenz des Auges und dem Augeninnendruck. Diese Methode läßt zudem, wie später gezeigt werden wird, auch eine kontaktlose Messung zu, so daß die Nachteile einer Kontaktierung umgangen werden können. Zur Messung des Schwingungsverhaltens sind nur geringe Schwingungsamplituden des Auges erforderlich, so daß auch die Krafteinwirkung auf das Auge sehr klein gehalten werden kann. Mißt man nun anstatt nur einer Resonanzfrequenz ein gesamtes Schwingungsspektrum des Auges, welches mehrere Resonanzen umfaßt, so erscheint es darüber hinaus auch möglich, Einflüsse durch eine abweichende Augengeometrie oder aufgrund unterschiedlichen Gewebes zu kompensieren.

Es wird daher das folgende Konzept einer Intraoculardruckmessung vorgeschlagen:

- kontaktlose Anregung des Auges zu Schwingungen kleiner Amplitude
- kontaktlose Messung dieser Schwingungen
- Variation dieser Anregungsfrequenz oder Wahl einer Anregungssignalform derart (z.B. Impuls, Rauschen), daß in einem geeigneten Frequenzband das Schwingungsspektrum des Auges bestimmt werden kann
- Berechnung des Augeninnendrucks aus diesem Spektrum mit Hilfe geeigneter Algorithmen

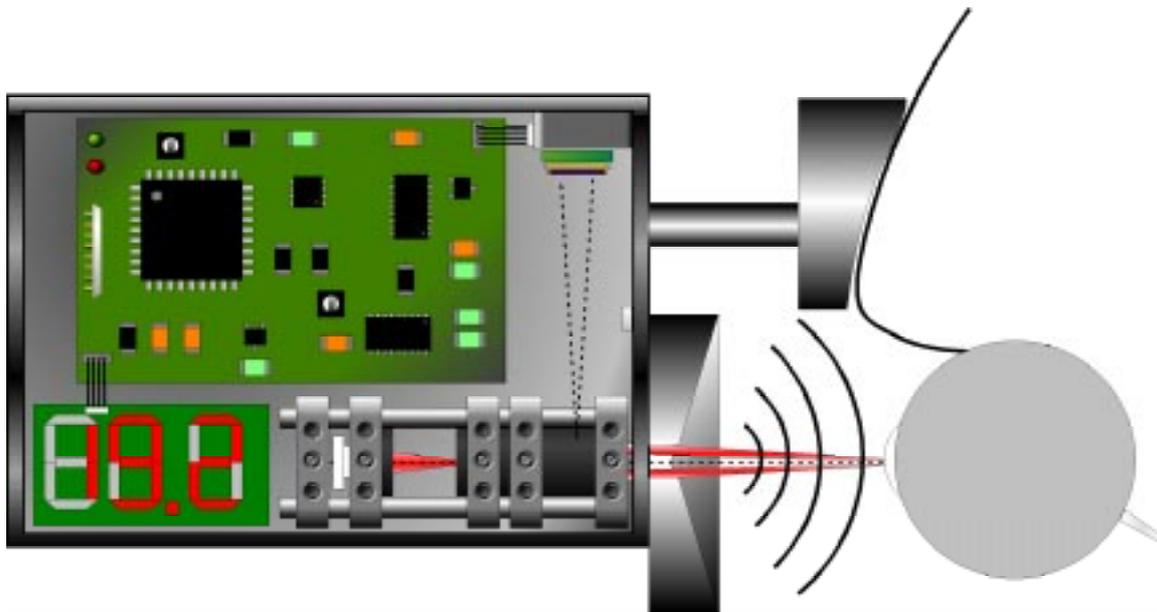
Für die Anregung der Schwingungen stehen zunächst mehrere Möglichkeiten zur Verfügung, die auf ihre Eignung hin untersucht werden müssen. Denkbar sind hier die

- indirekte Anregung über Schädelknochen oder Augenlid
- akustische Anregung mit niederfrequenten Schallwellen
- Anregung durch modulierten Ultraschall, dessen langevinscher Strahlungsdruck zur Anregung ausgenutzt wird.

Die kontaktlose Messung der Schwingungen kann entweder akustisch (Ultraschall) oder optisch z.B. durch Triangulation oder phasenmessende Verfahren (Interferometrie) geschehen.

Die Aufnahme der Meßwerte und deren Auswertung nach einem geeigneten Algorithmus ist heute einfach mit einem Mikrocontroller oder digitalen Signalprozessor möglich.

Das Tonometer kann je nach geforderter Genauigkeit und notwendigem Aufwand zur Durchführung der Messungen entweder als Tischgerät oder Handheld-Tonometer ausgeführt sein. Abbildung 6.25 zeigt ein Designbeispiel für ein solches Handtonometer, in welchem Anregung, Schwingungsmessung und elektronische Auswertung integriert sind.

**ABBILDUNG 6.1: DESIGNBEISPIEL EINES KONTAKTLOS ARBEITENDEN HANDTONOMETERS**

6.3.2 Zielsetzung und Vorgehensweise der Arbeit

In der vorliegenden Arbeit soll nun erstmals versucht werden, das Konzept einer indirekten Messung des Augeninnendrucks über die Schwingungseigenschaften des Auges möglichst umfassend zu bearbeiten. Hierfür soll zunächst das Potential einer derartigen Messung sowie deren Voraussetzungen in Finite-Element-Simulationen untersucht werden. Parallel zu diesen Rechnersimulationen ist eine Überprüfung des Zusammenhangs durch Messungen erforderlich, die sowohl an Augenmodellen als auch in-vitro an enukleierten Tieraugen durchgeführt werden. Die Ergebnisse dieser beiden Untersuchungen sollen in die Entwicklung eines in-vivo-Meßsystems münden, mit dem erstmalig das Frequenzverhalten des Humanauges untersucht werden kann.

Simulation des Schwingungsverhaltens mit der Finite-Elemente-Methode

Das Schwingungsverhalten des Humanauges ist durch seinen Aufbau aus unterschiedlichen Schichten mit sehr unterschiedlichen biologischen Materialien äußerst komplex und kann analytisch nicht bestimmt werden. Als Alternative zu einer analytischen Betrachtung soll das Schwingungsverhalten daher mit der Methode der Finiten Elemente numerisch untersucht werden.

Aus der Vergangenheit sind bereits zwei Finite-Elemente-Untersuchungen des Auges von Coquart (/COQART92/, siehe Kapitel 5.1.3) und Woll (/WOLL94/, siehe Kapitel 5.1.4) bekannt. Beide Autoren wählten aus Komplexitätsgründen ein zweidimensionales Modell des Humanauges, mit dem asymmetrische Moden nicht berechnet werden können. Die verwendete Elementzahl ihrer Modelle ist sehr gering. Von beiden Autoren wird zudem nur die grundlegende Abhän-

gigkeit der Resonanzfrequenzen vom Intraoculardruck berechnet, der Einfluß sekundärer Größen wurde nicht untersucht.

Ziel dieser Arbeit wird es sein, erstmalig ein dreidimensionales Modell des Humanauges zu entwickeln. Mit diesem Modell sollen die Resonanzfrequenzen des Auges sowie deren Abhängigkeit vom Augeninnendruck berechnet werden. Erstmalig sollen auch Untersuchungen stattfinden, die die Abhängigkeit des Schwingungsverhaltens von weiteren Parametern wie Augengröße und Gewebeeigenschaften angeben und somit eine Abschätzung der zu erwarteten individuellen Streuung ermöglichen.

Durchführung von in-vitro-Messungen

Die erreichbare Genauigkeit der Simulationen ist durch die nur begrenzt bekannten Materialeigenschaften und die aufgrund der Komplexität erforderlichen Idealisierung nur begrenzt. Daher ist es erforderlich, die Simulationen durch Messungen zu flankieren. Gangbarer Weg erscheint hierfür die Messung des Schwingungsverhaltens von enukleierten Tieraugen in-vitro. Als Tieraugen werden Schweineaugen gewählt, da sie in Geometrie und Aufbau am Besten dem Humanauge entsprechen.

Ähnliche Messungen wurden bereits von Hamelink (/HAMELINK79/, siehe Kapitel 5.1.2) und Petter (/PETTER96/, siehe Kapitel 5.1.5) durchgeführt. Die Messungen von Petter sind aufgrund von Mängeln im Meßsystem nicht aussagekräftig. Hamelink hat anstatt von Schweineaugen Lammaugen untersucht und nur eine Resonanzfrequenz bestimmt, so daß wesentliche Aussagen unbekannt bleiben.

Als zweites Ziel der Arbeit wird daher gesetzt, die Resonanzfrequenzen von enukleierten Schweineaugen in-vitro zu bestimmen. Hierfür muß zunächst ein Labormeßsystem erstellt werden, mit dem die Augen zum Schwingen angeregt werden können. Die Messung dieser Schwingungen auch kleiner Amplitude soll berührungslos vorgenommen werden. In Messungen mit diesem Laborsystem soll an Tieraugen der Zusammenhang zwischen Intraoculardruck und Resonanzfrequenz nachgewiesen werden. In Serienmessungen sollen zudem Aussagen über die Streuung und Reproduzierbarkeit einer solchen Meßmethode gefunden werden.

Ein weiteres Ziel dieses Laboraufbaus soll sein, Erkenntnisse für ein in-vivo-Meßsystem zu gewinnen. Hierzu zählen z.B. Angaben über die erforderlichen Schalldrücke, maximale und minimale Schwingungsamplituden und den erforderlichen Frequenzbereich der Messung. Mit dem in-vitro-Meßaufbau lassen sich auch unterschiedliche Anregungsarten und Schwingungsmeßverfahren für den in-vivo-Einsatz evaluieren.

Entwicklung eines Systems zur in-vivo Messung des Schwingungsverhaltens

Die Ergebnisse der Simulationen und in-vitro-Messungen sollen in das Hauptziel der vorliegenden Arbeit, der Entwicklung eines Systems zur in-vivo-Untersuchung des Schwingungsverhaltens von Humanaugen, münden. Hierfür soll ein Meßgerät entwickelt werden, das erstmalig das Auge in-vivo zum Schwingen anregen und diese Schwingungen berührungslos messen kann. Zur zuverlässigen Messung muß dieses Gerät die bei in-vivo-Messungen unvermeidlichen Störungen durch Kopfbewegung, Augentremor etc. kompensieren können. Strahlenschutzgrenzwerte und sonstige Richtlinien müssen eingehalten werden, um den Patienten nicht zu gefährden.

Als Abschluß der Arbeit sollen dann mit diesem System erste Messungen der Augenschwingungen vorgenommen werden.

7 Berechnung der Resonanzfrequenzen mit der Methode der Finiten Elemente

7.1 Einleitung

7.1.1 Gründe für die Modellierung mit Finiten Elementen

Das Auge stellt ein komplexes, biologisches Gebilde aus unterschiedlichen Bereichen und Schichten mit sehr verschiedenen Materialeigenschaften dar. Eine analytische Untersuchung des Schwingungsverhaltens ist daher nicht möglich. Die Methode der Finiten Elemente stellt hingegen ein Verfahren dar, mit dem sich beliebige Körper modellieren und numerisch untersuchen lassen. Hierfür wird das zu modellierende Objekt in kleine Teilbereiche (Elemente) zergliedert, deren Verhalten aufgrund ihrer einfachen Geometrie leicht beschrieben werden kann. Die Elemente werden an Knoten miteinander gekoppelt, wobei die einzelnen Größen wie Spannung, Druck kontinuierlich ineinander übergehen müssen. Man erhält so ein lineares Gleichungssystem, das sich numerisch lösen läßt.

Mit der Methode der Finiten Elemente können folglich einfach Bereiche mit unterschiedlichem Gewebe und komplexer Geometrie nachgebildet werden. Neben den klassischen Spannungs- und Dehnungsverläufen können auch die Eigenfrequenzen eines Modells berechnet und die entsprechenden Schwingungsverläufe dargestellt werden. Durch die einfache Vorgabe der Geometrie und Materialeigenschaften lassen sich auch –im Gegensatz zu Untersuchungen durch Messungen–, sehr einfach die Auswirkungen einzelner Größen berechnen. Somit sind gezielte Untersuchungen von Abhängigkeiten und Querempfindlichkeiten möglich.

7.1.2 Grenzen und Einschränkungen einer simulativen Untersuchung

Trotz der Vorteile, die eine numerische Untersuchung des Schwingungsverhaltens mit Finiten Elementen besitzt, muß man sich immer bewußt sein, daß es sich lediglich um eine Simulation handelt. Die durch die Simulation erreichbare Genauigkeit ist durch mehrere Faktoren begrenzt und kann nicht beliebig gesteigert werden:

Die begrenzte Rechengenauigkeit des Computers und die iterative Lösung des Gleichungssystems führen zu einer Fortpflanzung von Rundungsfehlern, die zu Fehlern des Ergebnisses oder zu Instabilitäten führen können, die das Ergebnis

gänzlich unbrauchbar machen. Ein sehr fein diskretisiertes Finite Elemente Modell mit sehr vielen Elementen kann also ungenauer sein als ein Modell mit größerer Vermaschung.

Durch die Diskretisierung wird die kontinuierliche Struktur in ein Modell mit diskreten Teilelementen überführt, so daß ein quasi grobkörniges Abbild des Objekts entsteht. Wegen der Rechenzeit- und Speicherbegrenzung und zur Vermeidung von Rundungsfehlern kann diese Diskretisierung nicht beliebig fein gemacht werden.

Ebenfalls um die Komplexität des Modells beherrschbar zu halten, muß das Objekt idealisiert, also vereinfacht nachgebildet werden. Insbesondere biologisches Gewebe setzt sich aus verschiedensten, mikroskopisch kleinen Einzelstrukturen zusammen (Zellen, Fasern, Blutgefäße etc.), so daß es nur vereinfacht modelliert werden kann (siehe Abbildung 7.1). Hierfür müssen Gewebe zu Bereichen mit durchschnittlichen, homogenen mechanischen Materialeigenschaften zusammengefaßt werden. Eine zu detaillierte Beschreibung kann auch zu einer Verringerung der Modellgenauigkeit führen, da die komplizierte Geometrie zu einer stärker inhomogenen Vermaschung mit starken lokalen Verzerrungen führt.

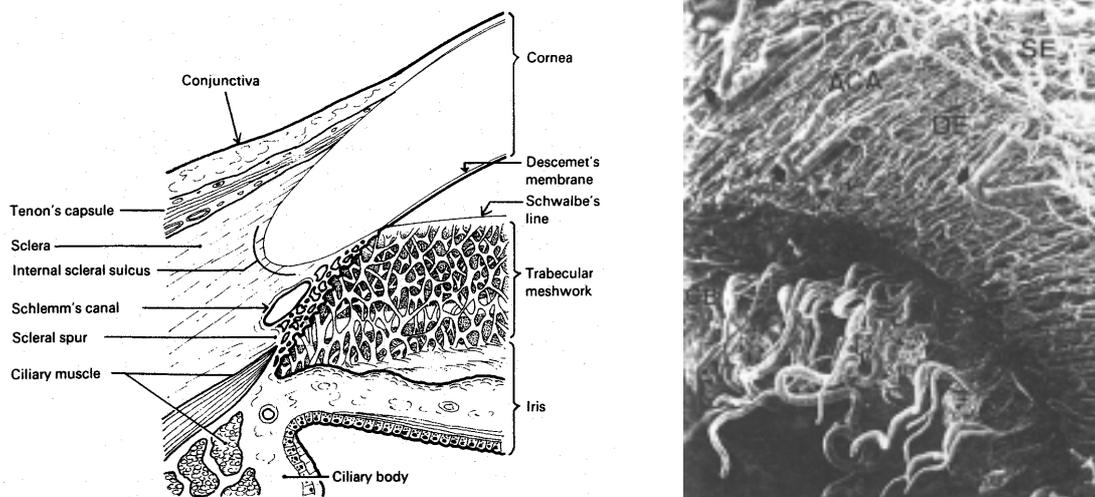


ABBILDUNG 7.1: DETAILSUFNAHMEN DES HUMANAUGES (LINKS: CORNEOSCLERALER ÜBERGANG UND TRABEKELWERK; RECHTS: REM-AUFNAHME DES VASKULÄREN PLEXUS (AUSSCHNITT))

Hauptursache für die verbleibende Ungenauigkeit des Modells wird jedoch die mangelnde Verfügbarkeit von Informationen über die Gewebeeigenschaften und Geometrie sein. Diese sind häufig nur ungenau oder gar nicht bekannt. Diese Unwägbarkeiten in der Eingabe pflanzen sich natürlich durch die gesamte Berechnung durch und begrenzen die erreichbare Genauigkeit des Ergebnisses maßgeblich. Eine Modellierung mit großer Detaillierung macht daher auch deshalb keinen Sinn, da die dafür erforderlichen Daten nicht erhaltbar sind. Dennoch muß bei der Idealisierung und Festlegung der Materialeigenschaften si-

hergestellt werden, daß die getroffenen Idealisierungen zulässig sind und die Genauigkeit nur in akzeptablem Maß herabsetzen.

Ein weiteres Problem ist, daß die Verifikation der Ergebnisse sehr schwierig ist. Die Überlagerung der unterschiedlichen Fehlereinflüsse durch Idealisierung, Diskretisierung, Rechenungenauigkeit und vereinfachte mechanische Ansatzfunktionen der Elemente lassen sich am Ergebnis nur schwer abschätzen und trennen. Eine Verifikation durch Vergleich mit Messungen ist ebenfalls oft nur begrenzt möglich, da die Maße und Materialeigenschaften des Meßobjekts nicht genau bekannt sind oder keine einfache Meßmöglichkeit besteht.

7.1.3 Ziel der FEM-Simulation

Aufgrund der gezeigten Einschränkungen kann es nicht Ziel der Finiten-Elemente-Simulationen sein, ein exaktes Modell des Humanauges zu entwickeln, mit dem die realen Resonanzfrequenzen mit einer Genauigkeit bestimmt werden können, so daß hieraus direkt eine Formel angegeben werden kann, mit der der Augeninnendruck aus Messungen der Frequenzen zurückgerechnet werden kann. Die unvermeidbaren Ungenauigkeiten der Modellierung würden den durch den Augeninnendruck hervorgerufenen Effekt sicher so stark überlagern, daß das Ergebnis unbrauchbar ist. Hingegen lassen sich auch mit einem vereinfachten Modell die relativen Änderungen hinreichend genau untersuchen.

Ziel der vorgenommenen Finite-Elemente-Untersuchungen ist es daher, zunächst den Frequenzbereich zu bestimmen, in welchem charakteristische Resonanzfrequenzen des Auges auftreten. Die Abhängigkeit dieser Resonanzfrequenzen vom Intraoculardruck muß verifiziert und quantitativ bestimmt werden. Mit diesem Ergebnis wird die wichtige Aussage gewonnen, ob der dem verfolgten Meßprinzip zugrunde gelegte Meßeffect wirklich vorhanden ist und ob die zu erwartende Empfindlichkeit zwischen Augeninnendruck und Resonanzfrequenz für eine Messung ausreichend ist.

Ein weiteres wichtiges Ergebnis, das sich mit der Finiten-Elemente-Simulation gewinnen läßt, ist die Abschätzung der Querempfindlichkeiten zwischen der Meßgröße Resonanzfrequenz und den verschiedensten Einflüssen, mit denen gerechnet werden muß. Hierfür können die geometrischen und mechanischen Parameter des Auges über den physiologisch zu erwartenden Bereich variiert werden und die dadurch hervorgerufene Änderung der Resonanzfrequenz bestimmt werden. Diese Untersuchung wird aufzeigen, durch welche Einflüsse eine starke Verfälschung des Meßergebnisses erwartet werden kann. Unter Umständen lassen sich daraus auch Maßnahmen zur Verringerung oder Kompensation der Querempfindlichkeit ableiten oder die Anforderung an eine Erfassung einer weiteren Meßgröße erkennen.

7.2 Finite-Elemente-Modell des Humanauges

Im Folgenden wird nun das Finite-Elemente-Modell des Humanauges entwickelt.

7.2.1 Wahl der Modellierung

Zunächst muß geklärt werden, welche Art von Modellierung für das vorliegende Problem am besten geeignet ist. Für das weitgehend rotationssymmetrische Auge ist sowohl eine zweidimensionale als auch dreidimensionale Modellierung möglich. Voraussetzung für eine zweidimensionale Modellierung ist dabei, daß das verwendete FE-Tool die „2-dimensionale“ Abbildung 3-dimensionaler Körper mit rotationssymmetrischer Struktur ermöglicht.

Der Vorteil der zweidimensionalen Struktur liegt vor allem in der starken Reduzierung der erforderlichen Elementanzahl, womit die Anforderungen an Rechenleistung und die erforderliche Rechenzeit gering gehalten werden können. Nachteilig ist, daß mit einem derartigen Modell keine rotationsunsymmetrischen Schwingungsmoden berechnet werden können. Es ist desweiteren nicht möglich, dieses Modell um rotationsasymmetrische Unregelmäßigkeiten zu erweitern und damit den Effekt von z.B. Astigmatismus, Ödemen oder Unregelmäßigkeiten in der Sklera zu untersuchen.

Nachteil einer dreidimensionalen Modellierung ist vor allem die wesentlich größere Zahl an Elementen, die erforderlich ist, so daß eine hohe Anforderung an den Rechner entsteht. Vorteilhaft ist, daß keinerlei Einschränkungen bei der Modellierung bestehen.

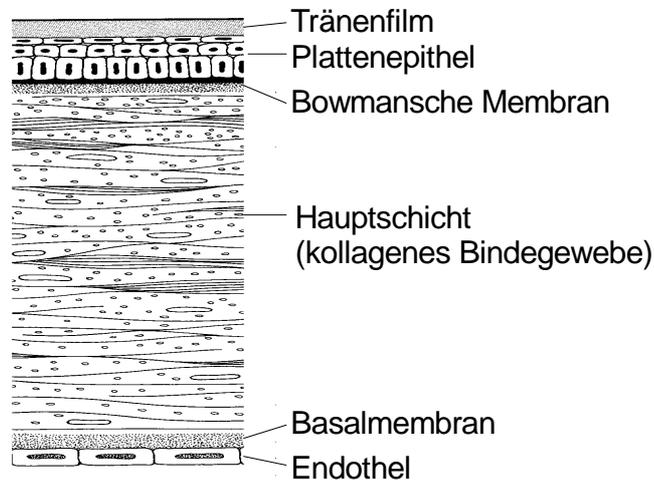
Zur Simulation steht der leistungsfähige Parallelrechner Siemens RS/6000 SP der Universität zur Verfügung, der eine Berechnung auch komplexer Modelle ermöglicht. Aus diesen Gründen wird der Weg einer 3D-Modellierung gewählt.

7.2.2 Idealisierung

Der erste notwendige Schritt bei der Erstellung des Modells ist die Idealisierung des Objekts. Das Auge ist aus unterschiedlichen Bereichen mit verschiedensten biologischen Geweben aufgebaut und kann in seiner vollen Komplexität nicht nachgebildet werden. Zur Vereinfachung müssen die einzelnen Bereiche näher untersucht werden und ihr Einfluß auf die Resonanzfrequenz abgeschätzt werden. Benachbarte Schichten mit ähnlichen mechanischen Eigenschaften werden zu einer Schicht zusammengefaßt. Bereiche, die das Schwingungsverhalten nur unwesentlich beeinflussen, werden vernachlässigt. Der Grundaufbau des Auges wurde bereits in Kapitel 3.2 dargestellt. Im Folgenden werden die einzelnen Schichten des Auges im Detail untersucht und mögliche Vereinfachungen sowie die notwendige Modellierungsgenauigkeit bestimmt.

Cornea

Die Cornea besteht aus den 5 Schichten Epithel, Bowmansche Zone, Stroma, Descemetsche Membran und Endothel. Die folgende Abbildung zeigt schematisch ihren Aufbau und die durchschnittlichen Dicken der einzelnen Schichten:



Schicht	Dicke (μm)
Epithel	30 - 50
Bowmansche Membran	10
Stroma	450
Descemetsche Membran	10
Endothel	5

ABBILDUNG 7.2: AUFBAU DER CORNEA (/SOERGEL94/)

Das vordere Hornhautepithel ist durchschnittlich 30 - 50 μm dick und besteht aus 5 - 6 Lagen Epithelzellen. Es ist reichlich mit Nerven durchzogen, weshalb für die berührungslose Messung des Augeninnendrucks eine lokale Anästhesie erforderlich ist. Zwischen Epithel und Stroma liegt die nur ca. 10 μm dicke Bowmansche Membran. Sie besteht aus einem Flechtwerk von Kollagenfasern, die im hinteren Teil in die Lamellen des Stromas übergehen. Daher wird sie teilweise als Bestandteil des Stromas angegeben.

Den weitaus größten Bereich der Cornea nimmt mit einer Dicke von ca. 450 μm das Stroma ein. Es ist aus 200 - 250 Lamellenschichten aufgebaut, die Faserrichtung benachbarter Schichten ist dabei jeweils um ca. 90° gedreht. Diese Schichtanordnung ermöglicht die außerordentliche Dehnungsstabilität der Cornea. In den Lamellenschichten ist eine beträchtliche Menge Wasser gebunden, die ca. 78% Gewichtsanteil des Stromas beträgt und neben der exakt parallelen Lamellenanordnung für die Durchsichtigkeit der Cornea ausschlaggebend ist.

Die Rückseite des Stromas wird zur vorderen Augenkammer durch 2 dünne Schichten, Descemetsche Membran und Endothel abgeschlossen. Das Endothel besteht aus einer einschichtigen, ca. 5 mm dicken Lage von Endothelzellen, die die Descemetsche Membran bilden.

Von den 5 Schichten der Cornea haben nur die beiden Membranschichten und das Stroma eine tragende Funktion (/WOLL94/). Nach Jue (/JUE86/) trägt das Stroma mit 90% der Corneadicke den wesentlichen Anteil des Elastizitätsmoduls. Die Cornea wird daher in Anlehnung an die Arbeiten von Woll und Coquart (/WOLL94/, /COQUART92/) als homogene Einzelschicht modelliert.

Sklera

Die hintere Augenhülle besteht aus nur drei Schichten: Sklera, Aderhaut und Netzhaut. Von diesen besitzt nur die Sklera mit einer durchschnittlichen Dicke von 0,5 - 1,0 mm eine tragende Funktion, so daß die beiden anderen Schichten vernachlässigt werden können. Die Sklera besteht im wesentlichen aus dichten Collagenfibrillen. Im Gegensatz zur Cornea variieren diese in ihrer Dicke und sind nicht streng parallel, sondern eher zufällig orientiert. Diese Struktur ergibt die wichtige Rigidität der Sklera und verursacht die nicht transparente, milchig weiße Eigenschaft. Das Netzwerk aus den Kollagenfibrillen mit 28 -300 nm Durchmesser und den von ihnen gebildeten Fasern mit 0,5 - 6 µm Durchmesser kann in Übereinstimmung mit Woll und Coquart als homogene Schicht modelliert werden.

Augenkammern und Linse, Glaskörper

Das innere Volumen des Auges ist durch Glaskörper, Linse und Kammerwasser gefüllt. Die Materialeigenschaften der drei Bereiche weisen nach Woll nur geringe Unterschiede auf und können als Fluid idealisiert werden. Die Augenlinse ist weich elastisch aufgehängt, so daß der Druck im gesamten Bereich als gleich angenommen werden kann. Die Finiten-Elemente-Simulationen werden später auch zeigen, daß der Einfluß der inneren Augenbereiche auf die Schwingungseigenschaft mit zunehmenden Abstand von der Hülle stark abnimmt, so daß geringe Materialabweichungen der Linse keinen starken Einfluß haben. Die 3 Teilbereiche werden daher zu einer Zone mit den Eigenschaften einer Flüssigkeit zusammengefaßt.

Einbettung des Auges

Das Auge ist in der Augenhöhle durch das Orbitapolster, ein Fettgewebe, eingebettet und zur Bewegung über Bindegewebsstrukturen mit den Augenmuskeln verbunden. Woll hat in seiner Arbeit ein komplexes Modell dieser Einbettung und Anbindung an die Muskeln entworfen. Sein Modell führt daher jedoch zu sehr hohen Rechenzeiten bei gleichzeitig geringer Genauigkeit, da die erforderlichen Materialparameter für das Orbitafett nicht genau bekannt sind. Zudem

zeigen seine Ergebnisse, daß sich die Eigenschwingungen der Einbettung sehr gut von den Schwingungen der Augenhülle trennen lassen. Es wird daher auf die Modellierung der Einbettung verzichtet. Zum Vergleich mit durchgeführten in-vitro-Messungen an enukleierten Augen wird eine Halterung des Auges durch Sperren der entsprechenden Freiheitsgrade nachgebildet.

7.2.3 Geometrie des Auges

Cornea

Die geometrischen Daten der Hornhaut sind aus verschiedenen Untersuchungen hinreichend genau bekannt (z.B. /KASPRZAK97/, /WOO72/). Eine Zusammenstellung verschiedener Untersuchungen kann aus /SOERGEL94/ und /LIOU97/ entnommen werden und ist in den folgenden Tabellen wiedergegeben:

Autor	Element	Größe
MAURICE84	Dicke zentral	$0,52 \pm 0,04$ mm
MAURICE84	Dicke peripher	0,65 mm
EDELHAUSER79	Durchmesser vorne horizontal	$11,7 \pm 0,25$ mm
EDELHAUSER79	Durchmesser vorne vertikal	$10,5 \pm 0,25$ mm
HOGAN71	Durchmesser hinten horizontal	11,7 mm
HOGAN71	Durchmesser hinten vertikal	11,7 mm
MAURICE84	Krümmungsradius Vorderfläche	$7,86 \pm 0,26$ mm
TRIPATHI84	Krümmungsradius Hinterfläche	6,5 - 6,8 mm

TABELLE 7.1: MAßE DER CORNEA (/SOERGEL94/)

Autor	Krümmungsradius Vorderfläche	Krümmungsradius Hinterfläche
LOWE73	$7,65 \pm 0,27$ mm	$6,46 \pm 0,26$ mm
ROYSTON90	7,77 mm	6,35 mm
DUNNE92	7,89 mm (m); 7,84 mm (w)	6,44 mm (m); 6,36 mm(w)
GUILLON86	$7,77 \pm 0,25$ mm	
KIELY82	$7,72 \pm 0,27$ mm	

TABELLE 7.2: UNTERSUCHUNGEN DER CORNEADICKE (AUS /LIOU97/)

Die Geometrie kann somit mit den folgenden durchschnittlichen Abmessungen in Übereinstimmung zu /WOO72/ und /WOLL94/ festgelegt werden:

7.2.4 Materialdaten

Schwieriger als die Festlegung der Geometrie ist die Bestimmung der Materialgrößen für die Elemente des Auges. Hier liegen teilweise keine oder sehr widersprüchliche Angaben aus der Literatur vor, so daß diese im einzelnen verglichen und überprüft werden müssen.

Elastizität

In verschiedenen Spannungs-/Dehnungsversuchen (/GLOSTER57/, /PHILIPS60/, /NYQUIST68/) wurden schmale Streifen von Cornea und Sklera gedehnt und so die Elastizität bestimmt. Die rein longitudinale Dehnung der Proben in diesen Untersuchungen entspricht jedoch nicht der in-vivo-Belastung durch den Augeninnendruck. Ein zweites Problem ist die schnelle Veränderung des Gewebes post-mortem, so daß bei diesen Untersuchungen keine in-situ Konditionen angenommen werden können.

Zur Nachbildung einer realistischeren Dehnung hat Woo (/WOO72/) in einer Druckkammer Augenhälften auf ihre Verformung durch Druckschwankungen untersucht. Er ermittelte mit dieser Methode nichtlineare Spannungs/Dehnungskurven für Cornea und Sklera, die er durch die folgenden exponentiellen Gleichungen approximiert:

Spannung der Sklera in Abhängigkeit der Dehnung ϵ :

$$\sigma_s = (1,8 \cdot 10^4) \cdot (e^{41,8\epsilon} - 1) \text{ N / m}^2$$

Spannung der Cornea in Abhängigkeit der Dehnung ϵ :

$$\sigma_c = (5,4 \cdot 10^3) \cdot (e^{28,0\epsilon} - 1) \text{ N / m}^2$$

Die mit Hilfe dieser Formeln berechneten Spannungs-/Dehnungskurven zeigt Abbildung 7.4:

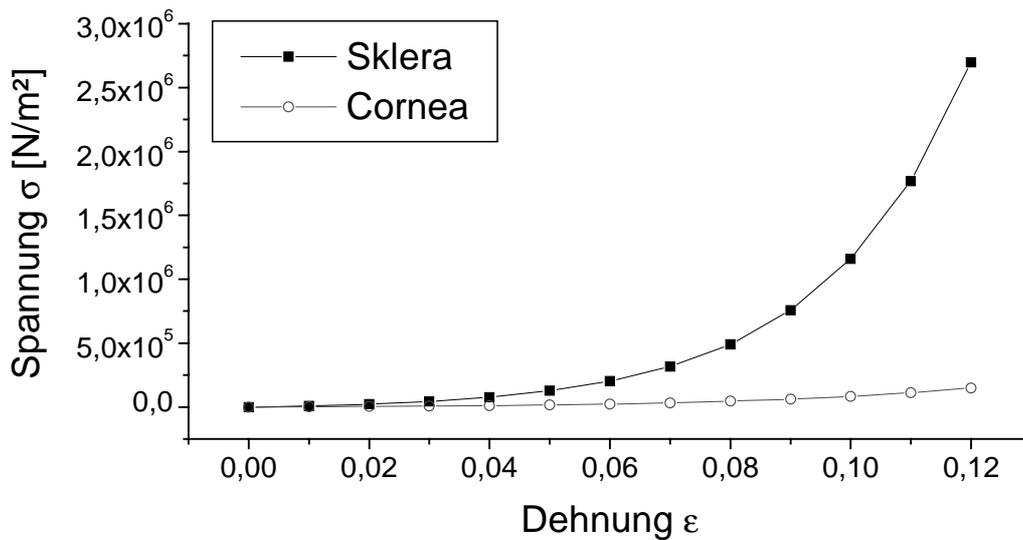


ABBILDUNG 7.4: SPANNUNGS-DEHNUNGSKURVE NACH /WOO72/

Einen anderen Weg geht Woo. Er berechnet die Elastizität der Sklera aus der allgemein anerkannten Rigiditätsuntersuchung von McBain (/MCBAIN57/), erhält aber große Unterschiede zu einer parallelen Berechnung nach den Rigiditätsangaben von Friedenwald (/FRIEDENWALD37/). Für die Elastizität wird daher die zuverlässigere Spannungs-/Dehnungskurve nach Woo gewählt.

Dichte

Die Dichte der Gewebe entspricht aufgrund des hohen Wassergehalts der von Wasser, in der Literatur werden Werte zwischen $1,0$ und $1,05 \text{ g/cm}^3$ angegeben (/WOLL94/, /BRYANT94/).

Querkontraktion

Über die Querkontraktion der Gewebe liegen nur sehr ungenaue Literaturwerte vor. Sie schwanken zwischen $\mu=0,3$ (/WOLL94/), was der Querkontraktion von Stahl entspricht, und $\mu=0,4999$ (/LUDWIG93/), der Poissonzahl von Wasser. Für das vorliegende Modell wird eine Poissonzahl von $0,48$ eingesetzt. Die Auswirkungen einer ungenauen Querkontraktion auf die Simulationsergebnisse müssen aber in einer späteren Untersuchung überprüft werden.

Viscoelastizität

Cornea und Sklera zeigen deutliches viscoelastisches Verhalten. Die Kriecheffekte wurden bereits von Kobayashi (/KOBAYASHI73/) und Schlegel (/SCHLEGEL72/) gemessen. Sofern die Hornhaut und Lederhaut schon 8 Stunden vor der Messung mit dem üblichen Druck belastet wurden, und keine kurzfristigen starken Belastungsschübe wirken, kann man nach Schlegel die viskoelastischen Reaktionen ausschließen. Coquart (/COQUART92/) geht ebenfalls

davon aus, daß für die unteren Resonanzfrequenzen die Viskoelastizität keine Rolle spielt.

Isotropes Materialverhalten

Nach Woo (/WOO72/) kann die Cornea als isotropes Material behandelt werden. Demnach finden sich in der Gewebeebene richtungsunabhängige Elastizitätsmodule. Dem entgegen sprechen Untersuchungen von Petroll und Bryant (/PETROLL94/, /BRYANT94/), die die Anisotropie der Cornea als nicht vernachlässigbar bezeichnen und mit $E = 1,23 \text{ N/mm}^2$ für das transversale E-Modul einen wesentlich größeren Wert als für das longitudinale E-Modul mit $E = 0,084 \text{ N/mm}^2$ anführen. In der hier durchgeführten Modellierung wird die Cornea dennoch als isotropes Material betrachtet.

7.2.5 Wahl der Elementtypen

Nach der Idealisierung ist der nächste wichtige Schritt der Modellierung, die richtigen Elementtypen für die einzelnen Bereiche des Auges festzulegen. Das verwendete Finite Elemente Programm ANSYS stellt hierfür insgesamt ca. 100 verschiedene Typen zur Auswahl, die sich in ihrer Dimension, den unterstützten Freiheitsgraden und den Ansätzen der Formfunktionen unterscheiden.

Regeln zur Auswahl

Zur Wahl des richtigen Elementtyps können einige allgemeine Regeln aufgestellt werden:

Die Dimension des Elements muß mit der Dimension des Modells übereinstimmen. Bei der Verwendung eines 3-dimensionalen Elements erhält man immer ein 3D-Modell. In Ausnahmefällen können aber auch 2D-Elemente in 3D-Modellen verwendet werden, wobei besondere Vorsicht zur Vermeidung versteckter Fehler geboten ist, da diese Elemente normalerweise unterschiedliche Freiheitsgrade besitzen.

Das gewählte Element muß die für das Problem erforderlichen Eigenschaften nachbilden (z.B. Nichtlinearität des Elastizitätsmoduls). Die Wahl von Elementen mit unnötigen Eigenschaften (z.B. plastische Verformung bei elastischen Problemstellungen) führt zu unnötigem Rechenzeit- und Speicherbedarf und begrenzt damit die mögliche Feinheit der Diskretisierung.

Die Zahl der Elementknoten und der Verschiebungsansatz (üblicherweise linear oder quadratisch) von miteinander verbundenen Elementen muß gleich sein, damit bei einer Verformung keine unrealistischen Überlappungen oder Lücken entstehen (kinematische Verträglichkeit, siehe Abbildung 7.5).

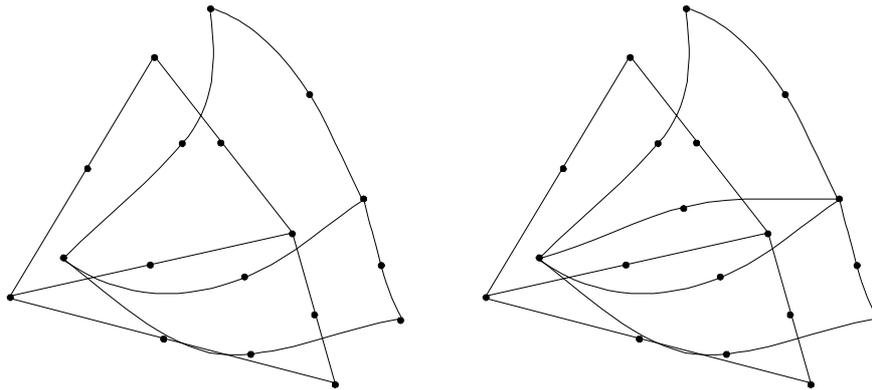


ABBILDUNG 7.5: KINEMATISCH VERTRÄGLICHE ELEMENTE (LINKS) UND AUSEINANDER-KLAFFENDE ELEMENTKANTEN DURCH KINEMATISCHE UNVERTRÄGLICHKEIT RECHTS (/KUNOW98/)

Dünne Modellbereiche und Schalen können entweder durch 3D-Elemente oder 2-dimensionale Platten- oder Schalenelemente modelliert werden. Plattenelemente modellieren hierbei nur Belastungen quer zur Mittelebene, Schalenelemente lassen alle Belastungsrichtungen zu (siehe Abbildung 7.6).

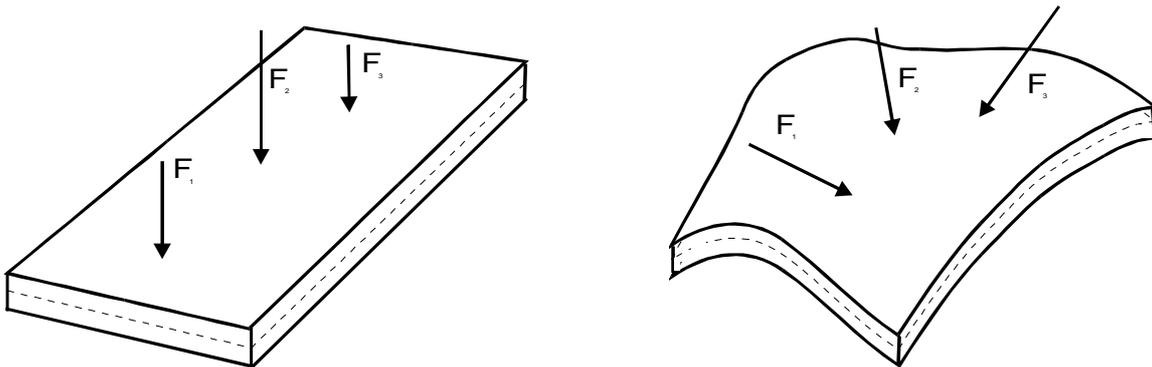


ABBILDUNG 7.6: MÖGLICHE BELASTUNGSRICHTUNGEN BEI PLATTEN- UND SCHALENELEMENTEN (/KUNOW98/)

2D-Elemente für dünne Schalen vernachlässigen die Spannung über die Dicke der Schale. Sie können nur dann eingesetzt werden, wenn die Dicke der Schale mindestens um den Faktor 10-15 viel kleiner ist als die Länge und Breite des Elements. Vorteil dieser Elemente ist, daß sie mit geringem Rechenaufwand bereits sehr gute Information liefern.

2D-Elemente für dicke Schalen ermöglichen in ihrem Ansatz, daß die Spannungsverläufe über die Dickenkoordinate nicht mehr linear sind. Sie können auch dann eingesetzt werden, wenn das obige Verhältnis von Dicke und Breite nicht mehr gegeben ist. Dennoch können auch mit diesen Elementen keine komplizierten Verläufe wie z.B. auftretende Spannungsspitzen über die Dicke berechnet werden.

Dreidimensionale Elemente sollten aufgrund des Rechenaufwands nur dort eingesetzt werden, wo keine Modellierung mit den vorher genannten Elementklassen möglich ist. Mit ihnen lassen sich beliebige Geometrien des Objektes nach-

bilden. Die Genauigkeit der Ergebnisse einer dünnen Schale werden aber erst mit mindestens drei Elementschichten über der Dicke erreicht (/KUNOW98/).

Festlegung der Elementtypen

Das Auge wurde im vorangegangenen Abschnitt zu einer geschlossenen Schale aus Cornea und Sklera, die mit einer Flüssigkeit gefüllt ist, idealisiert.

Cornea und Sklera weisen dabei die gleiche grundsätzliche Geometrie (Krümmung, Dicke) auf und sind den gleichen Belastungen und Verformungen ausgesetzt. Sie können damit mit den gleichen Elementtypen, mit allerdings unterschiedlichen Materialkonstanten, modelliert werden.

Plattenelemente können zur Modellierung der Schale nicht verwendet werden, da durch den Augeninnendruck Spannungen in der Mittelebene auftreten, die durch diese Elemente nicht nachgebildet werden können.

Eine Modellierung ist durch Schalenelemente oder 3D-Solid-Elemente möglich. Eine Abschätzung der erforderlichen Vernetzungsdichte (siehe Kapitel Vernetzungsdichte, Seite 98) zeigt, daß mindestens 40 Elemente auf den Umfang der Hülle erforderlich sind. Mit dem Augendurchmesser und der Schalendicke ergibt sich somit ein Dicken/Längenverhältnis für das einzelne Schalenelement von ca. 1:2. Somit sind nur dicke Schalenelemente oder 3D-Solid-Elemente zur Modellierung geeignet.

Zur Nachbildung der mechanischen Belastung muß das Element Spannungen in der Ebene der Hülle aufnehmen und normal dazu mit einer Kraft, die durch den Augeninnendruck hervorgerufen wird, belastet werden. Als Verformung durch den Intraoculardruck werden sowohl eine Krümmung als auch Dehnung der Elemente auftreten. Der gewählte Elementtyp muß auch eine nichtlineare Elastizität unterstützen, die für die Augenhülle modelliert werden soll. Mit diesen Anforderungen schränkt sich die Menge der geeigneten Elemente auf die folgenden Typen ein:

Elementtyp	Eigenschaften	Freiheitsgrade
Modellierung der Hülle aus Schalenelementen		
SHELL43	Anwendung für nichtlineare, flache oder gekrümmte dünne bis moderat dicke Schalenstrukturen	Rotation, Translation
SHELL91	Schalenelement mit bis zu 16 unterschiedlichen Lagen, Zwischenknoten	Rotation, Translation
SHELL93	Schalenelement besonders für gekrümmte Schalen, quadratischer Verschiebungsansatz	Rotation, Translation
Modellierung der Hülle aus 3D-Solid-Elementen		
SOLID45	Allgemeines Strukturelement, geeignet für große Verschiebungen und Spannungen	Translation
SOLID65	Strukturelement mit definierbaren Verstärkungsstäben; gut geeignet zur Modellierung von Beton	Translation
SOLID92	Strukturelement mit quadratischem Verschiebungsansatz, gut geeignet für irreguläre Vernetzungen	Translation
SOLID95	Modifikation des SOLID45 mit quadratischem Verschiebungsansatz	Translation

TABELLE 7.5: VORAUSWAHL GEEIGNETER ELEMENTTYPEN FÜR DIE AUGENHÜLLE

Die Schalenelemente SHELL91 und SHELL93 besitzen zwischen den Randknoten weitere Zwischenknoten und sind daher nicht verträglich mit den möglichen Fluid-Elementen zur Modellierung des inneren Augenvolumens. Der Elementtyp SHELL43 hingegen scheint sehr gut zur Modellierung der Augenhülle geeignet. Er hat einen linearen Verschiebungsansatz und ist daher kompatibel zu den Fluid-Elementen. Es eignet sich auch für gekrümmte Strukturen mit moderater Dicke. Neben einer nichtlinearen Elastizität ist mit diesem Element auch die Modellierung von plastischer Verformung und Kriecheffekten möglich.

Die 3D-Solidelemente SOLID92 und SOLID95 besitzen ebenfalls ungeeignete Zwischenknoten und scheiden daher zur Modellierung aus. Das Element SOLID65 ist für steife Strukturen aus Beton optimiert und daher für die gegebene Aufgabenstellung ebenfalls schlecht geeignet. Das Element SOLID45 hin-

gegen ist wie das Element SHELL43 gut geeignet. Es ist für allgemeine mechanische Strukturmodellierungen geeignet und besitzt ebenfalls einen linearen Verschiebungsansatz, Plastizität, Kriechen und erlaubt eine nichtlineare Elastizität. Im Gegensatz zum Schalenelement besitzt es keinen Freiheitsgrad der Rotation.

Für die Modellierung der Flüssigkeit im Inneren des Auges stehen zwei Fluidelemente, FLUID30 und FLUID80 zur Auswahl. Beide Fluide werden mit 8 Knoten an ihren Ecken definiert und besitzen die Freiheitsgrade der Translation in alle drei Raumrichtungen. Das FLUID80 stellt eine Modifikation des 3D-Solidelements SOLID45 dar. ANSYS weist darauf hin, daß die Elemente bei diesem Typ möglichst quaderförmig sein sollen, um Rechenfehler zu vermeiden. Ebenso kann es bei der Modalanalyse zur Berechnung von niedrigen Eigenfrequenzen kommen, die interne Fluidbewegungen repräsentieren.

Das FLUID30 besitzt zusätzlich zum FLUID80 einen Freiheitsgrad für Druckänderungen und kann nach Angaben von ANSYS zusammen mit 3D-Elementen für auch unsymmetrische und gedämpfte Schwingungsanalysen und Frequenzganganalysen verwendet werden. Hierfür wird die Kopplung von Schalldruck und Strukturbewegung berücksichtigt. Die Einschränkungen einer quaderförmigen Elementgeometrie und die Gefahr der Berechnung unrealistischer, niedriger Eigenfrequenzen werden nicht genannt. Es ist daher zur Modellierung der Flüssigkeit im Augeninneren am besten geeignet.

Der Elementtyp für das Innenvolumen des Auges ist somit festgelegt. Zu bestimmen ist noch, ob die Augenhülle durch das Schalenelement SHELL43 oder das SOLID45 modelliert werden soll. Vorteil des Schalenelements ist der reduzierte Rechenaufwand. ANSYS macht jedoch keine Aussage über die Verträglichkeit mit Fluidelementen. Zur Untersuchung wurden daher unterschiedliche Augenmodelle mit beiden Elementtypen entworfen und auf ihre Tauglichkeit untersucht.

Die Abbildung 7.7 zeigt die beiden Modelle im Vergleich. Beim linken Modell wurde Sklera und Cornea mit dem Schalenelement SHELL43 modelliert. Das Volumen im Inneren wird durch die 3D-FLUID30 ausgefüllt. Im rechten Modell wurde das SHELL43 durch das 3D Strukturelement SOLID45 ersetzt.

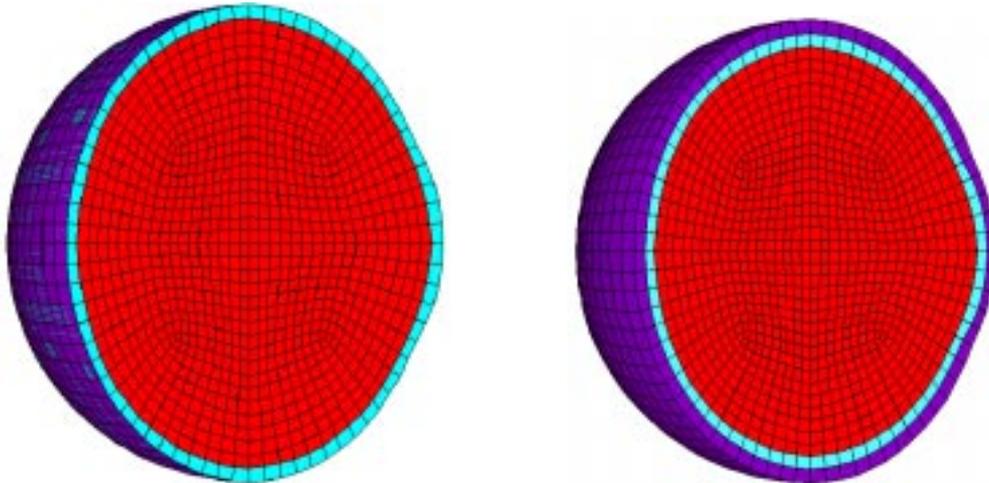


ABBILDUNG 7.7: AUGENMODELL MIT FLUID UND SHELL43 SCHALENELEMENTEN AUGENMODELL MIT SOLID45 STRUKTURELEMENTEN

Tabelle 7.6 vergleicht die Eigenfrequenzen beider Modelle, die mit der Modalanalyse berechnet wurden.

Auffallend ist zunächst, daß bei dem Modell mit Schalenelementen 3 niedrige Eigenfrequenzen berechnet werden, die bei dem anderen Modell nicht auftreten. Es handelt sich hierbei um Frequenzen von Starrkörpermoden, die Rotationsbewegungen um den Aufhängungspunkt darstellen. Beim Augenmodell mit SOLID45-Elementen treten diese nicht auf, da dieser Elementtyp keine Rotationsfreiheitsgrade an den Knoten besitzt. Bei den Eigenfrequenzen, die in obiger Tabelle in einem Feld dargestellt sind, handelt es sich um jeweils zwei gleiche Schwingungsformen, die jedoch in unterschiedliche Richtungen schwingen (Clustermoden). Beim Augenmodell mit Schalenelementen sind diese durch den Frequenzunterschied von bis zu 3,5 Hz zunächst nicht als solche zu erkennen, können aber durch Betrachten der Schwingungsformen als solche identifiziert werden. Beim Modell mit SOLID45-Elementen ist der Frequenzunterschied dieser Moden um fast eine Größenordnung geringer. Dies weist auf eine deutlich höhere Rechengenauigkeit dieses Modells hin.

Ein wesentliches Problem, das bei der Modellierung mit Schalenelementen auftritt, sind Verwerfungen der Oberflächenelemente, die ab Eigenfrequenzen von über 400 Hz erkennbar werden. Abbildung 7.8 zeigt solche Verwerfungen bei einer Eigenfrequenz von 650 Hz.

Berechnete Eigenfrequenzen MODE	Modell mit SHELL43 Schalenelementen [Hz]	Modell mit SOLID45 Strukturelementen [Hz]
1.	1,32	-
2.	3,78	-
3.	3,78	-
4.	43,06	47,95
5.	186,39	233,43
6.	189,83	234,01
7.	252,63	238,52
8.	252,66	238,52
9.	262,12	276,41
10.	293,74	299,66
11.	293,74	299,66
12.	326,85	339,55
13.	328,52	339,93
14.	355,32	373,71
15.	360,95	378,39
16.	362,16	378,43
17.	375,24	381,63
18.	420,70	438,13

TABELLE 7.6: VERGLEICH DER EIGENFREQUENZEN BEIDER MODELLVARIANTEN

Die Verwerfungen treten vor allem im Bereich der Cornea auf, aber auch an der Sklera sind kleinere Verwerfungen zu erkennen. Diese Verwerfungen existieren auch bei einer feineren Vernetzung, treten dann aber bei höheren Eigenfrequenzen auf. Der genaue Grund dieser Verwerfungen konnte nicht geklärt werden. Sie zeigen jedoch auf eine Unverträglichkeit des Schalenelements mit dem FLUID30.

Bei dem Modell mit einer Hülle aus SOLID45 Elementen konnte auch bei höheren Frequenzen und unterschiedlichen Vernetzungsdichten kein ähnlicher Effekt gefunden werden. Die gute Übereinstimmung der Frequenzen von Clustermoden mit Abweichungen unter 0,5 Hz weist auf eine hohe Rechengenauigkeit hin. Damit können beide verwendeten Elementtypen als geeignet und verträglich identifiziert werden.

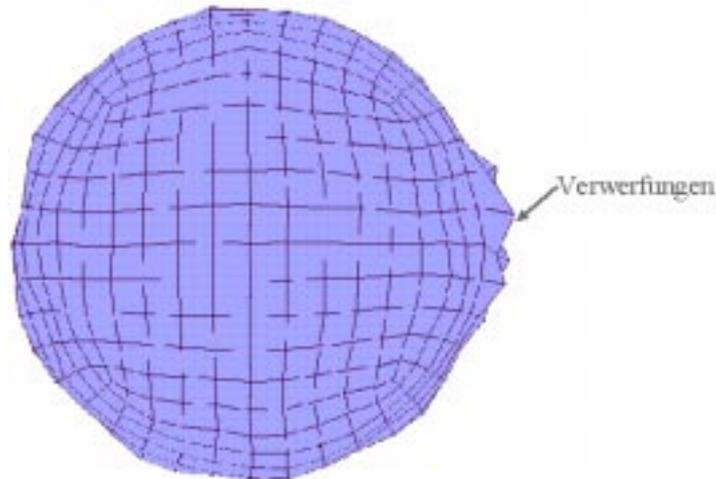


ABBILDUNG 7.8: VERWERFUNGEN DER ELEMENTE BEI EINER SCHWINGUNGSFREQUENZ VON 650 Hz

7.2.6 Vernetzung

Nach der Wahl der geeigneten Elementtypen muß die Vernetzung des Modells bestimmt werden. Auch hierfür lassen sich zunächst Regeln finden, die eingehalten werden müssen, um eine ausreichend genaue Simulation sicherzustellen.

Regeln zur Vernetzung

Zunächst muß die Vernetzung natürlich den physikalischen Eigenschaften entsprechen.

Hierbei sollten Symmetrien in der Struktur des Objekts nach Möglichkeit auch im Netz erhalten bleiben.

Die Vernetzung muß so gestaltet sein, daß an Stellen mit hohen Spannungs- oder Dehnungsgradienten keine Knicke oder Sprünge in ihren Verläufen auftreten. Im allgemeinen bedeutet dies, daß derartige Bereiche feiner vernetzt sein müssen als Bereiche mit geringeren Gradienten.

Die Vernetzung sollte möglichst so gewählt werden, daß die Verzerrung oder Dehnung der Elemente von ihrer Idealform, dem Elternelement, möglichst gering ist.

Die Vernetzungsdichte muß für das Modell geeignet gewählt sein. Eine zu grobe Vernetzung führt zu unrealistischen Spannungsverläufen, eine zu feine Vernetzung kann hingegen zum Anstieg der Ungenauigkeit durch die Summation von numerischen Rechenungenauigkeiten führen.

Letztlich wird die Vernetzungsdichte meist durch einen Kompromiß aus Modellierungsgenauigkeit und Rechenaufwand gegeben. Rechenzeit und Speicherbedarf steigen mit zunehmender Elementanzahl stark überproportional, so daß beim vorliegenden Problem schnell Rechenzeiten von mehreren Tagen erreicht

und die Grenze des verfügbaren Arbeitsspeichers von 512 MByte erreicht wurde.

Geometrie der Vernetzung

Bereiche mit großer Spannung oder Dehnung

Die bei einer Schwingung des Auges auftretenden Spannungen sind zunächst nicht bekannt. Um dennoch eine optimale Vernetzung vornehmen zu können, bei der die Vernetzungsdichte den Druck- und Spannungsgradienten angepaßt ist, wurde ein Augenmodell mit einer einfachen Vernetzung erstellt und die bei Schwingungen wirkenden Kräfte berechnet (Abbildung 7.9)

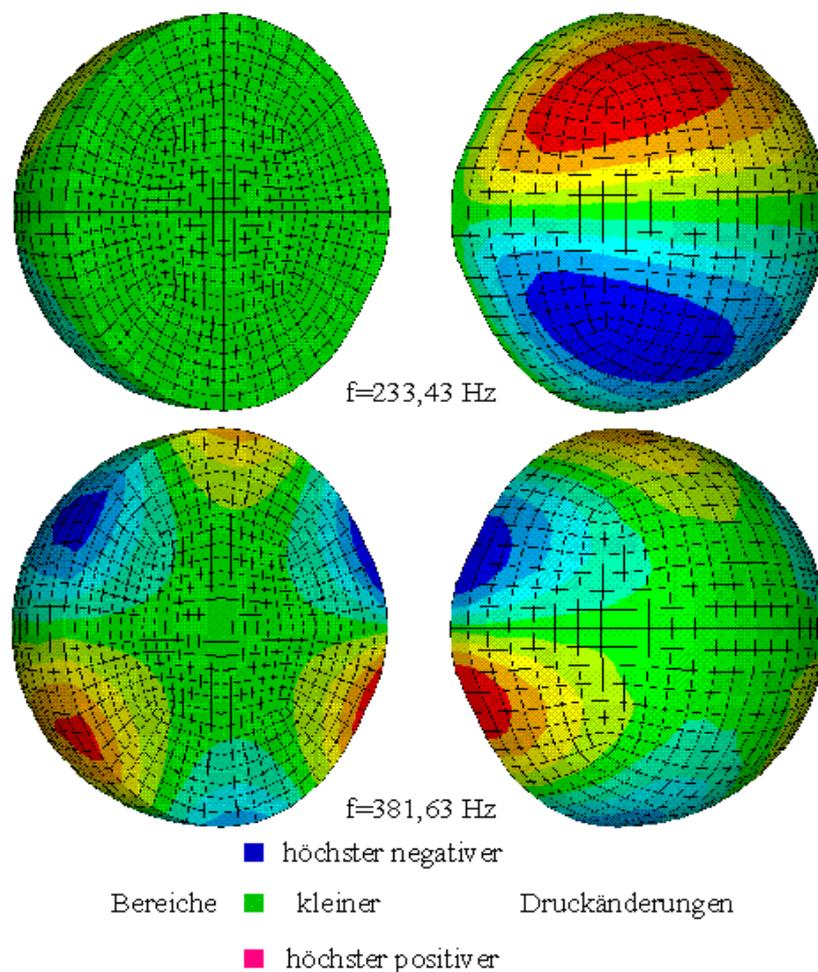


ABBILDUNG 7.9: : DRUCKÄNDERUNGEN IM FLUIDBEREICH DES AUGENMODELLS BEI DEN FREQUENZEN 233 UND 381 HZ

Man erkennt, daß die Druckänderungen im Zentrum des Auges im Vergleich zum äußeren Bereich sehr gering sind. Sie erreichen im Zentrum nur ca. 1-2 % der Amplituden der Randbereiche. Zusätzlich zeigt die Untersuchung, daß die Bereiche relevanter Druckänderungen bei höheren Schwingungsmoden weiter in

das Innere des Fluidbereichs ragen als bei Schwingungen mit niedrigen Frequenzen.

Es kann also für das Augeninnere eine gröbere Vernetzung gewählt werden als im äußeren Fluidbereich. Dabei sollte die Vernetzungsdichte von innen nach außen zunehmen. Die erlaubte Zunahme der Elementgröße nach innen wird dabei durch die Zahl der Eigenfrequenzen beeinflusst, die noch untersucht werden sollen.

Untersuchung unterschiedlicher Vernetzungsgeometrien

Automatische Vernetzung

Die einfachste Möglichkeit einer Vernetzung stellt die automatische Vernetzung durch das Finite Elemente Programm dar. Der Vernetzungsgenerator versucht hierbei, das Modell mit Elementen gleicher Größe zu vernetzen. Das Ergebnis einer automatischen Vernetzung ist in Abbildung 7.10 dargestellt.

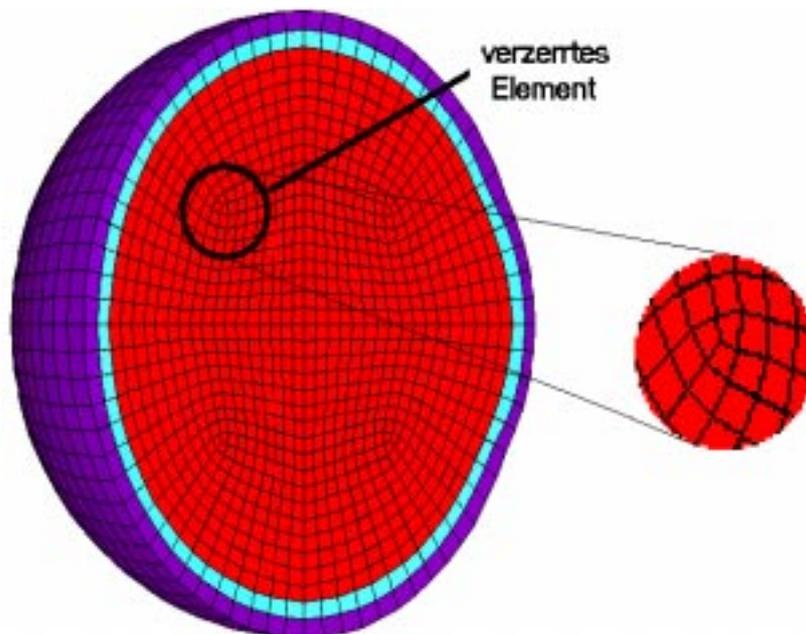


ABBILDUNG 7.10: AUGENMODELL DURCH AUTOMATISCHE VERNETZUNG

Nachteilig an diesem Modell ist, daß das Augeninnere genauso fein vernetzt ist wie die Randbereiche des Auges. Die Vernetzung ist im Inneren des Auges achsensymmetrisch und wechselt zum Rand des Auges zur Radialsymmetrie. Im Übergangsbereich (siehe markierter Bereich in Abbildung 7.10) finden sich stark verzerrte Elemente, die die Rechengenauigkeit herabsetzen können. Ein weiterer Mangel ist, daß sich die annähernd radialsymmetrische Struktur des Auges nicht im gesamten Modell wiederfinden läßt.

Inhomogene Vernetzung

Um eine nach innen abnehmende Vernetzungsdichte zu erreichen, wurde in einem zweiten Ansatz eine vom Radius abhängige Vernetzungsdichtefunktion vorgegeben. Der Vernetzungsgenerator kann jedoch die Fluidvolumen nur dann vernetzen, wenn für alle Außenkanten die gleiche Anzahl von Elementen vorgegeben wird, so daß durch eine inhomogene Vernetzung die Zahl der Elemente nicht verringert werden kann. Es kann jedoch die Vernetzungsdichte im Bereich der Augenhülle vergrößert und im Inneren verkleinert werden. Die Abbildung 7.11 zeigt ein derart erstelltes Modell.

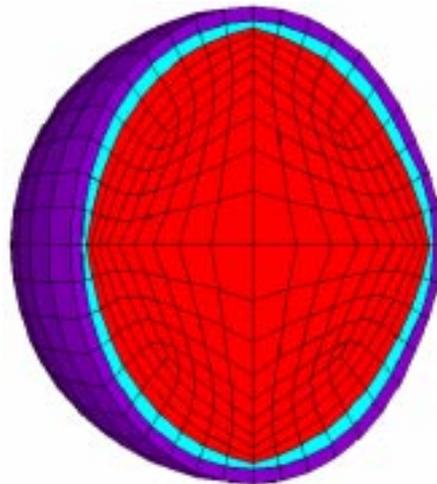


ABBILDUNG 7.11: INHOMOGENE VERNETZUNG DES AUGENMODELLS

Die nicht radialsymmetrische Struktur der Vernetzung bleibt wie zu erwarten auch bei diesem Modell erhalten. Gleichzeitig steigt jedoch die durchschnittliche Verzerrung der Elemente an und es befinden sich stärker verzerrte Elemente im wichtigen Randbereich des Auges.

Es wurden unterschiedliche Modelle mit inhomogener Vernetzung generiert, wobei das Größenverhältnis zwischen äußersten und innersten Fluidelementen zwischen 1:5 und 1:10 variiert wurde. Der Vergleich der Schwingungsfrequenzen zeigte jedoch keine Vorteile für die inhomogene Vernetzung.

Radialsymmetrische Vernetzung

Die Symmetrie des Auges läßt sich durch eine konzentrisch verlaufende Vernetzung erhalten. Dabei entsteht eine radialsymmetrische Vernetzung, bei der die Elemente strahlenförmig auf den Augenmittelpunkt ausgerichtet sind (Abbildung 7.12)

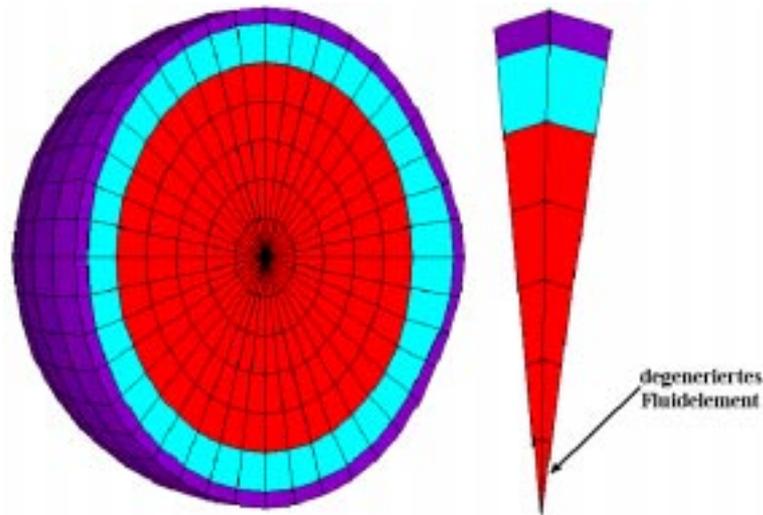
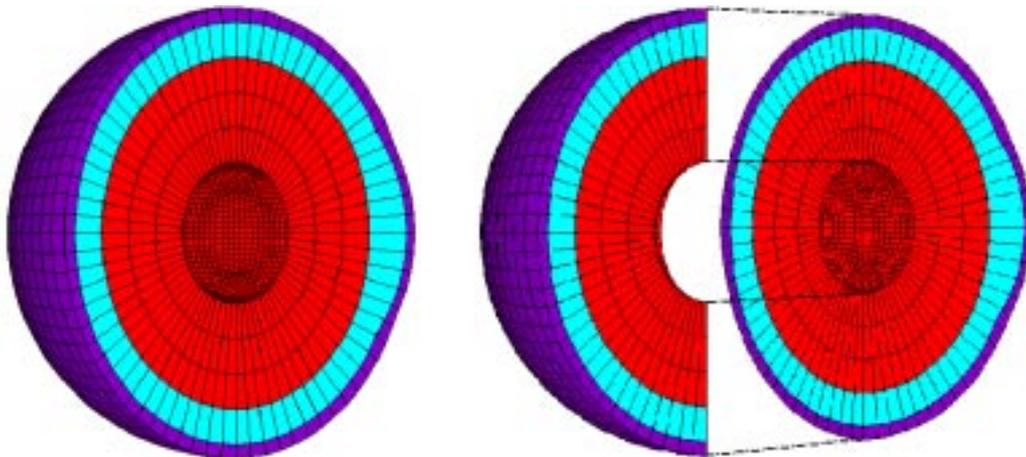


ABBILDUNG 7.12: AUGENMODELL MIT RADIALSYMMETRISCHER VERNETZUNG

Vorteil dieser Vernetzung neben der Erhaltung der Radialsymmetrie ist, daß hier die Elementanzahl für Radius und Umfang getrennt festgelegt werden kann. Nachteilig ist, daß die Zahl der Elemente pro Umfang konstant ist, was im Vergleich zur automatischen Vernetzung zu einer stärkeren Verzerrung der Fluidelemente im Inneren des Auges führt. Hauptproblem ist jedoch, daß im Zentrum des Fluidbereichs degenerierte Elemente (siehe Abbildung 7.12) auftreten, die vermieden werden sollten. Diese Elemente führten in der Berechnung zu nicht behebbaren Konvergenzproblemen, so daß diese Vernetzung nicht gewählt werden kann.

Radialsymmetrische Vernetzung mit Hohlvolumen

Das Problem der degenerierten Fluidelemente läßt sich lösen, indem man im Zentrum des Auges ein kleines Hohlvolumen bildet. Die Untersuchung der Druckverteilung (siehe Kapitel 0) hat gezeigt, daß im Inneren des Auges nur geringe Druckänderungen auftreten, so daß der dadurch hervorgerufene Fehler eventuell tolerierbar ist. Da die Zahl der Elemente pro Umfang konstant ist, kann man durch das Hohlvolumen zusätzlich die Anzahl der Elemente stark reduzieren und somit bei gleicher Rechenleistung eine feinere Vernetzung der Randbereiche erreichen. Zur Untersuchung des Einflusses durch das Hohlvolumen wurden Modelle mit unterschiedlichem Hohlvolumen erstellt (siehe Abbildung 7.13) und mit dem automatisch vernetzten Augenmodell von Seite 94 verglichen.


ABBILDUNG 7.13: AUGENMODELL MIT HOHLVOLUMEN

In der folgenden Tabelle werden die Ergebnisse dieses Vergleichs für zwei Modelle mit einem Hohlvolumen von 4 und 6 mm Radius dargestellt:

	Vollständiges 3D-Augenmodell	Augenmodell mit Hohlvolumen			
		4 mm		6 mm	
Radius des Hohlvolumens	-	4 mm		6 mm	
Elementanzahl	25272	9720		7776	
berechnete Eigenfrequenzen	[Hz]	f	[Hz]	Δf	
1.	45,21	44,21	-1,00	41,75	-3,46
2.	212,98	213,04	+0,06	210,34	-2,64
3.	227,94	227,47	-0,47	225,83	-2,11
4.	265,90	265,77	-0,13	261,67	-4,23
5.	289,83	289,48	-0,35	285,10	-4,73
6.	330,07	330,55	+0,48	327,90	-2,17
7.	358,94	360,32	+1,38	358,38	-0,56
8.	360,85	362,50	+1,65	361,06	+0,21
9.	363,10	364,95	+1,85	370,09	+6,99
10.	370,98	371,64	+0,66	373,48	+2,50

TABELLE 7.7: VERGLEICH DER AUGENMODELLE MIT HOHLVOLUMEN MIT DEM VOLLSTÄNDIG GEFÜLLTEN MODELL

Der Vergleich des Modells mit 4 mm Hohlvolumen mit dem vollständig gefüllten Modell zeigt, daß der Fehler bei Berücksichtigung des Starrkörpermodes bei der 1. Eigenfrequenz bei 2,22% liegt. Bei den für die Messung des Auginnendrucks wichtigen Moden liegt der maximale Fehler bei nur 0,51 %. Das Au-

genmodell mit einem Hohlvolumen von 6 mm weist im Vergleich zum Augenmodell mit 4 mm Hohlvolumen einen mehrfach größeren Fehler auf, der jedoch, bei Vernachlässigung des Starrkörpermodes, immer noch unter 2 % liegt.

Die durch das Hohlvolumen hervorgerufenen Fehler liegen sicher weit unter den Fehlern, die durch die Idealisierung und die nur ungenau bekannten Materialeigenschaften und Geometrie bedingt sind. Andererseits kann durch das Hohlvolumen eine drastische Reduzierung der Elementanzahl auf 40 % bzw. 30 % erreicht werden, wodurch die Zeit zur Berechnung der Eigenfrequenzen stark sinkt.

Vernetzungsdichte

Eine zu geringe Vernetzungsdichte mit zu wenigen Elementen führt zu einer zu starken Linearisierung der Spannungs- und Dehnungsverläufe, die das realistische Verhalten nicht mehr nachbilden (siehe Abbildung 7.14). Durch eine zu feine Vernetzung mit zu vielen Elementen kann es jedoch zu einer Summierung von Rechenfehlern kommen, die das Ergebnis ebenfalls verfälschen (siehe Abbildung 7.15).

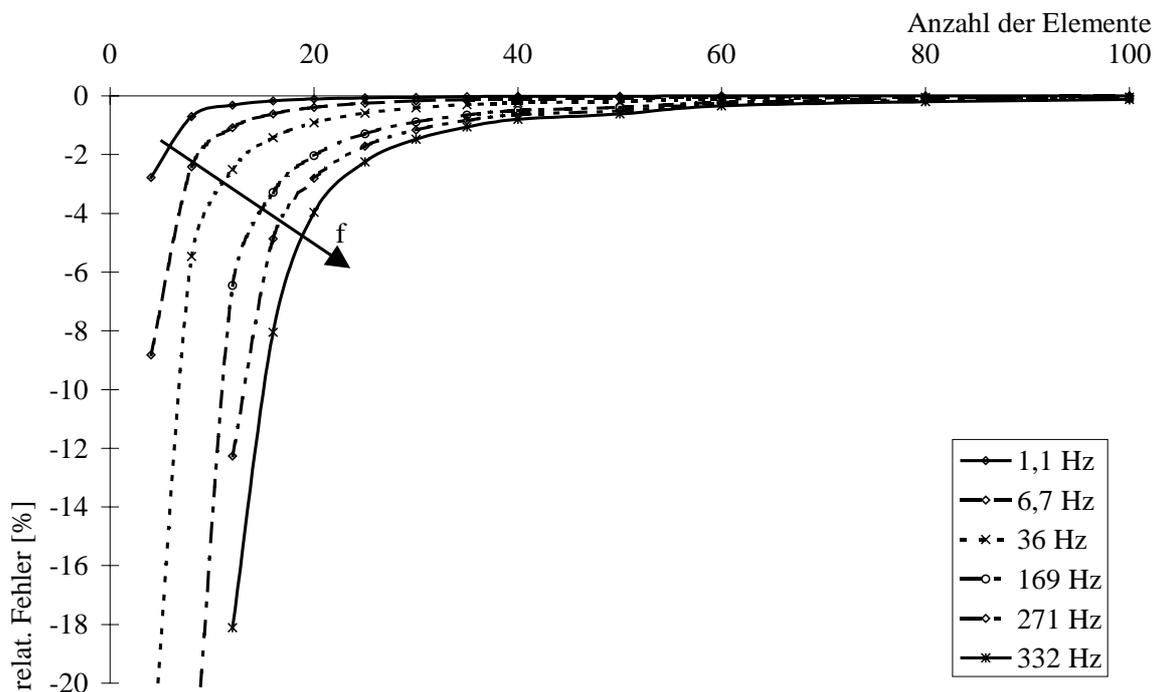


ABBILDUNG 7.14: FEHLER IN DER BERECHNUNG DER RESONANZFREQUENZEN BEI ZU GERINGER ELEMENTANZAHL) AM BEISPIEL DES ANALYTISCH BERECHENBAREN BIEGEBALKENS

Es muß daher eine Abschätzung der erforderlichen Netzdichte und der durch die Diskretisierung verursachten Fehler getroffen werden. Zur Abschätzung der erforderlichen Elementanzahl existieren nur sehr vage Faustregeln, die auf einer visuellen Beurteilung der Simulationsergebnisse basieren. Eine quantitative Abschätzung der durch die Diskretisierung verursachten Fehler und die maximale

Anzahl von Elementen, bevor die Ungenauigkeit aufgrund numerischer Fehler wieder zunimmt, ist hingegen nicht bekannt. Es soll daher hier versucht werden, durch Variation der Vernetzungsdichte und durch Vergleich mit bekannten Beispielen zu einer Abschätzung zu gelangen.

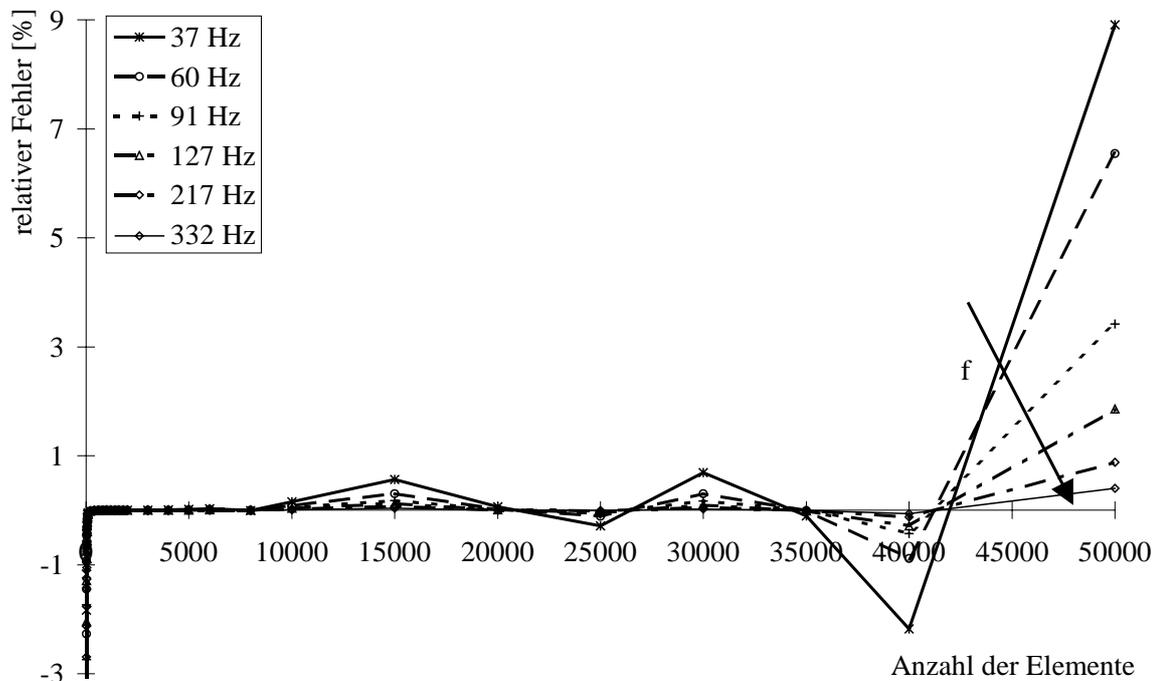


ABBILDUNG 7.15: FEHLER IN DER BERECHNUNG DER RESONANZFREQUENZEN DURCH SUMMATION VON RUNDUNGSFEHLERN BEI ZU HOHER VERNETZUNG AM BEISPIEL DES ANALYTISCH BERECHENBAREN BIEGEBALKENS.

Um eine Abschätzung der Fehlerabnahme bei Erhöhung der Elementanzahl zu erhalten, wurden das FE-Modell des Auges ohne Berücksichtigung des Fluids mit unterschiedlicher Vernetzungsdichte modelliert und die Eigenfrequenzen über der Elementanzahl aufgetragen (Abbildung 7.16).

Man erkennt, daß mindestens 5000 Elemente erforderlich sind, um eine stabile Berechnung der Eigenfrequenzen zu erhalten. Die Eigenfrequenzen ändern sich bei einer Erhöhung der Elementanzahl von 15000 auf 21600 um maximal 3,3%. Damit kann der Restfehler bei der höchsten Vernetzung mit 21600 Elementen auf unter 1 % geschätzt werden. Auch wenn man diese Abschätzung mit Vorsicht betrachten muß, kann man davon ausgehen, daß der Fehler durch die Diskretisierung dennoch geringer ist als die Ungenauigkeit durch Idealisierung und ungenaue Materialparameter.

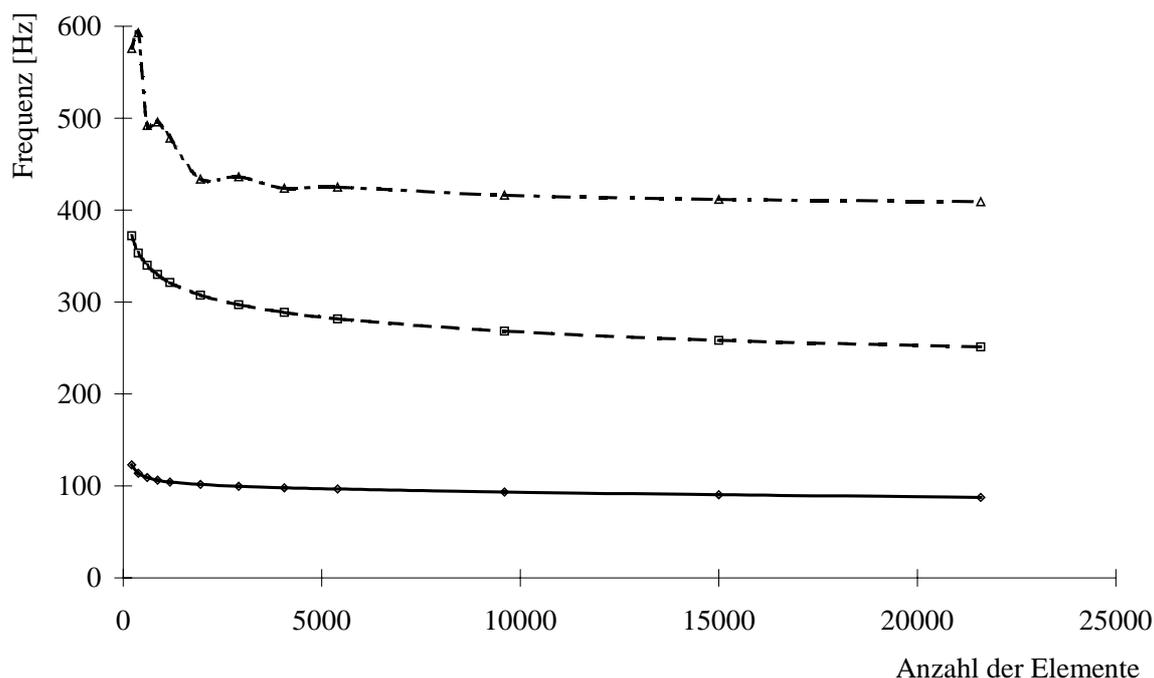


ABBILDUNG 7.16: ABHÄNGIGKEIT DER ERSTEN 3 EIGENFREQUENZEN VON DER ELEMENTANZAHL

7.2.7 Ergebnis der Modellbildung

Im Folgenden werden kurz die Ergebnisse der Modellbildung zusammengefaßt:

Das Auge wird zu einer flüssigkeitsgefüllten Schale aus Cornea und Sklera idealisiert. Die Geometrie des Auges wird den Angaben von Woo entnommen, die eine sehr gute Übereinstimmung mit weiteren Untersuchungen zeigen. Die nichtlineare Elastizität wird, ebenfalls nach den Ergebnissen von Woo, modelliert.

Zur Modellierung im FE-Programm ANSYS wird der Elementtyp SOLID45 für Cornea und Sklera sowie das Element FLUID30 für Kammerwasser und Glaskörper eingesetzt. Die Vernetzung des Modells erfolgt radialsymmetrisch unter ausschneiden eines Hohlvolumens von 4 mm Radius im Zentrum des Auges. Die Vernetzungsdichte wird mit 21600 Elementen maximal gewählt, so daß eine Berechnung mit dem Parallelrechner der Universität Karlsruhe noch möglich ist.

7.3 Untersuchung des Zusammenhangs zwischen Innendruck und Eigenfrequenzen des Humanauges

Mit dem entstandenen Modell wurde die Abhängigkeit der Eigenschwingungen des Auges vom intraocularen Druck untersucht. Hierfür wurde in einem ersten, statischen Lauf der Druck im Auge aufgebracht und die dadurch entstehende

Dehnung und Spannung des Modells ermittelt. In einem nachfolgenden Schritt konnten dann in einer Modalanalyse die Eigenfrequenzen dieses vorgespannten Auges berechnet werden. In einer Berechnungsreihe wurde der Augeninnendruck von 10 bis 55 mmHg in Schritten von 5 mmHg erhöht und die jeweiligen Resonanzfrequenzen aufgezeichnet. Abbildung 7.17 zeigt das Ergebnis dieser Druckvariation:

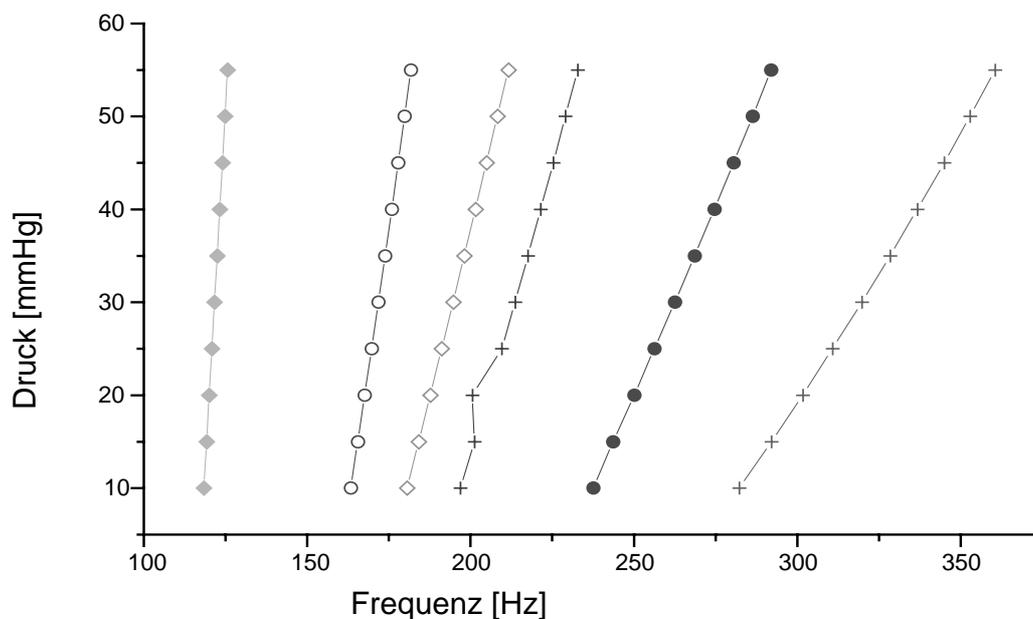


ABBILDUNG 7.17: ABHÄNGIGKEIT DER RESONANZFREQUENZEN VOM AUGENINNENDRUCK

Man erkennt, daß die Eigenfrequenzen mit zunehmendem Augeninnendruck ansteigen. Dieser Effekt ist für die Grundschwingung des Auges nur sehr gering ausgeprägt, nimmt aber mit steigendem Schwingungsmode zu. Eine Druckerhöhung von 45 mmHg führt zu einer Frequenzverschiebung im betrachteten Bereich von 19 bis 82 Hz, was einer Steigerung von 5,9 bis 27 % entspricht. Die Empfindlichkeit des Meßprinzips beträgt somit je nach Mode zwischen ca. 0,4 und 1,8 Hz/mmHg.

7.4 Untersuchung der Querempfindlichkeiten

In einem zweiten Schritt wurden die Einflüsse von sekundären Größen auf die Resonanzfrequenzen des Auges untersucht, um die Querempfindlichkeit des Meßprinzips abzuschätzen.

7.4.1 Einfluß des Augenradius

Form und Größe des menschlichen Auges unterliegen individuellen Schwankungen. Der äquatoriale Augendurchmesser beträgt durchschnittlich ca. 23 mm. In der Literatur werden um diesen Mittelwert Schwankungen von 1 mm bzw.

5 % angegeben. In der nachfolgend dargestellten Untersuchung (Abbildung 7.18) wurde der Radius um $\pm 2,5$ mm variiert. Die Berechnungen ergeben, daß die Resonanzfrequenzen bei einer Vergrößerung des Auges um 10 % um 11 % sinken. Dieser Zusammenhang ist für alle Moden prozentual konstant. Eine Schwankung der Augengröße um 5 % führt somit zu einer Variation der Resonanzfrequenz um ebenfalls ca. 5 %, was ohne Kompensation zu einer beträchtlichen Fehlbestimmung des Augeninnendrucks führen würde. Die Augengröße muß daher durch Messung und Verrechnung mehrerer Resonanzfrequenzen berücksichtigt werden.

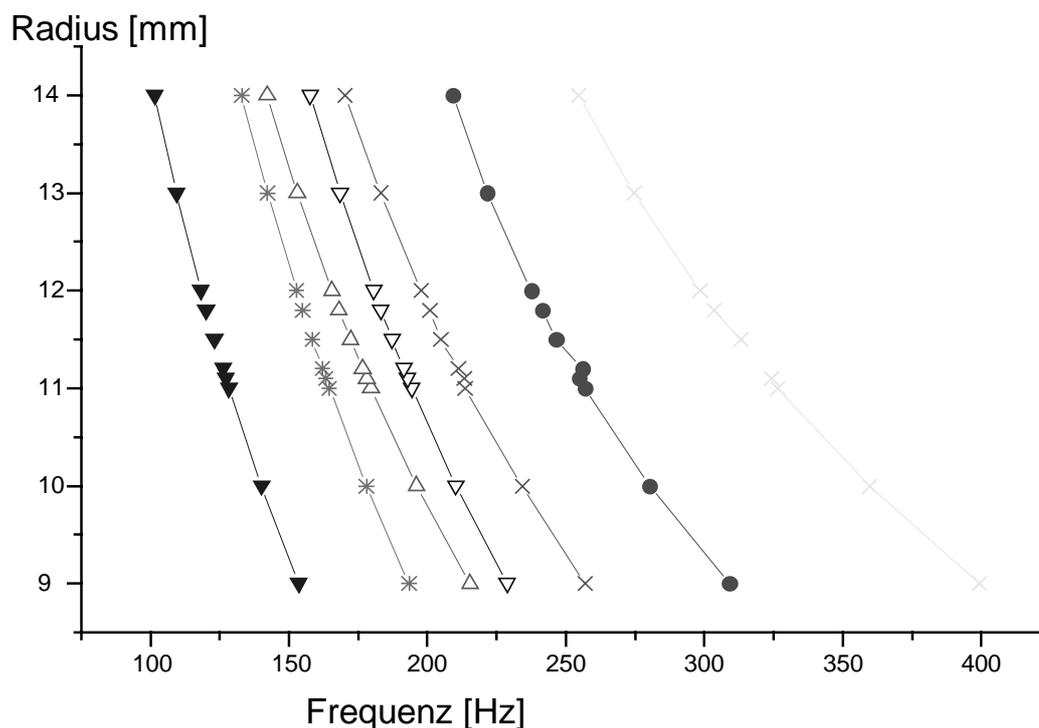


ABBILDUNG 7.18: ABHÄNGIGKEIT DER RESONANZFREQUENZEN VON DER GRÖÖE DES AUGES

7.4.2 Variation der Dicke von Cornea und Sklera

Ebenso wie der Radius unterliegt auch die Dicke von Cornea und Sklera individuellen Schwankungen. Auch hier kann der Literatur eine Schwankungsbreite von ca. ± 5 % entnommen werden. Eine Variation der Schalendicke um insgesamt 12 % zeigt nur eine geringe Schwankung der Eigenfrequenzen um maximal 2 % (Abbildung 7.19). Der Einfluß ist also deutlich geringer als eine unterschiedliche Größe des Auges.

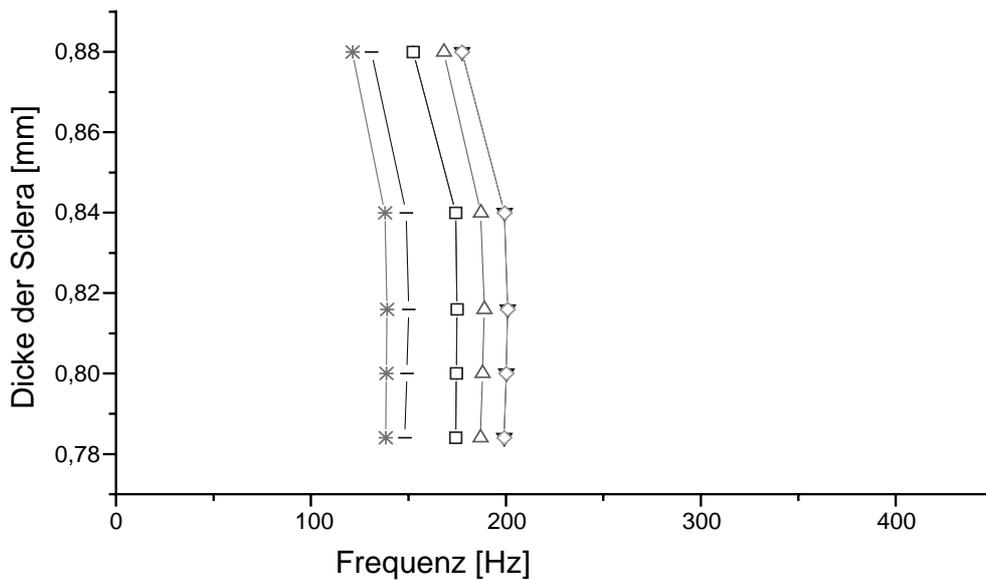


ABBILDUNG 7.19: ABHÄNGIGKEIT DER RESONANZFREQUENZ VON DER SCHALENDICKE

7.4.3 Variation der Gewebedichte

Die Angaben der Dichte von Cornea und Sklera schwanken in der Literatur zwischen 1 und 1,05 g/cm³. Die dadurch hervorgerufenen Frequenzänderungen betragen weniger als 1 % können daher in erster Näherung vernachlässigt werden.

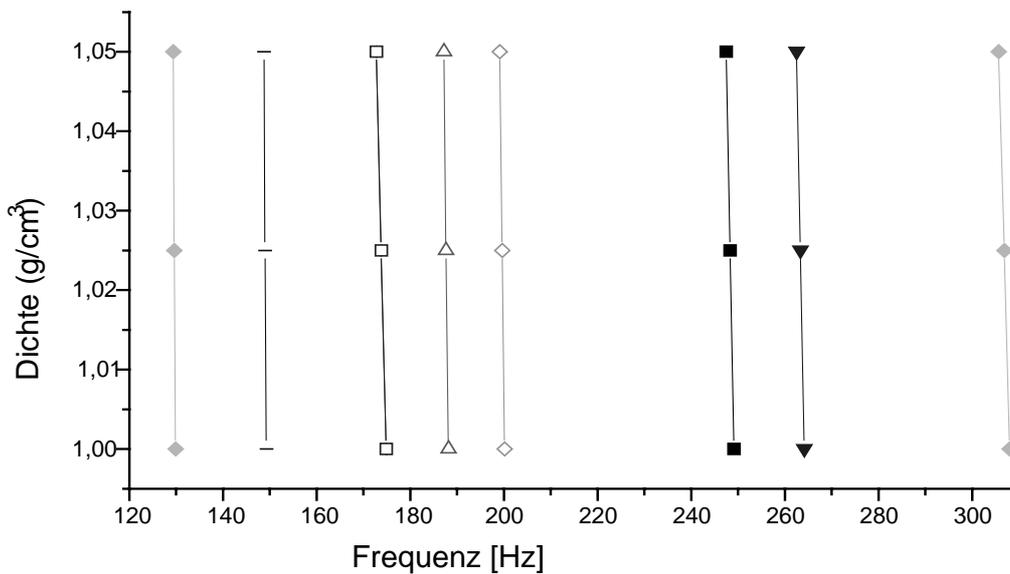


ABBILDUNG 7.20: ABHÄNGIGKEIT DER RESONANZFREQUENZ VON DER GEWEBEDICHTE

7.5 Zusammenfassung der FEM-Simulationen

Im vorangegangenen Kapitel wurde das Finite-Elemente-Modell eines Humanauges entwickelt. Mit diesem Modell können die Resonanzfrequenzen des Auges in Abhängigkeit vom Augeninnendruck sowie weiteren Parametern berechnet werden. Hiermit konnte eine Abschätzung der Empfindlichkeit des vorgeschlagenen Meßprinzips vorgenommen sowie zu erwartende Querempfindlichkeiten untersucht werden. Durch gezielte Parametervariationen lassen sich mit diesem Modell desweiteren Algorithmen entwickeln, die diese Querempfindlichkeiten kompensieren.

Die ermittelten Eigenfrequenzen des Humanauges liegen zwischen 100 und 500 Hz. Die Zunahme der Resonanzfrequenzen mit dem Augeninnendruck steigt mit höheren Moden an und ist mit 0,4 bis 1,8 Hz/mmHg bestimmbar.

Die geometrischen und mechanischen Eigenschaften des Auges haben einen unterschiedlich starken Einfluß auf die Resonanzfrequenzen. Zur Bestimmung des Augeninnendrucks muß insbesondere die Größe des Auges, z.B. durch Messung mehrerer Resonanzfrequenzen, kompensiert werden.

8 In-vitro Messungen

8.1 Zielsetzung

Im vorangegangenen Kapitel wurde ein theoretisches Modell eines Humanauges entwickelt. Mit diesem Modell konnten die Resonanzfrequenzen des Auges sowie deren prinzipielle Abhängigkeit vom Intraoculardruck berechnet werden. In mehreren Simulationsreihen wurden die Einflüsse sekundärer Größen auf die Eigenfrequenzen abgeschätzt. Die Ergebnisse der Simulationen bekräftigen die Vermutung, daß der Augeninnendruck indirekt durch Messung der Resonanzfrequenzen bestimmt werden kann.

Aufgrund der unvermeidbaren Idealisierung bei der Erstellung des Simulationsmodells und der nur ungenau bekannten Materialeigenschaften des Auges ist die Genauigkeit der Frequenzberechnung jedoch beschränkt. Über die Dämpfung der Augengewebe existieren keine Untersuchungen, so daß die erforderliche Anregungsamplitude und erreichbare Schwingungsamplitude nicht bekannt sind.

Um das Meßprinzip weitergehend zu evaluieren, werden daher in-vitro Messungen an enukleierten Schweineaugen durchgeführt. Ziel dieser Messungen ist, das Schwingungsverhalten der Augen experimentell zu bestimmen und dessen Abhängigkeit vom Augeninnendruck zu ermitteln. Serienmessungen sollen die Reproduzierbarkeit und die zu erwartende individuelle Streuung untersuchen.

Im ersten Teil dieses Kapitels wird zunächst das Labormeßsystem entworfen, mit dem die Augen zu Schwingungen angeregt und diese berührungslos gemessen werden können. Im zweiten Abschnitt wird dann mit diesem Meßsystem das Schwingungsverhalten von enukleierten Schweineaugen untersucht und die Folgerungen für das geplante Meßprinzip gezogen.

8.2 Laboraufbau zur Messung des Schwingungsverhaltens

8.2.1 Anforderungen an den Aufbau

Um das Schwingungsverhalten des Auges in Abhängigkeit von der Anregungsfrequenz und dem Innendruck messen zu können, ist ein Meßsystem erforderlich, das aus folgenden Komponenten besteht:

- Vibrometer zur berührungslosen Messung der Schwingungen
- Stimulator zur Anregung der Augenschwingung

- Steuerrechner zur Aufnahme der Augenschwingung und Steuerung des Meßablaufs
- Druckmanipulator zur Einstellung des Intraoculardrucks
- Fixations- und Justageeinheit zur Positionierung des Auges vor das Vibrometer

Die Anforderungen an das Vibrometer werden im wesentlichen durch den abzudeckenden Frequenzbereich sowie die zu erwartende Schwingungsamplitude definiert.

Der interessierende Frequenzbereich läßt sich aus den Ergebnissen der FEM-Simulation abschätzen. Die unteren Eigenfrequenzen lagen bei der Simulation bei etwas über 100 Hz. Die höchste Frequenz, bei der theoretisch noch Eigenschwingungen auftreten, ist natürlich unbegrenzt. Die Simulation hat gezeigt, daß die Meßempfindlichkeit für höhere Moden ansteigt. Andererseits wird es schwierig sein, Schwingungen hoher Frequenz mit ausreichender Amplitude zu stimulieren und die höheren Moden voneinander zu trennen. Die Meßempfindlichkeit ist nach den Ergebnissen der Simulation bereits bei einer Frequenz von ca. 500 Hz sehr gut. Bis zu dieser Frequenz treten ca. 10 Eigenmoden auf, so daß ausreichende Information zur Kompensation von Querempfindlichkeiten vorhanden ist. Auch unter Berücksichtigung von Abschätzungsungenauigkeiten sollte daher ein Meßbereich von 100 bis 1000 Hz ausreichen.

Zur Abschätzung der Schwingungsamplitude werden die Ergebnisse aus den Messungen von Roth (/ROTH62/) herangezogen. Das von Roth entwickelte Vibration-Tonometer (siehe Kapitel 5.1) regt das Auge mit einem Stempel an. Messungen ergaben bei einer mittleren Anregungskraft von 0,0147 N und einem Stempel von 6,25 mm Durchmesser eine Schwingungsamplitude von 80 μm . Hieraus errechnet sich eine Empfindlichkeit des Auges von 1 μm / 5,98 Pa. Um das Auge zu Schwingungen von 1 μm Amplitude anzuregen, ist demnach ein Schalldruck von ca. 110 dB erforderlich. Will man das Auge mit einem einfachen Lautsprecher anregen, so kann man, bei einem Schalldruck von ca. 120 dB, eine Schwingungsamplitude von 3 μm erwarten. Bei höheren Frequenzen (Roth maß bei einer Frequenz von 100 Hz) kann die anregbare Amplitude durch zunehmende Dämpfung deutlich darunter liegen. Zur Auflösung der Schwingung mit ca. 50 dB Genauigkeit muß die Schwingungsmessung in der Lage sein, Schwingungen mit ca. 10 nm Amplitude zu messen.

Die Anregung der Augenschwingungen muß natürlich den gleichen Frequenzbereich abdecken, der für das Vibrometer abgeschätzt wurde. Die geringe zu erwartende Schwingungsamplitude und die dadurch entstehenden hohen Anforderungen an das Vibrometer fordern eine möglichst hohe Anregungsamplitude. Für eine akustische Anregung müssen dafür Lautsprecher mit einem hohen

Schalldruck gewählt werden. Falls die damit erreichbare Schwingungsamplitude nicht ausreichend ist, ist eine kontaktierende Anregung denkbar.

Die geforderte Auflösung der Schwingungsmessung stellt gleichzeitig hohe Anforderungen an den mechanischen Aufbau des Meßsystems. Um Schwingungen unter 1 μm sicher messen zu können, ist eine Entkopplung von Gebäude und Bodenschwingungen sowie eine hohe Eigensteifigkeit des Aufbaus erforderlich. Die Anregung darf nicht in den Aufbau einkoppeln und damit Schwingungen hervorrufen, die nicht vom Auge stammen.

Vergleichsweise unproblematisch ist die Einstellung des Augeninnendrucks. Hierfür ist eine Auflösung von 1 mmHg entsprechend 133 Pa oder einer Wassersäule von ca. 13 mm ausreichend. Es muß sichergestellt sein, daß der Augeninnendruck durch die Anregung im Mittel nicht variiert und sich nicht während einer Messung, z.B. durch Kriecheffekte, ändert.

Je nach Schwingungsmode beträgt die in den Simulationen berechnete Empfindlichkeit zwischen ca. 0,4 und 1,8 Hz / mmHg. Für eine einfache Auflösung auf 1 mmHg muß daher die Anregung mit einem Frequenzabstand von ca. 0,5 Hz durch den Meßbereich von 100 Hz bis 1000 Hz durchgefahen werden. Zur Aufnahme eines Spektrums sind folglich sehr viele Meßpunkte erforderlich, bei denen jeweils die Anregungsfrequenz eingestellt, die Schwingung des Auges gemessen und gespeichert werden muß. Daher wird eine rechnergesteuerte Meßdurchführung angestrebt.

8.2.2 Komponenten des Aufbaus

Anhand der verschiedenen Funktionalitäten und Anforderungen läßt sich das folgende Blockdiagramm des Meßaufbaus angeben:

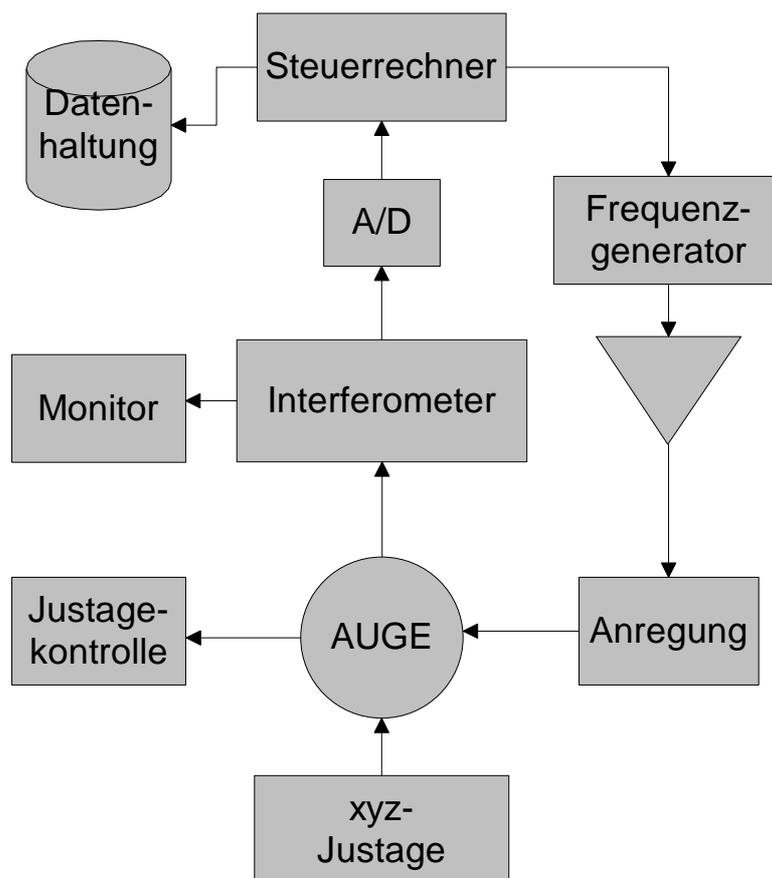


ABBILDUNG 8.1: BLOCKDIAGRAMM DES MEßSYSTEMS

Die einzelnen Komponenten werden im Folgenden entwickelt:

Interferometer zur Schwingungsmessung

Die Anschaffung eines Schwingungsmeßgeräts, das die obigen Anforderungen erfüllt, war aus Kostengründen nicht möglich, so daß der Weg einer Eigenentwicklung genommen werden mußte. Zur berührungslosen Schwingungsmessung sind verschiedene Meßprinzipien einsetzbar, die sich jeweils mit akustischen oder optischen Meßsignalen realisieren lassen.

Akustische Meßverfahren scheiden für diese Anwendung aus, da sie die erforderliche Auflösung nicht erreichen.

Eine optische Messung kann durch Laufzeitbestimmung, Auswertung der geometrischen Ablenkung bzw. Verformung oder phasenmessend vorgenommen werden. Laufzeitmessungen sind aufgrund der hohen Lichtgeschwindigkeit nur für große Bewegungen ab ca. 1 mm geeignet. Triangulation und Autofocusverfahren können Auflösungen bis zu ca. 1 μm erreichen und sind dann für eine Messung der Augenschwingung geeignet, wenn sich ausreichend große Schwingungsamplituden erreichen lassen.

Eine deutlich höhere Empfindlichkeit läßt sich durch Auswertung der Phasenverschiebung kohärenter Lichtstrahlen mit einem Interferometer erreichen. Da-

bei wird die Phasenverschiebung des vom Meßobjekt (Auge) reflektierten Objektstrahls zu einem dazu kohärenten Referenzstrahl ausgewertet. Üblicherweise lassen sich mit diesen Verfahren Auflösungen von ca. $1/100$ der Wellenlänge erreichen. Bei Verwendung eines handelsüblichen HeNe-Lasers mit einer Wellenlänge von 633 nm sind also Bewegungen ab ca. 5-10 nm detektierbar, was den gestellten Anforderungen entspricht.

Aufgrund der guten Eigenschaften für Längenmessungen und wegen des einfachen Aufbaus wird zur Messung ein Michelson-Interferometer gewählt. Seinen prinzipiellen Aufbau zeigt Abbildung 8.2:

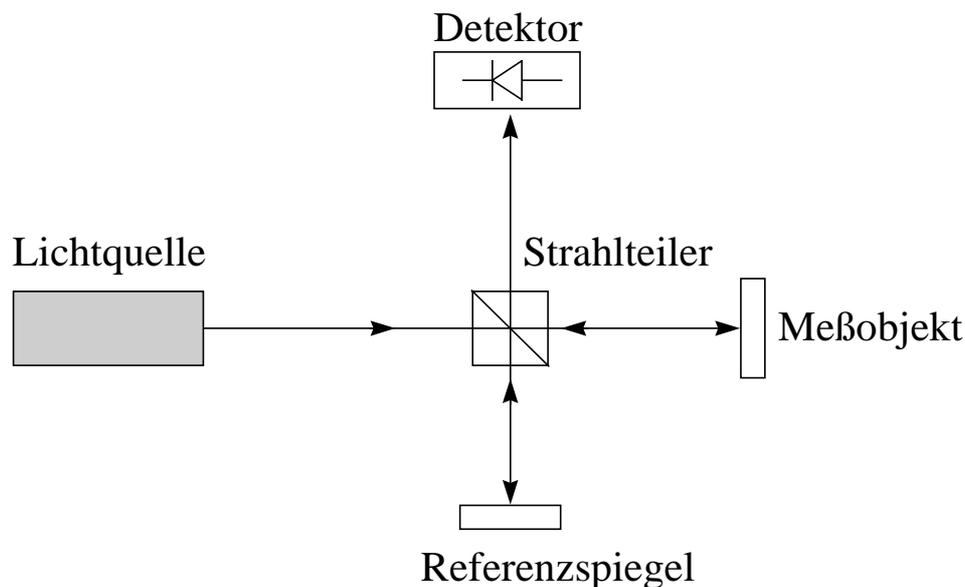


ABBILDUNG 8.2: PRINZIPIELLER AUFBAU EINES MICHELSON-INTERFEROMETERS

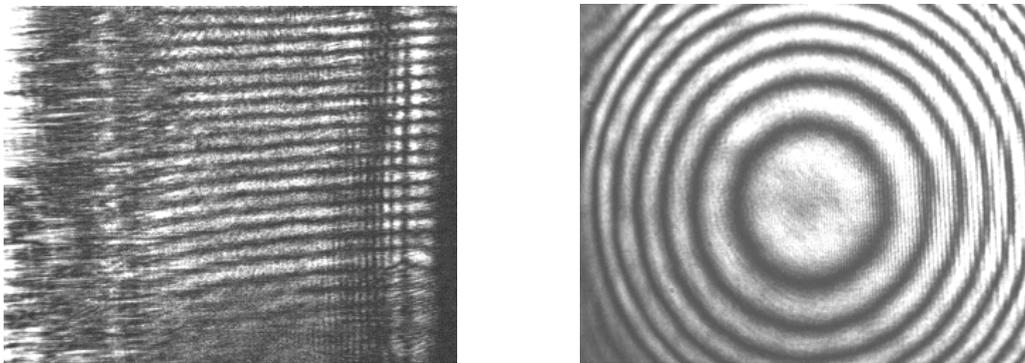
Ein Laser emittiert kohärentes Licht, das auf einen Strahlteiler trifft und dort in zwei Teilstrahlen, Objekt- und Referenzstrahl, aufgeteilt wird. Der Referenzstrahl ist auf einen Spiegel gerichtet und wird von diesem reflektiert. Er gelangt auf seinem Weg zurück zum Strahlteiler und von dort auf einen Photodetektor. Der Objektstrahl ist auf das zu messende Objekt gerichtet und wird von diesem ebenfalls reflektiert. Das zurückgeworfene Licht tritt zurück in den Strahlteiler und wird dort auf den Detektor abgelenkt, wo es zur Interferenz der beiden Teilstrahlen kommt.

Als Lichtquelle für das Interferometer wird ein He-Ne-Laser gewählt, der Strahlen der Wellenlänge 633 nm mit einer optischen Leistung von 5 mW emittiert. Er zeichnet sich durch eine hohe Kohärenzlänge aus, das emittierte Licht ist mit einfachen Photodetektoren meßbar. Die Wellenlänge im sichtbaren Rot erleichtert zudem die Justierbarkeit des Aufbaus.

Zur Filterung von Wellenfrontverzerrungen, die durch Mehrfachreflexion an optischen Grenzflächen oder durch Verunreinigungen (Staub) entstehen, wird das Laserlicht mit einem Spatialfilter geglättet. Das Laserlicht wird hierfür im Filter auf eine Lochblende (Pinhole) fokussiert, deren Lochgröße so dimensio-

niert ist, daß nur Licht der nullten Beugungsordnung von der Austrittslinse aufgefangen und kollimiert wird. Nichtebene Anteile der Wellenfront und Amplitudenmodulationen werden dadurch ausgefiltert. Gleichzeitig wird der Laserstrahl durch den Raumfilter aufgeweitet, um den Einfluß von Verunreinigungen auf dem weiteren optischen Weg zu verringern und um eine geringe Sensitivität gegenüber einer Dejustage zu erhalten.

Um zu vermeiden, daß eine Dejustage des Referenzspiegels zu einer Verkippung der Referenzwellenfront sowie die nichtplane Oberfläche des Objekts zu starken Wellenfrontverkrümmungen führen, werden zwei zusätzliche Linsen in das optische System eingeführt, die die Laserstrahlen auf den Referenzspiegel und das Objekt fokussieren. Eine Verkippung oder Verkrümmung der Wellenfront führt sonst zu Interferenzstreifen oder Mustern in der Detektionsebene, die das Detektorsignal stark reduzieren. (siehe Abbildung 8.3):



**ABBILDUNG 8.3: STREIFENBILDUNG DURCH VERKIPPUNG DES REFERENZSPIEGELS;
RINGSTRUKTUR DURCH EINE SPHÄRISCHE OBJEKTOBERFLÄCHE**

Als Photodetektor findet eine PIN-Photodiode Verwendung, deren Photostrom mit einer Transimpedanzverstärkerschaltung verstärkt und in eine Spannung gewandelt wird. Zur Rauschreduktion ist dem Verstärker ein aktiver Tiefpaß nachgeschaltet, der die Bandbreite des Detektors auf den erforderlichen Bereich begrenzt.

Den Aufbau des Interferometers zeigt Abbildung 8.4:

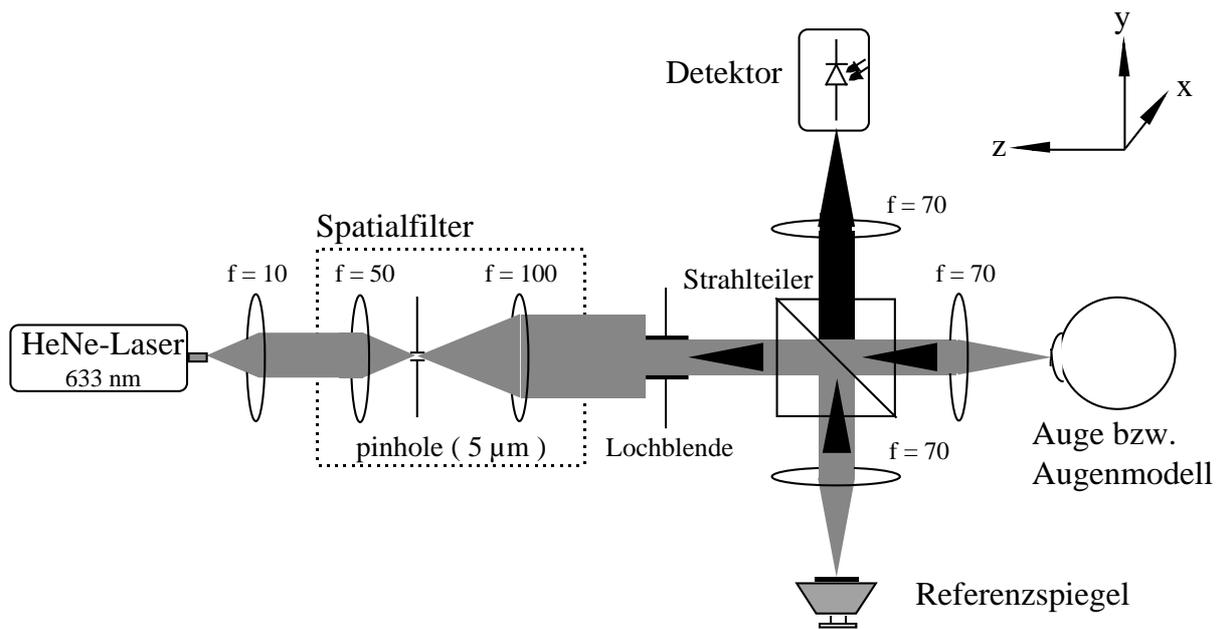


ABBILDUNG 8.4: INTERFEROMETER ZUR BERÜHRUNGSLOSEN SCHWINGUNGSMESSUNG

Berechnung der Objektschwingung und Modulation des Referenzstrahls

Die Intensität am Detektor ist für ebene Wellen proportional zum zeitlichen Mittel der beiden überlagerten elektrischen Feldstärken von Referenzstrahl (E_{Ref}) und Objektstrahl (E_{Obj}):

$$I(t) \propto |E_{\text{Obj}} + E_{\text{Ref}}|^2$$

Für homodyne Interferometer, bei denen die Wellenlänge beider Teilstrahlen gleich ist, läßt sich für eine konstante Referenzphase die obige Beziehung umformen in:

$$I(t) = M + C \cdot \cos(\Phi_o(t) + \varphi_0) \quad , \text{ mit } \Phi_o(t) = \frac{4\pi}{\lambda} x_o(t)$$

wobei φ_0 einen konstanten Phasenoffset zwischen Objekt- und Referenzstrahl, $\Phi_o(t)$ die Phasenbewegung des Objekts und M, C den Intensitätsoffset bzw. Kontrast bedeuten. Zur Berechnung der Schwingungsamplitude kann der Phasenoffset vernachlässigt werden, so daß man eine Gleichung mit 3 Unbekannten zur Berechnung der Augenschwingung erhält. Kontrast und Offset hängen dabei von der Intensität der beiden Teilstrahlen, den Wellenfronten und somit der Justage beider Interferometerarme und der Kohärenz beider Strahlen ab. Sie sind daher nicht konstant, sondern Schwankungen unterworfen. Die Bewegung läßt sich nach obiger Gleichung nur berechnen, wenn die Schwingungsamplitude des Auges über 2π bzw. $\lambda/2$ beträgt, so daß aus den Maxima und Minima des Detektorsignals M und C berechnet werden kann:

$$C = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{2} ; M = \frac{I_{\max} + I_{\min}}{2}$$

Somit ist die Auflösung dieses homodynen Interferometers auf $\lambda/2=316$ nm beschränkt.

Eine Lösung dieses Problems ist durch die gleichzeitige Messung mit mehreren, zueinander phasenverschobenen Detektoren oder durch Modulation (synthetic heterodyning) bzw. Frequenzverschiebung (heterodyne interferometer) des Referenzstrahls möglich. Die üblichen Verfahren besitzen den Nachteil teurer, komplizierter Hardware (z.B. akustooptische Modulatoren) oder hoher Signalfrequenzen von einigen 10 MHz.

Um den Aufwand des Interferometers gering zu halten, wird für das Meßsystem der Ansatz verfolgt, Schwingungen kleiner Amplitude durch eine niederfrequente Modulation des Referenzstrahls und eine Rekonstruktion der Objektbewegung im Zeitbereich zu ermitteln. Geht man davon aus, daß die unbekannt Größen Offset und Kontrast innerhalb einer kleinen Zeitspanne konstant sind, so lassen sie sich wie oben gezeigt aus den Maxima und Minima der Phasenfunktion ermitteln, wenn die Phasenfunktion aller Bewegungen die Werte $\pm \pi$ überstreicht. Dies kann auch für kleine Objektbewegungen sichergestellt werden, wenn die Referenzphase mit einer Amplitude größer 2π moduliert wird. Die Phasenfunktion erweitert sich in diesem Fall zu $\Phi_O(t) + \Phi_R(t) + \varphi_0$ und nach Bestimmen der Größen M und C kann die Objektphase durch einfaches Lösen der Intensitätsgleichung berechnet werden:

$$\Phi_O(t) = \cos^{-1}\left(\frac{I(t)-M}{C}\right) - \Phi_R(t) - \varphi_0 + k \cdot \pi$$

Wählt man weiter für die Referenzphasenfunktion eine Frequenz, die ungleich der Objektschwingung ist, so kann die Objektschwingung auch ohne genaue Kenntnis der Referenzmodulation durch Tiefpaßfilterung oder Trennung der Bewegungen im Frequenzbereich erhalten werden. Durch die Nichteindeutigkeit der arcos-Funktion geht bei obiger Lösung die Richtungsinformation und ein Phasenoffset verloren, die in einem nachfolgenden Analyseschritt bestimmt werden müssen (phase unwrapping), so daß die Objektphase stetig und mit korrekter Bewegungsrichtung verläuft. Der Phasenoffset kann an den Sprungstellen der arcos-Funktion einfach addiert bzw. subtrahiert werden, so daß die Objektphase stetig verläuft. Damit konzentriert sich das Problem darauf, die Umkehrpunkte der Bewegung zu bestimmen.

Betrachtet man das Intensitätssignal, so sind folgende Kriterien zur Ermittlung der Umkehrpunkte denkbar (siehe Abbildung 8.5):

- Die 2. Ableitung im Umkehrpunkt (D1) der Bewegung ist geringer als in den umliegenden Extrema
- Die Fläche unter dem Umkehrpunkt (F1) ist größer als unter den umliegenden Extrema (F2)

- Der Abstand der Extrema x_1, x_2 ist größer als derjenige der Extrema x_2, x_3 .

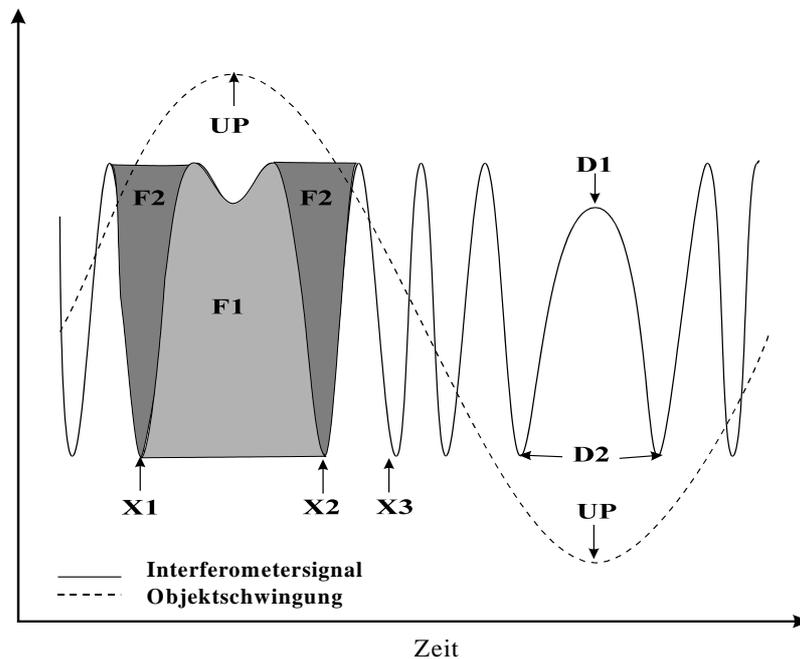


ABBILDUNG 8.5: KRITERIEN ZUR UMKEHRPUNKTBERECHNUNG

Eine Untersuchung der Kriterien zeigt, daß die 2. Ableitung eine sehr zuverlässige Methode zur Bestimmung der Umkehrpunkte ist. Es läßt sich zeigen, daß das Verhältnis der 2. Ableitungen zwischen Umkehrpunkt und benachbarten Extremum unabhängig von der Schwingungsamplitude mindestens 2 beträgt. Nachteilig ist, daß diese Methode rauschempfindlich ist, so daß sie eine Filterung der Intensitätsfunktion erfordert. Gute Ergebnisse wurden mit einem Parabelfit erreicht. Voraussetzung der Filterung ist eine genügende Anzahl von Meßpunkten zwischen zwei benachbarten Extrema. Somit ist das Kriterium dann geeignet, wenn die relative Amplitude der Intensität im Umkehrpunkt groß ist.

Die Untersuchung der Flächen zwischen zwei Extrema unter der Intensitätskurve bietet ebenfalls ein zuverlässiges Kriterium zur Ermittlung der Umkehrpunkte, wenn die relative Amplitude der Intensitätsfunktion im Umkehrpunkt klein ist. Durch die Integration ist dieses Verfahren relativ rauschunempfindlich.

Die Untersuchung des Abstandes zwischen 2 Extrema erweist sich als unzuverlässig, da das Verhältnis der x-Abstände sehr stark von der Schwingungsamplitude abhängt. Versuche mit diesem Kriterium haben auch gezeigt, daß sich bei einem verrauschten Signal die Zeitpunkte der Extrema nicht genau genug bestimmen lassen.

Während das dritte Kriterium gegenüber den ersten beiden Methoden keine Vorteile bringt, ergänzen sich die ersten beiden Kriterien, so daß sie je nach Phasenlage des Umkehrpunktes abwechselnd herangezogen werden können. Die

Berechnung der Objektbewegung kann somit in folgenden Schritten vorgenommen werden:

- Dynamische Filterung des Intensitätssignals
- Berechnung der Extrema
- Bestimmung der Umkehrpunkte nach obigen Kriterien
- Normierung der Intensität auf einen Kontrast von $C=1$ und einen Offset $M=0$
- Berechnung der Rohphase durch \arcsin -Bildung der normierten Funktion
- Phase-Unwrapping mit den Informationen über Extrema und Umkehrpunkte
- Trennung von Referenz- und Objektbewegung im Zeitbereich durch Tiefpaßfilterung oder nach Fouriertransformation im Frequenzbereich

Die folgende Abbildung zeigt den Verlauf der Rekonstruktion am Beispiel eines Interferenzsignals das mit einem A/D-Wandler eingelesen wurde:

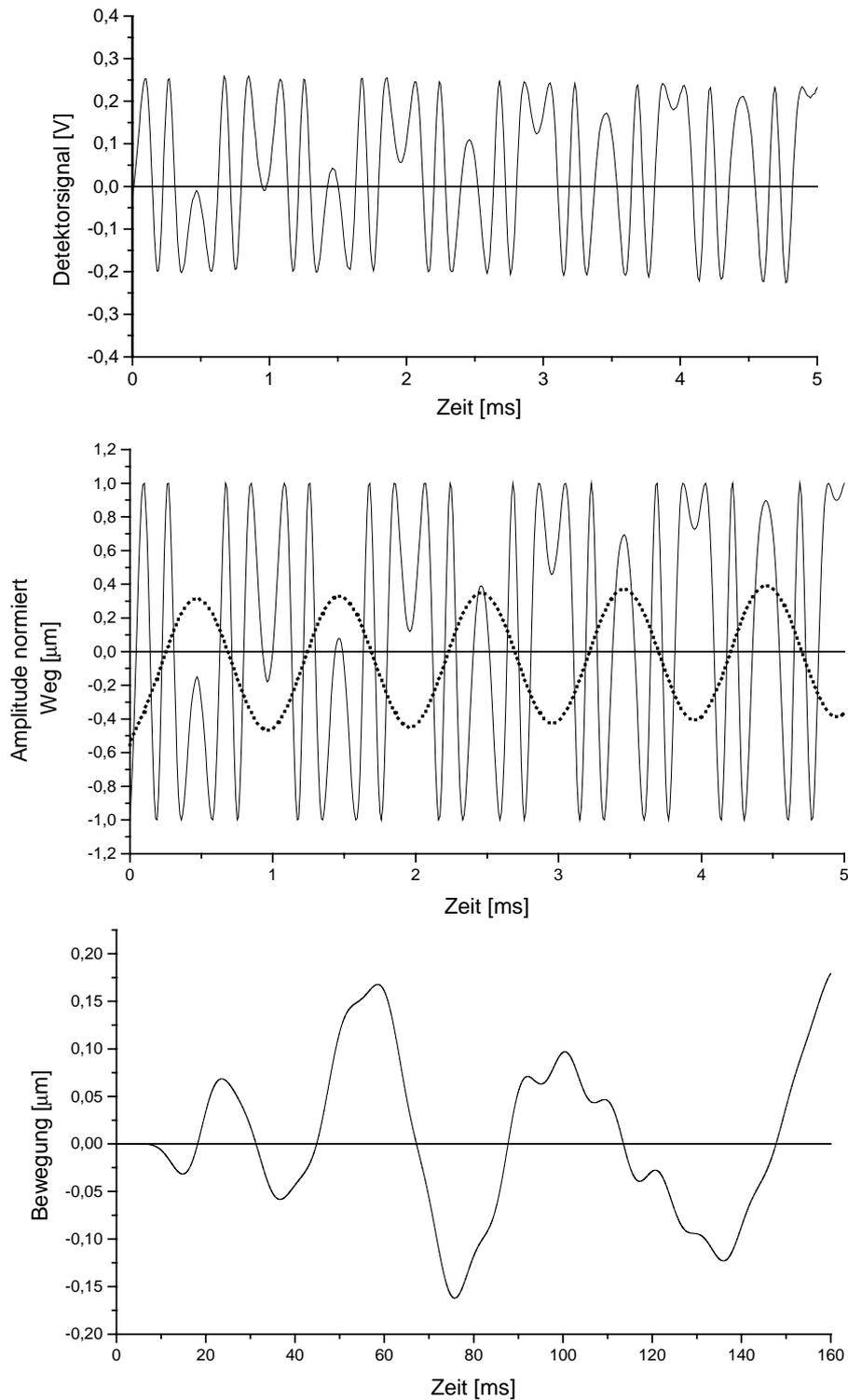


ABBILDUNG 8.6: REKONSTRUKTION DER SCHWINGUNG AUS EINEM AUFGENOMMENEN INTENSITÄTSSIGNAL
OBEN: EINGELESENES INTERFERENZSIGNAL
MITTE: GEFILTERTES UND NORMIERTES SIGNAL, BERECHNETE BEWEGUNG NACH ARCTAN-BILDUNG UND PHASE-UNWRAPPING
UNTEN: OBJEKTBEWEGUNG NACH ABTRENNEIN DER REFERENZSCHWINGUNG

Steuerrechner

Wie sich bei der Entwicklung eines Verfahrens zur Rekonstruktion der Schwingung aus dem Interferenzsignal gezeigt hat, ist eine komplexe digitale Signalverarbeitung erforderlich, wenn das Interferometer aus einer einfachen Hardware aufgebaut werden soll. Hierfür wird ein Personalcomputer gewählt, der das analoge Intensitätssignal des Photodetektors mit einer Analog-/Digitalwanklerkarte einliest, digitalisiert und daraus nach obigem Algorithmus die Augenschwingung berechnet. Gleichzeitig kann der PC die Steuerung der Anregung und des Augeninnendrucks vornehmen und somit selbständig komplexe Meßzyklen durchfahren. Die Einstellung der Anregungsfrequenz wird über einen GPIB-Bus mit angeschlossenem, digital programmierbarem Frequenzgenerator vorgenommen, die Steuerung des Augeninnendrucks erfolgt über Digitalausgänge des Rechners. Der Auswertealgorithmus und die Steuerfunktionalität wurde in Visual C++ implementiert und mit einer Oberfläche zur Visualisierung von Meßablauf und Ergebnissen versehen (Abbildung 8.7).

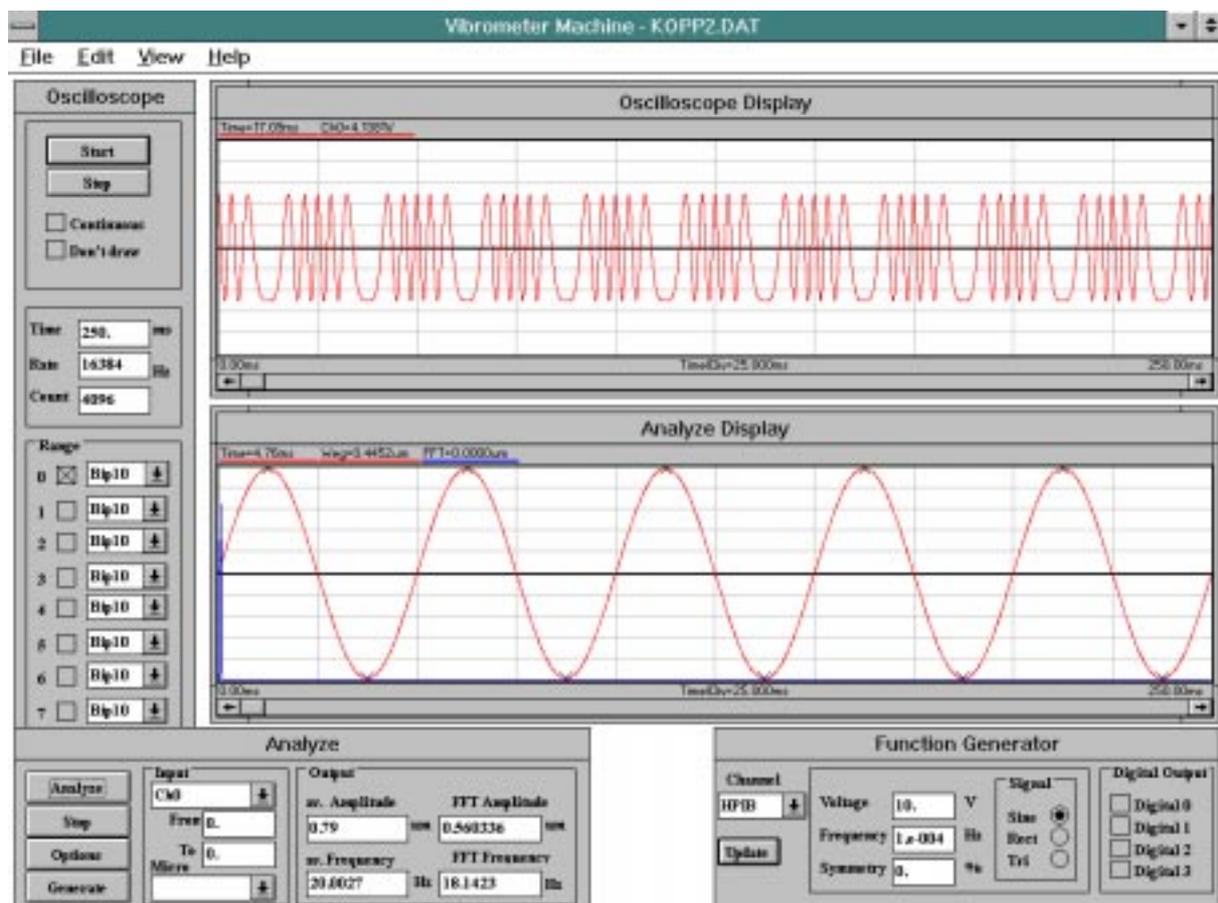


ABBILDUNG 8.7: ENTWICKELTES PROGRAMM ZUR MESSUNG DER AUGENSCHWINGUNGEN

Fixation des Auges und Druckvariation

Eine weitere Komponente des Aufbaus stellt die Einheit zur Fixierung des Auges und zur Einstellung des Augeninnendrucks dar. Um ein meßbares Interferenzsignal zu erhalten, muß das Auge genau vor das Interferometer positioniert

werden, so daß der Laserstrahl senkrecht auf die Cornea trifft. Die Position des Auges muß während der Messung ausreichend stabil sein, da sonst starke Kontrastschwankungen des Interferenzsignals auftreten. Andererseits muß die Augenhülle so befestigt sein, daß sie in ihrer Schwingungsfähigkeit möglichst nicht beeinflußt wird. Die Manipulationsvorrichtung zur Einstellung des Augeninnendrucks soll ebenfalls die Schwingung des Auges nicht behindern. Als gute Lösung zur Einprägung des Augeninnendrucks erweist sich die Injektion einer Kanüle durch den Sehnerv. An diese wird über einen Schlauch ein in variabler Höhe justierbarer Flüssigkeitsbehälter angeschlossen. Der Sehnerv kann gleichzeitig zur Halterung des Auges verwendet werden, so daß die Beeinträchtigung des Schwingungsverhaltens minimal ist. Die praktische Ausführung der Halterung zeigt Abbildung 8.8. Der Halter selbst ist auf eine 3-Achsen-Verstellereinheit montiert, der die richtige Positionierung des Auges vor das Interferometer erlaubt.

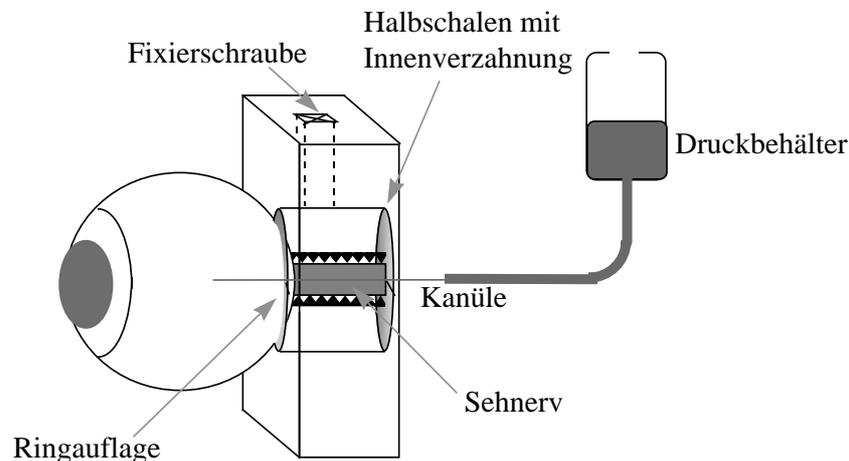


ABBILDUNG 8.8: AUGENHALTERUNG UND DRUCKEINSTELLUNG

Beobachtungsvorrichtung zur Justagekontrolle

Um eine einfache und zuverlässige Justage des Auges zu ermöglichen, wird in das Interferometer ein verstellbarer Spiegel integriert, mit dem sich das Interferenzmuster auf eine CCD-Kamera lenken läßt. Die Beobachtung des Interferenzbildes am angeschlossenen Monitor erlaubt eine genaue und zügige Justage. Zur Überprüfung des Interferenzsignals während des Meßablaufs wurde parallel zum PC ein Oszilloskop an den Detektorausgang angeschlossen.

Anregungseinheit

Zur Anregung des Auges werden 2 unterschiedliche Verfahren verwendet. Da die kontaktlose Anregung mit einfachen Lautsprechern eine zu geringe Schwingungsamplitude erzeugte, wurde ein Helmholtzresonator aufgebaut (Abbildung 8.9). Er bewirkt eine Resonanzüberhöhung des Schalldrucks durch die Schwingung einer Luftsäule an der Resonatoröffnung. Der mit diesem Resonator er-

reiche Schalldruck wird im Vergleich zum freien Lautsprecher in Abbildung 8.10 gezeigt:

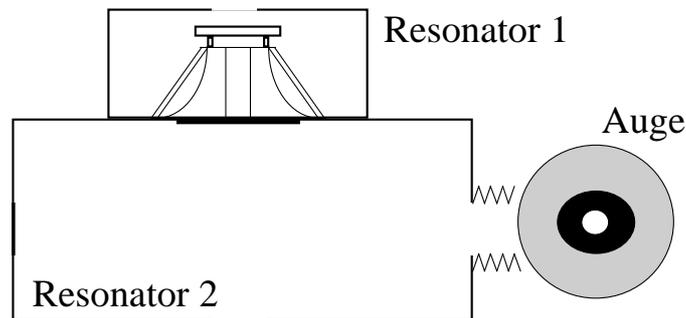


ABBILDUNG 8.9: HELMHOLTZRESONATOR ZUR SCHWINGUNGSANREGUNG

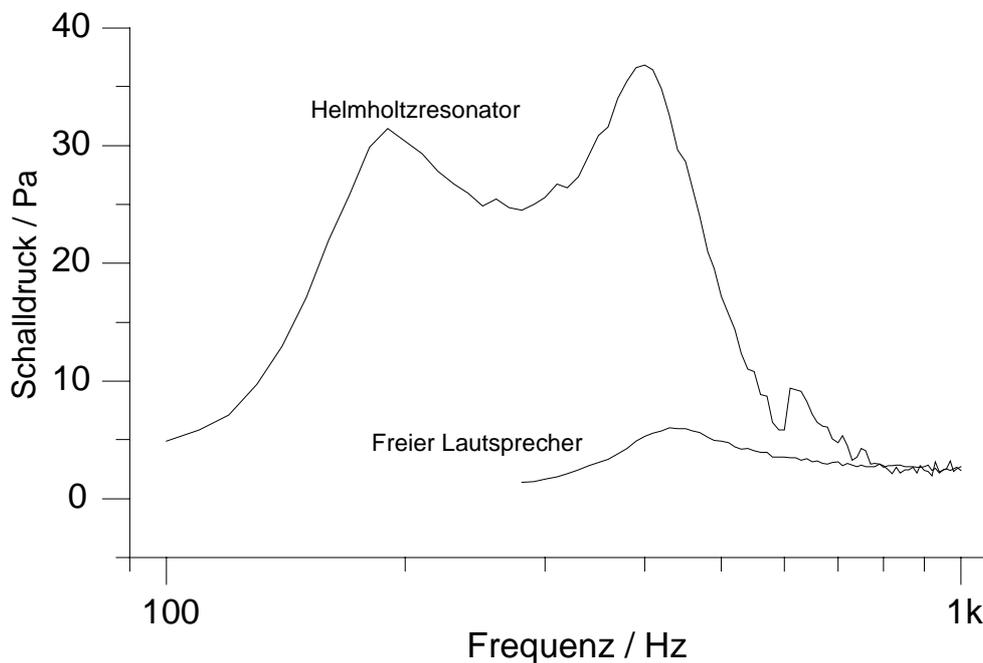


ABBILDUNG 8.10: SCHALLDRUCK DES RESONATORS UND EINES FREIEN LAUTSPRECHERS

Mit dieser Anregung ließen sich bei einem Augenmodell aus Silikon ausreichende Schwingungsamplituden erzeugen (siehe Kapitel 8.4.2). Als zweite Anregungsart kann die Schwingung direkt über einen Stab kontaktbehaftet eingekoppelt werden (Abbildung 8.11).

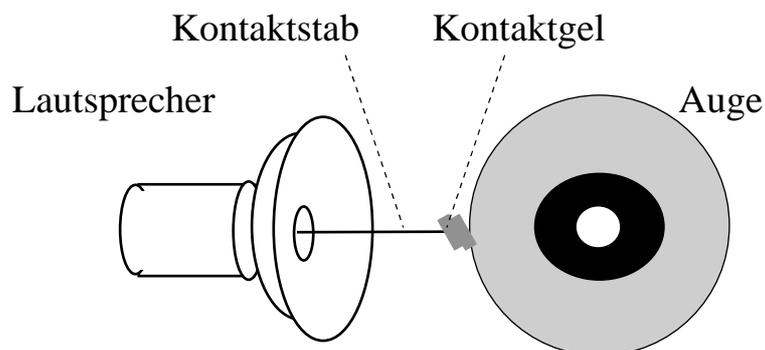


ABBILDUNG 8.11: KONTAKTBEHAFTETE ANREGUNG

Gesamtsystem zur Schwingungsmessung

Abbildung 8.12 zeigt das entstandene Gesamtsystem:

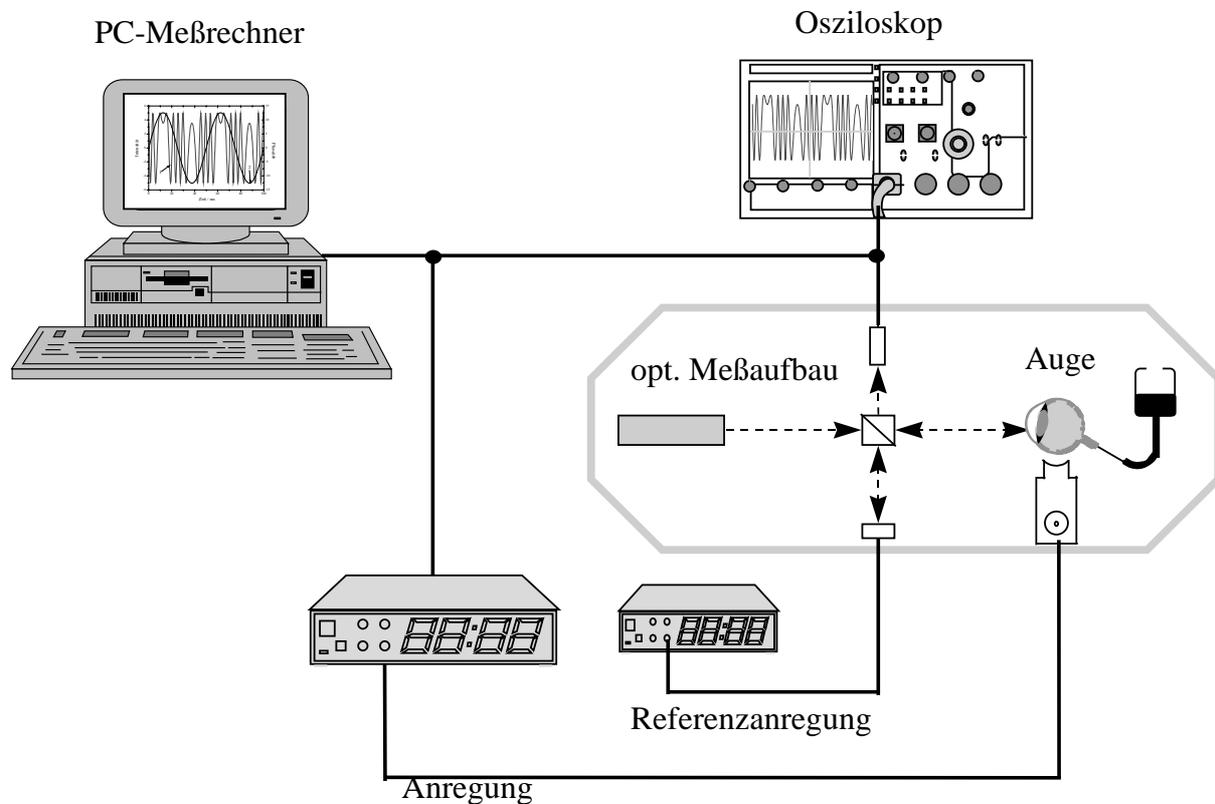


ABBILDUNG 8.12: SYSTEM ZUR SCHWINGUNGSMESSUNG

Die optischen Komponenten sind in Abbildung 8.13 wiedergegeben:

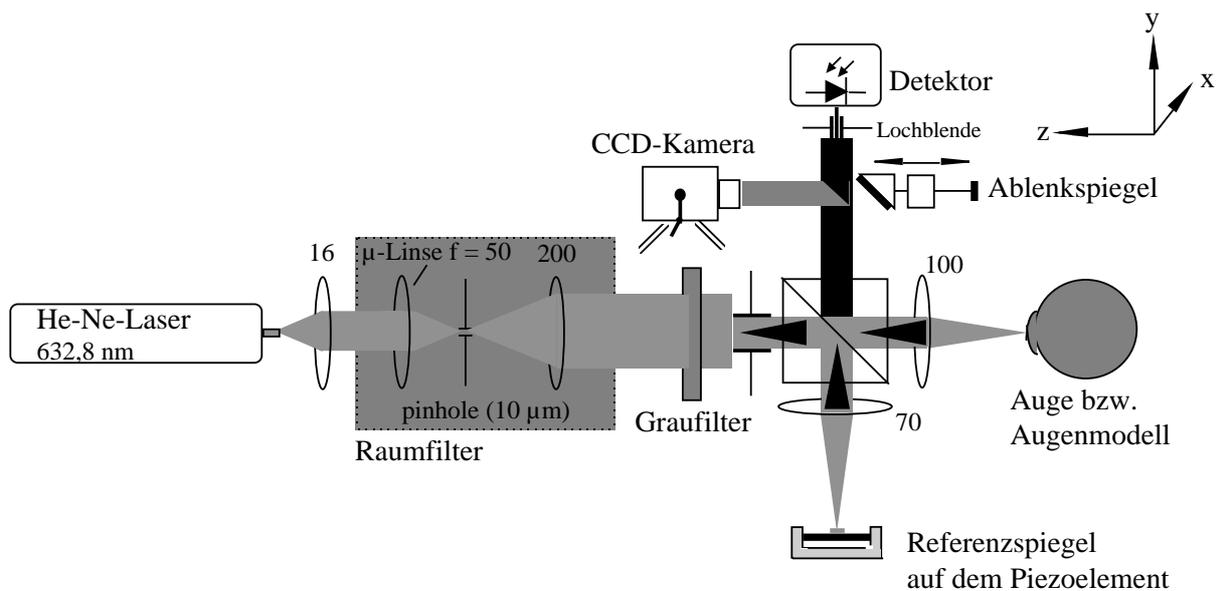


ABBILDUNG 8.13: OPTISCHER TEIL DES MEßSYSTEMS

8.2.3 Charakterisierung des Aufbaus

Das Schwingungsmeßsystem wurde auf Zuverlässigkeit und Meßgenauigkeit untersucht, um seine Eignung zur Messung der Augenschwingungen sicherzustellen. Eine direkte Charakterisierung des Gesamtaufbaus ist dabei nicht möglich, da hierfür eine mechanische Referenzbewegung oder ein Referenzmeßgerät mit einer Genauigkeit von ca. 1 nm erforderlich wäre. Einzelne Fehlereinflüsse können jedoch getrennt lokalisiert und quantitativ bestimmt werden. Ihre Auswirkung auf den Gesamtaufbau kann danach hochgerechnet werden.

Genauigkeit der Schwingungsrekonstruktion

Eine meßtechnische Bestimmung der Genauigkeit des Berechnungsverfahrens ist aus obigem Grund nicht möglich. Aufgrund des komplexen Algorithmus ist eine analytische Bestimmung ebenfalls nicht durchführbar. Der Berechnungsfehler kann jedoch durch Simulation einer Schwingung und Vergleich des Berechnungsergebnisses mit den Simulationsdaten erfolgen. Hierfür werden simulierte Interferenzsignale mit einem weißen Rauschen überlagert, das in seiner Amplitude variiert wird. Die Berechnungen und Vergleiche wurden für verschiedene Frequenzen und Schwingungsamplituden jeweils mehrfach durchgeführt. Abbildung 8.14 zeigt den relativen Rekonstruktionsfehler von Schwingungsamplitude und Frequenz für Schwingungen mit einer Amplitude von 315 nm bei variiertem Rauschamplitude. Bis zu einer Rauschamplitude von ca. 15% liegen die relativen Fehler der ermittelten Amplitude unter 0,4% (entsprechend etwa 1 nm), die berechnete Frequenz weicht bis zu 0,2% ab.

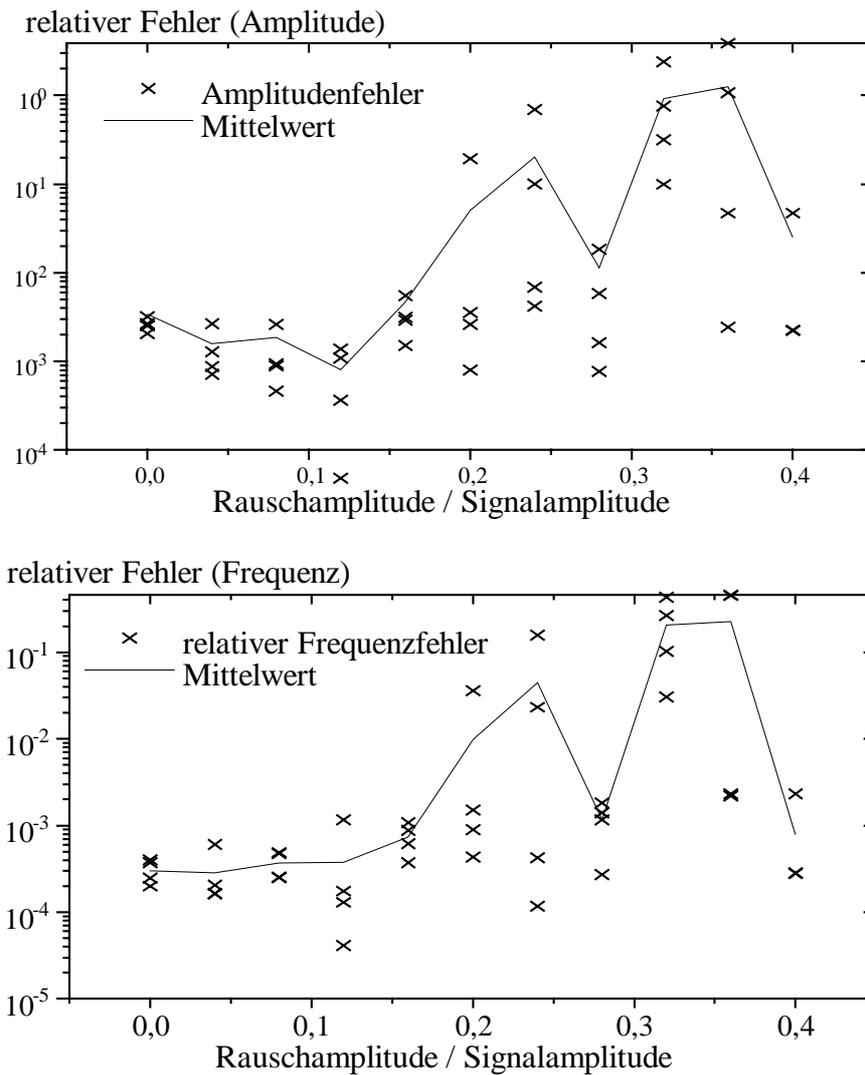


ABBILDUNG 8.14: RELATIVER FEHLER DER SCHWINGUNGSBERECHNUNG

Übersteigt die Rauschamplitude 15 % des Intensitätssignals, so kommt es zu fehlerhaften Berechnungen von Umkehrpunkten, die zu einem starken Anstieg der Fehler führen. Dieser Fehler führt gleichzeitig zu großen Spektralanteilen bei niedrigen Frequenzen und lässt sich daher einfach erkennen (siehe Abbildung 8.15).

Mit abnehmender Objektschwingungsamplitude nimmt der relative Fehler zu, bleibt aber absolut etwa konstant. Der Fehler durch die Berechnung kann insgesamt mit kleiner 2 nm angegeben werden, wenn die Rauschamplitude unter 15 % des Interferometersignals beträgt.

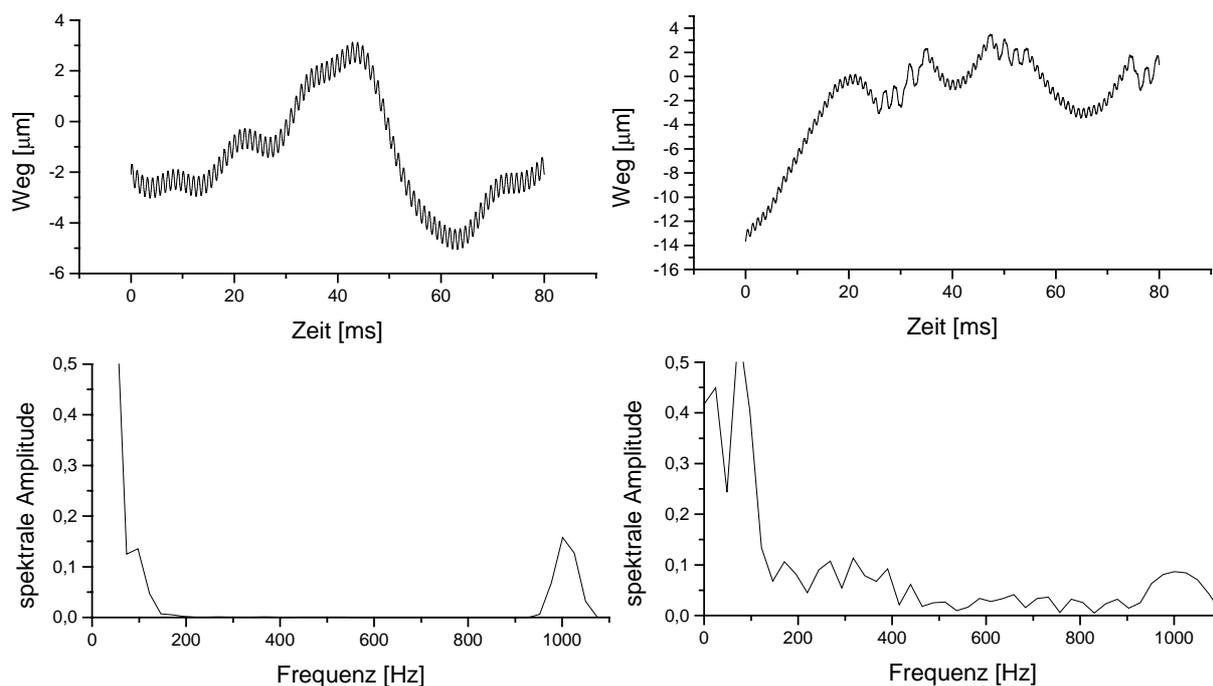


ABBILDUNG 8.15: FEHLERFREI (LINKS) UND MIT FALSCHEN UMKEHRPUNKTEN (RECHTS) REKONSTRUIERTE SCHWINGUNG; FFT DER SCHWINGUNGEN

Rauschen von Laser und Detektor

Das Rauschen des verwendeten HeNe-Lasers beträgt 0,1 % in einem Frequenzbereich bis 10 MHz und ist somit vernachlässigbar. Der langsame Drift beträgt unter 5 %, spielt jedoch bei der obigen Berechnung der Schwingungen keine Rolle, da Offset und Kontrast dynamisch ermittelt werden.

Das Rauschen des Photodetektors beträgt bei Vollaussteuerung des Detektors ca. 1 %. Die Amplitude liegt damit deutlich unter 15 %, die für eine zuverlässige Berechnung gefordert sind.

Eigenschwingungen des Aufbaus

Ein wesentlich größerer Fehler entsteht durch die Eigenschwingungen des Aufbaus, die durch Gebäudeschwingungen oder direkte Einkopplung der Augenanregung hervorgerufen werden. Langsame Driftbewegungen durch Erwärmung des Aufbaus oder Luftdruckschwankungen können hingegen wieder vernachlässigt werden.

Die Eigenbewegung des Interferometers wurde durch Aufnahme der Bewegung untersucht, wobei das Auge nicht angeregt wurde. Die Bewegungen in der Messung von Abbildung 8.16 liegen bei einer Meßzeit von 0,5 s unter ± 15 nm, die Streuung der Ruheposition beträgt ca. 5 nm.

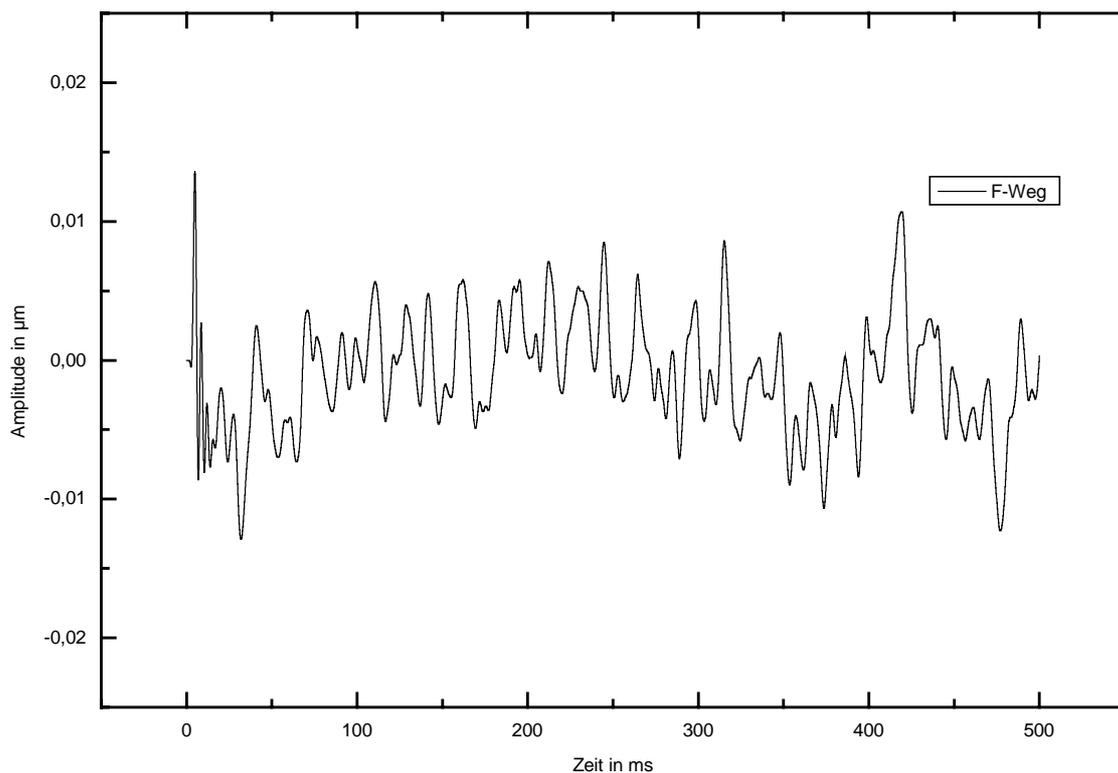


ABBILDUNG 8.16: EIGENBEWEGUNG DES AUFBAUS

Mit dem gleichen Aufbau wurde die Einkopplung von Schwingungen durch die Anregung mit hohen Schalldrücken untersucht (Abbildung 8.17). Hier zeigt sich, daß das Interferometer eine Resonanzfrequenz von ca. 570 Hz besitzt. Die maximale eingekoppelte Schwingungsamplitude betrug dabei 80 nm. Dies ist bei der Auswertung von Schwingungen mit hohen Anregungsamplituden zu beachten, falls die dabei gemessenen Objektschwingungen in der Größe der hier gemessenen Amplitude liegen.

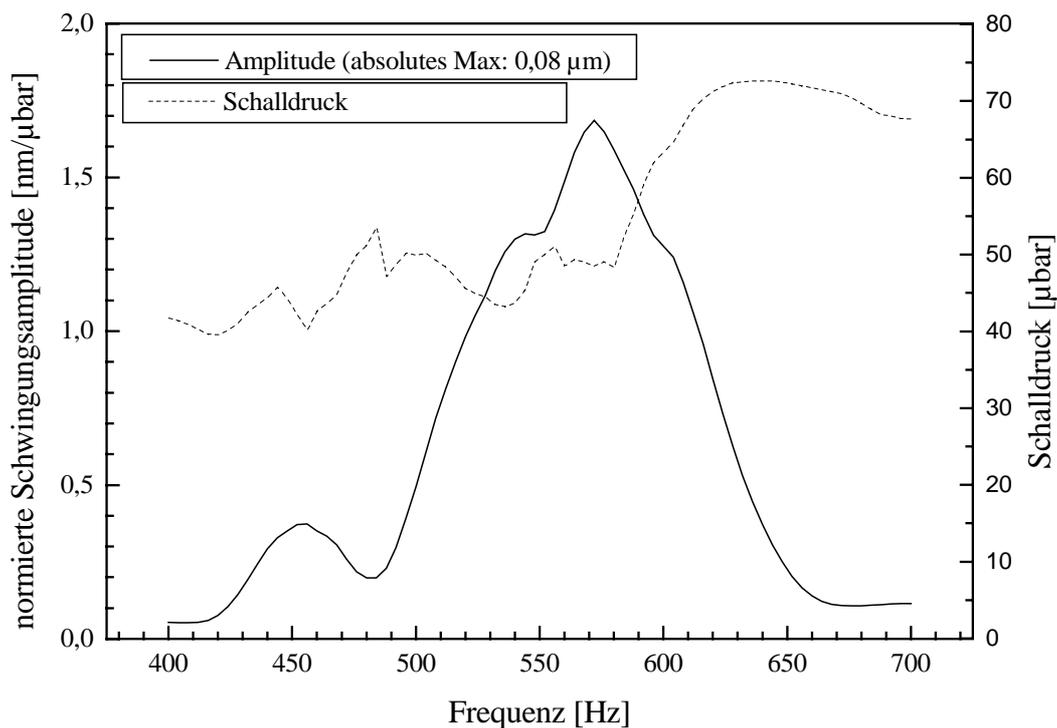


ABBILDUNG 8.17: EINKOPPLUNG VON SCHWINGUNGEN DURCH DIE ANREGUNG

8.3 Handling der enukleierten Tieraugen post mortem

8.3.1 Lagerung

Zur Untersuchung des Schwingungsverhaltens wurden Schweineaugen verwendet, die vom städtischen Schlachthof Karlsruhe bezogen wurden und handelsüblichen Mastschweinen entstammen. Die Schweineaugen wurden unmittelbar nach der Tötung der Tiere enukleiert und ab der E nukleierung in augenisotonischer Lösung (BSS) aufbewahrt. Sie wurden nur zur Präparation und Messung zwischenzeitlich aus der Lösung entnommen. Nach einer kurzen Lagerzeit bei Zimmertemperatur im Schlachthof (30-60 min) wurden die Augen bei +3-5°C gekühlt gelagert. Die Messungen fanden zwischen 1 h und 12 h post mortem statt.

8.3.2 Präparation

Vor der Messung wurden die Augen sorgfältig von umgebendem Fett- und Muskelgewebe gesäubert. Der Sehnerv wurde freigelegt, um die Fixation und Kanülierung zu ermöglichen. Anschließend wurden die Augen visuell begutachtet. Augen mit erkennbaren Abnormitäten wurden aussortiert.

8.3.3 Fixation und Druckvariation

Die Augen wurden zur Druckeinprägung durch den Sehnerv kanüliert und mit diesem wie bereits beschrieben in den Aufbau eingespannt. Die Einstellung des Drucks erfolgte in Schritten von 5 oder 10 mmHg mit einer Genauigkeit von $\pm 0,5$ mmHg in einem Bereich von 10-60 mmHg. Nach Einstellung des Druckbehälters wurde zum Druckausgleich 2 Minuten bis zum Beginn der Messungen gewartet. Während der Messungen wurde der Zulauf durch einen Hahn gesperrt, um ein Mitschwingen der Wassersäule zu verhindern.

8.3.4 Erhalt der Reflektivität

Der fehlende Tränenfilm führt in-vitro zu einer matten Corneaoberfläche, die keine Messung mit dem aufgebauten Interferometer erlaubt. Zur Erhaltung der Reflektivität wurde daher die Cornea während der Messung mit flüssigem Vaselineöl benetzt.

8.4 Untersuchung des IOP-abhängigen Frequenzgangs

8.4.1 Überblick über die durchgeführten Meßreihen

Mit dem entwickelten System wurden umfangreiche Meßreihen durchgeführt, in denen der Zusammenhang zwischen Augeninnendruck und Resonanzfrequenz untersucht wurde. Weitere Messungen dienten der Charakterisierung und Optimierung des Aufbaus und der Untersuchung von Querempfindlichkeiten. Eine Übersicht der Messungen zeigt Tabelle 8.1.

Die Messungen mit einem festmontierten Spiegel sowie mit einem Modellauge aus Silikon dienten der Charakterisierung und Optimierung des Meßsystems sowie der Untersuchung auf Fehlereinflüsse. Mit dem Modellauge wurde auch der erforderliche Schalldruck abgeschätzt.

In Einzelmessungen mit Schweineaugen wurde zunächst das Handling entwickelt, mit dem in-vitro-Messungen zuverlässig und reproduzierbar möglich sind. In wiederholten Serienmessungen wurde schließlich die Abhängigkeit des Schwingungsverhaltens vom Augeninnendruck und sekundären Größen untersucht. Diese Messungen gliedern sich in Untersuchungen mit kontaktloser und kontaktbehafteter Anregung.

Modellauge und Spiegel	Tests mit Schweineaugen	Serienmessungen mit Schweineaugen akustisch	Serienmessungen mit Schweineaugen mechanisch
Modifikationen am optischen Meßaufbau Charakterisierung des Verfahrens Fehlereinflüsse und Störgrößen Vergleich mit FE-Simulation	Handling Klassifikation der Augen Fixierung der Augen Justage des Auges Möglichkeiten der Druckmanipulation Störgrößenmessungen am Auge	Frequenzbereich: 200 - 600 Hz Zwei Anregungseinheiten Variation der Einflußparameter : IOP linear und beliebig Schalldruck Abstand und Position am Auge	Frequenzbereich: 100 - 500 Hz Drei Lautsprecher Variation der Einflußparameter : wdh. Messungen bei keiner Variation der Parameter IOP (lin. + bel.) Anregungsposition Eindringtiefe des Stabes Amplitude der Eingangsgröße Meßposition mehrere Augen bei „gleichen Bedingungen“

TABELLE 8.1: ÜBERSICHT ÜBER DIE DURCHFÜHRTE MESSUNGEN

8.4.2 Messungen am Augenmodell

Für die Schwingungsuntersuchungen an dem Augenmodell wurde nur auf die Anregung mit der akustischen Methode zurückgegriffen. Gemessen wurden die Auslenkungen der Oberfläche des Modellauges bei Anregung mit Schall im Frequenzbereich von 100 - 1000 Hz.

Bei den Messungen an den zwei verwendeten Silikon-Modellen ergaben sich grundsätzlich mehrere erkennbare Eigenfrequenzen. Waren die Anregungsfrequenzen allerdings höher als 400 Hz konnte man keine Resonanzpeaks mehr identifizieren, da die Schwingungsamplituden des Auges zu klein waren.

In Serienmessungen wurde die Anregungsfrequenz von 180-400 Hz in Schritten von 1 Hz durchgeföhren. Diese Frequenzgang-Bestimmung wurde für unterschiedliche Intraoculardrücke zwischen 10 und 40 mmHg wiederholt. Die Schwingungsamplitude in Abhängigkeit von der Frequenz zeigt Abbildung 8.18 für vier Augeninnendrucke von 10, 20, 30 und 40 mmHg. Der Anregungsschalldruck wurde dabei auf 10 µBar konstant gehalten.

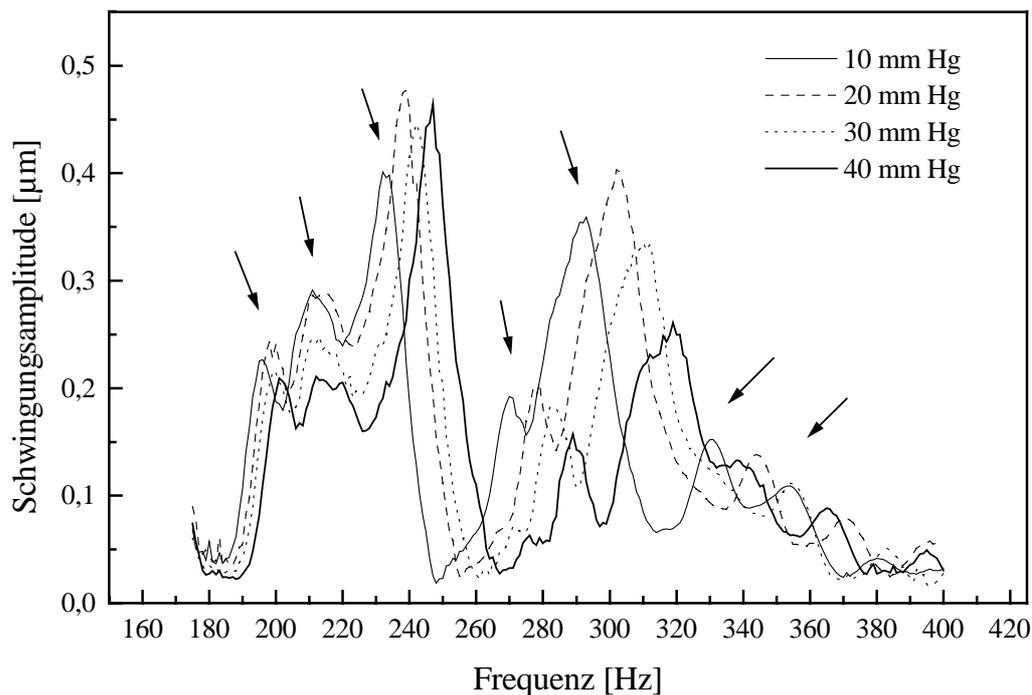


ABBILDUNG 8.18: FREQUENZGANG DES AUGENMODELLS BEI KONTAKTLOSER ANREGUNG

Man erkennt einen charakteristischen Frequenzverlauf der Schwingungsamplitude mit sieben ausgeprägten Schwingungsmoden (Pfeile in Abbildung 8.18). Wie erwartet, verschieben sich die Schwingungsmaxima zu höheren Frequenzen, wenn man den Druck im Auge erhöht. Wie in den FEM-Simulationen berechnet, ist dieser Zusammenhang für höhere Moden stärker ausgeprägt. Dieser Sachverhalt wird in Abbildung 8.19 verdeutlicht, die den Verlauf der Schwingungsmoden über dem Augeninnendruck zeigt. Der Frequenzanstieg beträgt für den ersten Mode nur 0,2 Hz/mmHg und steigt auf 1,4 Hz/mmHg bei 360-380 Hz an.

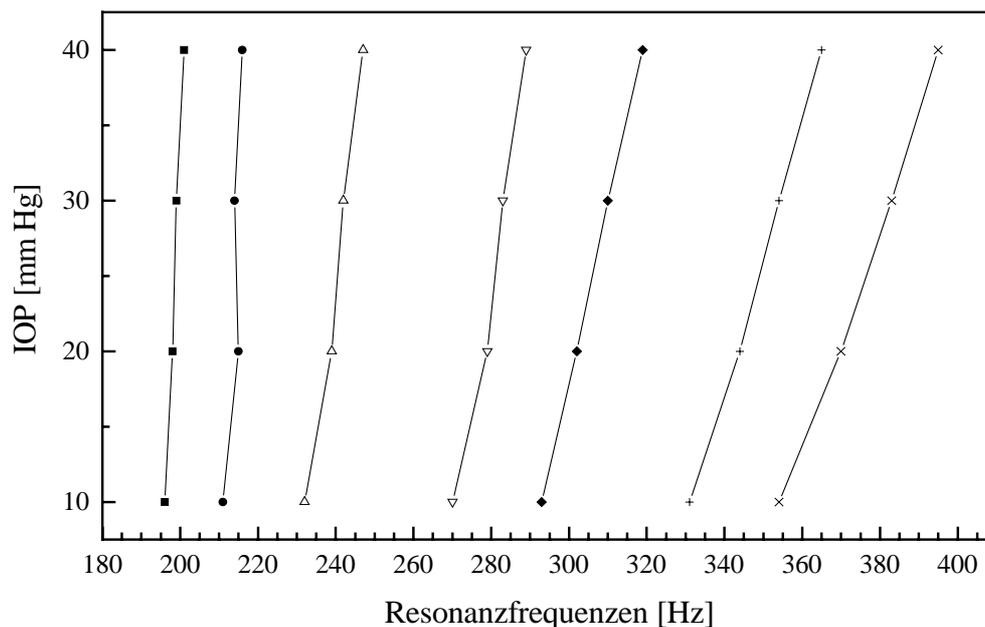


ABBILDUNG 8.19: VERSCHIEBUNG DER RESONANZFREQUENZEN DES AUGENMODELLS

8.4.3 Messungen an Schweineaugen

Kontaktlose Anregung

Im Gegensatz zum Modellauge stellte sich die kontaktlose Anregung des Schweineauges als problematisch heraus. Die maximal erreichten Schwingungsamplituden betragen bei einer Anregungsamplitude von bis zu $70 \mu\text{Bar}$ unter 120 nm und liegen daher im Bereich der Eigenschwingungen des Meßsystems (siehe Kapitel 8.2.3). Die aufgenommenen Schwingungsverläufe (Abbildung 8.20) zeigen keine Druckabhängigkeit und sind unabhängig vom Schalldruck am Auge (Abbildung 8.21). Es handelt sich um Eigenschwingungen des Aufbaus.

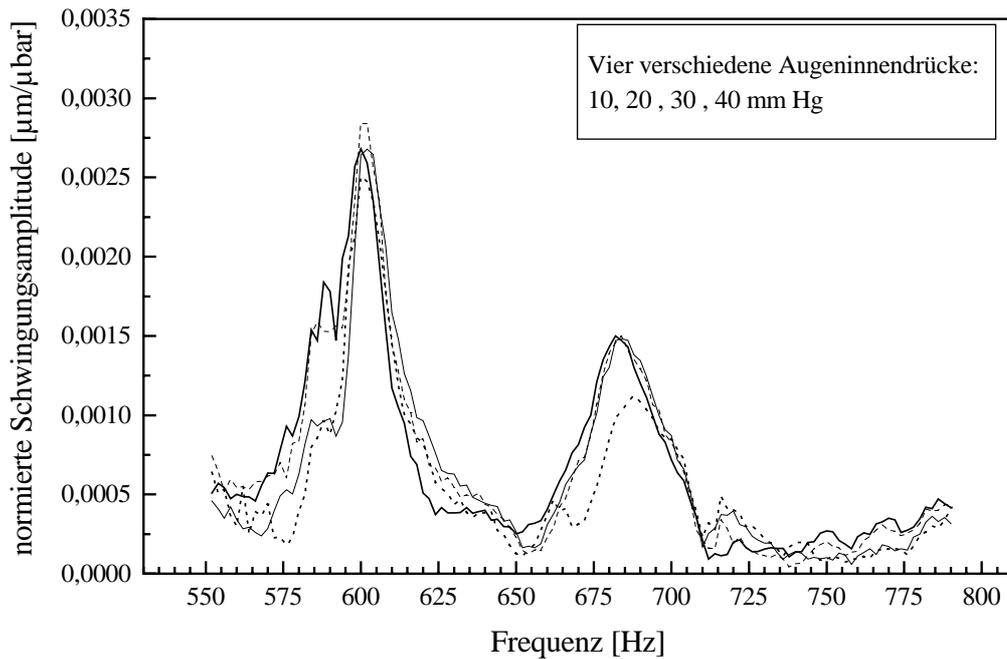


ABBILDUNG 8.20: SCHWINGUNGSVERLAUF BEI AKUSTISCHER ANREGUNG

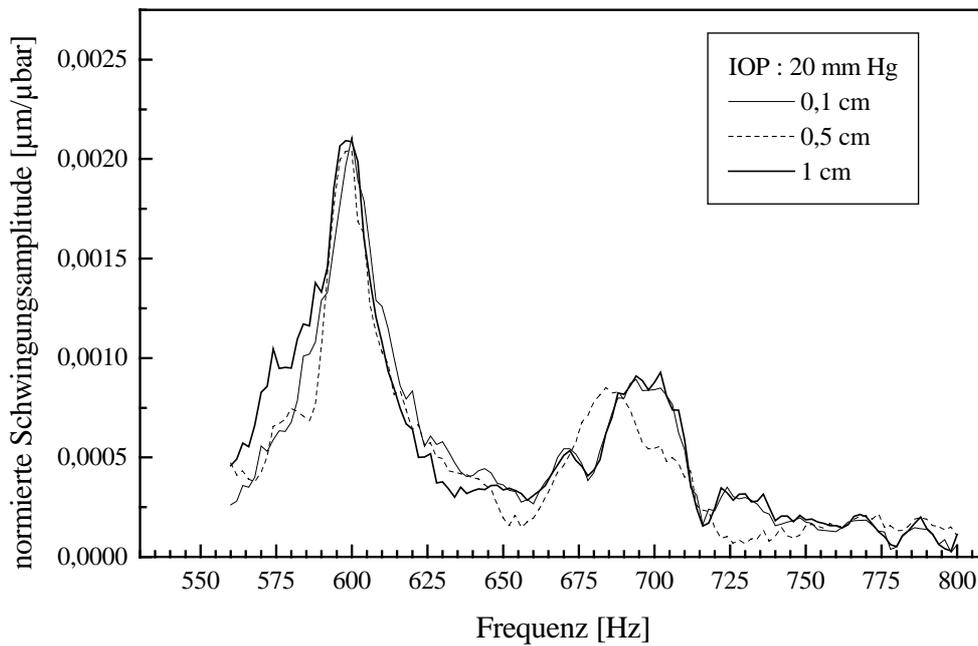


ABBILDUNG 8.21: GEMESSENE SCHWINGUNG BEI UNTERSCHIEDLICHEM ABSTAND DER ANREGUNGSEINHEIT

Kontaktbehaftete Anregung

Um eine ausreichende Schwingung des Auges zu erreichen, wurde in den folgenden Messungen eine kontaktbehaftete Anregung vorgenommen. Hierbei ist natürlich zu beachten, daß somit nicht die eigentliche Resonanzfrequenz des Auges, sondern des gekoppelten Systems Auge-Anregung gemessen wird. Eine

entsprechende Messung ist auch in-vivo durch Einkopplung am Übergang zwischen Augenlidern und Tränensack möglich (siehe Kapitel 9.6).

Zur Anregung werden zwei unterschiedliche Einheiten, FRS8 und SEMCO22 mit Resonanzfrequenzen von 142 und 305 Hz verwendet. Die Einkopplung wurde äquatorial im rechten Winkel zum Meßstrahl vorgenommen.

Messung des Frequenzgangs

Abbildung 8.22 und Abbildung 8.23 geben die gemessenen Schwingungsverläufe für ein Schweineauge wieder. Der Augeninnendruck wurde von 10 bis 60 mmHg variiert. Auch bei diesen Messungen zeigt sich eine mit dem Augeninnendruck steigende Resonanzfrequenz. Die Schwingungsamplitude nimmt gleichzeitig ab.

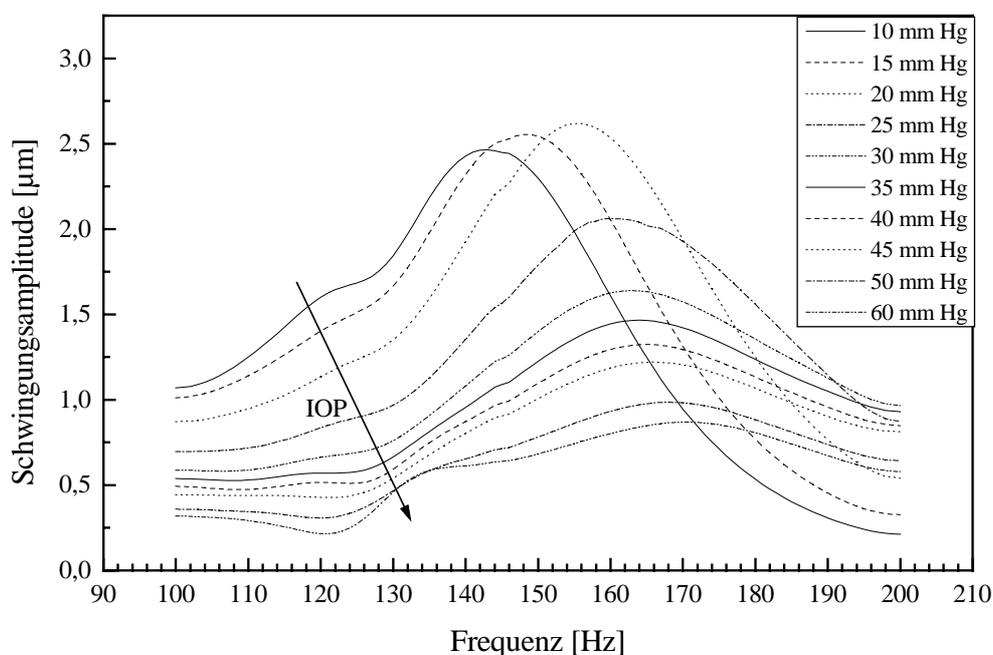


ABBILDUNG 8.22: FREQUENZGANG DER SCHWINGUNGAMPLITUDE BEI KONTAKTBEHAFTETER ANREGUNG (FRS8)

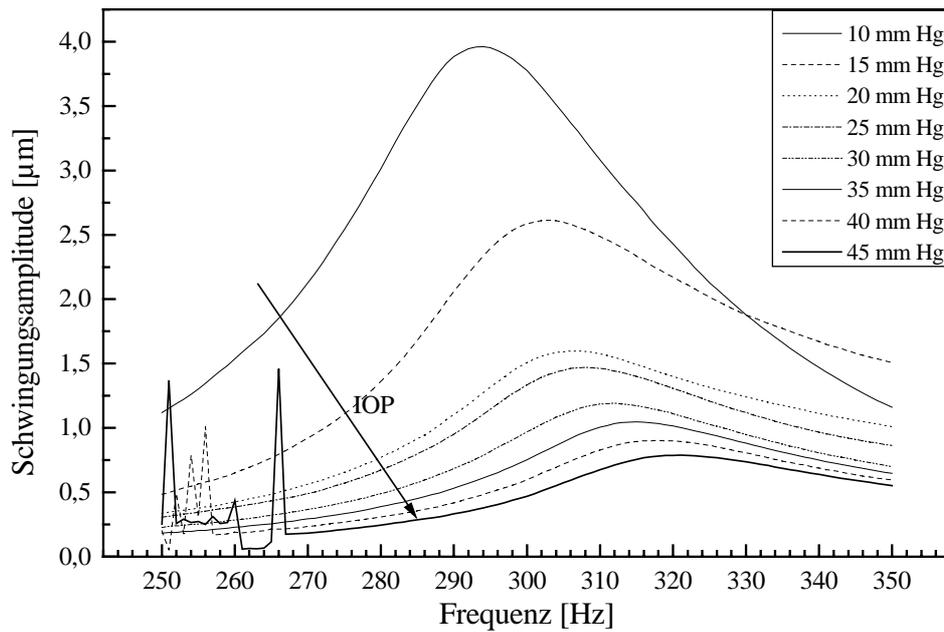


ABBILDUNG 8.23: FREQUENZGANG DER SCHWINGUNGSMPLITUDE BEI KONTAKTBEHAFTETER ANREGUNG (SEMCO22)

Die Abhängigkeit der Eigenfrequenzen vom Augeninnendruck ist in Abbildung 8.24 und Abbildung 8.25 noch einmal explizit aufgetragen. Zusätzlich wurde die 1. Ableitung davon gebildet, die die Empfindlichkeit angibt. Diese Empfindlichkeit der Resonanzen auf Druckvariationen ist im niedrigen Druckbereich bis 20 mmHg sehr groß, fällt dann bis 35 mmHg stark ab und bleibt danach konstant gering.

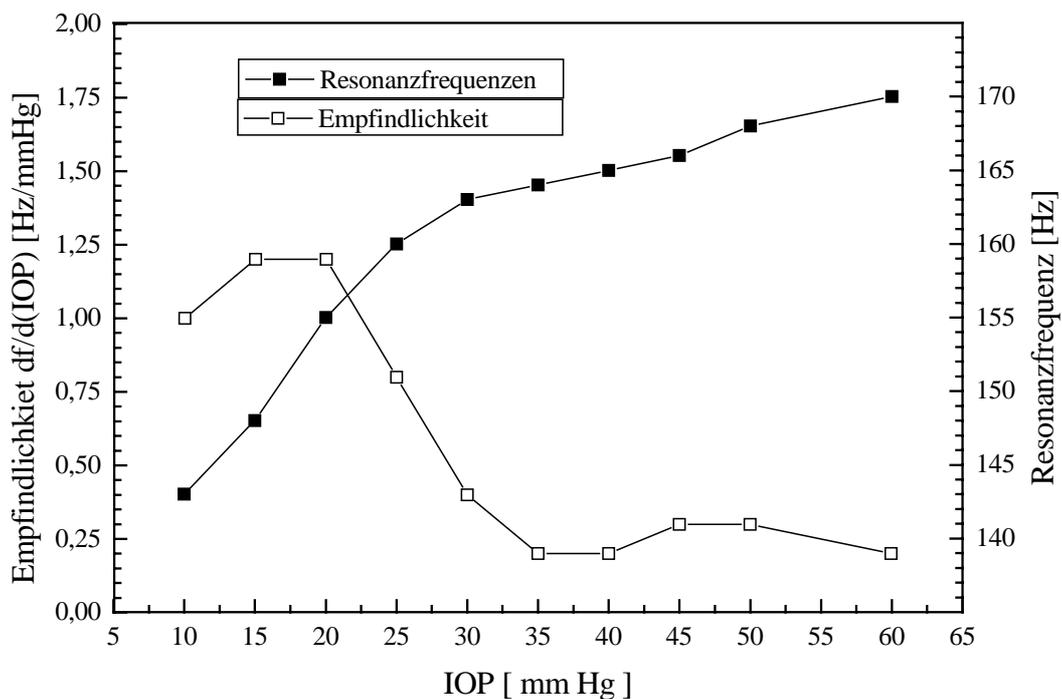


ABBILDUNG 8.24: ABHÄNGIGKEIT DER RESONANZFREQUENZ VOM AUGENINNENDRUCK UND DEREN EMPFINDLICHKEIT (FRS8)

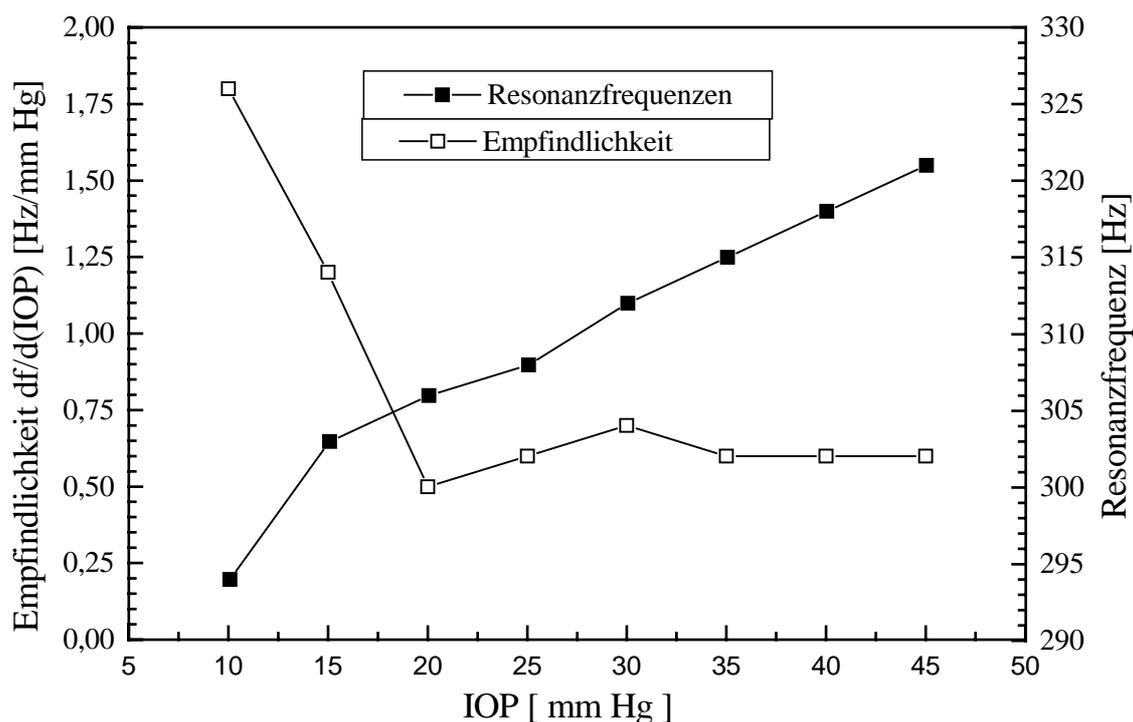


ABBILDUNG 8.25: ABHÄNGIGKEIT DER RESONANZFREQUENZ VOM AUGENINNENDRUCK UND DEREN EMPFINDLICHKEIT (SEMCO22)

Reproduzierbarkeit der Messungen

Zur Untersuchung der Reproduzierbarkeit der Messungen wurde an einem Auge eine wiederholte Messung der Resonanzfrequenz vorgenommen, wobei der Augeninnendruck zwischen den Messungen zufällig variiert wurde (Abbildung 8.26). Anregungsamplitude sowie Meßposition wurden konstant gehalten. Das Ergebnis zeigt eine Standardabweichung von 1,86 Hz bzw. ca. 3,3 mmHg. Man erkennt darüber hinaus, daß die Resonanzfrequenzen bei niedrigeren Druckwerten stärker streuen.

Der Vergleich mit den Anforderungen an die Genauigkeit von Tonometern (siehe Kapitel 6.2) zeigt, daß hiermit eventuell die Genauigkeitsanforderungen der Klasse B erfüllt werden.

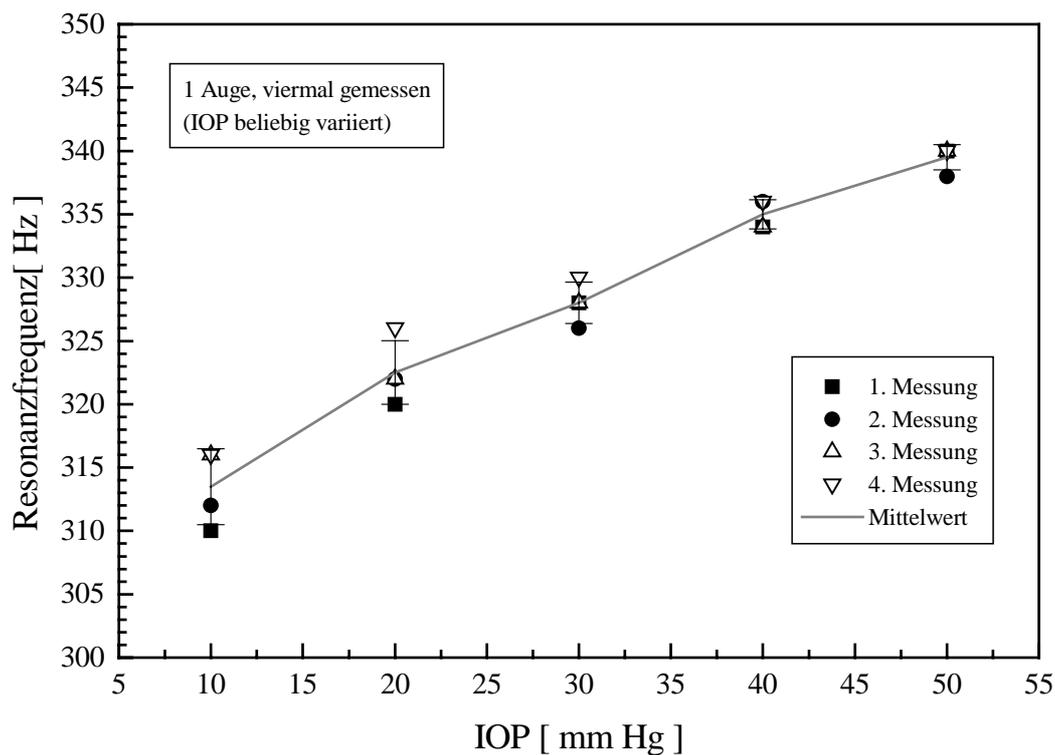


ABBILDUNG 8.26: WIEDERHOLTE MESSUNG EINES AUGES

Individuelle Streuung

Zur Untersuchung der individuellen Streuung zwischen verschiedenen Augen wurden die Schwingungsverläufe von insgesamt 13 Augen aufgenommen und in Abbildung 8.27 und Abbildung 8.28 verglichen. Man erkennt einen ansteigenden Verlauf der Resonanzfrequenzen. Die Auswertung ergibt eine Standardabweichung von 4,5 mmHg (FRS8) bzw. 4,3 mmHg (SEMCO22) im physiologisch wichtigen Bereich (15 mmHg). Die Standardabweichung bei mehreren unterschiedlichen Augen liegt ca. 1 mmHg über der Standardabweichung, die bei wiederholter Messung eines Auges erreicht wurde. Bei der Messung von nur einer Resonanz ist die erreichbare Genauigkeit vermutlich nicht für ein Tonometer nach DIN-ISO 8612 ausreichend. Um die gesetzlichen Anforderungen für ein Tonometer der Klasse A zu erreichen, ist etwa eine Verdoppelung der Genauigkeit erforderlich. Dies erscheint durch Verbesserung des Meßaufbaus sowie Einbeziehung weiterer Meßgrößen in die Berechnung des Augeninnendrucks (z.B. Phasenverlauf, Dämpfung, mehrere Resonanzfrequenzen) möglich.

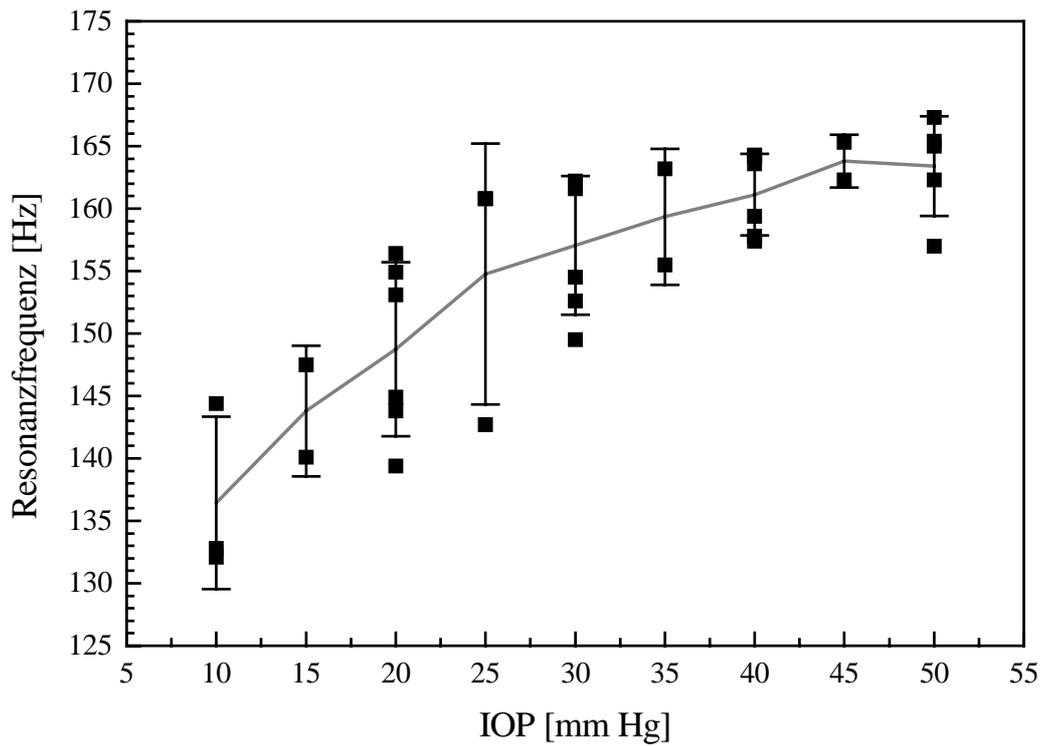


ABBILDUNG 8.27: RESONANZFREQUENZEN VON 6 SCHWEINEAUGEN (FRS8)

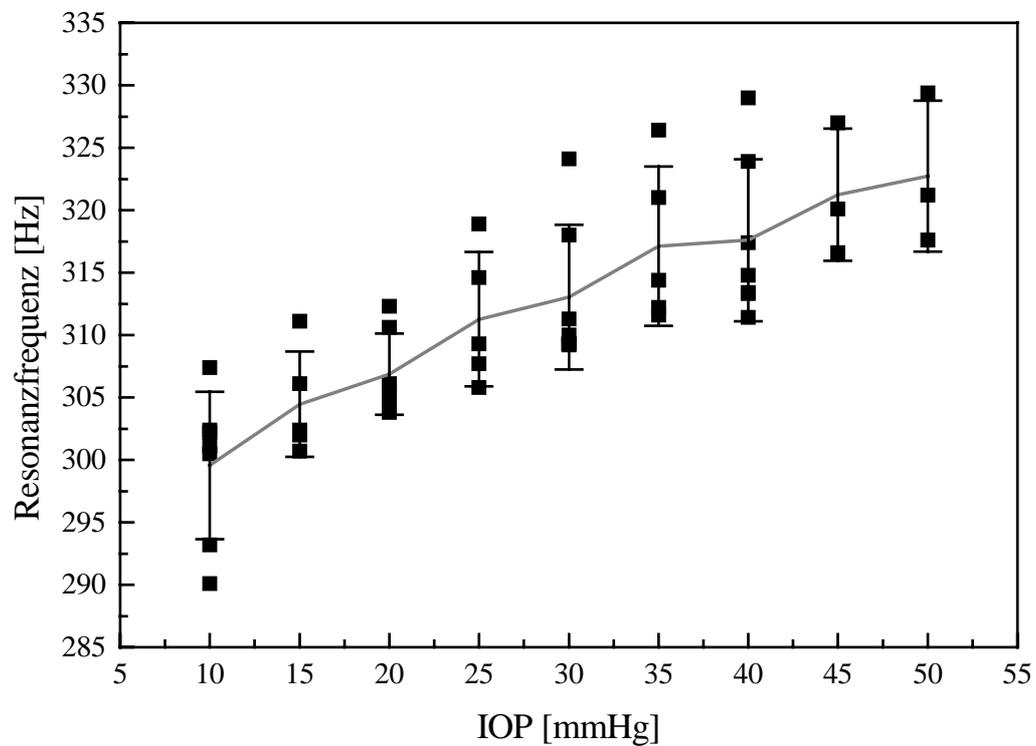


ABBILDUNG 8.28: RESONANZFREQUENZEN VON 6 SCHWEINEAUGEN (SEMCO22)

8.4.4 Fehlereinflüsse

In den folgenden Messungen werden gezielt die verschiedenen Parameter der Messung variiert und ihr Einfluß auf die gemessene Resonanzfrequenz überprüft. Diese Untersuchung soll Aufschluß darüber geben, in wie weit schwankende Meßbedingungen die Ergebnisse beeinflusst haben und Ansätze für eine Reduzierung der Meßwertstreuung liefern.

Verfälschungen der Meßergebnisse sind durch die folgenden Einflüsse denkbar:

- Viscoelastizität der Augenhülle
- Meßrauschen
- variierende Anregungsposition
- unterschiedlich starke Kontaktierung des Auges mit der Anregung

Viscoelastizität

Relaxationsprozesse bei der Dehnung der Augenhülle sind seit langem bekannt und wurden in verschiedenen Studien untersucht (z.B. /GLOSTER57/, /KOBAYASHI73/, /SCHLEGEL72/, /SPÖRL96/). Sie zeigen, daß bei konstanter Dehnung der Augenhülle ihre Spannung mit der Zeit nachläßt. Ein gleicher Augeninnendruck kann also je nach Vorgeschichte eine unterschiedliche Dehnung des Gewebes hervorrufen.

Zur Untersuchung der Auswirkung dieser Viscoelastizität wurde in der in Abbildung 8.29 dargestellten Messung der Augeninnendruck schrittweise erhöht und anschließend wieder schrittweise erniedrigt. Dabei wurde jeweils die Resonanzfrequenz bestimmt.

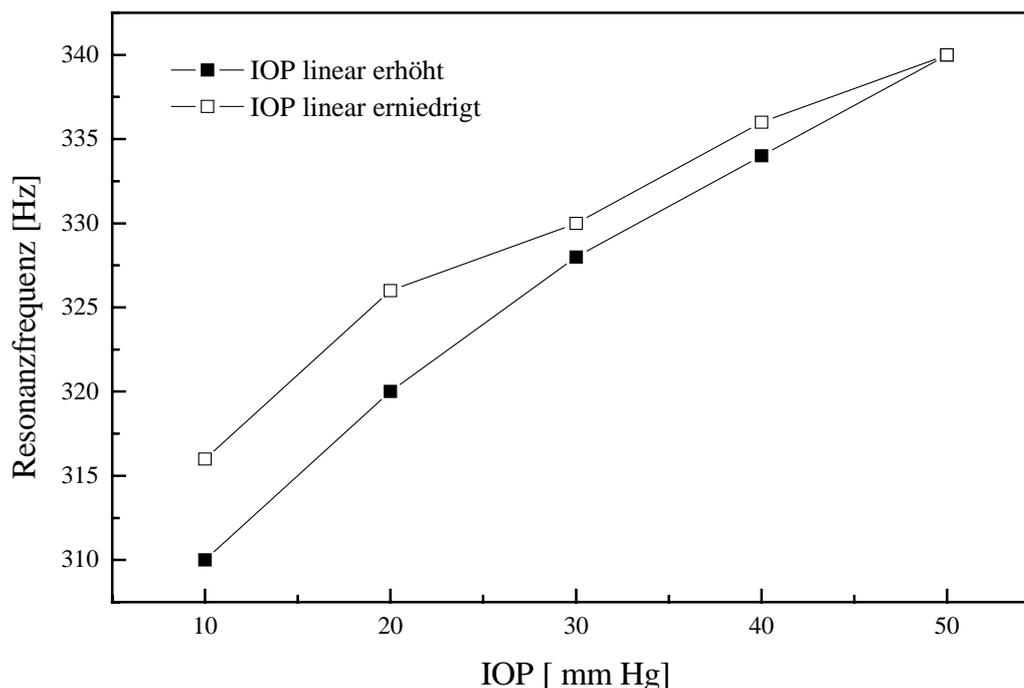


ABBILDUNG 8.29: HYSTERESE DURCH RELAXATIONSPROZESSE

Die Hysterese ist deutlich erkennbar. Die Meßergebnisse weichen um bis zu 5 Hz voneinander ab. Betrachtet man die Untersuchung der Reproduzierbarkeit (Abbildung 8.26), kann man erkennen, daß auch dort die Resonanzfrequenzen bei wiederholter Messung ansteigen. Relaxationsprozesse sind daher vermutlich die Hauptursache für die Abweichungen in Kapitel 8.4.3.

Wiederholgenauigkeit

Schwankungen im Meßergebnis entstehen auch durch das Rauschen der gemessenen Schwingungsamplituden. Zur Untersuchung der Reproduzierbarkeit wurde an verschiedenen Augen die Resonanzfrequenz bei konstanten Meßbedingungen ermittelt. Zwischen den wiederholten Messungen wurde Augeninnendruck, Anregung und Justage des Auges konstant gehalten. Die Messungen (Abbildung 8.30) zeigen eine Standardabweichung von ca. 0,3 Hz. Das Meßrauschen begrenzt daher nicht die Meßgenauigkeit.

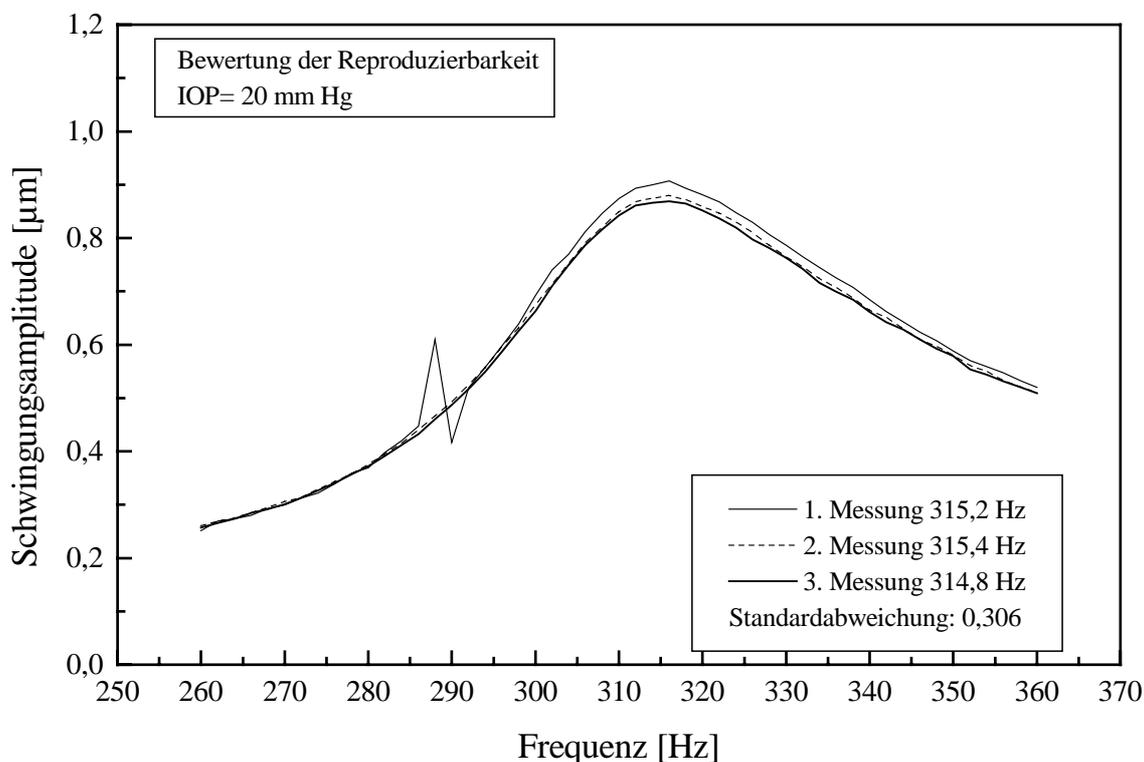


ABBILDUNG 8.30: WIEDERHOLTE MESSUNG AN EINEM AUGE

Anregungsposition

Die genaue Position der Anregung am Auge ist durch die begrenzte Einstellgenauigkeit Schwankungen unterworfen. Zur Untersuchung wurde die Position um $\pm 30^\circ$ zur Normalstellung verschoben und der Schwingungsverlauf aufgenommen (Abbildung 8.31).

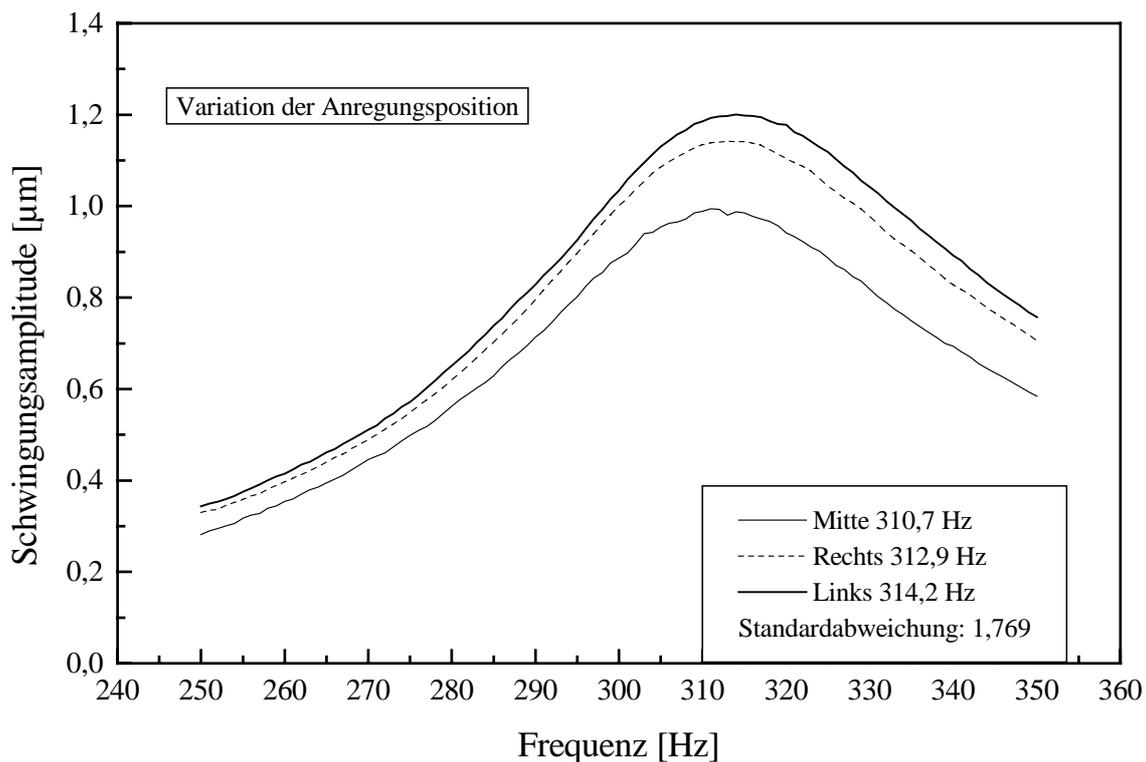


ABBILDUNG 8.31: VARIATION DER ANREGUNGSPOSITION

Die Abweichung der Resonanzfrequenz beträgt in obiger Messung ca. 3,5 Hz. Bei der Positionierung der Anregung wird eine Genauigkeit von ca. $\pm 5^\circ$ erreicht, so daß die durch die Anregungsposition hervorgerufene Abweichung unter 0,2% liegt. Die Variation des Anpreßdrucks der Anregung auf das Auge zeigt hingegen keine signifikante Beeinflussung des Intraoculardrucks. Die Meßschwankungen liegen im Bereich der allgemeinen Meßunsicherheit.

8.5 Zusammenfassung der in-vitro-Messungen

Zur Untersuchung des Schwingungsverhaltens von enukleierten Augenbulbi wurde ein Laboraufbau entwickelt und realisiert. Er ermöglicht die optische, berührungslose Messung von Schwingungen mit einer Genauigkeit besser 15 nm. Die Eigenschwingungen des Meßaufbaus liegen bei einer akustischen Anregung mit 70 mBar unter 80 nm.

Zur Anregung der Schwingungen wurden zwei unterschiedliche Verfahren verwirklicht. Eine Helmholtz-Kammer aus zwei gekoppelten Resonatoren ermöglicht die kontaktlose Anregung mit Luftschallwellen bei Schalldrücken bis zu 70 mBar. Die Anregung größerer Schwingungsamplituden ist durch Einkopplung der Membranschwingung von zwei Lautsprechern über einem Kontaktstab möglich.

Messungen an einem Augenmodell aus Silikon mit kontaktloser Anregung zeigen mehrere Resonanzfrequenzen im Bereich von 180 - 400 Hz, die sich mit

steigendem Augeninnendruck zu höheren Frequenzen verschieben. Diese Verschiebung nimmt mit steigendem Schwingungsmodus zu. Die Messungen zeigen eine gute Übereinstimmung mit den Finite-Elemente-Simulationen.

Serienmessungen mit enukleierten Schweineaugen und kontaktierender Anregung bestätigen den Zusammenhang zwischen Augeninnendruck und Resonanzfrequenz. Die Reproduzierbarkeit bei Messung eines Auges ergibt eine Standardabweichung von ca. 3,3 mmHg und läßt die Erfüllung der Anforderungen an ein Tonometer der Klasse B nach ISO 8612 möglich erscheinen. Die Reproduzierbarkeit ist im Wesentlichen durch Relaxationsprozesse begrenzt, so daß in-vivo bessere Ergebnisse erwartet werden können. Die Streuung der Resonanzfrequenzen bei Messung mehrerer Augen ergibt eine Standardabweichung von ca. 4,5 mmHg und ist etwa doppelt so groß wie für ein Tonometer der Klasse A gefordert. Eine Verbesserung der Meßgenauigkeit durch Berücksichtigung weiterer Charakteristika ist erforderlich.

9 Entwurf eines In-vivo Meßsystems

9.1 Motivation

Sowohl die Simulationen als auch die in-vitro Messungen an enukleierten Tieraugen bestätigen den Zusammenhang zwischen Augeninnendruck und akustischen Schwingungsverhalten des Auges. Die Vermutung, daß hierdurch eine Methode zur berührungslosen und nebenwirkungsfreien Bestimmung des Intraoculardrucks gefunden wird, bekräftigt sich durch diese Ergebnisse. Trotzdem geben diese Untersuchungen die in-vivo Verhältnisse natürlich nur begrenzt wieder. Der erforderliche nächste Schritt bei der Erforschung dieses Meßprinzips ist somit die in-vivo-Untersuchung an Probanden. Für diese Untersuchungen ist ein Schwingungsmeßgerät erforderlich, dessen Anforderungen erheblich über denen des in-vitro Meßaufbaus liegen. Im Folgenden werden diese Anforderungen zusammengetragen und daraus ein Meßsystem entworfen, mit dem das akustische Schwingungsverhalten berührungslos und in-vivo untersucht werden kann.

9.2 Erweiterte Anforderungen

Die Erweiterung der Anforderungen ergibt sich im wesentlichen durch zwei Aspekte. Zum einen muß in-vivo die Anregung und Messung der Schwingungen ohne eine Gefährdung oder gar Beschädigung des Patienten vorgenommen werden. Zum anderen stellen die unvermeidlichen Eigenbewegungen des Patienten hohe Anforderungen an die Meßtechnik.

9.2.1 Patientensicherheit

Einwirkungen auf den Patienten entstehen durch die Einkopplung der Schwingungen auf das Auge sowie durch die Messung der Schwingungen.

Anregungsamplitude

Grenzwerte für eine maximal erlaubte Einkopplung von Schwingungen oder Verformungen des Auges existieren nicht. Der Normentwurf ISO 8612 „Tonometer“ schreibt in diesem Zusammenhang nur die Beschaffenheit von Oberflächen, die mit dem Auge in Berührung kommen, vor. Die geltende Norm ISO 15004 „ophthalmische Instrumente“ regelt die grundlegenden Anforderungen und Prüfverfahren. Sie schreibt jedoch nur vor, daß „die mit diesem Gebrauch verbundenen Risiken auf ein Maß reduziert sind, das dem allgemeinen Stand der

Technik entspricht“. In §4.8 dieser Norm werden die erlaubten mechanischen Gefährdungen festgelegt, wobei jedoch keine Grenzwerte, sondern nur eine Pflicht zur Minimierung des Verletzungsrisikos angegeben wird: „Das ophthalmologische Instrument muß so gestaltet sein, daß beim Einsatz zur Erbringung der bestimmungsgemäßen Funktion(en) gemäß den Bedienungsanleitungen die Gefahr von Verletzungen beim Gebrauch des Instruments soweit wie praktisch möglich reduziert ist“.

Klinische Untersuchungen, bis zu welcher Krafteinwirkung keine Schädigung des Auges eintritt, sind nicht bekannt. Eine Abschätzung kann daher nur durch Betrachtung der in der Natur oder bei der Applanationstonometrie verursachten Kräfte gewonnen werden. Bei der Applanationstonometrie wird die Cornea auf einer Fläche von 3,06 mm Durchmesser applaniert. Daraus erhält man bei einer Corneakrümmung von 7,8 mm eine Verformung der Oberfläche um 200 µm. Diese Verformung ist bei einem gesunden Auge für eine kurze Meßdauer unschädlich. Dennoch sollte angestrebt werden, die Anregungsamplitude geringer zu halten, um die Belastung des Auges zu reduzieren und somit auch eine Messung postoperativ zu ermöglichen.

Bestrahlung des Auges mit Laserlicht

Wenn die Messung der Augenschwingungen mit einem Interferometer vorgenommen wird, ist eine Bestrahlung des Auges mit Laserlicht erforderlich. Die starke Leistungsdichte von Laserlicht kann dabei sehr schnell zu Schädigungen der Retina führen, da ein paralleler Laserstrahl vom Auge auf einen Spot von ca. 10 µm fokussiert werden kann. Die Leistungsdichte kann dabei um den Faktor $5 \cdot 10^5$ zunehmen (/EICHLER91/). In der Norm ISO 15004 „Ophthalmologische Instrumente“ werden Grenzwerte für eine maximale Bestrahlung des Auges gesetzt. Sie gelten jedoch nur für „normales“ Licht, Laserstrahlung ist von dieser Norm ausgenommen. Ein allgemein gültiges Regelwerk über die maximal erlaubte Bestrahlung des Auges liefert die Norm EN 60825-1 „Sicherheit von Laser-Einrichtungen“. Sie regelt die maximal zulässige Bestrahlung (MZB), der ein Auge ausgesetzt werden darf, sowie die Grenzwerte zugänglicher Strahlung (GZS), die höchstens von einem Lasergerät emittiert werden darf. Darüber hinaus regelt die Norm die Anforderungen für die Herstellung eines Lasersystems und die Richtlinien für den Benutzer. Die maximal zulässige Bestrahlung des Auges wurde für den Benutzer so festgelegt, daß sie unterhalb der bekannten Gefahrenpegel liegen. Die Grenzwerte sind abhängig von der Wellenlänge und der Bestrahlungsdauer des Auges. Sie sind in einer Tabelle geregelt (Abbildung 9.2).

In weiteren Abschnitten und Tabellen sind die Meßbedingungen und Korrekturfaktoren festgelegt, mit denen die MZBs gemessen und berechnet werden müssen.

Geht man von einem Interferometeraufbau aus, wie er für die in-vitro-Messungen eingesetzt wurde, so wird der Meßstrahl auf die Cornea fokussiert und tritt vollständig in das Auge ein. Zur Berechnung der MZB ist in diesem Fall eine Grenzblende von 7 mm Durchmesser und die gesamte auf das Auge gerichtete Laserstrahlung anzusetzen. Nimmt man weiter für den normalen Betrieb des Tonometers eine einmalige Messung mit einer „worst case“-Dauer von 10 Sekunden an, so errechnet sich die maximale Emissionsleistung je nach Wellenlänge wie folgt:

Für Wellenlängen $550 \text{ nm} < \lambda < 700 \text{ nm}$ (sichtbarer Laser):

$$P_L < 18t^{0,75} \cdot C_6 \frac{J}{m^2} \cdot \frac{1}{t} \cdot (0,0035m)^2 * \pi = 390\mu W$$

(bei 680 nm Laserwellenlänge)

Für Wellenlängen $700 \text{ nm} < \lambda < 1050 \text{ nm}$ (nahes Infrarot):

$$P_L < 18t^{0,75} \cdot C_4 \cdot C_6 \frac{J}{m^2} \cdot \frac{1}{t} \cdot (0,0035m)^2 * \pi = 562\mu W$$

(bei 780 nm Laserwellenlänge)

Hierbei wurde für den Korrekturfaktor für ausgedehnte Quellen, C_6 , der ungünstigste Wert 1 eingesetzt, der für einen kollimierten Laserstrahl eintritt.

Während der Erforschung der Augenschwingungen wird es häufig zu Mehrfachmessungen an einer Testperson kommen, so daß die für den späteren Einsatz angenommene Bestrahlungsdauer von 10 Sekunden verletzt werden kann. Größtmögliche Sicherheit ist gegeben, wenn man den MZB-Wert für die maximale Bestrahlungsdauer von $3 \cdot 10^4$ Sekunden, entsprechend einem vollen Arbeitstag, zugrunde legt. Diese Zeitbasis ist auch nach der Normbeschreibung zu wählen, wenn die absichtliche und langzeitige Beobachtung für die Konstruktion oder Funktion der Lasereinrichtung Voraussetzung ist.

In diesem Fall reduzieren sich die erlaubten Emissionsleistungen zu $34 \mu W$ (bei 680 nm) bzw. $178 \mu W$ (bei 780 nm). Die starke Abhängigkeit der maximal zulässigen Bestrahlung von der Laserlichtwellenlänge ist für die maximale Bestrahlungsdauer von $3 \cdot 10^4$ Sekunden in Abbildung 9.1 grafisch verdeutlicht.

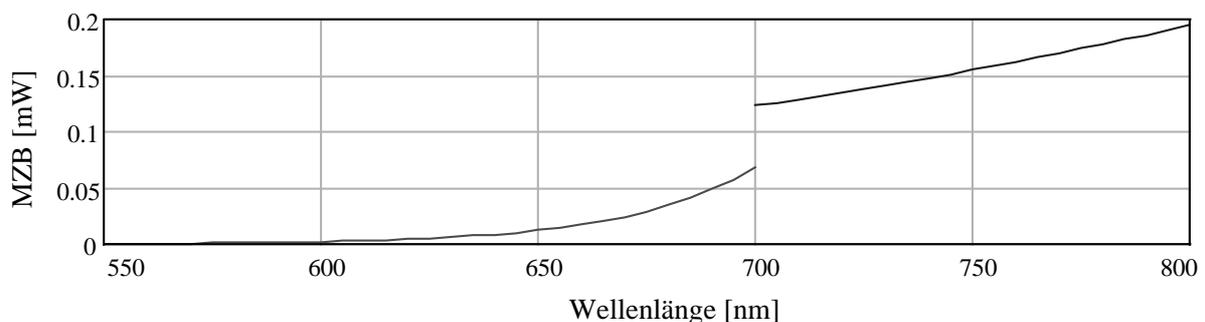


ABBILDUNG 9.1: MAXIMAL ZULÄSSIGE BESTRAHLUNG IN ABHÄNGIGKEIT VON DER WELLENLÄNGE

Einwirkungs- dauer t s	Wellen- länge λ nm	$< 10^{-9}$	10^{-9} bis 10^{-7}	10^{-7} bis $1,8 \times 10^{-5}$	$1,8 \times 10^{-5}$ bis 5×10^{-5}	5×10^{-5} bis 1×10^{-3}	1×10^{-3} bis 10	10 bis 10^3	10^3 bis 10^4	10^4 bis 3×10^4	
180 bis 302,5		$30 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$									
302,5 bis 315	$3 \times 10^{10} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$	$C_1 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2} \quad (t < T_1)$		$C_2 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2} \quad (t > T_1)$		$C_2 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$					
315 bis 400		$C_1 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$									
400 bis 550		$5 \times 10^{-3} C_6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$		$18 t^{0,75} C_6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$		$10^2 C_6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$		$10^2 C_6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$			
550 bis 700	$5 \times 10^6 C_6 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$	$5 \times 10^{-3} C_6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$		$18 t^{0,75} C_6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$		$10^2 C_3 C_6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2} \quad (t > T_2)$		$10^2 C_3 C_6 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$			
700 bis 1050	$5 \times 10^6 C_4 C_6 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$	$5 \times 10^{-3} C_4 C_6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$		$18 t^{0,75} C_4 C_6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$		$10^2 C_3 C_6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2} \quad (t < T_2)$		$18 t^{0,75} C_6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$			
1050 bis 1400	$5 \times 10^7 C_6 C_7 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$	$5 \times 10^{-2} C_6 C_7 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$		$90 t^{0,75} C_6 C_7 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$		$16 C_6 C_7 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$					
1400 bis 1500	$10^{12} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$	$10^3 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$									
1500 bis 1800	$10^{13} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$	$10^4 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$									
1800 bis 2600	$10^{12} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$	$5600 t^{0,25} \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$									
2600 bis 10^6	$10^{11} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$	$100 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$		$5620 t^{0,25} \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$		$10^3 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$					

ABBILDUNG 9.2: MAXIMAL ZULÄSSIGE BESTRAHLUNG NACH EN 60825-1 (TABELLE 6)

In obigen, konservativen Berechnungen wurde der ungünstigste, jedoch durch die Fokussierung auf die Cornea nicht eintretende Fall eines parallelen Laserstrahls betrachtet. Durch die Fokussierung auf die Cornea kann der divergente Laserstrahl vom Auge nicht mehr scharf auf die Retina abgebildet werden, so daß es zu einem vergrößerten Beleuchtungsfleck mit stark verringerter Leistungsdichte kommt (Abbildung 9.3). Die in Abhängigkeit vom Abstand zum Tonometer maximale Leistungsdichte auf der Cornea tritt dann auf, wenn das virtuelle Bild der Laserdiode aus minimaler Entfernung scharf betrachtet wird. Hierfür ist ein Meßabstand von 100 mm anzunehmen. In dieser Entfernung gelangt jedoch nur ein Teil des Laserlichts durch die Pupille auf die Retina, so daß sich die zulässige Laserleistung entsprechend erhöht. Eine Berechnung ergibt hier, mit der Worst-Case Annahme einer Apertur der Optik von 0,25, gaußschem Strahlprofil und einer konservativen Strahldurchmesserberechnung bei 63% der Gesamtleistung, einen Strahldurchmesser von

$$d_{63} = \frac{2 \cdot r \cdot NA}{1,7} = \frac{2 \cdot 100 \cdot 0,25}{1,7} = 30\text{mm}$$

(siehe hierzu auch Anhang A6 der Norm EN 60825)

Damit tritt der Anteil $\eta = 1 - e^{\left(\frac{-7}{30}\right)^2} = 5,3\%$ durch die Pupille. Bei einer Bestrahlungsdauer von wieder $3 \cdot 10^4$ s ist somit eine Bestrahlungsleistung von $640 \mu\text{W}$ bei 670 nm Wellenlänge sowie $3,3 \text{ mW}$ bei 780 nm Wellenlänge erlaubt.

Die maximale Laserleistung wird somit knapp zwanzigfach. Um Gefährdungen, speziell in der Entwicklungs- und Erprobungsphase des Systems und durch Fehlbedienung auszuschließen, wird dennoch der strengere Grenzwert für parallele Laserstrahlen angestrebt.

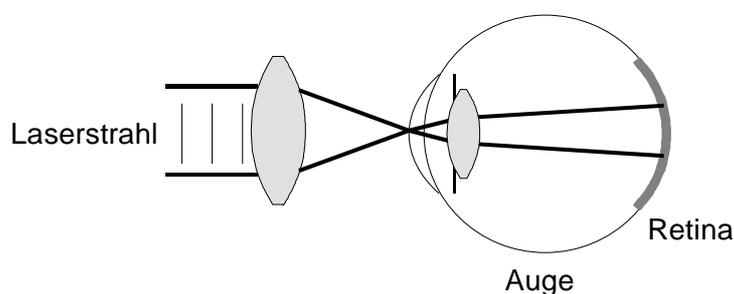


ABBILDUNG 9.3: BESTRAHLUNG DER RETINA DURCH DIVERGENTEN LASERSTRAHL

9.2.2 Invarianz gegenüber Augenbewegungen

Der Laboraufbau zur Durchführung von in-vitro Messungen zeigte hohe Anforderungen an die Justage des Auges vor dem Meßsystem, die bei den statisch eingespannten Augenbulbi einfach erfüllt werden konnten. Bei der Durchfüh-

Die Genauigkeit von in-vivo Messungen ist jedoch eine leichte Bewegung von Patientenkopf und -Auge nicht vermeidbar. Die verschiedenen Bewegungen des Auges, mit denen gerechnet werden muß, sind in folgender Tabelle 9.1 zusammengestellt. Ein Schwingungsmeßsystem muß invariant gegenüber diesen Bewegungen sein und die angeregte Augenschwingung aus den überlagerten Störbewegungen ausfiltern können.

Ursache	Frequenz	Amplitude	Dauer
Tremor	90 Hz	ca. 0,5°	5 msec
Drift	10 Hz	50 µm lateral	100 msec
Mikrosakkaden	3 Hz	70 µm lateral	25 msec
Sakkaden	5 / min	2 mm lateral	45 msec
Objektfolge	-	1 - 5 mm	dauerhaft

TABELLE 9.1: BEWEGUNGEN DES AUGES (/TELFAIR99/)

Die Bewegungen des Auges setzen sich aus unterschiedlichen Teilbewegungen zusammen:

- Zur differentiellen Wahrnehmung schwingt das Auge mit einer Frequenz von ca. 90 Hz mit kleinen Amplituden von ca. 30 Winkelsekunden um die Ruhelage. Die Frequenz liegt dabei im Bereich der erwarteten Eigenschwingungen des Bulbus und ist somit schlecht filterbar. Rechnet man die Drehbewegung des Auges in die dadurch hervorgerufene radiale Bewegung der Cornea am Meßpunkt um, die letztlich vom System gemessen wird, so ergibt sich eine Störschwingung mit einer Amplitude von ca. 80 nm.
- Zur Betrachtung eines Objekts bewegt sich das Auge in sogenannten Mikrosakkaden und Sakkaden. Diese Bewegungen haben eine deutlich höhere Amplitude als der Augentremor. Ihre Frequenz ist jedoch mit unter 5 Hz sehr gering und erlaubt eine einfache Filterung.
- Fixationsbewegungen werden durch den bewußten Blickwechsel hervorgerufen und können daher von Dauer sein. Wie die Sakkaden können diese Bewegungen eine sehr große Amplitude besitzen und damit eine Bewegung der Cornea aus dem Meßbereich hervorrufen. Zu ihrer Vermeidung sollte dem Patienten ein Bild (Zielkreuz) eingeblendet werden, das dieser während der Messung fixieren kann.

Den Augenbewegungen ist die Bewegung des Kopfes vor dem Tonometer durch Körperschwankungen und Zittern überlagert. Frequenz und Amplitude dieser Bewegungen sind nicht aus anderen Untersuchungen bekannt und müssen daher selbst bestimmt werden. Die Amplitude dieser Bewegungen ist zudem maßgeblich von der Ausprägung der Kopfstütze für den Patienten abhängig. Die Frequenz dieser Bewegungen wird aufgrund der hohen Masse des Kopfes deutlich unter den Resonanzfrequenzen des Auges liegen.

9.2.3 Justage auf das Zentrum der Cornea

Kopfgröße und Position der Augen sind bei den Patienten unterschiedlich. Daher muß bei einem in-vivo-Meßsystem eine Positionierung vor das zu messende Auge erfolgen. Um ein Meßsignal ausreichender Güte und eine gute Reproduzierbarkeit der Messungen zu gewährleisten, muß die Messung der Schwingungen immer auf der gleichen Stelle der Cornea stattfinden. Wenn das System zur Messung der Schwingungen invariant gegenüber den kurzzeitigen Augen- und Kopfbewegungen ist und die Meßdauer klein ist, so daß in dieser Zeitspanne keine größeren Patientenbewegungen (Drift der Position) auftreten, so kann die Justage durch einmaliges Einstellen der Position vor der Messung durchgeführt werden. Wenn hingegen die Augenbewegungen während der Messung zu einer Verfälschung des Meßergebnisses führen würden, ist ein aktives Eye-Tracking erforderlich, das die Position des Meßstrahls dynamisch den Augenbewegungen nachführt. Die Anforderungen an Positionserkennung und Stellmechanik steigen damit jedoch sehr stark an. Gleichzeitig besteht die Gefahr, daß durch die Verstellbewegung während der Messung ebenfalls parasitäre Bewegungen gemessen werden, so daß nach Möglichkeit auf eine Justage während der Messung verzichtet werden sollte. Je nach Anforderung ist auch eine Mischung beider Justagemethoden denkbar. Lange Messungen können in kurze Sequenzen zerlegt werden, zwischen denen eine Nachjustage stattfindet. Alternativ kann während der Messung die Positionsabweichung mitgemessen werden. Bei Überschreiten einer maximalen Justageabweichung kann dann die Messung unterbrochen werden und es wird eine Nachjustage eingeleitet.

9.2.4 Praktikabilität

Ein in-vivo-Meßsystem muß auch Mindestanforderungen an die Praktikabilität erfüllen.

Die Positionierung des Kopfes vor dem Meßaufbau muß für den Patienten möglichst einfach und komfortabel sein. Eine Halterung mit Kinn- und Stirnstütze ist bei ophthalmologischen Instrumenten allgemein üblich und gut durchführbar. Sie erlaubt jedoch weiterhin kleine Bewegungen des Kopfes insbesondere quer zur Stirnstütze. Eine bessere Fixation ist durch ein zusätzliches Halten des Kopfes, z.B. durch ein Kopfband, möglich, führt aber gleichzeitig zu einer Reduzierung der Praktikabilität und zunehmender Inconvenience des Patienten.

Die Meßdauer darf mehrere Sekunden nicht überschreiten, da sonst die Mitarbeit des Patienten (bewußter Blick auf einen Zielpunkt, Ruhighalten des Kopfes) überfordert ist. Kürzere Meßzeiten reduzieren den Einfluß der Augenbewegungen und erlauben gleichzeitig eine Mittelung durch mehrfach wiederholte Messung.

Die Bedienbarkeit des Meßgerätes muß so gestaltet sein, daß ein Benutzung auch von Nichttechnikern in klinischen Studien einfach möglich ist. Hierfür ist auch eine schnelle Meßdurchführung ohne aufwendige Vorbereitungen anzustreben. Ideal ist eine starke Anlehnung des Meßablaufs an übliche Tonometer, so daß Untersuchern und Probanden der Ablauf bereits von diesen bekannt ist.

Für eine spätere Analyse und Auswertung der Meßdaten sollten alle relevanten Daten mitprotokolliert werden, so daß damit zu einem späteren Zeitpunkt eine Optimierung des Auswertalgorithmus und eine Verbesserung der Praktikabilität vorgenommen werden kann.

Bedienungsfehler sollten selbständig erkannt und behandelt werden. Auftretende Meßfehler sollten ebenfalls erkannt und angezeigt werden bzw. zu einer automatischen Wiederholung der Messung führen. Zur Sicherstellung der Zuverlässigkeit sollte das System bei Start einen Selbsttest durchführen und erkannte Fehlfunktionen behandeln.

Der Aufbau des Gerätes sollte so gestaltet sein, daß eine einfache Anwendung im klinischen Umfeld möglich ist. Hierfür ist ein kompaktes Tischgerät am besten geeignet.

Schließlich muß das Gerät für den klinischen Einsatz dauerstabil sein und darf keine Nachjustagen erfordern. Das Gerät muß robust sein, um den klinischen Alltag ohne Ausfall oder Dejustage zu überstehen.

9.3 Hauptkomponenten des in-vivo-Meßsystems

Aus den gestellten Anforderungen lassen sich die Hauptkomponenten des Systems gewinnen (Abbildung 9.4).

Die Kernkomponente des Aufbaus bildet ein Schwingungsmeßkopf, der die Schwingungen der Cornea aufnimmt.

Eine 3-Achsen-Verstelleinheit ermöglicht die Positionierung des Meßkopfes vor das Auge.

Zur Justage muß mit einem Positionsdetektor die Position der Cornea vor dem Meßsystem ermittelt werden.

Eine Kopfhalterung stellt die stabile Position des Patientenkopfes vor dem Aufbau sicher, eine Anregungseinheit induziert die Schwingungen des Auges.

Die Auswertung der Augenposition, die Steuerung der Justage, Aufnahme und Weiterverarbeitung der Schwingungsmeßdaten sowie die Steuerung des gesamten Meßablaufs wird von einer Steuer- und Auswertelektronik vorgenommen.

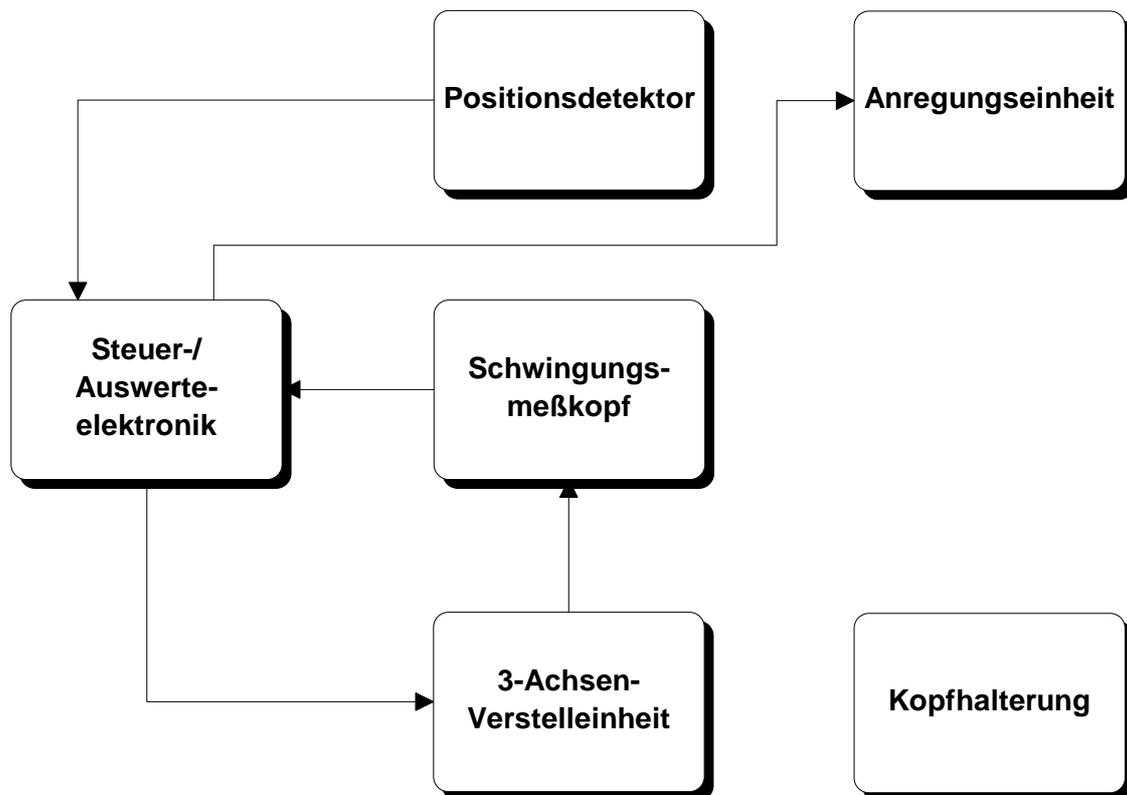


ABBILDUNG 9.4: HAUPTKOMPONENTEN DES IN-VIVO-MEßSYSTEMS

Im Folgenden werden die einzelnen Komponenten entwickelt und zu einem funktionstüchtigen Gesamtsystem integriert.

9.4 Schwingungsmessung

Die zentrale Komponente mit den höchsten Anforderungen ist der Meßkopf zur Aufnahme der Schwingungen. Aus ihm leiten sich gleichzeitig die Anforderungen an die Justage und die Signalverarbeitung ab, weshalb er als erste Komponente entwickelt werden muß.

9.4.1 Anforderungen an die Schwingungsmessung

Aus den Erfahrungen der FE-Simulationen und den in-vivo-Messungen lassen sich über die oben genannten Anforderungen hinaus die erforderliche Auflösung und der Frequenzbereich gewinnen:

- Die Schwingungsmessung muß Vibrationen zwischen 100 und 1000 Hz messen können

- Sie muß Schwingungen von mindestens 100 nm bis 10 µm erfassen können.

Da die in-vitro Messungen bereits gezeigt haben, daß eine Anregung großer Amplituden schwierig ist, sollte die Messung möglichst kleiner Schwingungen möglich sein. Gleichzeitig werden durch die Kopf- und Augenbewegungen große Schwingungsamplituden mit geringen Frequenzen auftreten, die nicht zur Fehlmessung obiger Schwingungen führen dürfen.

Darüber hinaus sind natürlich alle weiter oben an das System gestellten Anforderungen, insbesondere die berührungslose Messung ohne Gefährdung des Patienten, zu erfüllen.

9.4.2 Interferometer zur berührungslosen in-vivo Schwingungsmessung

Die erwarteten, geringen Schwingungsamplituden im Mikrometerbereich lassen wie bei der in-vitro-Messung nur eine interferometrische Messung der Augenschwingung zu. Hier kann vorteilhaft auf die Erfahrungen des in-vitro-Aufbaus zurückgegriffen werden. Daher wird zur Messung der Schwingungen das Interferometer aus Kapitel 8.2 als Basis genommen und für die besonderen Anforderungen des in-vivo-Einsatzes optimiert.

Die erforderlichen Änderungen sind:

- Wechsel der Lichtquelle auf einen Halbleiterlaser
- Reduzierung der Laserlichtleistung auf das Auge zur Einhaltung der maximal zulässigen Bestrahlung, hierfür
- Optimierung des Strahlengangs und Detektors
- Optimierung des Meßbereichs auf der Cornea, um die Anforderungen an die Justage möglichst gering zu halten.

Die Grundstruktur des Interferometers entspricht dem Aufbau zur in-vitro-Messung, wobei durch den Einsatz eines Halbleiterlasers auf den Spatialfilter verzichtet werden kann (Abbildung 9.5).

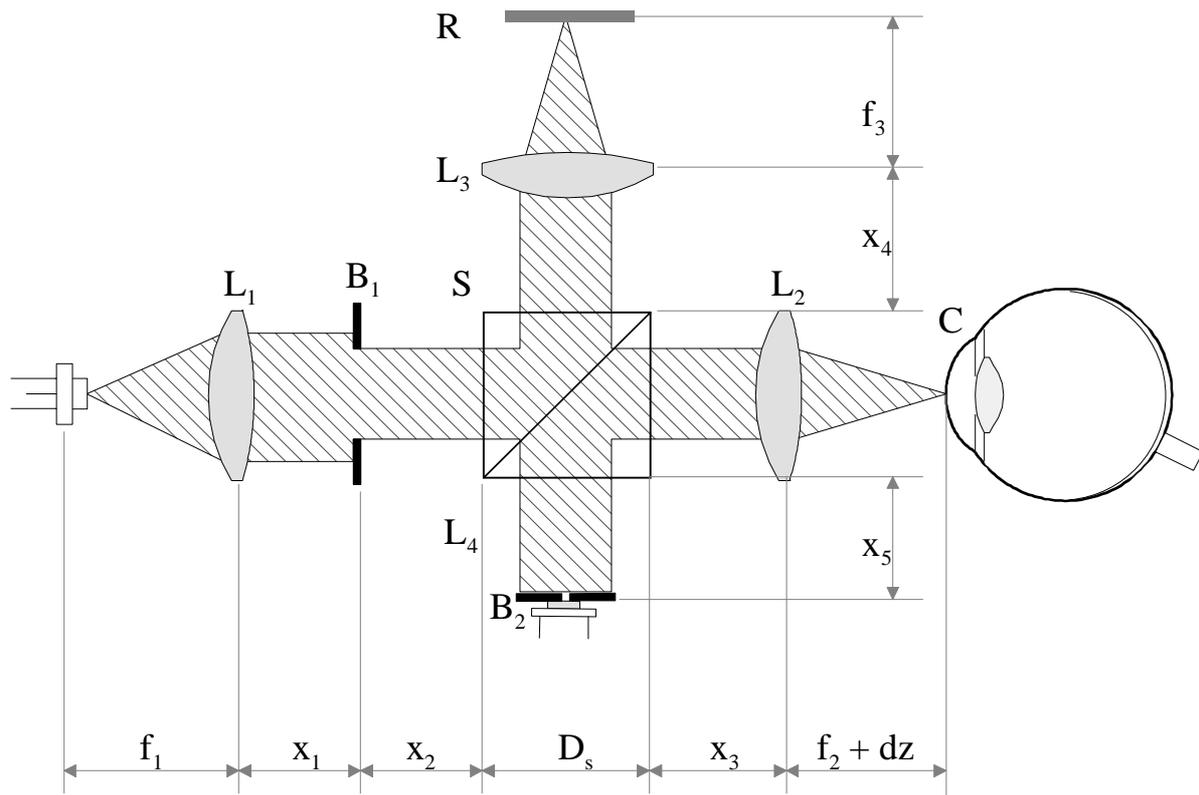


ABBILDUNG 9.5: GRUNDSTRUKTUR DES INTERFEROMETERS

$L_1 - L_3$: Linsen 1- 3

$f_1 - f_3$: Brennweiten der Linsen $L_1 - L_3$

x_i : Abstände zwischen den optischen Elementen

$B_1 - B_2$: Blenden 1- 2

R : Referenzspiegel

S : Strahlteiler

C : Cornea

D_s : Dicke des Strahlteilers S

Berechnung des Strahlengangs

Ziel der Berechnung, gesuchte Ergebnisse

Die hohen Anforderungen, die durch den in-vivo-Einsatz an das Interferometer gestellt werden, bedingen eine umfassende Optimierung aller Komponenten. Brennweiten und Durchmesser der optischen Linsen, ihre Position im Aufbau, aber auch Blendendurchmesser, Laserleistung und Detektorempfindlichkeit müssen so dimensioniert werden, daß die Strahlenschutzbedingungen eingehalten werden und gleichzeitig ein ausreichendes Interferometersignal auch dann detektiert wird, wenn das Auge durch Patientenbewegungen vor dem Aufbau dejustiert ist. Die Erfahrungen mit dem in-vitro-Aufbau haben gezeigt, daß die

Dejustage die kritischste Größe darstellt. Eine Verschiebung bewirkt zum einen eine geometrische Ablenkung des reflektierten Laserstrahls, bis dieser nicht mehr auf den Detektor trifft. Zum anderen bewirkt die Dejustage des Auges eine Krümmung der reflektierten Wellenfront, so daß in der Detektorebene ein ringförmiges Interferenzsignal entsteht. Diese Ringe führen zu einem Einbruch des Detektorsignals, da der Detektor eine räumliche Mittelung über die Interferenzstruktur durchführt. Die Ringe begrenzen daher die maximale Detektorfläche und damit die zur Detektion vorhandene Wechsellichtleistung und den ihr entsprechenden Detektorstrom.

Raytracing

Ein weit verbreitetes Verfahren zur Berechnung optischer Systeme ist das Raytracing. Im Raytracing wird ein optisches System durch Grenzflächen und Brechungsindices der optischen Medien zwischen den Grenzflächen beschrieben. Der Weg eines Lichtstrahls durch dieses System wird numerisch berechnet, indem man seine Schnittpunkte mit den Grenzflächen und seine Ablenkung an diesen Punkten sequentiell für alle Grenzflächen durchrechnet. Berechnet man den Verlauf einer Vielzahl von Strahlen durch das optische System, so kann man dessen Abbildungseigenschaften charakterisieren (Abbildung 9.6).

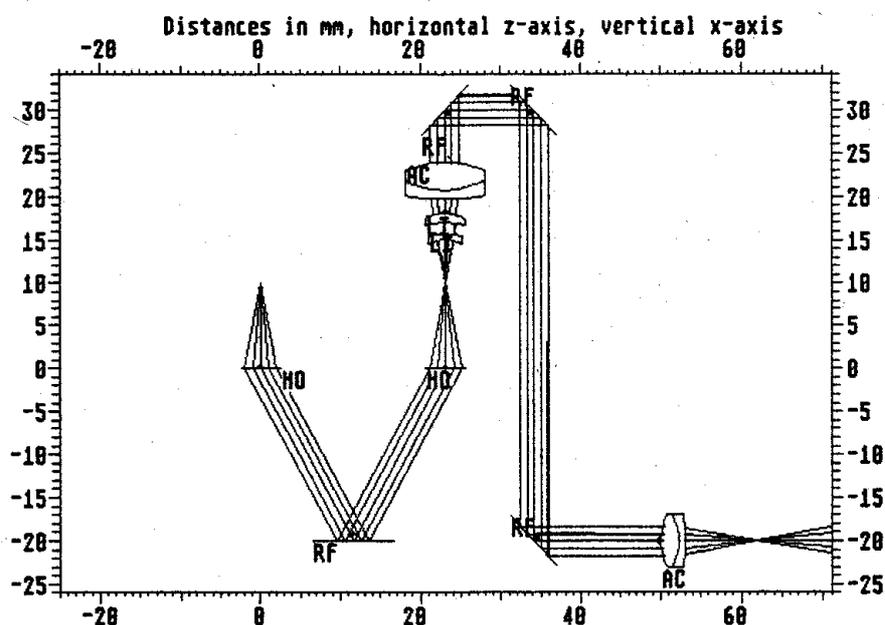


ABBILDUNG 9.6: RAYTRACING EINES OPTISCHEN SYSTEMS

Die numerische Strahlberechnung wird heute bequem und schnell mit einem Computer durchgeführt. Mehrere Programmpakete sind hierfür auf dem Markt vorhanden (z.B. CodeV, Raytrace).

Vorteil dieses Verfahrens ist, daß beliebige optische Flächen verwendet werden können, so daß auch asphärische Systeme und nicht paraxiale Strahlen korrekt berechnet werden. Von Nachteil ist, daß es sich bei dem Verfahren um eine nu-

merische Berechnung handelt, die nur eine komplizierte, iterative Optimierung ermöglicht. Eine analytische Dimensionierung der Elemente ist damit nicht möglich.

Matrixverfahren

Eine einfache Möglichkeit zur Berechnung optischer Systeme bietet das Matrixverfahren. Ein Strahl ist eindeutig durch seinen Aufpunkt x und seinen Winkel φ zur optischen Achse gegeben und läßt sich als Vektor

$$\vec{r} = \begin{pmatrix} x \\ \varphi \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \text{Koordinate des Auftreffpunktes} \\ \text{Winkel zwischen Strahl und optischer Achse} \end{pmatrix}$$

darstellen.

Ein optisches Element wird dann durch eine 2x2 Übertragungsmatrix (Transfermatrix) beschrieben, die die Transformation des in das Element eintretenden Strahls \vec{r}_e in den aus dem Element austretenden Strahl \vec{r}_a angibt. Der austretende Strahl wird also durch

$$\vec{r}_a = \mathbf{M} \cdot \vec{r}_e ; \begin{pmatrix} x_a \\ \varphi_a \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A & B \\ C & D \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x_e \\ \varphi_e \end{pmatrix}$$

berechnet. Der Weg eines Strahls durch ein optisches System aus mehreren Elementen läßt sich dann einfach durch Multiplikation der Übertragungsmatrizen der Einzelemente gewinnen:

$$\vec{r}_a = \prod_i \mathbf{M}_i \cdot \vec{r}_e$$

Für die gebräuchlichen optischen Elemente lassen sich einfache Übertragungsmatrizen aufstellen, die in Tabelle 9.2 zusammengetragen sind:

System	Darstellung	Matrix
homogenes Medium		$\begin{pmatrix} 1 & L \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$
gekrümmte Grenzfläche		$\begin{pmatrix} 1 & 0 \\ c & \frac{n_1}{n_2} \end{pmatrix}; c = \frac{n_1 - n_2}{n_2 \cdot R}$
ebene Grenzfläche		$\begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & \frac{n_1}{n_2} \end{pmatrix}$
planparallele Platte		$\begin{pmatrix} 1 & \frac{L}{n} \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$
dicke Linse		$\begin{pmatrix} A & B \\ C & D \end{pmatrix};$ $A = 1 - \frac{(n-1) \cdot l}{n \cdot R_1};$ $B = \frac{L}{n};$ $C = (n-1) \cdot \left(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_1} - \frac{(n-1) \cdot l}{n \cdot R_1 \cdot R_2} \right)$ $D = 1 + \frac{(n-1) \cdot l}{n \cdot R_2}$
dünne Linse		$\begin{pmatrix} 1 & 0 \\ -\frac{1}{f} & 1 \end{pmatrix}$

TABELLE 9.2: ÜBERTRAGUNGSMATRIZEN OPTISCHER ELEMENTE

Die optische Weglänge eines Strahls durch ein System ist durch die eikonale Funktion L (/SHAOMIN88/) gegeben. Für ein optisches System, das durch

$$\begin{pmatrix} x_a \\ \varphi_a \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A & B \\ C & D \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x_e \\ \varphi_e \end{pmatrix}$$

beschrieben wird, gilt

$$L = L_0 + \frac{1}{2 \cdot B} (A \cdot x_e^2 - 2 \cdot x_e x_a + D \cdot x_a^2) \quad (/SHAOMIN88/).$$

Durch Variation des Austrittspunktes x_a und Umrechnung der optischen Weglänge L in die Phase des Lichtstrahls kann daraus das Interferenzmuster in der Detektorebene berechnet werden.

Vorteil des Matrixverfahrens ist die einfache Aufstellung einer Übertragungsfunktion auch für komplexe optische Systeme. Die Lösung muß nicht numerisch erfolgen, so daß eine analytische Optimierung möglich ist. Die üblichen, einfachen Matrizen gelten jedoch nur für radialsymmetrische Systeme und paraxiale Strahlen mit geringer Neigung zur optischen Achse ($\sin(\varphi) \approx \varphi$). Beugungseffekte werden nicht berücksichtigt.

Erweitertes Matrixverfahren zur Berechnung von Aufbauten mit dejustierten Elementen

2x2-Matrizen sind nur für die Berechnung zentrierter optischer Elemente ausreichend, deren optische Achse z' mit der optischen Achse z des Gesamtsystems zusammenfällt (Abbildung 9.7). Hiermit läßt sich die Auswirkung des dejustierten Auges vor dem Interferometer nicht untersuchen. Um dezentrierte Elemente betrachten zu können, ist eine Erweiterung der Elementbeschreibung auf 4x4-Matrizen erforderlich (/SHAOMIN88/).

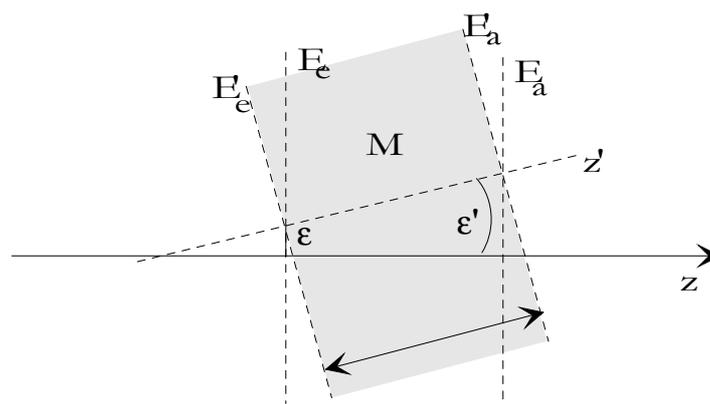


ABBILDUNG 9.7: DEZENTRIERTES OPTISCHES ELEMENT

Die optische Achse des Elements ist dabei um den Winkel ε' zur optischen Achse verkippt und in der Einfallsebene um die Länge ε verschoben. Das optische System wird nun durch die Gleichung

$$\begin{pmatrix} x_a \\ \phi_a \\ 1 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A & B & \alpha \cdot \varepsilon & \beta \cdot \varepsilon' \\ C & D & \gamma \cdot \varepsilon & \delta \cdot \varepsilon' \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x_e \\ \phi_e \\ 1 \\ 1 \end{pmatrix}$$

mit

$$\begin{aligned} \alpha &= 1 - A; & \beta &= 1 - B; \\ \gamma &= -C; & \delta &= 1 - D; \end{aligned}$$

beschrieben. Die Matrizen für zentrierte Elemente ergeben sich aus $\varepsilon = \varepsilon' = 0$, d.h. diese werden ebenfalls erweitert, um eine Multiplikation der Teilmatrizen und damit die Beschreibung des Gesamtsystems weiterhin zu ermöglichen.

Für den Fall dezentrierter Optik mit obiger Übertragungsfunktion erweitert sich die eikonale Funktion L zu (/SHAOMIN88/)

$$L = L_0 + \frac{1}{2B} \left[Ax_e^2 - 2x_e x_a + Dx_a^2 + 2(\alpha' \varepsilon + \beta' \varepsilon') x_a + 2((B\gamma' - D\alpha') \varepsilon + (B\delta' - D\beta') \varepsilon') x_e \right],$$

womit sich auch hier der Phasenverlauf in der Detektorebene berechnen läßt.

Übertragungsmatrix des Interferometers

Die Gesamtübertragungsmatrix des Interferometers erhält man durch Multiplikation der Teilmatrizen aller einzelnen optischen Elemente aus Abbildung 9.5. Für Objekt und Referenzstrahl werden entsprechend der Strahlaufteilung und getrennter optischer Wege zwei getrennte Übertragungsmatrizen erhalten. Mit den Teilmatrizen der optischen Elemente erhält man die Gesamtmatrix des Referenzarms

$$M_R = B_2 \cdot X_5 \cdot D_S \cdot X_4 \cdot L_3 \cdot F_3 \cdot R \cdot F_3 \cdot L_3 \cdot X_4 \cdot D_S \cdot X_2 \cdot B_1 \cdot X_1 \cdot L_1 \cdot F_1$$

und die Gesamtmatrix des Objektarms

$$M_O = B_2 \cdot X_5 \cdot D_S \cdot X_3 \cdot L_2 \cdot F_{2+dz} \cdot C \cdot F_{2+dz} \cdot L_2 \cdot X_3 \cdot D_S \cdot X_2 \cdot B_1 \cdot X_1 \cdot L_1 \cdot F_1,$$

wobei die einzelnen Multiplikatoren die 4x4 Matrizen der optischen Elemente und Abstände aus Abbildung 9.5 sind.

Geht man von einer korrekten Justage der optischen Elemente aus, so transformiert die Linse L_1 die radialen Strahlen der Punktlichtquelle Laser in eine ebene Welle. Diese ebene Welle wird durch den Referenzarm als ebenfalls ebene Welle auf die Detektorebene projiziert, was auch durch Ausmultiplizieren und Berechnung der eikonalen Funktion gezeigt werden kann. Man erhält in der Detektorebene eine Wellenfront konstanter Phase, die durch die Apertur der Linsen und Blenden kreisförmig begrenzt ist. Eine weitere Berechnung der Referenzstrecke ist nicht erforderlich.

Die Teilstrecke vom Laser zur Linse L_2 des Objektarms ergibt ebenfalls eine ebene Welle mit konstanter Phase. Ihre Berechnung und genaue Untersuchung ist gleichfalls nicht erforderlich. Statt dessen kann als Eintritt in die Linse L_2 ein achsenparalleler Strahl

$$\vec{r}_e = \begin{pmatrix} x_e \\ 0 \\ 1 \\ 1 \end{pmatrix}$$

angesetzt werden.

Für die Auswirkung der Dejustage des Auges auf Fangbereich und Interferenzbild muß hingegen die Übertragung von der Linse L_2 zum Detektor genau untersucht werden.

Der optische Rückweg des Laserstrahls von der Linse L_2 zum Detektor läßt sich durch die Matrix für ein homogenes Medium mit Abstand $a = x_3 + D_s/n_s + x_5$ beschreiben, wobei n_s der Brechungsindex des Strahlteilers ist. Man erhält für den interessierenden Teil des Interferometers die Übertragungsmatrix

$$\mathbf{M}_{ges} = \mathbf{M}_a \cdot \mathbf{L}_2 \cdot \mathbf{F}_2 \cdot \mathbf{C} \cdot \mathbf{F}_2 \cdot \mathbf{L}_2$$

mit:

Gesamtmatrix der
Teilstrecke:

$$\mathbf{M}_{ges} = \begin{bmatrix} A & B & \alpha & \beta \\ C & D & \gamma & \delta \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Matrix der Linse L_2 :

$$\mathbf{L}_2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{f} & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

f: Brennweite der
Linse

Strecke zwischen Linse
und Auge:

$$\mathbf{F}_2 = \begin{bmatrix} 1 & f + dz & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

f: Brennweite der
Linse

dz: Dejustage des
Auges in z

Strecke zwischen Linse
und Detektor:

$$M_a = \begin{bmatrix} 1 & a & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

a: Optischer
Abstand
zwischen Linse
und Detektor

Transfermatrix des
dejustierten Auges:

$$C = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ \frac{2}{Rc} & 1 & \frac{-2 \cdot dx}{Rc} & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Rc: Corneareadius
dx: Dejustage des
Auges in x

Die Berechnung ergibt:

$$M_{\text{ges}} = \begin{bmatrix} 1 & a & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{f} & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & f+dz & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ \frac{2}{Rc} & 1 & \frac{-2 \cdot dx}{Rc} & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & f+dz & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{f} & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A = \frac{(-f^2 \cdot Rc - 2 \cdot f^2 \cdot dz - 2 \cdot f \cdot Rc \cdot dz + 2 \cdot Rc \cdot a \cdot dz - 2 \cdot f \cdot dz^2 + 2 \cdot a \cdot dz^2)}{(f^2 \cdot Rc)}$$

$$B = \frac{-(-2 \cdot f^2 \cdot Rc - 2 \cdot f \cdot Rc \cdot dz + Rc \cdot a \cdot f + 2 \cdot Rc \cdot a \cdot dz - 2 \cdot f^3 - 4 \cdot f^2 \cdot dz - 2 \cdot f \cdot dz^2 + 2 \cdot a \cdot dz \cdot f + 2 \cdot a \cdot dz^2)}{(f \cdot Rc)}$$

$$C = 2 \cdot dz \cdot \frac{(Rc + dz)}{(f^2 \cdot Rc)}$$

$$D = \frac{-(f \cdot Rc + 2 \cdot Rc \cdot dz + 2 \cdot f \cdot dz + 2 \cdot dz^2)}{(f \cdot Rc)}$$

$$\alpha = 2 \cdot \frac{(-f^2 - f \cdot dz + a \cdot dz)}{f} \cdot \frac{dx}{Rc}$$

$$\beta = 0$$

$$\gamma = 2 \cdot \frac{dz}{f} \cdot \frac{dx}{Rc}$$

$$\delta = 0$$

Geometrischer Fangbereich des Interferometers

Zunächst wird mit Hilfe der Matrixmethode untersucht, wie stark das Auge vor dem Interferometer dejustiert sein kann, so daß am Detektor noch Interferenz

auftritt. Mit dem parallelen Laserstrahl beim Eintritt in obiges Teilsystem erhält man:

$$r_a = M_{\text{ges}} \cdot r_e \quad r_e = \begin{bmatrix} x_e \\ 0 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$x_a = A \cdot x_e + \alpha + \beta = A \cdot x_e + \alpha$$

$$x_a = \left[\frac{(2 \cdot f \cdot a - 2 \cdot f^2)}{(f^2 \cdot Rc)} \cdot dz - 2 \cdot \frac{f}{Rc} \right] \cdot dx + \frac{(2 \cdot x_e \cdot a - 2 \cdot x_e \cdot f)}{(f^2 \cdot Rc)} \cdot dz^2 + \frac{(-2 \cdot x_e \cdot f^2 + 2 \cdot x_e \cdot Rc \cdot a - 2 \cdot x_e \cdot f \cdot Rc)}{(f^2 \cdot Rc)} \cdot dz - x_e$$

Geht man von einem kleinen Detektor auf der optischen Achse aus, so tritt Interferenz dann auf, wenn einer der einfallenden Strahlen x_e auf $x_a=0$ abgebildet wird, also obige Gleichung für $x_a=0$ lösbar ist. Einsetzen von $x_a=0$ in obige Gleichung und Auflösen nach x_e liefert

$$x_e = -2 \cdot dx \cdot \left[(-f + a) \cdot dz - f^2 \right] \cdot \frac{f}{\left[(-2 \cdot f + 2 \cdot a) \cdot dz^2 + (-2 \cdot f^2 - 2 \cdot f \cdot Rc + 2 \cdot Rc \cdot a) \cdot dz - f^2 \cdot Rc \right]}$$

Die maximal mögliche Dejustage in dx erhält man für beliebige Dejustage in dz , indem x_e maximal eingesetzt wird. In diesem Fall wird derjenige eintreffende Strahl, der am weitesten von der optischen Achse entfernt ist, auf den Detektor abgebildet. Da der Aufbau achsensymmetrisch ist, reicht es aus, die folgenden Berechnungen für positives x_e durchzuführen.

Der maximale Abstand x_e von der optischen Achse ist von der numerischen Apertur der Linse $NA=x_e/f$ abhängig, die bei üblichen Achromaten maximal 0,2 ist. Für die maximale Dejustage in dx erhält man damit:

$$dx = \frac{-1}{2} \cdot NA \cdot \frac{(-2 \cdot dz^2 \cdot f + 2 \cdot dz^2 \cdot a - 2 \cdot dz \cdot f^2 - 2 \cdot dz \cdot f \cdot Rc + 2 \cdot dz \cdot Rc \cdot a - f^2 \cdot Rc)}{(-dz \cdot f + dz \cdot a - f^2)}$$

In der folgenden Grafik ist die maximale Dejustage in dx in Abhängigkeit der Dejustage in dz für verschiedene Abstände a des Detektors von der Linse aufgetragen. Es wurde eine typische Brennweite von 50 mm gewählt.

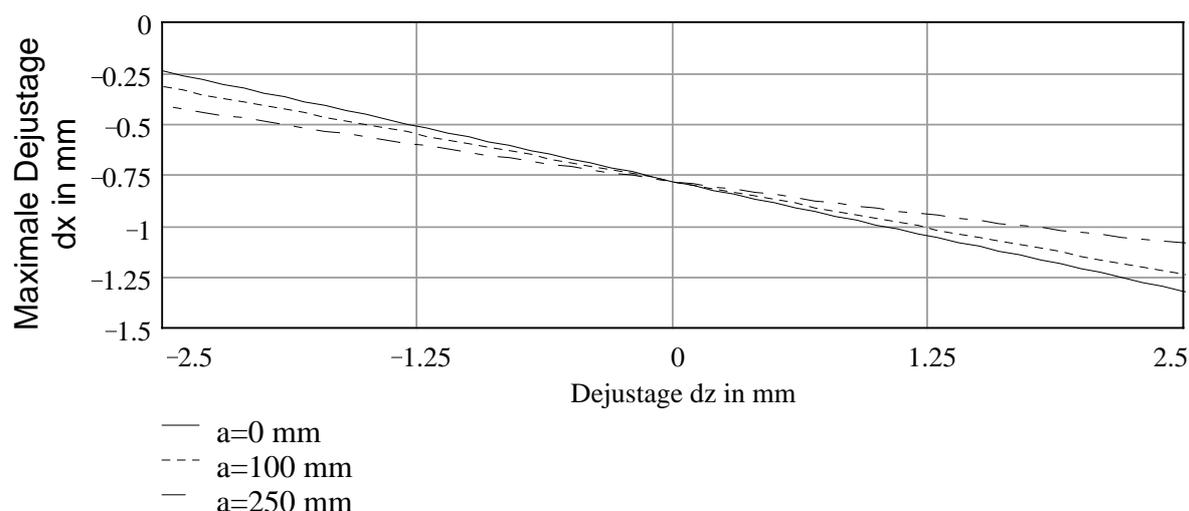


ABBILDUNG 9.8: MAXIMALE DEJUSTAGE IN DX, DZ FÜR UNTERSCHIEDLICHE DETEKTORABSTÄNDE (F=50 MM)

Ist das Auge in z justiert ($dz=0$), so darf dx maximal ± 0.78 mm betragen. Entfernt sich das Auge vom Detektor, so nimmt der Fangbereich in dx zu. Dies ist auch anschaulich klar, da gleichzeitig der reflektierte Strahl stärker divergiert.

Auffallend ist der geringe Einfluß des Detektorabstands auf den Fangbereich. Der Abstand geht für kleine Dejustagen in dz nur gering in den Fangbereich ein. Ein geringer Abstand erhöht den Fangbereich dx bei einer Bewegung des Auges vom Interferometer weg ($dz>0$), ein größerer Abstand des Detektors begünstigt eine Detektion bei einer Dejustage des Auges in Richtung des Interferometers ($dz<0$).

Für kleine Dejustagen ($dz \ll f$, $dz \ll R_c$, $dz \ll a$) und einen Abstand a in der Größenordnung der Brennweite f läßt sich obige Formel vereinfachen zu:

$$dx = \frac{-1}{2} \cdot NA \cdot R_c$$

Die maximale Dejustage in dx ist also nur von der numerischen Apertur der Linse und der -festgelegten- Corneakrümmung abhängig. Für einen großen Fangbereich ist eine Linse mit möglichst großer Apertur zu wählen.

Nachfolgend wird der Einfluß der Brennweite der Linse auf den Fangbereich untersucht, wobei auf die Näherung kleines dz verzichtet wurde. Die Grafik zeigt den Justagebereich für den praktikablen Bereich der Brennweite von 25 bis 100 mm.

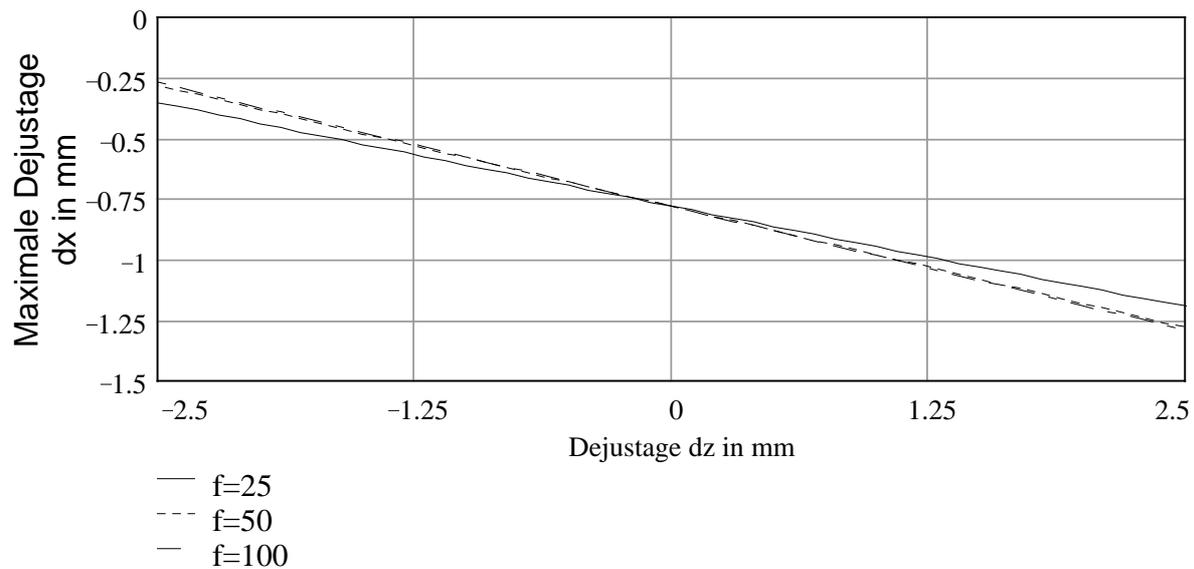


ABBILDUNG 9.9: MAXIMALE DEJUSTAGE IN DX, DZ FÜR UNTERSCHIEDLICHE BRENNWEITEN VON L₂ (A=50 MM)

Das Ergebnis zeigt eine geringe Abhängigkeit der maximalen Dejustage von der Brennweite und bestätigt somit auch die Gültigkeit der obigen Näherung.

Die Brennweite wird daher zu 50 mm so gewählt, daß Linsen mit hoher Apertur erhältlich sind und ein ausreichender Abstand vom Auge erhalten bleibt, um eine Anregungseinheit zu integrieren.

Interferenzbild in der Detektorebene

Neben dem geometrischen Fangbereich des Interferometers ist eine genaue Kenntnis des Interferenzbildes in der Detektorebene erforderlich. Eine starke Wellenfrontkrümmung führt zu Interferenzmustern mit hoher Ortsfrequenz, die eine kleine Detektorfläche erfordern. Das Detektorsignal sinkt damit entsprechend ab.

Mit Hilfe der eikonalen Funktion läßt sich die optische Weglänge der Laserstrahlen in Abhängigkeit von x_a und damit der Phasenverlauf in der Detektorebene bestimmen. Die eikonale Funktion ist allgemein

$$L=L_0 + \frac{A \cdot x_e^2 - 2 \cdot x_a \cdot x_e + D \cdot x_a^2 + 2 \cdot (\alpha + \beta) \cdot x_e + 2 \cdot ((B \cdot \gamma - D \cdot \alpha) + (B \cdot \delta - D \cdot \beta)) \cdot x_a}{2 \cdot B}$$

Da nur der Phasenverlauf, nicht aber die absolute Phase von Interesse ist, kann der konstante Weg L₀ vernachlässigt werden. Einsetzen der Matrixelemente liefert:

$$L = \frac{-x_e^2 \cdot f^2 \cdot Rc - 2 \cdot x_e^2 \cdot f^2 \cdot dz - 2 \cdot x_e^2 \cdot f \cdot Rc \cdot dz + 2 \cdot x_e^2 \cdot Rc \cdot a \cdot dz - 2 \cdot x_e^2 \cdot f \cdot dz^2 \dots + 2 \cdot x_e^2 \cdot a \cdot dz^2 - 2 \cdot x_a \cdot x_e \cdot f^2 \cdot Rc - x_a^2 \cdot f^2 \cdot Rc - 2 \cdot x_a^2 \cdot f \cdot Rc \cdot dz - 2 \cdot x_a^2 \cdot f^2 \cdot dz - 2 \cdot x_a^2 \cdot f \cdot dz^2 - 4 \cdot dx \cdot x_e \cdot f^3 - 4 \cdot dx \cdot x_e \cdot f^2 \cdot dz \dots - f + 4 \cdot dx \cdot x_e \cdot f \cdot a \cdot dz - (4 \cdot dx \cdot f^2 \cdot x_a \cdot dz - 4 \cdot dx \cdot f^3 \cdot x_a)}{2 \cdot f^2 \cdot (-2 \cdot f^2 \cdot Rc - 2 \cdot f \cdot Rc \cdot dz + Rc \cdot a \cdot f + 2 \cdot Rc \cdot a \cdot dz - 2 \cdot f^3 - 4 \cdot f^2 \cdot dz - 2 \cdot f \cdot dz^2 + 2 \cdot a \cdot dz \cdot f + 2 \cdot a \cdot dz^2)}$$

Weiter erhält man aus der Matrixgleichung:

$$\mathbf{x}_a = \mathbf{A} \cdot \mathbf{x}_e + \mathbf{B} \cdot \phi_e + \alpha + \beta$$

Unter der Beachtung, daß $\phi_e = 0$ und $\beta_e = 0$, ergibt sich:

$$\mathbf{x}_e = \frac{(\mathbf{x}_a - \alpha)}{\mathbf{A}}$$

und damit:

$$L = \frac{\left(4 \cdot dz \cdot f^4 + 2 \cdot f^3 \cdot dz^2 - 4 \cdot a \cdot f^3 \cdot dz + 2 \cdot f^5 + 2 \cdot f \cdot dz^2 \cdot a^2 - 4 \cdot a \cdot f^2 \cdot dz^2 \right)}{\left[\begin{array}{l} (-2 \cdot f^2 \cdot Rc - 2 \cdot f \cdot Rc \cdot dz) + Rc \cdot a \cdot f \dots \\ + 2 \cdot Rc \cdot a \cdot dz - 2 \cdot f^3 - 4 \cdot f^2 \cdot dz - 2 \cdot f \cdot dz^2 + 2 \cdot a \cdot dz \cdot f + 2 \cdot a \cdot dz^2 \end{array} \right]} \cdot dx^2 \dots$$

$$+ \frac{\left(-4 \cdot Rc \cdot dz \cdot f^3 - 8 \cdot f^3 \cdot dz^2 - 4 \cdot f^2 \cdot Rc \cdot dz^2 - 4 \cdot dz \cdot f^4 - 4 \cdot f^2 \cdot dz^3 \dots \right)}{\left[\begin{array}{l} (-2 \cdot f^2 \cdot Rc - 2 \cdot f \cdot Rc \cdot dz) + Rc \cdot a \cdot f \dots \\ + 2 \cdot Rc \cdot a \cdot dz - 2 \cdot f^3 - 4 \cdot f^2 \cdot dz - 2 \cdot f \cdot dz^2 + 2 \cdot a \cdot dz \cdot f + 2 \cdot a \cdot dz^2 \end{array} \right]} \cdot x_a \cdot dx \dots$$

$$+ \frac{\left(-2 \cdot Rc^2 \cdot f^2 \cdot dz - 4 \cdot f^2 \cdot dz^3 - 2 \cdot f^3 \cdot dz^2 \right) + 2 \cdot a \cdot Rc^2 \cdot dz^2 \dots}{\left[\begin{array}{l} (-2 \cdot f^2 \cdot Rc - 2 \cdot f \cdot Rc \cdot dz) + Rc \cdot a \cdot f \dots \\ + 2 \cdot Rc \cdot a \cdot dz - 2 \cdot f^3 - 4 \cdot f^2 \cdot dz - 2 \cdot f \cdot dz^2 + 2 \cdot a \cdot dz \cdot f + 2 \cdot a \cdot dz^2 \end{array} \right]} \cdot x_a^2 \dots$$

Diese Gleichung läßt sich nicht direkt weiter vereinfachen und ermöglicht keine einfache Interpretation des Phasenverlaufs. Erkennbar ist, daß die Phase für eine gegebene Justage quadratisch vom Abstand von der z-Achse abhängt. Die Phase hängt ebenfalls quadratisch von der Dejustage in x-Richtung ab.

Für eine Justage in x-Richtung ($dx=0$) erhält man

$$L = \frac{\left[\begin{array}{l} (-2 \cdot Rc^2 \cdot f^2 \cdot dz - 4 \cdot f^2 \cdot dz^3 - 2 \cdot f^3 \cdot dz^2) + 2 \cdot a \cdot Rc^2 \cdot dz^2 \dots \\ + (a \cdot Rc^2 \cdot f \cdot dz + 4 \cdot a \cdot Rc \cdot dz^3 + 2 \cdot a \cdot dz^4 + 3 \cdot a \cdot Rc \cdot f \cdot dz^2) - 2 \cdot Rc^2 \cdot f \cdot dz^2 \dots \\ + 2 \cdot a \cdot f \cdot dz^3 - 4 \cdot Rc \cdot f \cdot dz^3 - 2 \cdot f \cdot dz^4 - 6 \cdot f^2 \cdot Rc \cdot dz^2 - 2 \cdot Rc \cdot dz \cdot f^3 \end{array} \right]}{\left[\begin{array}{l} (-2 \cdot f^2 \cdot Rc - 2 \cdot f \cdot Rc \cdot dz) + Rc \cdot a \cdot f \dots \\ + 2 \cdot Rc \cdot a \cdot dz - 2 \cdot f^3 - 4 \cdot f^2 \cdot dz - 2 \cdot f \cdot dz^2 + 2 \cdot a \cdot dz \cdot f + 2 \cdot a \cdot dz^2 \end{array} \right]} \cdot x_a^2$$

Der Phasenverlauf ist symmetrisch zur z-Achse und nimmt quadratisch zu.

Der Verlauf der optischen Weglänge über x_a führt bei Überlagerung mit der ebenen Referenzwelle zu einem ortsabhängigen Detektorsignal entlang der x-Achse nach der Interferenzgleichung

$$E_{\text{Det}} = \left(|E_{\text{Ref}}| \right)^2 + \left(|E_{\text{Obj}}| \right)^2 + 2 \cdot |E_{\text{Ref}}| \cdot |E_{\text{Obj}}| \cdot \cos \left(2 \cdot \pi \cdot \frac{L}{\lambda} + \phi_0 \right),$$

woraus das Interferenzbild in der Detektorebene berechnet werden kann.

Mit der gewählten Brennweite von 50mm und einem Detektorabstand von 100mm erhält man einen Wechsellichtverlauf nach Abbildung 9.10:

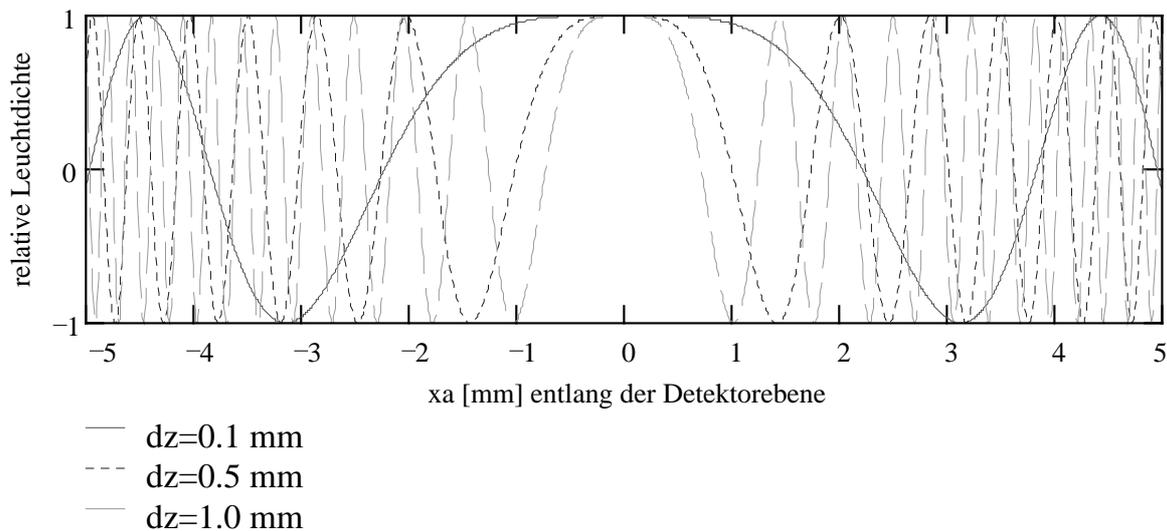


ABBILDUNG 9.10: INTERFERENZBILD FÜR UNTERSCHIEDLICHE DEJUSTAGE IN DZ

Man sieht den nach außen stark abnehmenden Abstand zwischen den Interferenzmaxima. Mit zunehmender Dejustage in dz nimmt die Ortsfrequenz stark zu. Bei einer Dejustage von 1mm hat der Ring im Zentrum (hier als Schnitt berechnet) nur noch 1mm Radius. Nur bei sehr genauer Justage in dz (0.1 mm) lassen sich deutlich breitere Ringe erreichen.

Der maximale Ringdurchmesser liegt bei $x_a=0$. Damit ist die optimale Detektorposition bei justiertem dx zentrisch auf der optischen Achse.

Die Ringstrukturen zeigen erneut nur eine geringe Abhängigkeit vom Detektorabstand a , wie folgende Abbildung zeigt:

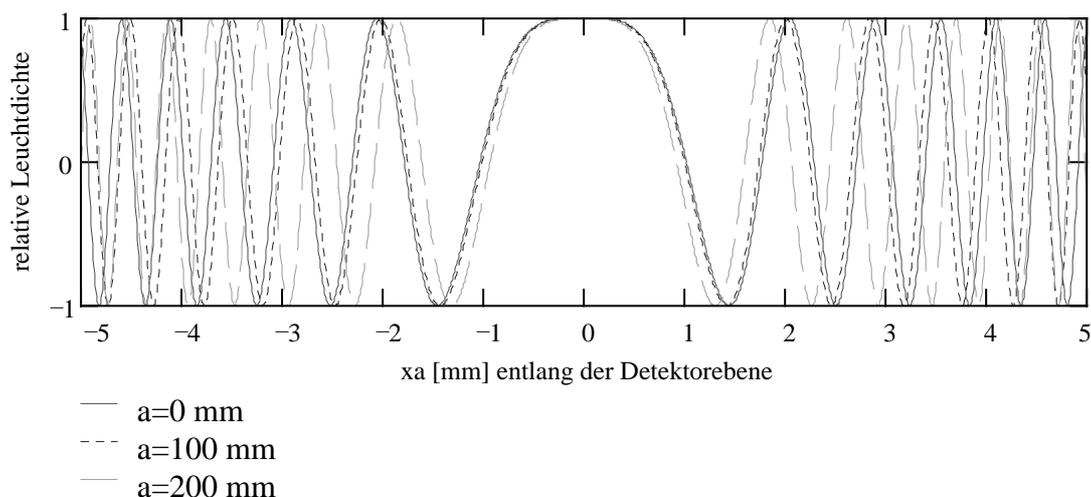


ABBILDUNG 9.11: INTERFERENZBILD FÜR VERSCHIEDENE DETEKTORABSTÄNDE

Die Abhängigkeit von der Dejustage in dx wird in Abbildung 9.12 untersucht:

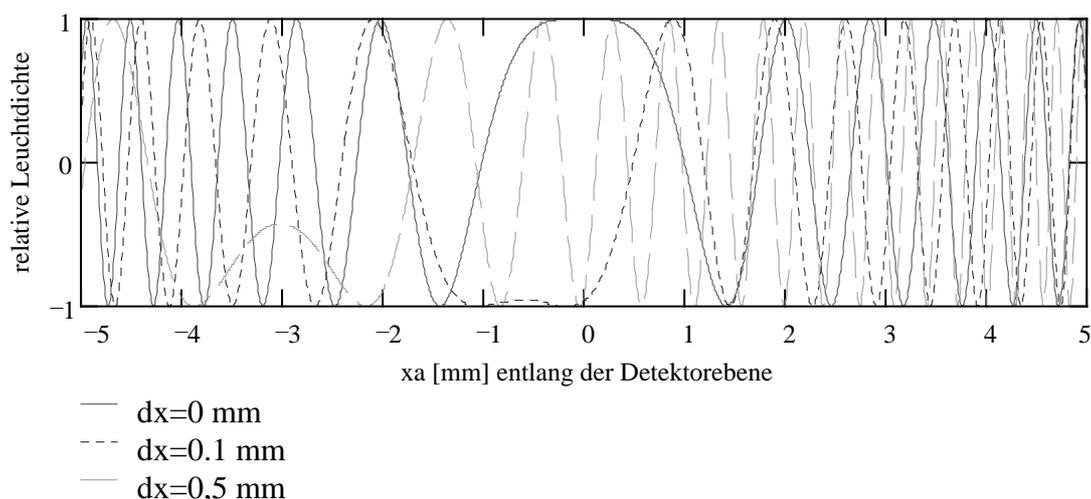


ABBILDUNG 9.12: INTERFERENZBILD FÜR UNTERSCHIEDLICHE DEJUSTAGE IN DX

Durch die Dejustage in dx wandert das Zentrum der Ringe aus der optischen Achse. Dies hat zur Folge, daß die Ringabstände im Ursprung bereits bei einer geringen Justage stark abfallen. Bei einer Dejustage in dx und dz von 0,5 mm beträgt die Ringbreite bei $z=0$ nur noch 0,7 mm. Setzt man die bei einer erreichbaren Apertur von 0,2 ermittelte maximale dx -Dejustage von 0,78 mm ein und möchte man die gleiche Dejustage in beide Richtungen von dz zulassen, so beträgt die Ringbreite im Ursprung nur noch ca. 0,2 mm.

Die Ringbreite in der Detektorebene läßt sich auch numerisch berechnen, wenn man die eikonale Funktion über einem Ring linearisiert und den Ringabstand durch

$$D = \left| \frac{\lambda}{\frac{dL}{dx_a}} \right|$$

berechnet. Ableiten der eikonalen Funktion und Einsetzen der Matrixelemente ergibt

$$D = \left| \frac{1}{2} \cdot \left(-f^2 \cdot Rc - 2 \cdot f^2 \cdot dz - 2 \cdot f \cdot Rc \cdot dz + 2 \cdot Rc \cdot a \cdot dz - 2 \cdot f \cdot dz^2 + 2 \cdot a \cdot dz^2 \right) \cdot \frac{\lambda}{(x_a \cdot Rc + dx \cdot f + x_a \cdot dz) \cdot dz} \right|$$

Für den Ringabstand auf der optischen Achse ($x_a=0$) erhält man

$$D = \left| \frac{1}{2} \cdot \left(-f^2 \cdot Rc - 2 \cdot f^2 \cdot dz - 2 \cdot f \cdot Rc \cdot dz + 2 \cdot Rc \cdot a \cdot dz - 2 \cdot f \cdot dz^2 + 2 \cdot a \cdot dz^2 \right) \cdot \frac{\lambda}{dx \cdot f \cdot dz} \right|$$

Das Ergebnis ist in Abbildung 9.13 für verschiedene Dejustagen dx in Abhängigkeit von dz aufgetragen:

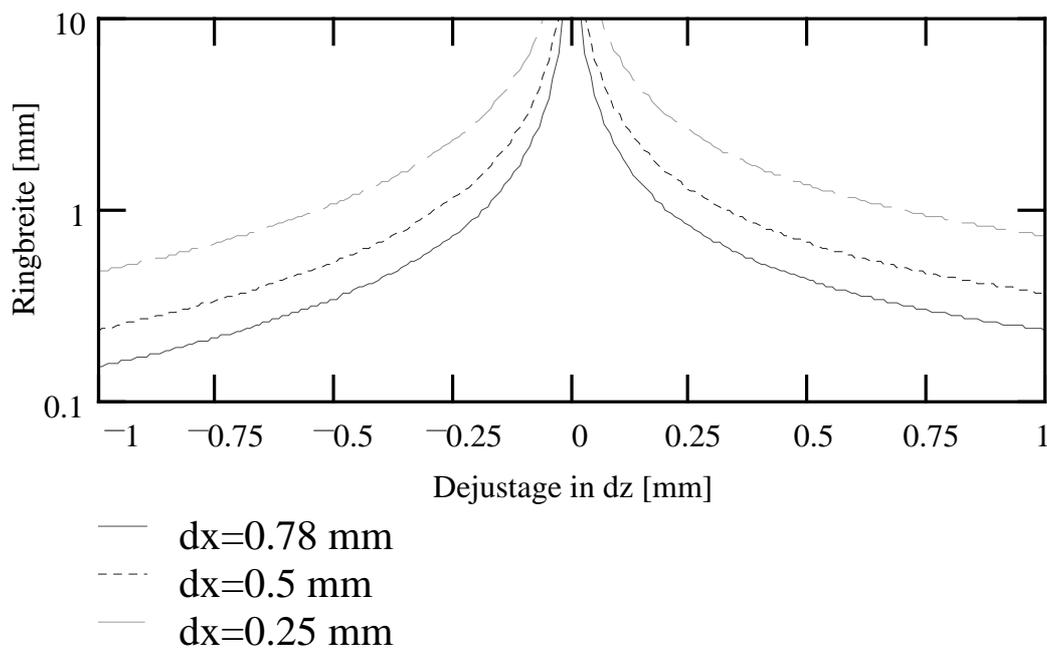


ABBILDUNG 9.13: RINGBREITE IN ABHÄNGIGKEIT DER DEJUSTAGE

Für sehr kleine Dejustagen in dz ist die Linearisierung der eikonalen Funktion nicht mehr gültig. Für $dz > 0.2$ mm entspricht das Ergebnis den vorangegangenen Untersuchungen. Weiter kann man erkennen, daß die Ringbreite für eine Bewegung des Auges zum Interferometer ($dz < 0$) stärker abnimmt als bei einer Bewegung vom Interferometer weg. Daher sollte die Justage des Auges hinter den Fokus der Linse gelegt werden.

Detektorgröße

Im Folgenden wird aus obigen Ergebnissen die optimale Detektorgröße berechnet.

Nimmt man wieder an, daß die eikonale Funktion im betrachteten Intervall konstant ist, so kann sie mit dem Ringabstand D durch

$$L = \frac{x_a}{D} + \frac{dz}{\lambda}$$

genähert werden.

Für einen kleinen Detektor der Länge L_D und Breite B_D erhält man die von der Augenbewegung abhängige Lichtleistung aus der Interferenzgleichung durch Integration über die Detektorfläche:

$$I = E \cdot \int \cos \left[2 \cdot \pi \cdot \left(\frac{x_a}{D} + \frac{dz}{\lambda} \right) \right] dA \quad I = E \cdot B_D \cdot \int_0^{L_D} \cos \left[2 \cdot \pi \cdot \left(\frac{x_a}{D} + \frac{dz}{\lambda} \right) \right] dx_a$$

$$I = \frac{1}{2} \cdot E \cdot B_D \cdot D \cdot \frac{\left[\sin \left[2 \cdot \pi \cdot \frac{(\lambda \cdot L_D + dz \cdot D)}{(D \cdot \lambda)} \right] - \sin \left(2 \cdot \pi \cdot \frac{dz}{\lambda} \right) \right]}{\pi}$$

Das Detektorwechselsignal ist maximal, wenn I für Variation von dz einen möglichst großen Bereich durchstreicht. Zur Ermittlung werden die Maxima und Minima von I berechnet:

Die Ableitung von I nach dz

$$\frac{d}{dz} I = E \cdot B_D \cdot D \cdot \frac{\left[\cos \left[2 \cdot \pi \cdot \frac{(\lambda \cdot L_D + dz \cdot D)}{(D \cdot \lambda)} \right] - \cos \left(2 \cdot \pi \cdot \frac{dz}{\lambda} \right) \right]}{\lambda}$$

liefert die Extrema

$$dz = \frac{1}{2} \cdot (-L_D + k \cdot D) \cdot \frac{\lambda}{D}$$

mit der Detektorlichtleistung

$$I = E \cdot B_D \cdot \frac{D}{\pi} \cdot \sin \left(\frac{\pi}{D} \cdot L_D \right) \cdot \cos(\pi \cdot k)$$

und der Detektorwechselleistung

$$\Delta I_{\max} = 2 \cdot E \cdot B_D \cdot \frac{D}{\pi} \cdot \sin \left(\frac{\pi}{D} \cdot L_D \right)$$

Die optimale Detektorlänge ist also

$$L_D = \frac{1}{2} \cdot (2 \cdot k + 1) \cdot D$$

Der Detektorwechselstrom ist maximal, wenn die Länge des Detektors dem halben Ringabstand a entspricht. Ist die Detektorlänge gleich einem ganzzahligen Vielfachen des Ringabstandes, so fällt die Modulation auf 0 ab. Um für alle auftretenden Dejustagen dx und dz ein maximales Detektorsignal zu erreichen, muß die Detektorgröße gleich dem halben minimalen Ringabstand sein, der bei maximaler Dejustage auftritt.

Für eine maximale Dejustage in dx und dz von 0,78 mm ist die optimale Detektorgröße 0,1 mm, läßt man nur Dejustagen bis zu 0,5 mm zu, so kann der Detektor 0,35 mm Durchmesser besitzen.

9.4.3 Kohärente Lichtquelle

Als Lichtquelle für das Interferometer wird ein Laser als kohärente Lichtquelle benötigt. Im in-vitro Meßsystem wurde hierfür ein HeNe-Gaslaser eingesetzt, der eine hohe Strahlgüte und eine sehr große Kohärenzlänge besitzt. Seine Wellenlänge von 633 nm erlaubt jedoch nur eine geringe Bestrahlung des Auges, so daß für das in-vivo Meßsystem eine alternative Laserquelle gesucht wird. Kohärente Strahlung läßt sich durch verschiedene Prinzipien erzeugen. Die am weitesten verbreiteten Formen sind Festkörper- Gas- und Halbleiterlaser, deren Eigenschaften und Eignung für die vorliegende Anwendung hier kurz zusammengetragen werden.

Festkörperlaser

Der erste, 1960 realisierte Laser war ein Festkörperlaser mit einem Rubinkristall als aktives Medium. Festkörperlaser enthalten als aktives Medium Kristalle oder Gläser, die mit Metallionen oder Ionen der seltenen Erden dotiert sind. Diese Aktivierungsionen absorbieren optische Strahlung in einem breiten Spektralbereich. Durch Relaxationsübergänge oder Strahlungsübergänge erfolgt über verschiedene Zwischenniveaus die Anregung eines langlebigen Elektronenniveaus als Ausgangsniveau der für die Laserlichterzeugung erforderlichen stimulierten Emission. Der schematische Aufbau eines Festkörperlasers wird in Abbildung 9.14 gezeigt.

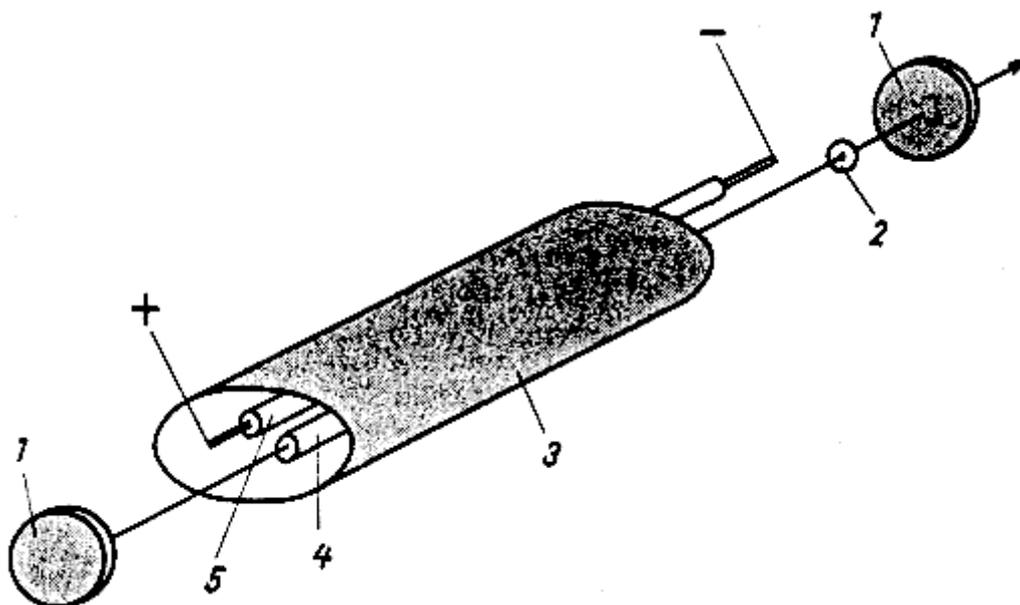


ABBILDUNG 9.14: SCHEMATISCHER AUFBAU EINES FESTKÖRPERLASERS (/BRUNNER89/)

- 1: SPIEGEL**
- 2: MODENBLENDE**
- 3: REFLEKTOR**
- 4: LASERSTAB**
- 5: PUMPLAMPE**

Festkörperlaser emittieren bevorzugt im sichtbaren und infraroten Spektrum zwischen ca. $0,3 \mu\text{m}$ und $3 \mu\text{m}$. Die Anregung erfolgt ausschließlich durch optisches Pumpen mit einer geeigneten Pumplichtquelle in einer speziellen Pumplichtanordnung, die eine effiziente Einkopplung der Pumpstrahlung erlaubt. Als Pumplichtquellen kommen Xenon-Blitzlichtlampen, Krypton-Bogenlampen, Quecksilberlampen, Halogenlampen oder andere Laser zum Einsatz.

Vorteile der Festkörperlaser sind ihr relativ einfacher, kompakter Aufbau und die hohe, erreichbare Leistung, die aber für die vorliegende Anwendung eher von Nachteil ist.

Die Strahlung dieser Laser ist charakterisiert durch eine geringe Kohärenzlänge von unter 1 m, größeren Amplitudenschwankungen und einer unregelmäßigen Verteilung der Intensität über den Strahlquerschnitt, der durch Kristallinhomogenitäten hervorgerufen wird.

Die hohen erreichbaren Impulsleistungen führen zu einer bevorzugten Verwendung dieses Lasertyps in der Materialbearbeitung, nichtlinearen Optik und Plasmaerzeugung.

Die geringe Strahlqualität und die Emission mehrerer diskreter Linien machen ihn für interferometrische Anwendungen nur schlecht geeignet.

Gaslaser

Die bislang im industriellen Bereich am weitesten verbreiteten Laser sind Gaslaser. Sie verwenden Gase oder Dämpfe als aktive Medien, die normalerweise elektrisch angeregt werden. Gaslaser lassen sich durch die große Anzahl geeigneter Gase, Variation der Gasparameter und unterschiedlichen konstruktiven Aufbau sehr gut an die erforderlichen Eigenschaften anpassen.

Den Aufbau eines Gaslasers zeigt Abbildung 9.15:

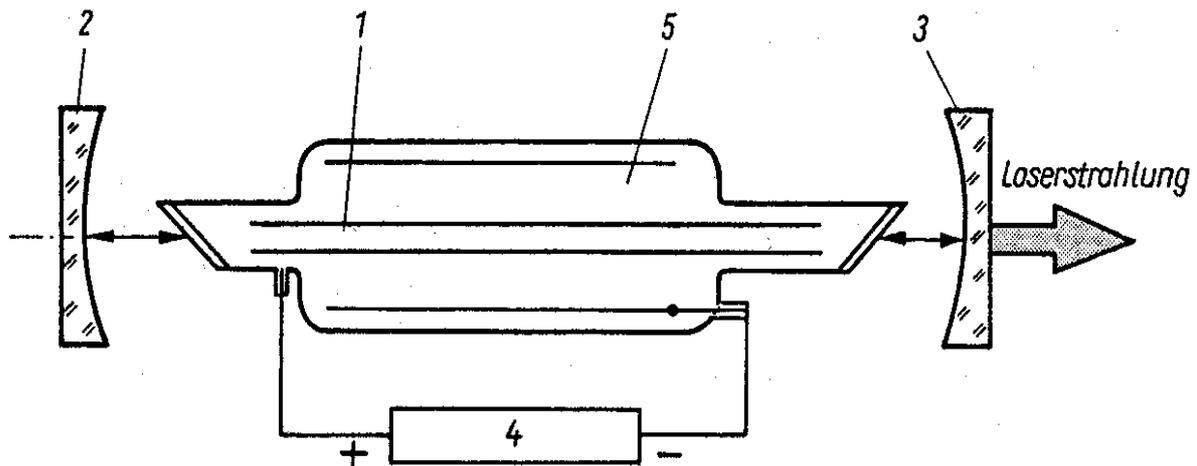


ABBILDUNG 9.15: AUFBAU EINES GASLASERS (/BRUNNER89/)

- 1 : LASERRROHR
- 2,3: RESONATORSPIEGEL
- 4 : HOCHSPANNUNGSQUELLE
- 5 : LASERAKTIVES GAS

Das Gas als aktives Medium befindet sich in einem Laserrohr, das nach außen mit Brewster-Fenstern abgeschlossen ist. Die Anregung des Gases zur Erzeugung der Besetzungsinversion findet gewöhnlich durch eine elektrische Gasentladung mit kontinuierlicher oder gepulster Hochspannung statt. Die Rückkopplung des im aktiven Medium erfolgten Strahlungsfeldes erfolgt durch einen Laserresonator, der durch zwei Spiegel gebildet wird. Die erzeugte Laserstrahlung wird durch teildurchlässige Spiegel oder ein Loch in einem der Laserspiegel ausgekoppelt.

Gegenüber Festkörper- und Halbleiterlasern zeichnen sich Gaslaser durch folgende Eigenschaften aus:

- Die Gase erfordern längere Verstärkungswege und damit größere Abmessungen von typisch 0,3 m bis 1,5 m.
- Die homogenen Gasmedien bewirken einen sehr homogenen Strahl mit hoher Strahlqualität.
- Es sind sehr hohe Frequenzgenauigkeiten und -stabilitäten möglich.

- Es steht eine sehr große Bandbreite von Laserfrequenzen zwischen 100 nm und 2 mm zur Verfügung

Der üblicherweise in der Interferometrie eingesetzte Laser ist der HeNe-Gaslaser, der je nach Ausprägung Wellenlängen von 545, 633, 1152 oder 3391 nm emittiert. Die kontinuierliche Emission mit hoher Amplitudenkonstanz und Lichtleistungen von 0,5 bis 50 mW sowie die hohe Kohärenzlänge und Strahlqualität machen ihn für diese Anwendung besonders geeignet.

Nachteilig ist die große Baugröße, die Empfindlichkeit des Laserrohres und die erforderliche Hochspannung zur Anregung.

Halbleiterlaser

Halbleiterlaser verwenden Halbleiterkristalle als aktives Medium. Die Anregung erfolgt durch optische Strahlen oder Elektronenstrahlung, meist jedoch durch Injektion von Ladungsträgern in einen pn-Übergang im Halbleitermaterial (Injektionslaser). Gegenwärtig sind mehr als 40 verschiedene geeignete Halbleitermaterialien bekannt, durch die sich Strahlungen mit 0,32 bis 16 μm erzeugen lassen.

Die Injektionslaser zeichnen sich gegenüber allen anderen Lasern durch folgende Vorzüge aus:

- Sehr hoher Leistungswirkungsgrad (bis $>10\%$),
- einfache Anregung bei geringer Anregungsspannung, die elektrische Energie wird direkt in kohärente Strahlung umgesetzt.
- Mechanische Robustheit und hohe Lebensdauer (bis 10^7h),
- extrem geringe Abmessungen, die praktisch nur durch das Gehäuse bedingt sind, sowie
- einen sehr geringen Preis

Abbildung 9.16 zeigt den Grundaufbau eines Injektionslasers:

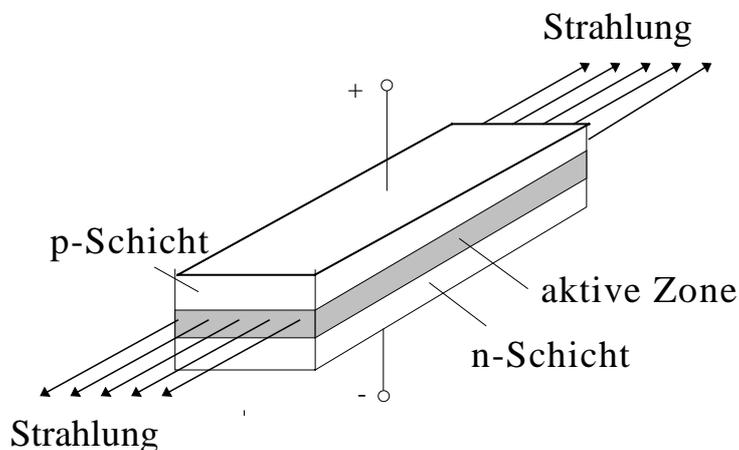


ABBILDUNG 9.16: SCHEMATISCHER AUFBAU EINES INJEKTIONSLASERS

Der Laser wird durch Aufbau eines pn-Übergangs in einem Halbleiter, z.B. durch Diffusion von Akzeptoren (Zn, Be) in ein n-Substrat, gebildet. Der Anregungsstrom wird durch die metallisierten n- und p-leitenden Oberflächen eingepreßt und führt zu einer Besetzungsinversion in der aktiven Zone des pn-Übergangs mit stimulierter Strahlungsemission. Als Resonatorspiegel dienen üblicherweise die polierten Spaltflächen der $\langle 110 \rangle$ -Kristallebene mit einem Reflexionsgrad von 30% bis 40%. Die erreichbaren Lichtleistungen betragen zwischen 1 und 50 mW pro Chip, höhere Ausgangsleistungen werden durch Bündelung von Laserchips (z.B. multi-stripe arrays) erreicht.

Je nach Anwendung wurden unterschiedliche Laserstrukturen entwickelt, die sich in der erreichbaren Lichtleistung und Strahlcharakteristik stark unterscheiden.

Kontinuierlich arbeitende Hochleistungs-Injektionslaser für den Einsatz in Laserdruckern und optischen Speicherplatten werden aus Doppel- und Mehrfachheterostrukturen gefertigt. Sie weisen zwar eine sehr hohe erreichbare Lichtleistung auf, emittieren jedoch ein Spektrum mehrerer Wellenlängen (siehe Abbildung 9.17) und sind daher für die vorliegende interferometrische Anwendung nicht geeignet.

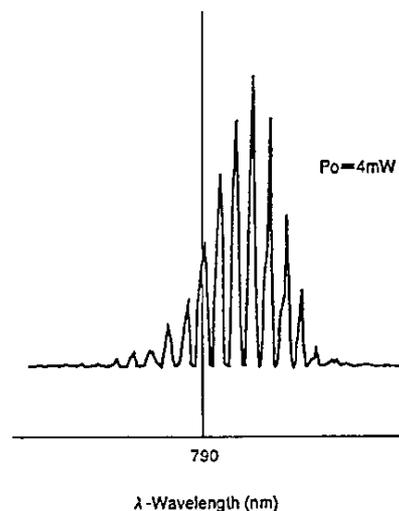


ABBILDUNG 9.17: EMISSIONSSPEKTRUM EINER DOPPEL-HETERO-LASERDIODE (SONY SLD131UL)

Dieser longitudinale Mehrmodenbetrieb sowie auftretendes Modenspringen, bei dem ein Halbleiterlaser zwischen zwei oder mehreren Longitudinalmoden springt, lassen sich unterdrücken, indem man statt des Fabry-Perot-Resonators, der aus den beiden Spiegelflächen gebildet wird, eine verteilte Rückkopplung benutzt (distributed feedback (DFB-Laser), distributed bragg reflection (DBR-Laser), Abbildung 9.18). Laser mit verteilter Rückkopplung sind insbesondere für die Hochgeschwindigkeitsdatenübertragung erforderlich und sind Gegenstand intensiver Forschung. Derzeit sind bereits einige wenige Typen kommerziell erhältlich, sie weisen jedoch gegenüber den üblichen Lasern noch einen deutlich höheren Preis auf. Ihre Empfindlichkeit gegenüber Rückkopplungen

sowie die Eignung für interferometrische Anwendungen sind noch weitgehend unerforscht.

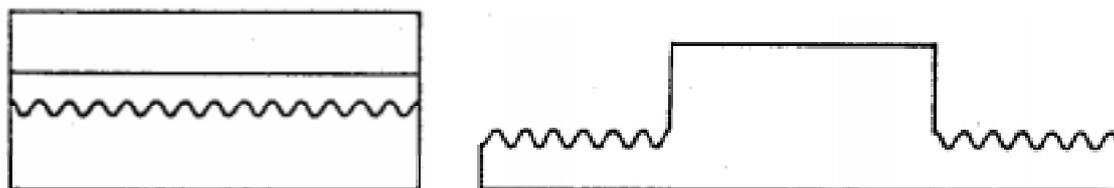


ABBILDUNG 9.18: VERTEILTE RÜCKKOPPLUNGSSTRUKTUREN VON DFB- (LINKS) UND DBR-LASERN (RECHTS), (/BRUNNER89/)

In Anwendungen, für die eine hohe kontinuierliche Lichtleistung mit stabiler, räumlicher und spektraler Leistungsverteilung gefordert ist, können vorteilhaft Streifenstruktur-Laser eingesetzt werden. Bei diesen Lasern wird die aktive Lasertätigkeit auf einen schmalen, lateralen Streifen von 1 bis 20 μm begrenzt. (siehe Abbildung 9.19). Die laterale Begrenzung von optischem Resonator und gepumpten Gebiet bewirkt ein Oszillieren nur im lateralen Grundmode.

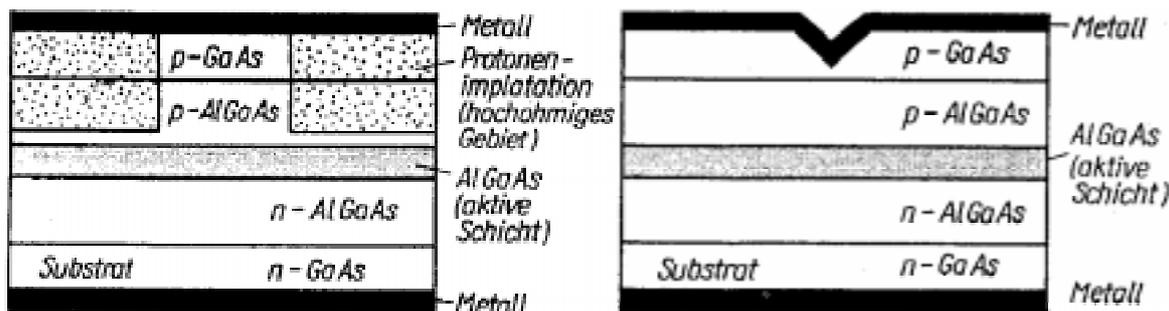


ABBILDUNG 9.19: ZWEI VERSCHIEDENE STREIFENSTRUKTUR-LASERDIODEN MIT LATERALER BEGRENZUNG DES AKTIVEN GEBIETS (/BRUNNER89/)

Die laterale Begrenzung läßt sich entweder durch Gewinnführung (gain-guided laser diode) mit strominduziertem Wellenleiter oder durch eine Indexführung (index-guided laser diode) mit eingebautem Wellenleiter erreichen.

Die Laser der beiden Ausführungen unterscheiden sich in Schwellenstrom, Fernfeldverteilung und Anzahl der Longitudinalmoden (Tabelle 9.3).

Eigenschaft	Gewinngeführt	Indexgeführt
Aufbau der lateralen Führung	Lateralverteilung der Ladungsträger	Brechzahlspung
Strom-/Leistungskennlinie		
Fernfeld		
Spektrum		
Astigmatismus	sehr ausgeprägt	sehr gering
Empfindlichkeit gegenüber Rückkopplungen	gering	stark

TABELLE 9.3: VERGLEICH ZWISCHEN GEWINN- UND INDEXGEFÜHRTEN STREIFENSTRUKTURLASERN (/BRUNNER89/)

Gewinngeführte Laserdioden emittieren häufig mehrere Longitudinalmoden und weisen einen sehr ausgeprägten Astigmatismus auf. Die nachfolgend aufgezählten spektralen und optischen Eigenschaften des indexgeführten Lasers machen ihn für einen Einsatz in einem Interferometer besser geeignet.

- sehr monomodiger Betrieb
- gute Gaussche Strahlcharakteristik im Fernfeld
- geringe Empfindlichkeit gegenüber Rückkopplungen
- geringer Astigmatismus

Die exakten Eigenschaften eines Lasers hängen jedoch von dessen genauer Halbleiterstruktur und Bauform ab, so daß Abweichungen der Eigenschaften von obiger Tabelle möglich sind.

Großer Nachteil von Halbleiterlasern ist, daß sich das Spektrum bei Temperaturänderungen um einige nm/K verschiebt. Die führt bei indexgeführten Lasern zunächst zu einer linearen Verschiebung der Wellenlänge. Bei größeren Temperaturschwankungen kann dann ein Springen in andere in der Umgebung liegende Moden erfolgen (Abbildung 9.20). Dieses Modehopping, das im allgemeinen auch einen Lichtleistungssprung hervorruft, kann stabil oder oszillierend sein und damit das Ausgangssignal des Interferometers stark beeinträchtigen (Abbildung 9.21). Modehopping kann auch durch eine Änderung des Pumpstroms und durch optische Rückkopplung von Laserlicht in den Resonator hervorgerufen werden.

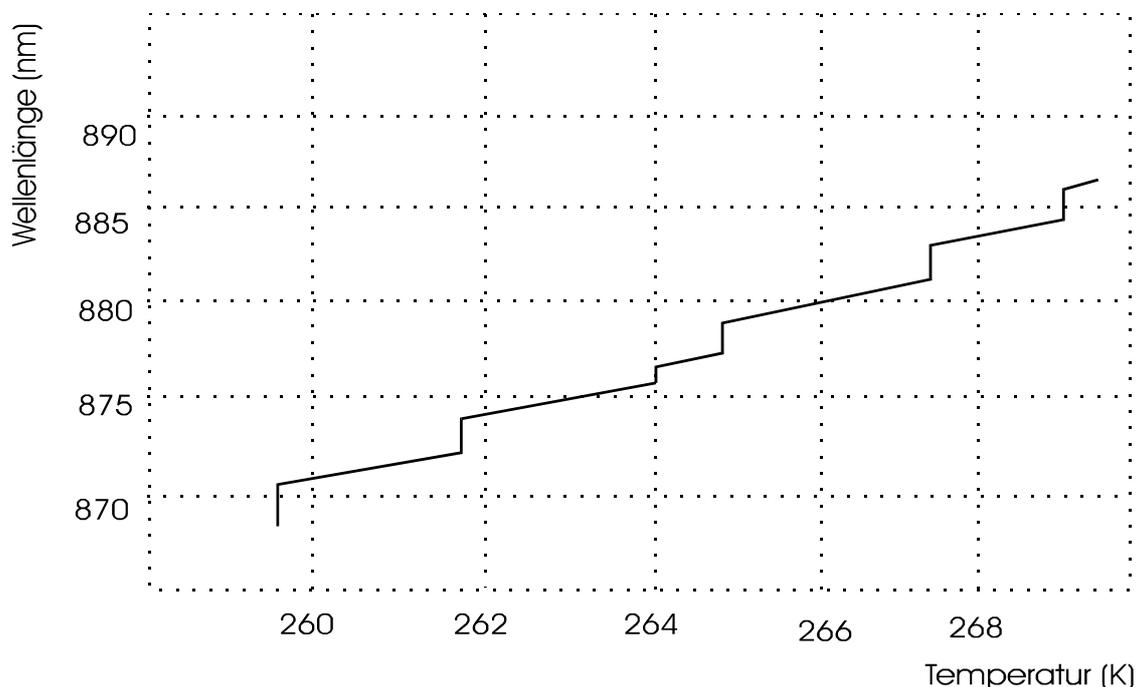


ABBILDUNG 9.20: TEMPERATURVERLAUF EINER INDEXGEFÜHRTEN LASERDIODE (LASERTYP)

Schwingt ein Laser mit mehreren Moden gleichzeitig (Multimode-Betrieb) oder oszilliert zwischen verschiedenen Moden durch Modehopping, so ist der Kontrast des Interferenzsignals abhängig von dem Längenunterschied beider Interferenzarme. Ist der Wegunterschied gleich einem ganzzahligen Vielfachen der emittierten Wellenlängen, so sind die Phasen der Wellen zueinander konstant und der Kontrast des Interferenzsignals ist groß. In den dazwischen liegenden Längendifferenzen sinkt der Kontrast stark ab und das Interferenzsignal ist nicht mehr detektierbar (Abbildung 9.22).

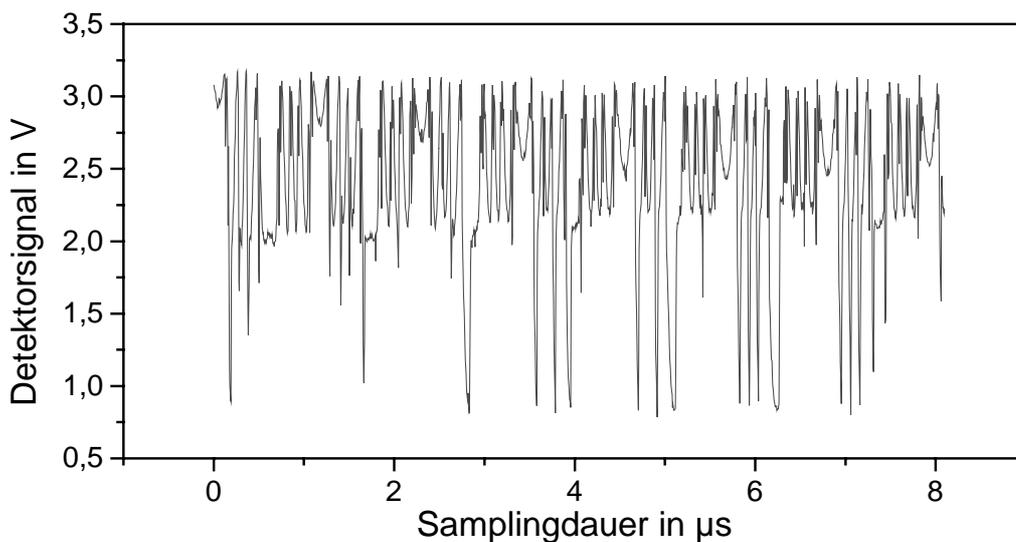


ABBILDUNG 9.21: DURCH MODENSPRÜNGE GESTÖRTES INTERFERENZSIGNALE (LASERDIODE ROHM RLD78NP, LICHTLEISTUNG 3,5 mW, TEMPERATUR 35,2 °C)

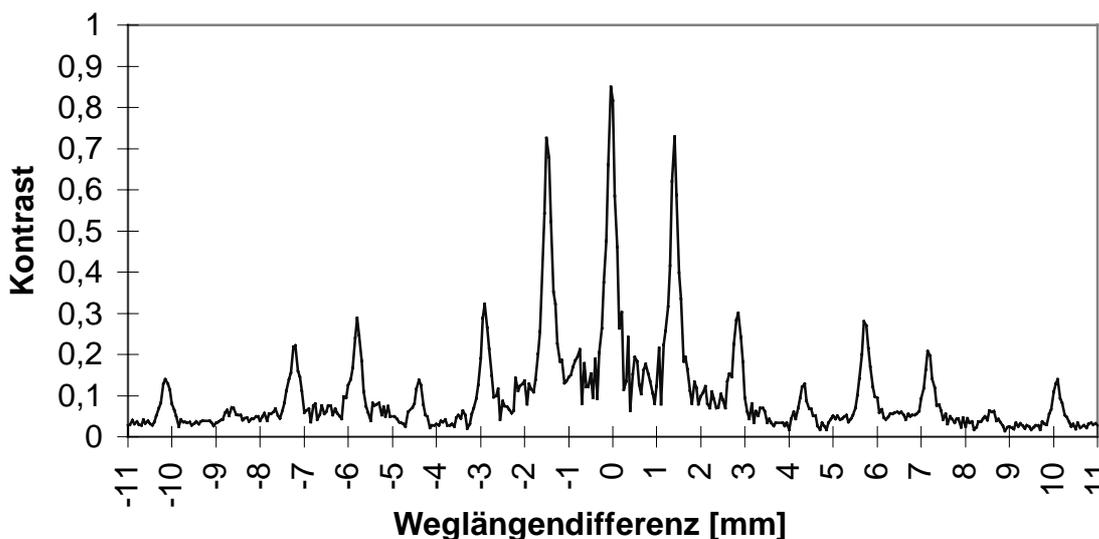


ABBILDUNG 9.22: KONTRAST DES INTERFERENZSIGNALS EINES MULTIMODIGEN LASERS (LASERDIODE SANYO DL3039-011, AUSGANGSLEISTUNG 4 mW BEI 25°C)

Vergleich der Lasertypen für die Anwendung im in-vivo-Meßsystem

Aus der Fülle der verfügbaren Laserarten kommen für die vorliegende Anwendung Gaslaser (HeHe) und Halbleiterlaser in Betracht.

HeNe-Laser weisen den Vorteil einer sehr guten Strahlcharakteristik, sehr langer Kohärenzlänge und eines monomodigen, stabilen Betriebs auf. Sie sind unempfindlich gegenüber Rückkopplungen des externen Laserstrahls in den Reso-

nator. Nachteil dieser Laser ist ihre mechanische Empfindlichkeit, die Baugröße und der durch den diskreten, komplizierten Aufbau bedingte hohe Preis.

Halbleiterlaser lassen sich hingegen in großen Stückzahlen günstig fertigen und sind daher sehr preisgünstig, ihre kleinen Abmessungen erlauben auch einen Einsatz in einem Handtonometer, sie sind zudem mechanisch robust und besitzen eine sehr große Lebensdauer. Nachteil der Halbleiterlaser ist die schlechtere Strahlcharakteristik und die Gefahr eines multimodigen Betriebs.

Als Halbleiterlaser kommen für die interferometrische Anwendung entweder gewinngeführte Streifenstrukturlaser oder Laser mit verteilter Rückkopplung (DFB- oder DBR-Laser) in Frage. Die DFB- und DBR-Laser zeichnen sich derzeit noch durch einen hohen Preis aus, ihre Eignung für Interferometrie ist unbekannt. Die gewinngeführten Laser sind gut geeignet, wenn ihr Arbeitspunkt so eingestellt ist, daß ein monomodiger Betrieb gewährleistet ist.

Der Betrieb des Tonometers mit einem Streifenstrukturlaser erscheint beim derzeitigen Stand der Technik am vorteilhaftesten. Im Folgenden werden daher die für einen monomodigen Betrieb notwendigen Bedingungen untersucht und eine darauf abgestimmte, geeignete Laseransteuerung entwickelt.

Charakterisierung von HL-Laserdioden

In den Datenblättern der Halbleiterlaserdioden werden die prinzipiellen Charakteristika der Dioden genannt. Hierzu gehören neben Angaben für den elektrischen Betrieb der Dioden auch Angaben zur Strahldivergenz. Die Angaben über die emittierten Moden sowie deren Temperatur- und Leistungsabhängigkeit sind jedoch nur sehr ungenau und lückenhaft vorhanden. Tests mit Halbleiterlaserdioden ergaben, daß die Modenstabilität sehr stark von der Temperatur der Chips und der optischen Ausgangsleistung abhängt und zwischen den verschiedenen Lasertypen stark variiert. Eine zuverlässige Aussage aus den Datenblättern war hierzu nicht möglich.

Um einen geeigneten Lasertyp zu ermitteln und die erforderlichen Betriebsbedingungen zu spezifizieren, wurden daher mehrere unterschiedliche Laserdioden vermessen und ihre Monomodigkeit in Abhängigkeit von Temperatur und Lichtleistung bestimmt.

Die Messung der Monomodigkeit erfolgte indirekt. Hierfür wurde die Laserdiode in einem Michelson-Interferometer betrieben und der Kontrast des Interferenzsignals in Abhängigkeit von der Wegdifferenz Δx der beiden Interferometerarme ermittelt.

Bei einer idealen, monomodigen Diode mit unbegrenzter Kohärenzlänge ist dieser Kontrast unabhängig von Δx und konstant 1. Eine endliche Kohärenzlänge führt zu einem kontinuierlichen Abfall des Kontrastes mit zunehmendem Betrag von Δx . Schwingt die Diode in mehreren Moden, so bricht der Kontrast periodisch zusammen (Abbildung 9.22).

Die Kontrastfunktion wurde nachfolgend für verschiedene Laserdioden in Abhängigkeit von Laserlichtleistung und Temperatur ermittelt und damit die Eigenschaft der Dioden und die Anforderungen an deren Ansteuerung untersucht.

Meßaufbau

Zur Messung der Kohärenzfunktion wurde der Meßaufbau nach Abbildung 9.23 verwendet:

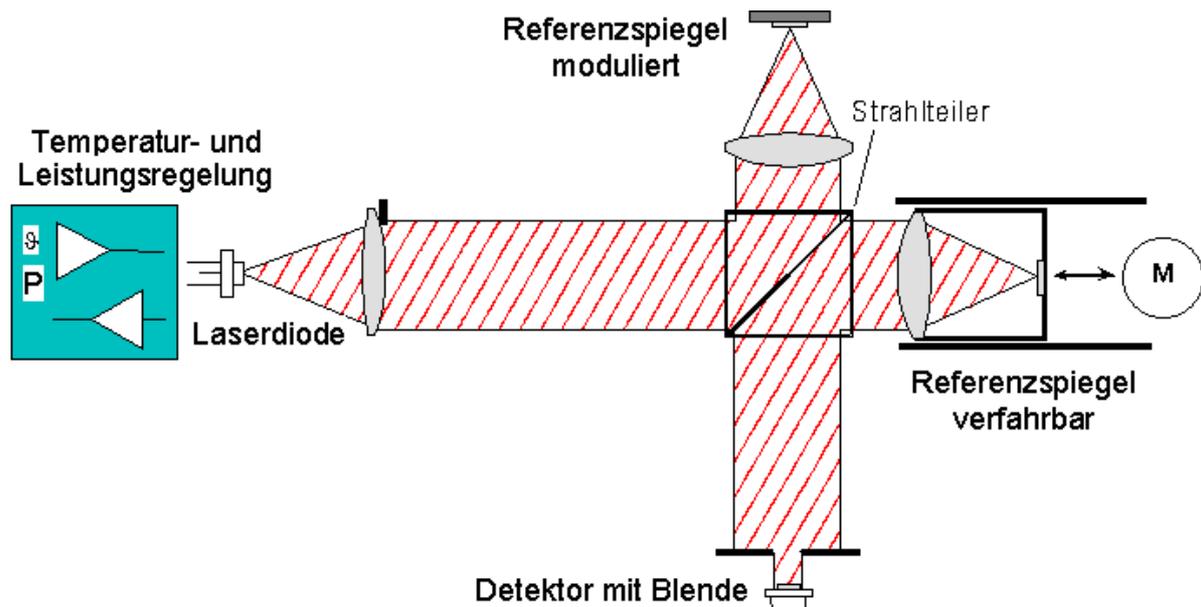


ABBILDUNG 9.23: AUFBAU ZUR MESSUNG DER KOHÄRENZ VON HALBLEITERLASERN

Kern des Aufbaus ist ein Michelson-Interferometer, deren zwei Interferenzarme durch einen Strahlteilerwürfel und zwei Spiegel gebildet werden. Ein Arm des Interferometers ist mit Hilfe eines Schrittmotors in seiner Länge um ± 40 mm mit einer Auflösung von $50 \mu\text{m}$ verstellbar. Das Signal des zweiten Arms wird mit einem Piezotranslator phasenmoduliert. Die Messung des Interferenzsignals erfolgt mit einer PIN-Photodiode mit nachgeschaltetem Transimpedanzverstärker. Die Aufnahme und Digitalisierung des Detektorsignals übernimmt ein angeschlossenes Sampling-Oscilloskop HP54645D, mit dem auch die maximale und minimale Intensität des Signals ermittelt wird. Die Messung der Laserdiodentemperatur erfolgt mit einem integrierten Temperaturfühler LM35CZ, dessen Ausgangssignal von einem Digitalmultimeter HP34401A aufgenommen wird. Die Einprägung der Temperatur wird durch ein Peltierelement vorgenommen. Die Messung der Laserdiodenlichtleistung geschieht durch Messen des Photostroms der integrierten Monitordioden, die zuvor mit einem Lichtleistungsmeßgerät kalibriert wurden. Die Steuerung der Lichtleistung wird mit einer programmierbaren Quelle vorgenommen.

Die Regelung von Temperatur und Lichtleistung sowie die Messung des Kontrasts und die Durchführung des Meßablaufs wird mit einem PC gesteuert. Hier-

für werden die veränderlichen Signalquellen für Peltierelement und Laserleistung, Multimeter und Oszilloskop über einen GPIB-Bus mit dem PC vernetzt und von einem in HP-VEE erstellten Meßprogramm gesteuert.

Abbildung 9.24 zeigt das erstellte Meßprogramm:

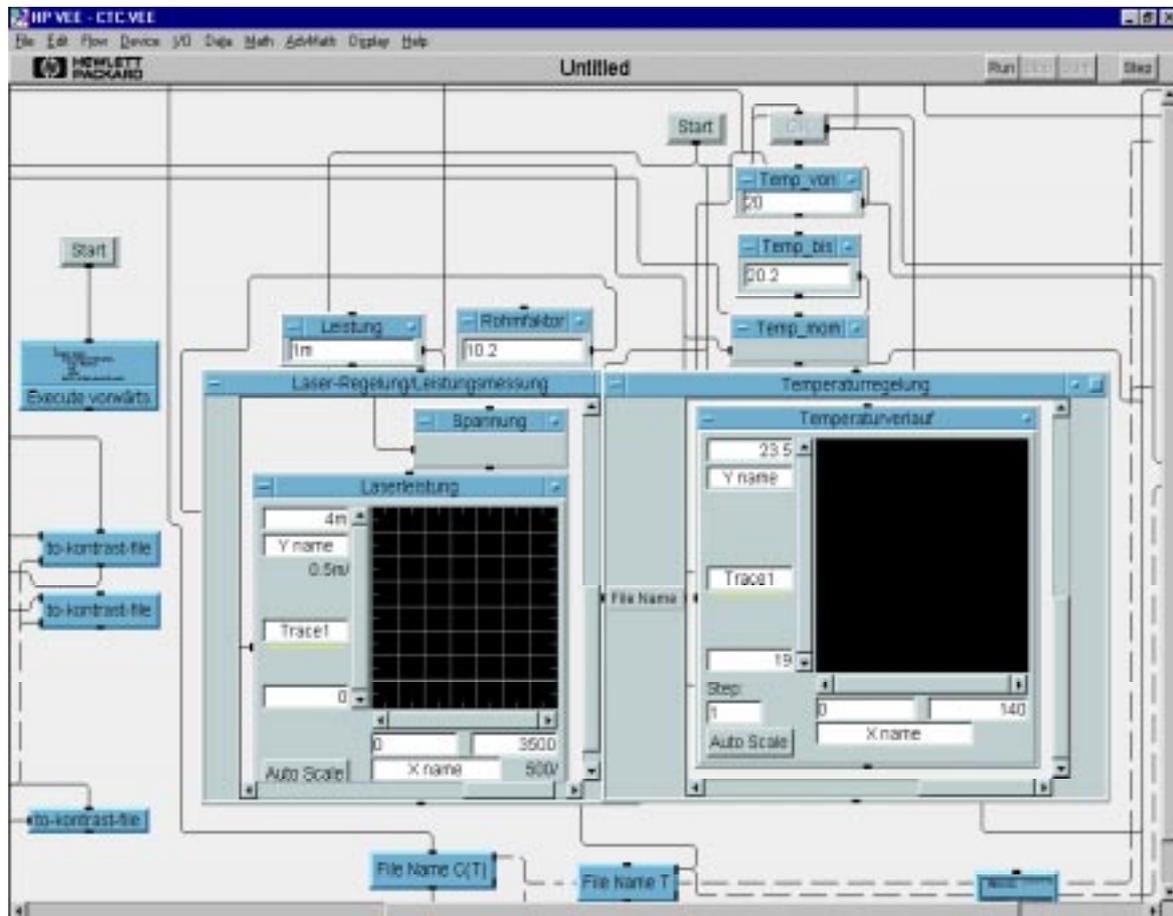


ABBILDUNG 9.24: MEßPROGRAMM

Die mit dem Meßaufbau erreichte Temperaturstabilität ist besser als $\pm 0,05\text{ }^{\circ}\text{C}$ (Abbildung 9.25), die Laserleistung konnte auf $\pm 0,01\text{ mW}$ (Abbildung 9.26) genau konstant gehalten werden.

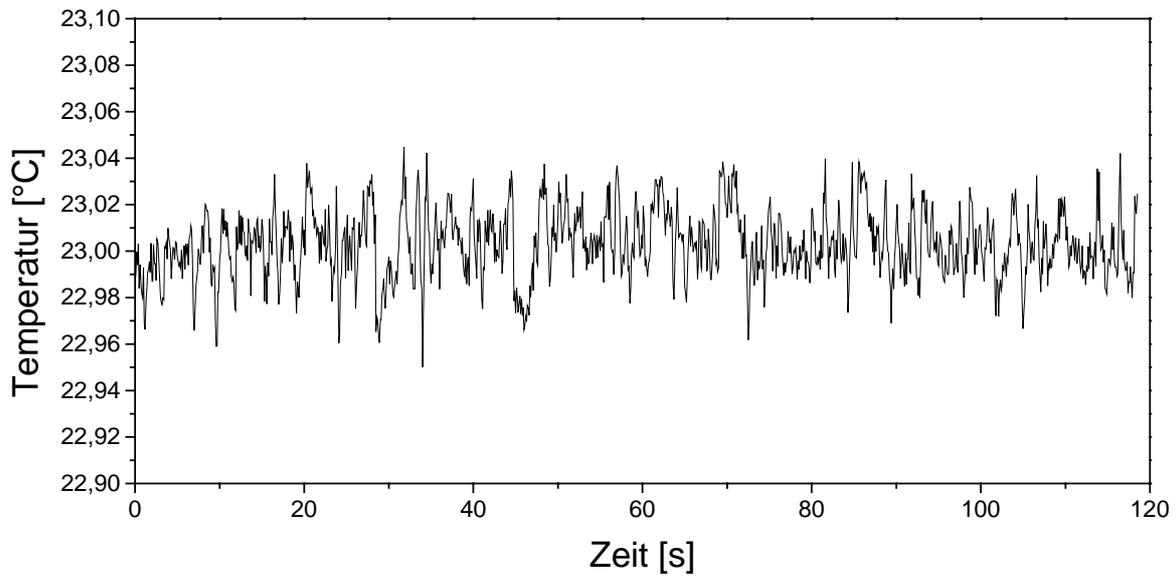


ABBILDUNG 9.25: TEMPERATURREGELUNG



ABBILDUNG 9.26: LEISTUNGSREGELUNG

Meßdurchführung und Ergebnisse

Anhand der verfügbaren Herstellerangaben wurden aus dem breiten Angebot erhältlicher Laserdioden 4 Typen ausgewählt, deren Kohärenzverhalten mit obigem Aufbau näher untersucht wurde:

Hersteller	Typ	Wellenlänge	max. Lichtleistung	Aufbau
Rohm	RLD-78 NP RLD-78 NP-D	785 nm	5 mW	Gewinngeführt
Sanyo	SL 3039-011	670 nm	5 mW	Indexgeführt
Sony	SLD 131UL	790 nm	4 mW	Doppel-Heterostruktur

TABELLE 9.4: UNTERSUCHTE LASERDIODEN

Die Datenblätter weisen die Laserdioden von Rohm und Sanyo als monomodig aus. Die Angaben der beiden Rohm-Dioden unterscheiden sich nur in Threshold- und Betriebsstrom, sind aber sonst identisch. Bei den Messungen zeigte die D-Version jedoch eine deutlich größere Kohärenzlänge. Die Sanyo-Diode wurde bereits bei vorausgehenden Versuchen verwendet und zeigte dort einen guten Kontrast, der jedoch ohne Temperaturregelung nicht stabil war. Die Sony-Laserdiode besitzt ein schräg angeordnetes Emissionsfenster, das Rückreflektionen in die Cavity verhindern soll und damit die Modenstabilität erhöht.

In den Messungen wurde der Kontrast des Interferenzsignals über der Weglängendifferenz beider Teilstrahlen für verschiedene Temperaturen und Lichtleistungen ermittelt, so daß sich ein vierdimensionales Meßfeld ergibt. In den folgenden Grafiken ist der Kontrast in Abhängigkeit von der Weglängendifferenz für verschiedene Lichtleistungen und konstante Temperatur aufgetragen. Die Temperatur wurde dabei für jede Diode so gewählt, daß der gemessene Kontrast minimal war.

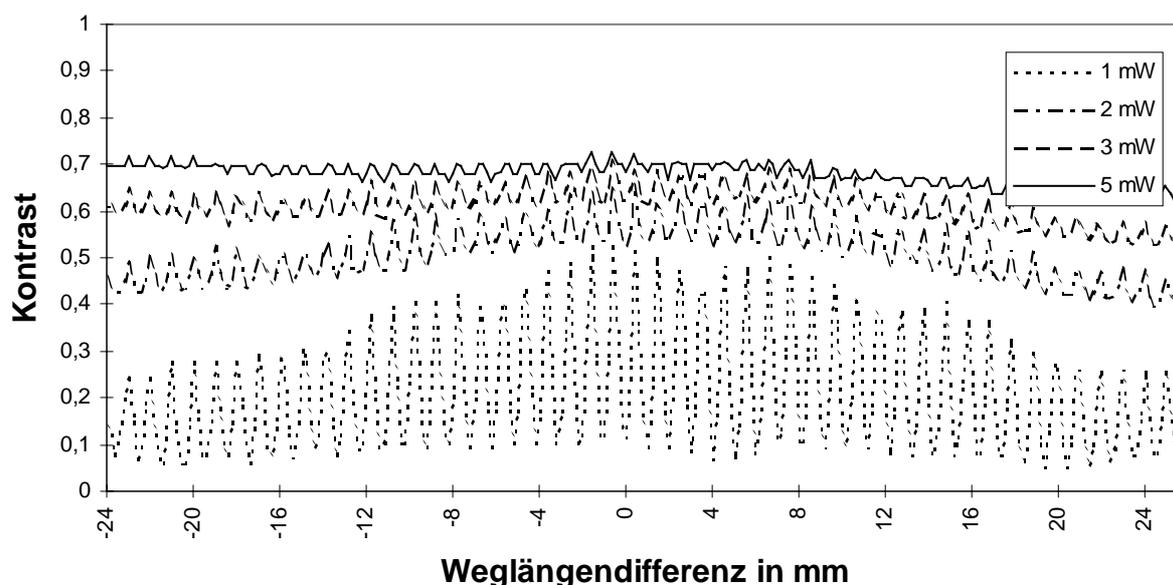


ABBILDUNG 9.27: KONTRAST DER LASERDIODE ROHM RLD 78-NP BEI $T=31^{\circ}\text{C}$

Die Messung zeigt, daß die Laserdiode bei niedrigen Lichtleistungen in mehreren Moden schwingt, so daß der Kontrast in Abhängigkeit der Weglängendifferenz zusammenbricht. Mit zunehmender Lichtleistung nimmt die Breite des emittierten Spektrums ab. Bei der maximalen Emission von 5 mW ist der Einfluß der Mehrmodigkeit nur noch gering ausgeprägt. Gleichzeitig mit der Lichtleistung nimmt die Kohärenzlänge des Laserstrahls zu und liegt weit über dem gemessenen Intervall von 50 mm. Die Temperaturabhängigkeit der Multimodigkeit zeigt ein Vergleich mit einer Messung der gleichen Diode bei $T=28^{\circ}\text{C}$:

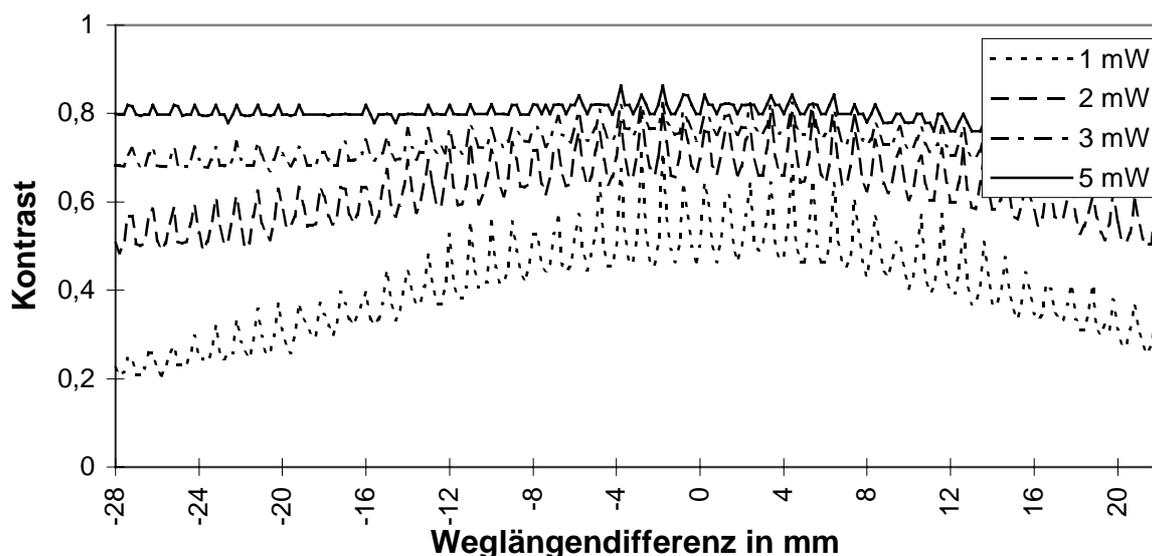


ABBILDUNG 9.28: KONTRAST DER LASERDIODE ROHM RLD 78-NP BEI $T=28^{\circ}\text{C}$

Bei 28°C ist der Kontrast bei allen Laserleistungen größer. Die Kontrasteinbrüche bei geringen Laserleistungen sind deutlich geringer ausgeprägt. Es werden also weniger Moden angeregt.

Die gleichen Messungen ergeben für die Laserdiode Sanyo SL3039-011 einen deutlich ausgeprägteren Kontrasteinbruch (Abbildung 9.29), der bei dieser Diode mit Erhöhung der Laserleistung zunimmt. Ursache hierfür kann die stärkere Empfindlichkeit dieser indexgeführten Laserdiode gegenüber Rückkopplungen sein. Für ein hohes Interferenzsignal müssen bei dieser Diode die Interferometerarme auf wenige zehntel Millimeter abgeglichen sein, was durch die ungenau definierte Position des Auges bei in-vivo Messungen nicht möglich ist.

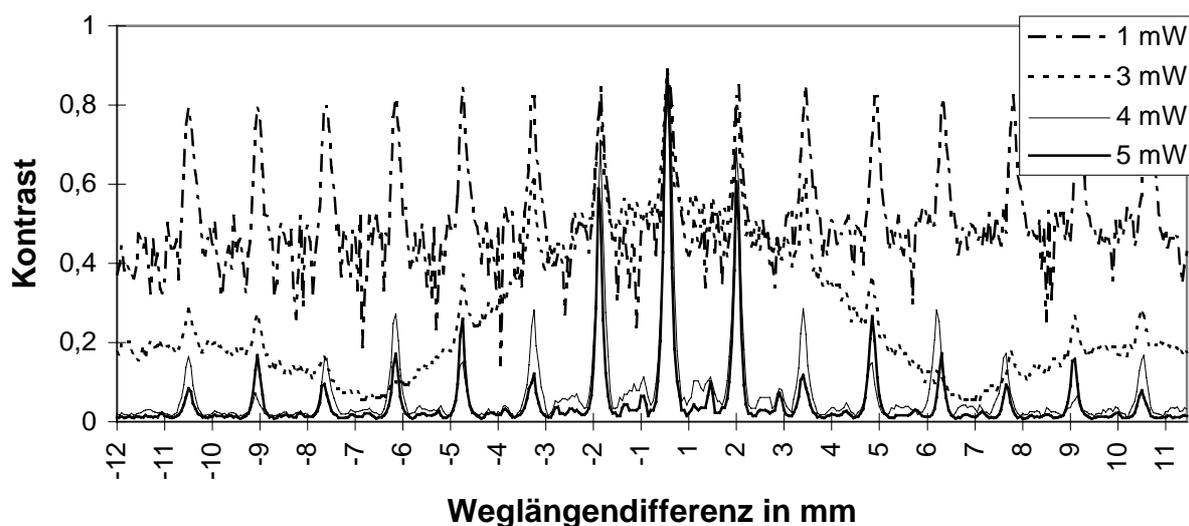


ABBILDUNG 9.29: KONTRAST DER LASERDIODE SANYO DL-3039-011 BEI $T=32,5^{\circ}\text{C}$

Bei ungünstiger Temperatur kann sich obiger Sachverhalt weiter verschlechtern, wie Abbildung 9.30 zeigt:

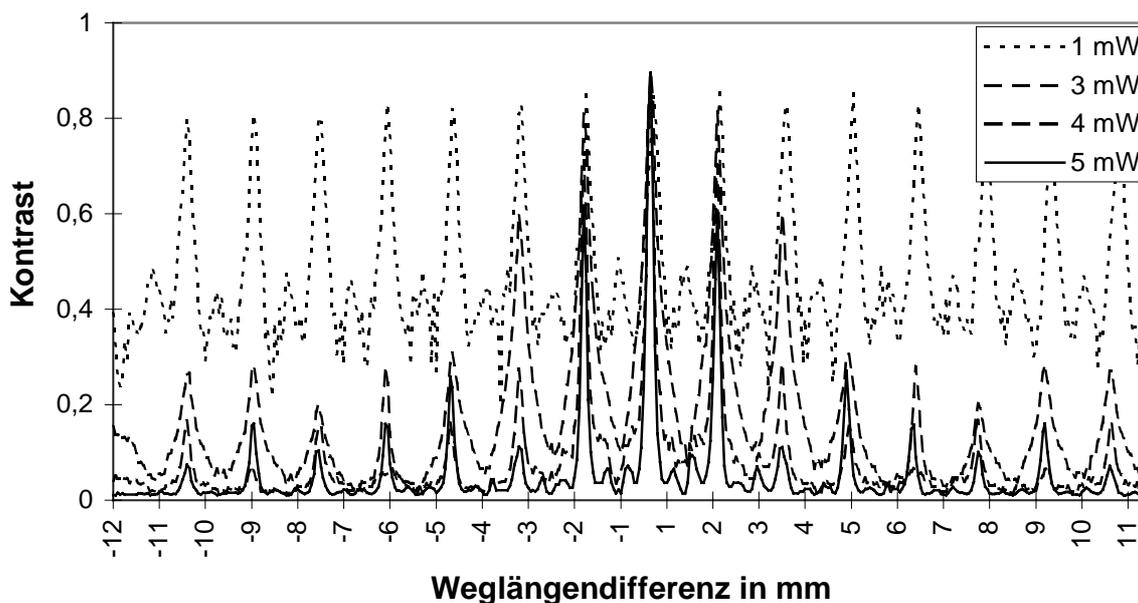


ABBILDUNG 9.30: KONTRAST DER LASERDIODE SANYO DL-3039-011 BEI $T=30,4^{\circ}\text{C}$

Die Laserdiode SLD-131-UL von Sony ist bereits im Datenblatt als multimodig angegeben und wurde hier als Vergleich betrachtet. Ein guter Kontrast ist mit dieser Diode nur bei auf 0,1 mm genau gleich langen Interferometerarmen zu erreichen. Sie ist für die gegebene Anwendung ebenfalls nicht geeignet.

d

ABBILDUNG 9.31: KONTRAST DER LASERDIODE SONY SLD-131-UL

Die Abhängigkeit der Kohärenz von der Temperatur der Laserdiode wird im folgenden an der Laserdiode ROHM RLD-78-NP-D aufgezeigt. Das nachfolgende Diagramm zeigt hierfür den Kontrast als Grauwert in Abhängigkeit von der Verschiebung beider Interferometerarme und der Temperatur.

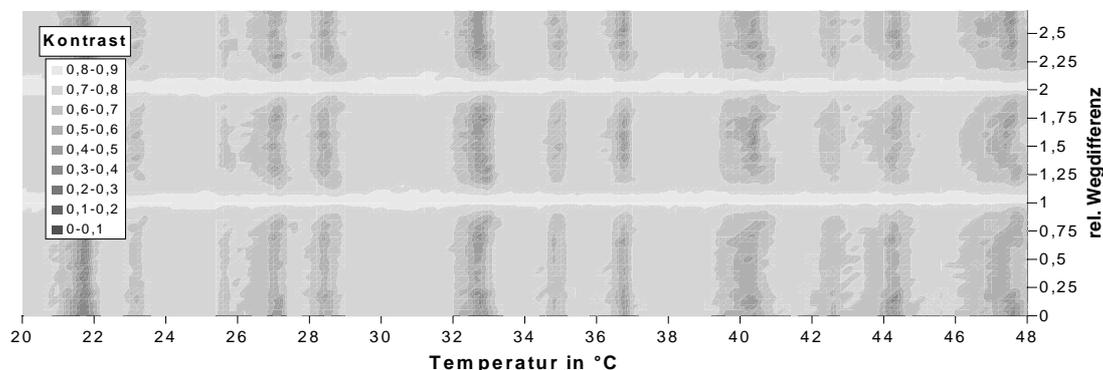


ABBILDUNG 9.32: KONTRAST DER LASERDIODE ROHM RLD 78 NP-D ÜBER DER TEMPERATUR ($P = 1,5 \text{ mW}$)

Deutlich zu erkennen sind annähernd periodische Kontrasteinbrüche, die den Sprung zu einem benachbarten Mode kennzeichnen. Der Temperaturbereich, in dem mehr als ein Mode angeregt wird, beträgt zwischen 0,5 und 2°C . Zwischen

diesen Übergangsbereichen befinden sich stabile Plateaus, in denen der Laser stabil einen Mode emittiert. Diese Plateaus können, z.B. bei $T \approx 43^\circ\text{C}$ sehr schmal sein. Hier gehen die mehrmodigen Bereiche ineinander über. Bei $T \approx 24, 30, 38^\circ\text{C}$ findet man breitere stabile Bereiche, die zum Betrieb des Lasers geeignet sind.

Die Plateaus verschieben sich auch durch Chip-Erwärmung signifikant mit der abgegebenen Laserlichtleistung, wie in Abbildung 9.33 gezeigt ist. Die Kontrasteinbrüche treten bei einer Leistungserhöhung von 1 mW um etwa 2,5 Grad Celsius früher ein.

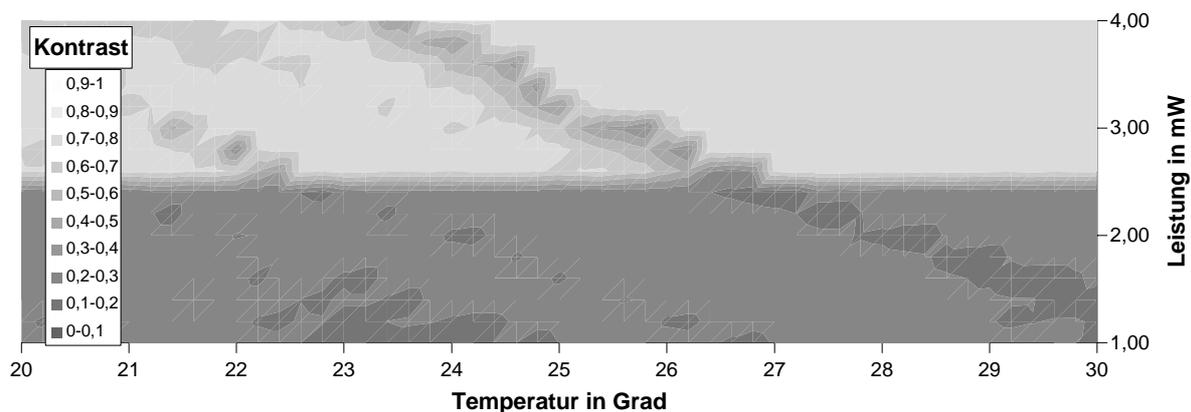


ABBILDUNG 9.33: TEMPERATURABHÄNGIGKEIT DER MODENÜBERGÄNGE (ROHM RLD 78 NP-D)

Anforderung an die Laserdiodenstabilisierung

Aus den Meßergebnissen lassen sich die folgenden Anforderungen für den Betrieb von Laserdioden in interferometrischen Systemen ableiten:

- Die Monomodigkeit und Kohärenz des Diodentyps muß meßtechnisch überprüft werden.
- Die Laserdiode muß in einem möglichst breiten Plateau zwischen zwei Temperaturen betrieben werden, bei denen ein Übergang zu anderen Moden stattfindet.
- Die Laserleistung muß auf einen Wert geregelt werden, bei dem bereits monomodiger Betrieb vorliegt und durch Rückreflektion noch keine störende Einkopplung in die Cavity stattfindet. Die Kopplung von Laserleistung und Temperaturverhalten ist zu beachten.

Insbesondere Rückkopplungen stellen eine weitere, hier noch nicht diskutierte Problematik dar. Instabile Rückkopplungen, wie sie bei dem vorliegenden, schwingenden Aufbau auftreten, begünstigen das Anschwingen weiterer Moden und verbreitern den multimodigen Temperaturbereich. Sie müssen weitgehendst vermieden werden.

Neben den obigen Punkten müssen natürlich alle weiteren, üblichen Anforderungen für den Betrieb von Laserdioden eingehalten werden, die sich aus deren speziellen elektrischen Eigenschaften ergeben:

- Aktive Leistungsregelung zum Ausgleich der stark temperaturabhängigen Laserleistung
- Verhindern von Leistungsüberschwingen bei Ein- und Ausschaltvorgängen, auf die Laserdioden sehr empfindlich reagieren.

In obigen Messungen hat sich die Laserdiode RLD78NP-D von Rohm als am besten geeignet erwiesen. Um eine Temperaturstabilisierung durch eine einfache Heizung realisieren zu können, wird das Plateau bei 38°C als Arbeitspunkt bei einer Lichtleistung von 5 mW gewählt. Die Temperatur muß dann auf mindestens $\pm 0,8^\circ\text{C}$ genau geregelt werden, wenn man davon ausgeht, daß die geregelte Laserleistung nicht signifikant schwankt.

Die Laserlichtquelle mit Leistungs- und Temperaturstabilisierung wurde als eigenständiges Modul entworfen. Zur Leistungsregelung wurde ein handelsübliches Lasertreiber-IC verwendet, dessen Schutzverhalten durch zusätzliche Schaltungsmaßnahmen an die Anforderung angepaßt wurde. Zur Temperaturregelung wurde ein PID-Regler realisiert, dessen Ist-Wert durch einen integrierten Temperatursensor gemessen wird. Das Modul sowie Leistungs- und Temperatur-Regelelektronik zeigt Abbildung 9.34:



ABBILDUNG 9.34: LASERMODUL MIT REGELELEKTRONIK; TEMPERATURREGELUNG

9.4.4 Photodetektion

Anforderungen

Die Auswahl und Dimensionierung des Photodetektors ist durch die Detektorfläche, die zu erwartende Lichtleistung sowie die auftretenden Signalfrequenzen bestimmt.

Die Wechsellichtleistung des Interferenzsignals in der Detektorebene ist mit den beiden von den Interferometerarmen reflektierten Lichtleistungen durch

$$P_{\text{Wechsel}} = 2 \cdot \sqrt{P_{\text{Ref}} P_{\text{Obj}}}$$

gegeben. Die Bestrahlung des Auges darf nach Kapitel 9.2.1 maximal $178 \mu\text{W}$ betragen. Mit einem Reflektionskoeffizient des Auges von 2 % und einer Transmission des Strahlteilers von 50 % erhält man damit:

$$P_{\text{Obj}} = 1,78 \mu\text{W}$$

$$P_{\text{Ref}} = 89 \mu\text{W}$$

sowie eine Wechsellichtleistung von ca. $25 \mu\text{W}$.

Der Photodetektor ist nur einem Bruchteil dieser Lichtleistung ausgesetzt, der sich bei Annahme von Wellenfronten räumlich konstanter Intensität durch das Verhältnis von Detektorfläche und Strahldurchmesser in der Detektorebene ergibt. Legt man die in Kapitel 9.4.2 ermittelte Geometrie des Interferometers ($f=50 \text{ mm}$; $NA=0,2$) zu Grunde, so erhält man für die dort berechneten Detektordurchmesser D_{Detektor} von $0,1 \text{ mm}$ bzw. $0,35 \text{ mm}$ die Detektorwechsellichtleistungen:

$$P_{\text{W,Detektor}} = \left(\frac{D_{\text{Detektor}}}{2 \cdot f \cdot NA} \right)^2 \cdot P_{\text{Wechsel}} = \begin{cases} 0,625 \text{ nW} & \text{bei } D_{\text{Detektor}} = 0,1 \text{ mm} \\ 7,6 \text{ nW} & \text{bei } D_{\text{Detektor}} = 0,35 \text{ mm} \end{cases}$$

Diesem Wechsellicht ist ein Gleichlichtanteil von

$$P_{\text{G,Detektor}} = \left(\frac{D_{\text{Detektor}}}{2 \cdot f \cdot NA} \right)^2 \cdot (P_{\text{Ref}} + P_{\text{Obj}}) = \begin{cases} 2,27 \text{ nW} & \text{bei } D_{\text{Detektor}} = 0,1 \text{ mm} \\ 27,8 \text{ nW} & \text{bei } D_{\text{Detektor}} = 0,35 \text{ mm} \end{cases}$$

überlagert.

Die höchste Signalfrequenz ist durch die maximale Corneageschwindigkeit gegeben. Bei einer Frequenz von 1 kHz mit einer Schwingungsamplitude von $5 \mu\text{m}$ und einer Laserwellenlänge von 780 nm beträgt sie

$$f_{\text{max}} = 2 \cdot \frac{v_{\text{Auge,max}}}{\lambda} = 12,8 \text{ kHz}.$$

Detektormodul

Als Photosensoren sind die folgenden Detektoren verwendbar:

- Photodiode
- PIN Diode
- Avalanche Photodiode
- Photomultiplier

Photodioden stellen die klassischen, einfachen optischen Detektoren dar. In der Raumladungszone ihres PN-Übergangs werden durch Photonen Elektronen-/Lochpaare generiert, die durch das anliegende elektrische Feld getrennt werden, zu Anode und Kathode wandern und dadurch einen Photostrom hervorrufen.

Bei PIN-Dioden ist zwischen P- und N-Schicht eine undotierte Intrinsic-Schicht eingebracht, die die Raumladungszone vergrößert. Die Quantenausbeute der Diode wird dadurch vergrößert, gleichzeitig nimmt der unerwünschte Sperrstrom und die parasitäre Kapazität ab.

Avalanche-Photodioden und Photomultiplier nutzen eine Ladungsträgervielfachung und verstärken den Photostrom intern. Bei Avalanchedioden wird eine hohe Sperrspannung zwischen P- und N-Schicht angelegt. Den durch Photonen generierten freien Ladungsträgern wird durch das hohe elektrische Feld so viel Bewegungsenergie zugeführt, daß sie durch Stoßionisation weitere Elektronen-Lochpaare generieren können. Dies führt zu einem Lawineneffekt, der den Photostrom um den Faktor 100-1000 vervielfacht.

Bei Photomultipliern werden Photoelektronen durch ein anliegendes Feld so stark beschleunigt, daß sie Sekundärelektronen aus einer Dynode auslösen. Diese werden wiederum beschleunigt und lösen ihrerseits Sekundärelektronen aus einer nachfolgenden Dynode aus. Pro Stufe wird eine Verstärkung des Photostroms um ca. den Faktor 10 erreicht.

Avalanchedioden und Photomultiplier verstärken den Photostrom rauscharm und ermöglichen den Aufbau hochempfindlicher Photodetektoren. Der Nachteil dieser Sensoren ist allerdings gegenüber Photo- und PIN-Dioden ein erheblich größerer Schaltungsaufwand. Sie benötigen eine Sperr- bzw. Beschleunigungsspannung von ca. 100V, die genau geregelt sein muß. Bei Photomultipliern geht diese exponentiell in die Verstärkung ein. Avalanche-Dioden besitzen eine erhebliche Temperaturempfindlichkeit, die durch die Sperrspannung ausgeregelt werden muß.

Die hohe Linearität zwischen einfallender Lichtleistung und Photostrom, der niedrige Preis sowie der geringe erforderliche Schaltungsaufwand sind die Argumente, der PIN-Diode als Sensor den Vorzug zu geben.

Der Photostrom als Ausgangssignal des Sensors muß vor der Digitalisierung verstärkt und aufbereitet werden. Zur Verstärkung des geringen Photostroms kann vorteilhaft eine Transimpedanz-Verstärkerschaltung verwendet werden (Abbildung 9.35), bei der das Potential der Photodiode auf einem konstanten Wert gehalten wird, so daß die Kapazität der Photodiode nicht umgeladen werden muß.

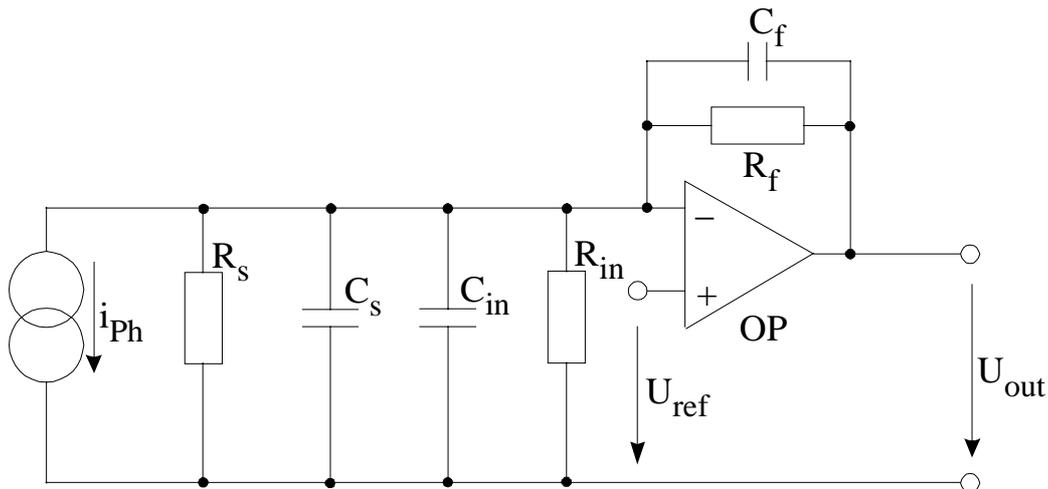


ABBILDUNG 9.35: EINFACHES ERSATZSCHLTBILD DER TRANSIMPEDANZVERSTÄRKERSCHALTUNG

i_{PH} : PHOTOSTROM

R_s : SHUNTWIDERSTAND DER PHOTODIODE

C_s : SHUNKAPAZITÄT DER PHOTODIODE

R_{in} , C_{in} : EINGANGSWIDERSTAND UND EINGANGSKAPAZITÄT DES OPERATIONSVERSTÄRKERS

R_f , C_f : TRANSIMPEDANZWIDERSTAND/-KAPAZITÄT

Eine Rauschanalyse des Transimpedanzverstärkers liefert folgende Ergebnisse:

- Die Transimpedanz muß maximal gewählt werden, so daß die erforderliche Bandbreite noch erreicht werden kann.
- Das Signal-Rauschverhältnis ist maximal, wenn C_f so dimensioniert wird, daß die Schaltung an der Stabilitätsgrenze arbeitet.
- Die Kapazität von Photodiode und Operationsverstärker soll möglichst klein sein.
- Es ist ein Operationsverstärker mit möglichst geringem Eingangsspannungsrauschen zu wählen.
- Die Leitungskapazitäten am negativen Eingang des Operationsverstärkers müssen möglichst gering sein.

Zur weiteren Reduzierung des Rauschens und zur Vermeidung von Aliasing bei der Digitalisierung des Signals wird dem Transimpedanzverstärker ein aktiver Tiefpaß nachgeschaltet, der gleichzeitig den Signalpegel auf den Eingangsspannungsbereich des folgenden Analog-/Digitalwandlers anpaßt.

Das realisierte Photodetektormodul zeigt Abbildung 9.36:

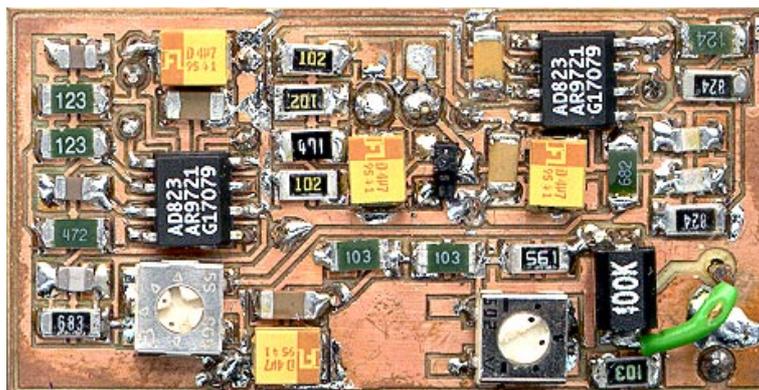


ABBILDUNG 9.36: PHOTODETEKTOR FÜR DAS IN-VIVO-MEßSYSTEM

Der Photodetektor besitzt eine Verstärkung von $12,8 \cdot 10^6$ V/W bei einer Bandbreite von 53 kHz. Das Ausgangsrauschen beträgt $1,6 \text{ mV}_{\text{rms}}$, somit ist die minimal detektierbare Lichtleistung 125 pW. Mit einer Detektorblende von 0,35 mm Durchmesser läßt sich also ein Rauschabstand von $S/N=35$ dB erreichen.

9.5 Positionserkennung

9.5.1 Anforderungen aus dem Interferometeraufbau

Aus dem Entwurf des Interferometers zur Messung der Augenschwingungen ergibt sich eine hohe Anforderung an die Justage des Meßsystems vor das Auge des Patienten. Um eine Reflektion des Meßstrahls vom Auge auf den Photodetektor zu gewährleisten und um eine ausreichende Signalamplitude mit genügendem S/N zu erhalten, ist eine Positionierung des Laserstrahls auf das Zentrum der Cornea mit einer Genauigkeit von mindestens $\pm 0,5$ mm in x/y-Richtung erforderlich. Um während der Meßdurchführung eine Toleranz gegenüber Patientenkopf- und Augenbewegungen zu besitzen, sollte eine Justage auf $\pm 0,25$ mm angestrebt werden. Die Justage in z-Richtung, also parallel zum Laserstrahl ist hingegen weniger kritisch, da sie nicht zu einer Ablenkung des reflektierten Strahls vom Detektor führt. Lediglich bei einer gleichzeitig großen Dejustage in x/y-Richtung kommt es zu sehr schmalen Ringen, die zu einem Kontrasteinbruch des Interferenzsignals führen können.

Die Geschwindigkeit der Justage muß so gewählt sein, daß sie keine besonderen Anforderungen an die Mitarbeit des Patienten stellt (langanhaltendes Stillhalten und Fixieren eines Punktes) sowie nach Möglichkeit eine langsame Drift der Augenposition ausgleichen kann. Die Justage sollte daher eine Gesamtdauer von ca. 10 Sekunden nicht überschreiten. Zum Ausgleich von langsamen Verschiebungen in x/y-Richtung ist eine Positionserfassung mit mehreren Hertz erforderlich. Versuche haben gezeigt, daß hingegen die z-Position des Patien-

tenkopfes in einer Kopfstütze ausreichend stabil ist, so daß in dieser Richtung auf eine schnelle Positionsmessung und Nachführung verzichtet werden kann.

Letztlich muß die Positionserfassung so ausgelegt sein, daß sie sich in den entworfenen Interferometeraufbau integrieren läßt.

9.5.2 Realisierungsvarianten

Eine einfache Positionserfassung ist durch eine visuelle Betrachtung des Patientenauges über ein Beobachtungsokular (Abbildung 9.37) denkbar. Diese Lösung erfordert nur wenige zusätzliche optische Komponenten und kann über einen weiteren Strahlteiler einfach in das Interferometer integriert werden.

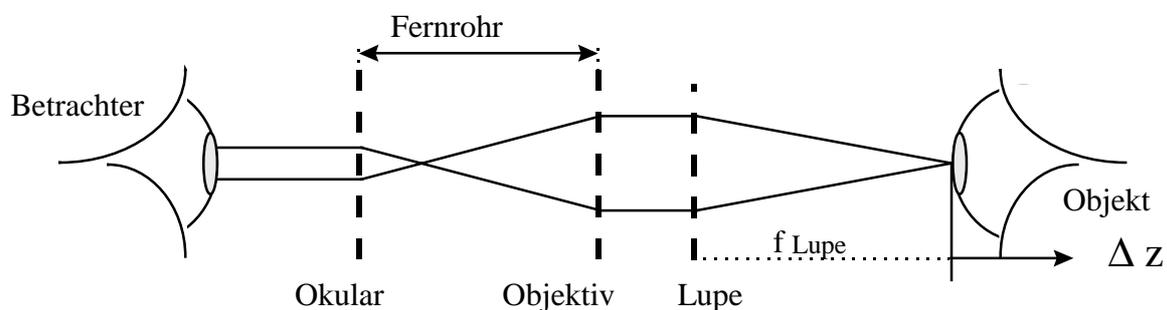


ABBILDUNG 9.37: BEOBACHTUNGSOPTIK ZUR ERFASSUNG DER AUGENPOSITION

Experimente mit diesem Aufbau zeigten jedoch, daß sowohl Genauigkeit als auch Geschwindigkeit der Justage unzureichend sind.

Eine starke Verbesserung ließe sich durch den Einsatz einer CCD-Kamera an Stelle des Betrachters erreichen (Abbildung 9.38). Eine nachgeschaltete Bildverarbeitung kann aus dem Videobild die Position des Auges berechnen und erlaubt dadurch eine schnelle, rechnergesteuerte Justage. Nachteil dieser Lösung ist der hohe Hardware- und Rechenaufwand zur Bildaufnahme und Verarbeitung.

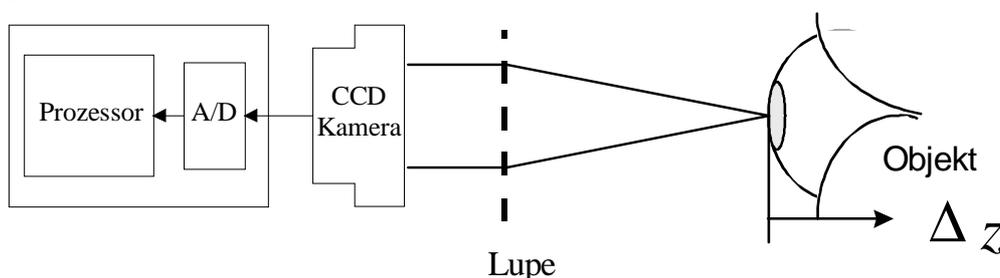


ABBILDUNG 9.38: KAMERAGESTÜTZTE POSITIONSERFASSUNG

Eine wesentlich einfachere Methode zur Bestimmung der Augenposition ergibt sich durch Auswertung der Reflektion eines Lichtbündels, das auf die Cornea gerichtet ist. Durch die Krümmung der Cornea verursacht eine Dejustage des Auges in dx bzw. dy eine Ablenkung dieses Lichtstrahls in die entgegengesetzte Richtung. Eine Dejustage in dz verursacht zusätzlich eine Aufweitung des re-

flektierten Strahls. Eine Positionserkennung nach dieser Methode kann mit wenigen Photodioden als Detektoren sowie vergleichsweise einfacher Signalverarbeitung realisiert werden und erlaubt ebenso wie die kamerabasierte Auswertung eine vollautomatische Justage, so daß auf dieses Verfahren im Folgenden näher eingegangen wird.

9.5.3 Differentieller Positionsdetektor

Funktionsprinzip

Das Prinzip der Positionserkennung in x- und y-Richtung besteht in einer Beleuchtung des Auges mit einem divergenten Lichtstrahl (Abbildung 9.39). Dieser wird von der Cornea mit vergrößerter Divergenz reflektiert und trifft auf zwei symmetrisch zur optischen Achse angebrachte Photodetektoren.

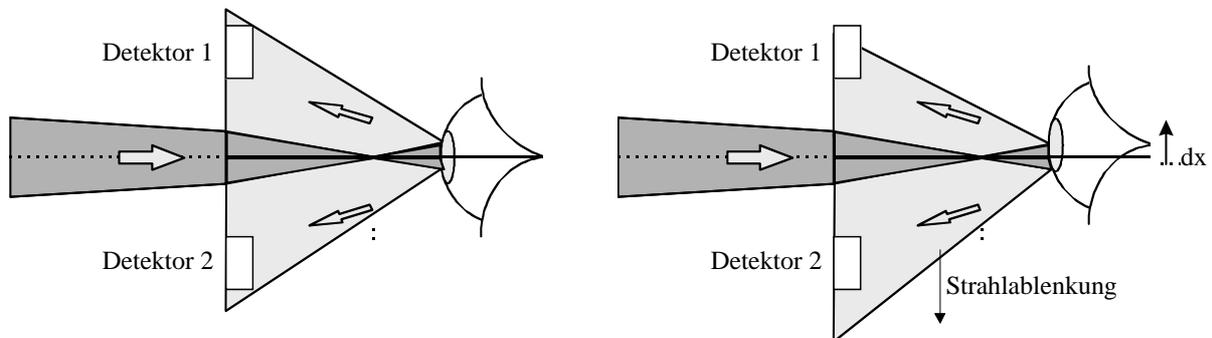


ABBILDUNG 9.39: DIFFERENTIELLE POSITIONSDETEKTION

Im Falle einer korrekten Justage des Auges (Abbildung 9.39 links) werden beide Detektoren mit gleicher Intensität beleuchtet, so daß das Differenzsignal beider Photoströme Null ist. Eine Dejustage (Abbildung 9.39 rechts) führt zu einer Ablenkung des Strahls und einer stärkeren Beleuchtung des entgegengesetzten Detektors. Das Differenzsignal beider Detektoren ist also ein Maß für die Abweichung der Corneamitte von der optischen Achse. Es läßt sich einfach durch die in Abbildung 9.40 dargestellte Beschaltung eines Transimpedanzverstärkers gewinnen:

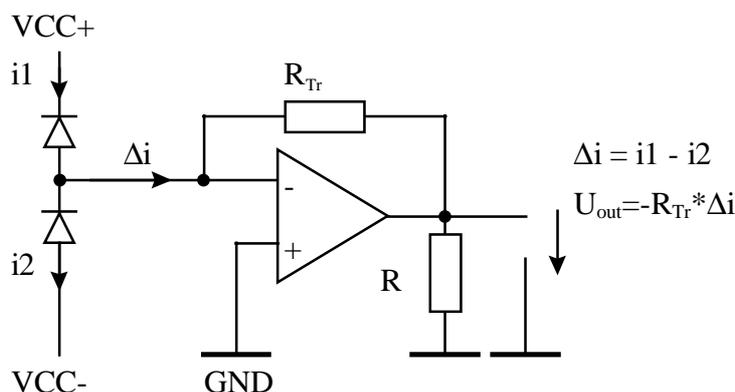


ABBILDUNG 9.40: PRINZIPIELLE DETEKTORELEKTRONIK ZUR POSITIONSBESTIMMUNG

Bei einer Beleuchtung mit einem Gaußschen Strahl errechnet sich die folgende Lichtleistungsdifferenz an den Detektoren:

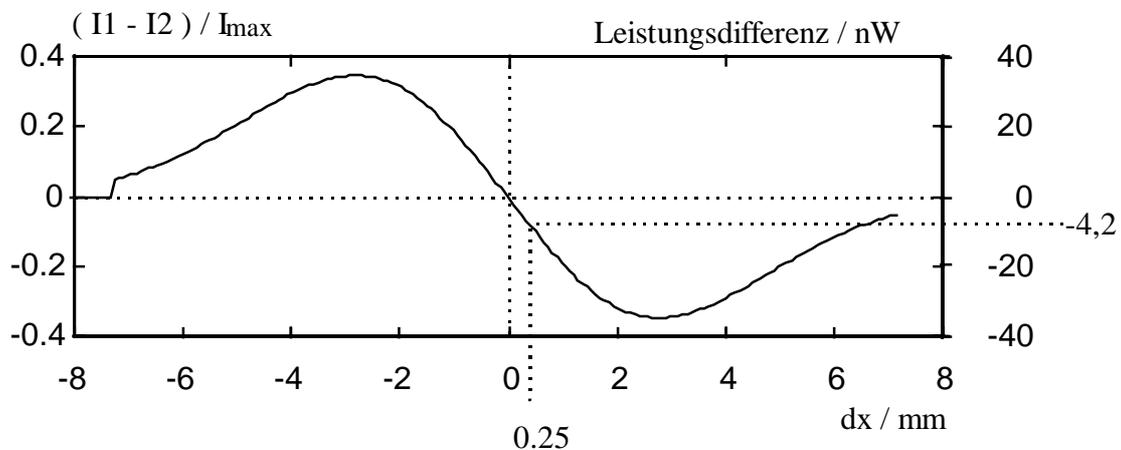


ABBILDUNG 9.41: LICHTLEISTUNGSDIFFERENZ IN ABHÄNGIGKEIT DER DEJUSTAGE (DETEKTORFLÄCHE 7 MM², MAXIMALE LICHTINTENSITÄT $I_{\max} = 14.3$ nW / MM²)

Um eine Positionsabweichung von 0,25 mm erkennen zu können, muß die Detektorschaltung eine Leistungsdifferenz von ca. 4,2 nW detektieren können.

Kompensation von Umgebungslicht

Das geringe Detektionssignal wird in der Praxis durch Streulicht stark gestört. Zur Abhilfe wird die Beleuchtung des Auges mit einer Infrarotdiode durchgeführt und Detektoren mit Tageslichtfilter eingesetzt. Diese Maßnahme verhindert gleichzeitig eine Störung des Patienten. Um die verbleibende Störung durch langwellige Spektralanteile bei Sonneneinstrahlung und durch Glühbirnen zu beseitigen, wird die Beleuchtung zusätzlich moduliert. Hierdurch geht im Detektorsignal zunächst die Richtungsinformation der Positionsabweichung verloren, die in der Phasenverschiebung zwischen Modulation und Detektorsignal enthalten ist. Sie läßt sich auch ohne Kenntnis der Modulationsphase ermitteln, wenn man eine asymmetrische Anregung wählt. Für den realisierten Positionsdetektor wurde eine rechteckförmige Modulation mit einem asymmetrischen Tastverhältnis gewählt, die sich durch eine einfache Signalgenerierung und geringe Verlustleistung auszeichnet.

Die Signalverarbeitung zur Berechnung der Positionsabweichung ist in Abbildung 9.42 gezeigt. Das Detektorsignal wird zunächst von einem A/D-Wandler eingelesen. Zur Beseitigung von Störungen durch Streulicht und künstliche Umgebungsbeleuchtung sowie zur Rauschreduktion wird das Signal zunächst mit einem Bandpaß gefiltert. Durch anschließende Mittenwertbildung und Ermitteln der Abtastwerte über- und unter diesem Mittenwert läßt sich dann die Größe und Richtung der Positionsabweichung ermitteln.

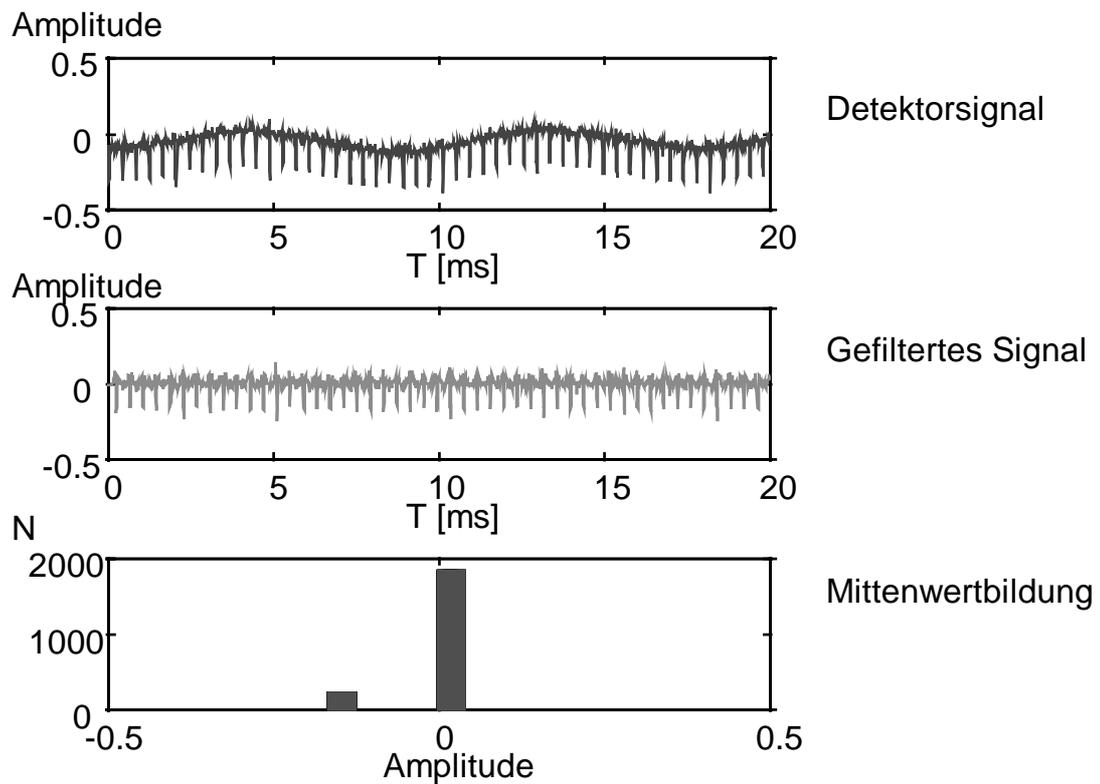


ABBILDUNG 9.42: BERECHNUNG DER POSITIONSABWEICHUNG

Aufbau und Integration in das Interferometer

Den praktischen Aufbau des x/y-Positionsdetektors und seine Integration in das Interferometer für eine Achse zeigt Abbildung 9.43, die Detektorelektronik ist in Abbildung 9.44 gezeigt:

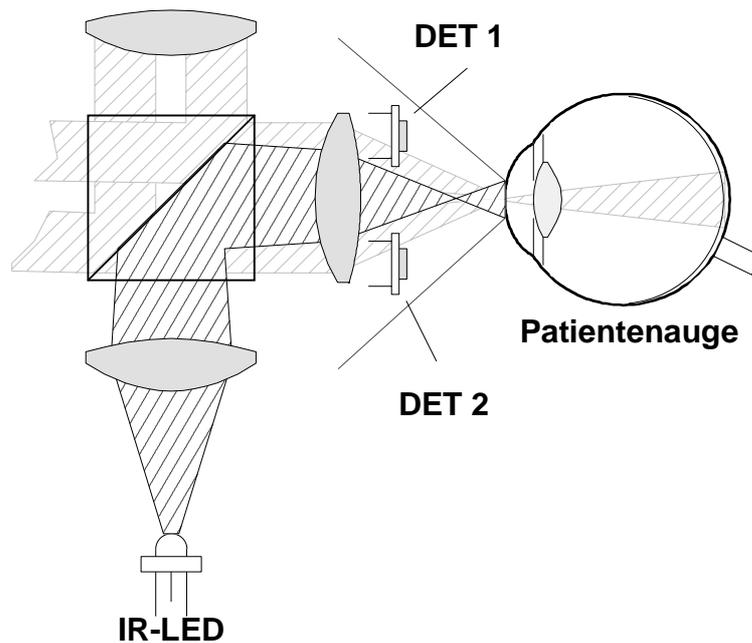


ABBILDUNG 9.43: INTEGRATION DES POSITIONSDETEKTORES IN DAS INTERFEROMETER

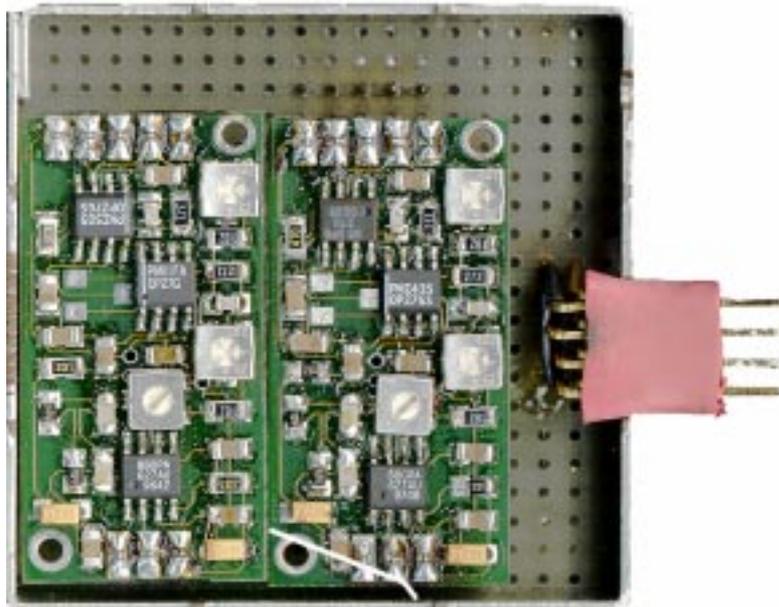


ABBILDUNG 9.44: DETEKTORELEKTRONIK DES XY-POSITIONSDETEKTORES

Charakterisierung

Die folgenden Abbildungen zeigen die mit der beschriebenen Positionserkennung erreichten Ergebnisse. In Abbildung 9.45 ist das in der Positionsdetektorebene gemessene Beleuchtungsfeld wiedergegeben. Man erkennt einen annähernd gaußförmigen Verlauf mit einer leichten Asymmetrie und eine Abplattung in x-Richtung.

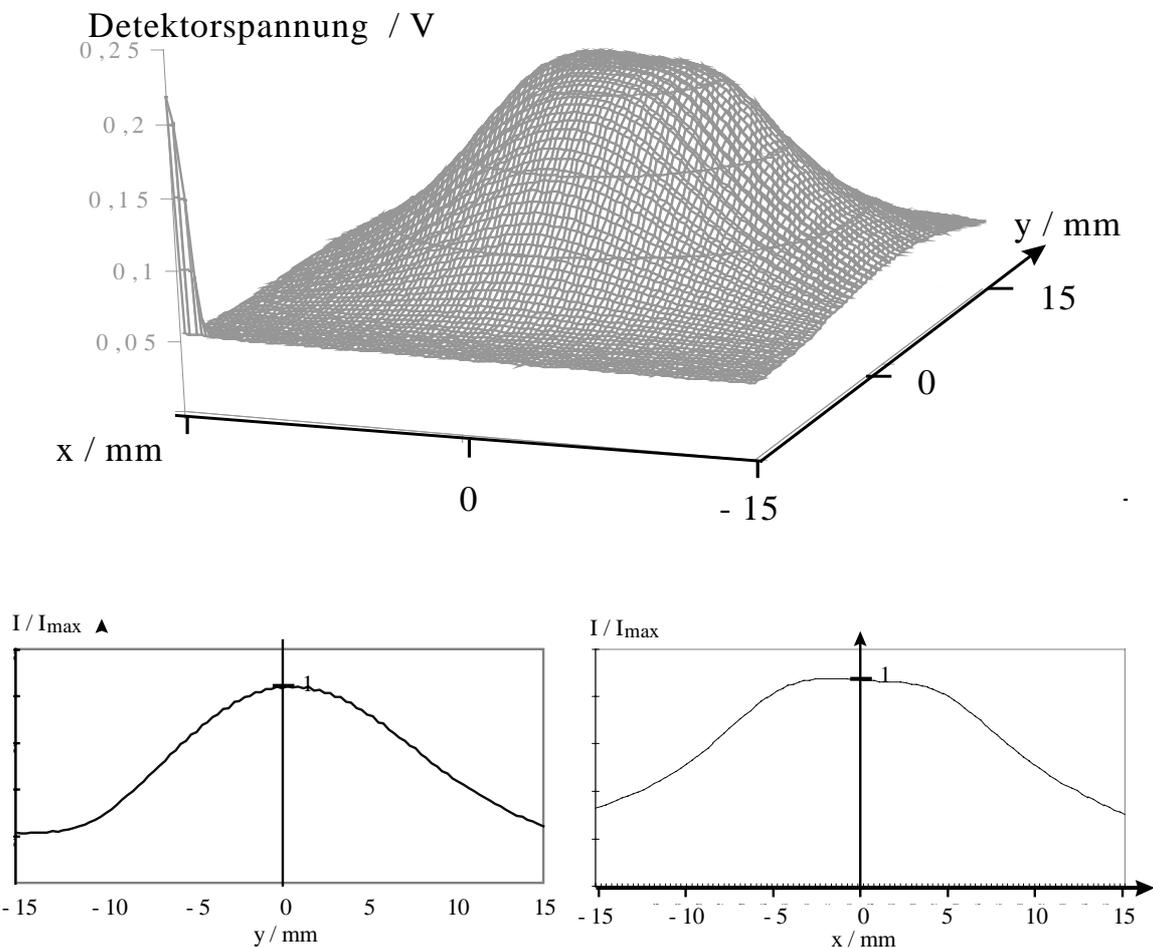


ABBILDUNG 9.45: BELEUCHUNGSFELD DER POSITIONSDETEKTION UND SCHNITTE IN X- UND Y-RICHTUNG, GEMESSEN IN DER DETEKTOREBENE. ALS AUGE WURDE EIN GLASKÖRPER MIT EINEM DER CORNEA ENTSPRECHENDEN KRÜMMUNGSRADIUS VERWENDET.

Bei einer Verschiebung des Auges wandert dieses Feld über die Detektoren und ruft das nachfolgende Sensorsignalfeld hervor. Die Unsymmetrien des Beleuchtungsfeldes treten hier durch die differentielle Messung stärker hervor. Bis zu einer Dejustage des Auges von ca. 1,5 mm in x- oder y-Richtung kann die Abweichung quantitativ aus dem Detektorsignal bestimmt werden. Die Richtung der Dejustage kann darüber hinaus bis zu einer radialen Abweichung von ca. 5 mm bestimmt werden.

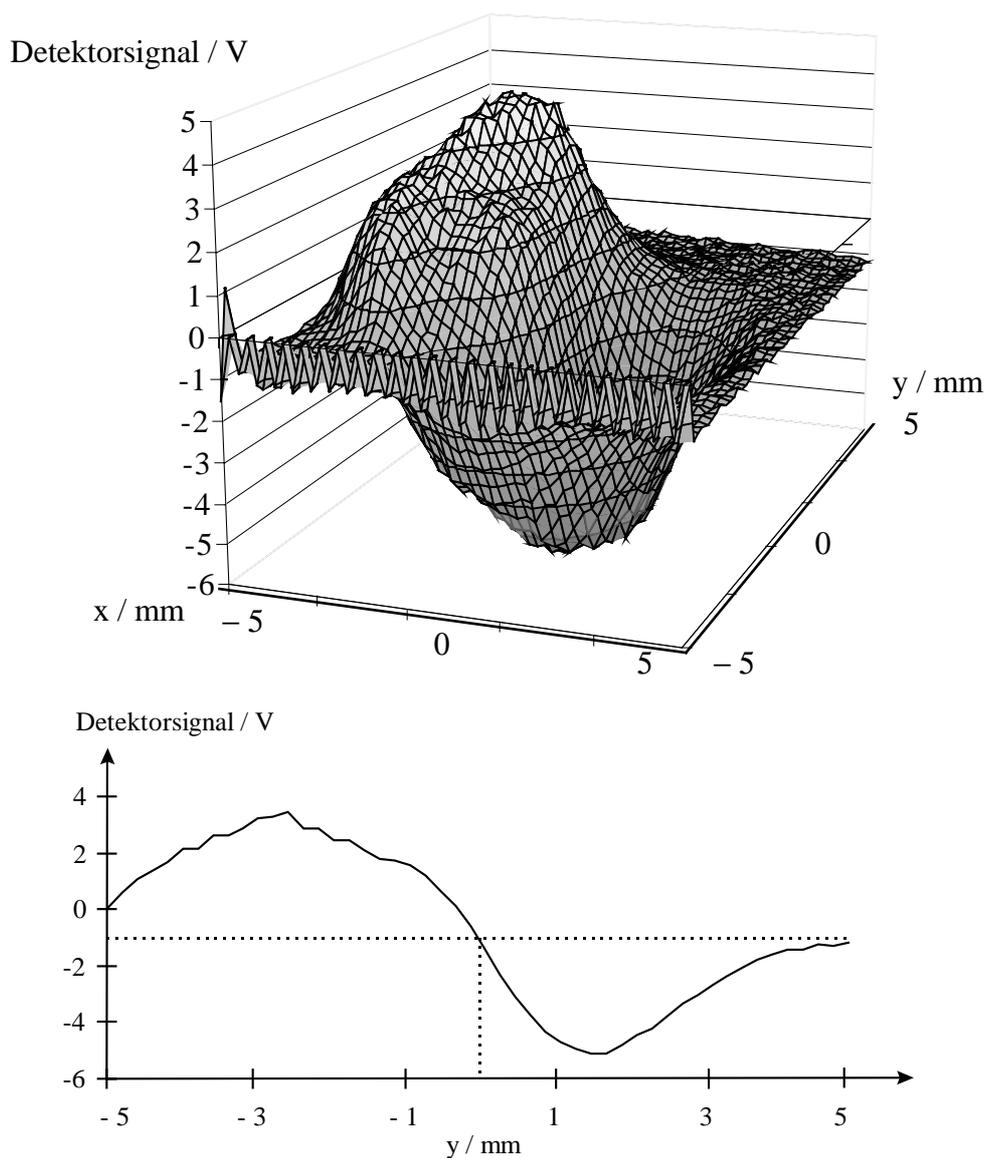


ABBILDUNG 9.46: DETEKTORSIGNAL IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER AUGENDEJUSTAGE IN X UND Y, SCHNITT DURCH DAS MEßSIGNALFELD

Mit Hilfe des beschriebenen Positionsdetektors wurde eine automatische Justage realisiert. Hierfür wurde der Positionsdetektor auf eine 3-Achsen-Verstelleinheit montiert. Die Detektorsignale wurden von einem digitalen Signalprozessor eingelesen, ausgewertet und durch Ansteuern der Verstelleinheit eine Regelschleife gebildet.

Die Genauigkeit dieser Justage ist in Abbildung 9.47 gezeigt. Hierfür wurde vor dem Meßsystem ein künstliches Auge positioniert und die Justage aus zufälligen Anfangspositionen gestartet (Abbildung 9.47). Die maximale Abweichung zwischen allen Ergebnissen betrug unter $400\ \mu\text{m}$, die Standardabweichung der Endposition war $60\ \mu\text{m}$. Die x/y-Positionserkennung erfüllt somit die durch das Interferometer gegebenen Anforderungen.

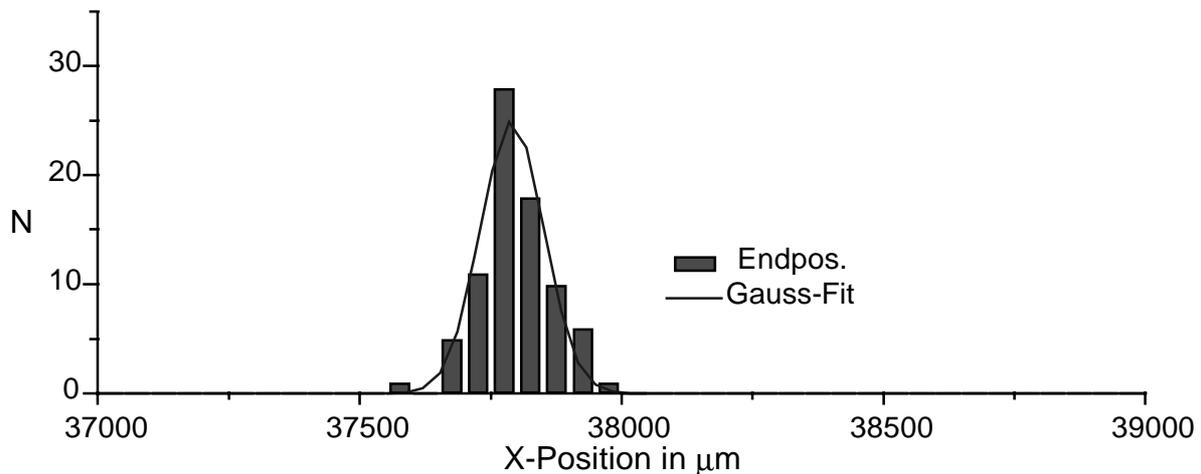


ABBILDUNG 9.47: REPRODUZIERBARKEIT DER X/Y-JUSTAGE

9.5.4 z-Positionsdetektion

Für die Ermittlung der richtigen z-Position wurde zunächst versucht, den Aufbau der x/y-Justage hierfür ebenfalls zu verwenden. Möglich ist dies durch eine Auswertung der Divergenz des vom Auge reflektierten Lichts. Dies kann durch Messung der Lichtintensität mit einer einzelnen Photodiode durchgeführt werden, wenn vorher die x/y-Position justiert wurde. Bei einer Messung an mehreren Stellen ist auch eine Unabhängigkeit von einer Dejustage in der x/y-Ebene erreichbar. Eine derartige Messung zeigt jedoch eine starke Abhängigkeit von der Corneakrümmung des Patienten sowie den Asymmetrien des Beleuchtungsfeldes, so daß keine zuverlässige Positionsermittlung erreicht wird. Andererseits sind die Anforderungen an die Genauigkeit und Dynamik der z-Justage im Vergleich zu der x/y-Justage geringer, so daß hier eine manuell-/visuelle Einstellung möglich ist. Als Beobachtungseinrichtung wird hierfür die Beleuchtungs-LED der x/y-Justage scharf auf eine Kamera abgebildet. Die Positionierung wird durchgeführt, indem das Monitorbild der LED durch Verstellen des z-Abstandes scharf gestellt wird (Abbildung 9.48).



ABBILDUNG 9.48: MONITORBILD ZUR JUSTAGE DER Z-ACHSE (LINKS: JUSTIERT, RECHTS: DEJUSTAGE IN Z)

9.5.5 Der Meßkopf im Gesamtüberblick

In den letzten Teikapiteln wurde ein Interferometer zur Messung der Augenschwingungen entwickelt. Es enthält neben optischen Komponenten eine Lasertreiberelektronik und einen Photodetektor. Zur Bestimmung der Augenposition vor dem Interferometer wurde in dieses Interferometer eine Positionsdetektion integriert. Zusätzlich zu diesen Komponenten ist eine Visieroptik erforderlich, die ein gezieltes Betrachten eines Objektes durch den Patienten ermöglicht, um eine ruhige und konstante Augenposition zu gewährleisten. Die Verflechtung der einzelnen Teilkomponenten zum Meßkopf des in-vivo-Meßsystems ist in der folgenden Abbildung gezeigt:

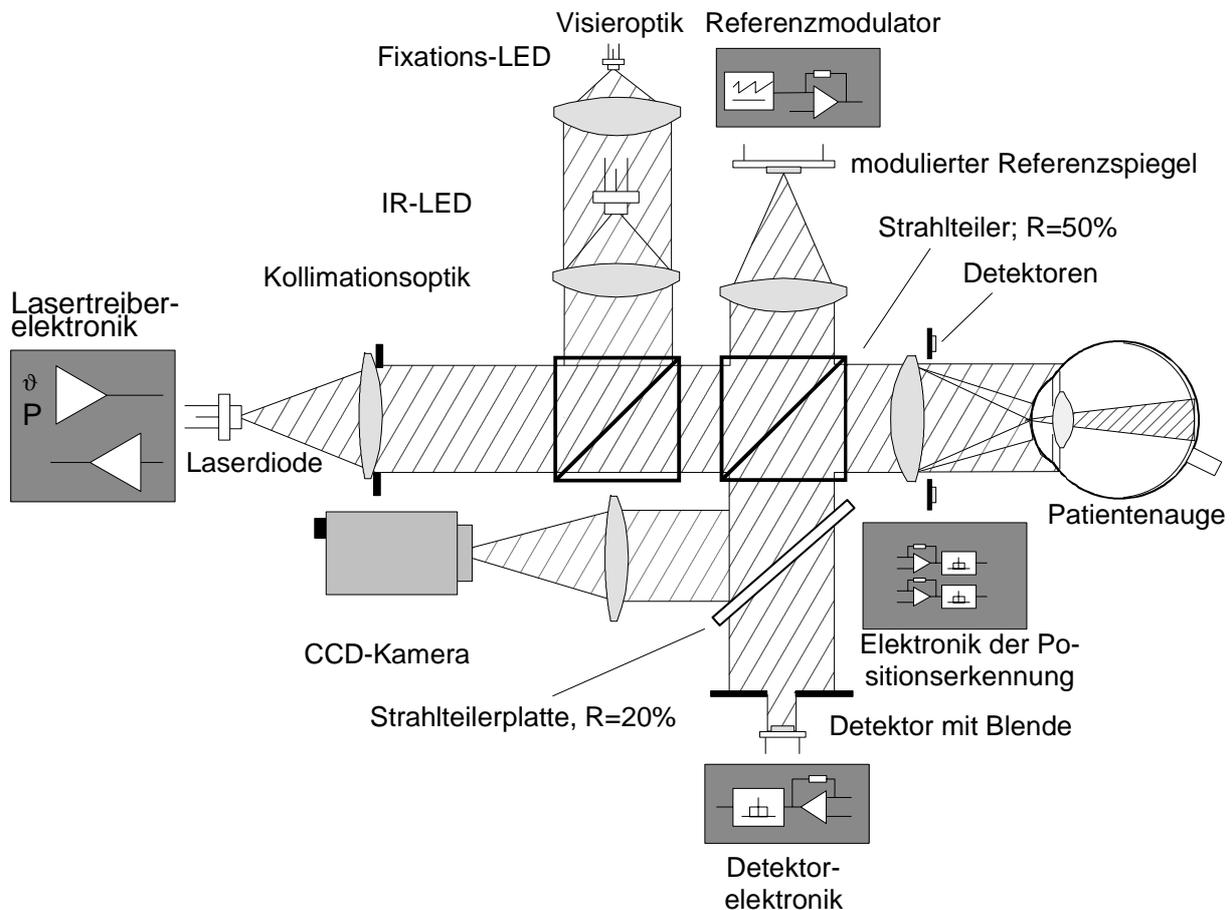


ABBILDUNG 9.49: MEßKOPF DES IN-VIVO-SYSTEMS

9.6 Anregung der Augenschwingungen

Eine weitere Herausforderung ist die berührungslose Anregung des Auges. Die Erforschung einer geeigneten Anregungseinheit ist Inhalt von intensiven Forschungen, die derzeit parallel zu der vorliegenden Arbeit am Institut für Technik der Informationsverarbeitung durchgeführt werden. Daher soll hier auf eine ausführliche Untersuchung der Anregung verzichtet und nur die verschiedenen Ansätze einer berührungslosen Stimulation kurz aufgezeigt werden.

Naheliegender ist die Anregung der Augenschwingungen durch Luft-Schallwellen, die mit einem üblichen Lautsprecher erzeugt werden. In der Praxis zeigt sich jedoch sehr schnell, daß sich mit dieser Methode keine ausreichenden Schwingungsamplituden erreichen lassen. Zusätzlich führt der hohe erforderliche Schalldruck zu einer starken Lärmbelästigung des Patienten und Arztes, so daß dieses Prinzip nicht praktikabel ist.

Eine verbesserte Schallerzeugung ist mit Hilfe eines Helmholtzresonators möglich. Dieser besteht aus einer Kammer mit einer Öffnung und bildet ein mechanisches Resonanzsystem, das aus einer schwingenden Luftmasse m und einer durch die Kammerluft gebildeten Feder der Steifigkeit s besteht (Abbildung 9.50). Die Resonanzfrequenz dieser Anordnung ist dann näherungsweise durch

$$f_R = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{s}{m}}$$

gegeben.

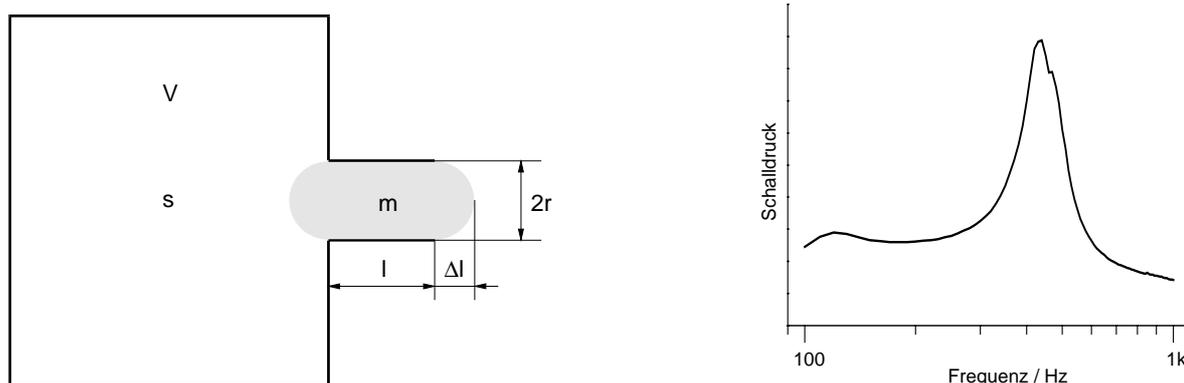


ABBILDUNG 9.50: HELMHOLTZRESONATOR, TYPISCHER SCHALLDRUCKVERLAUF

Der Resonanzbetrieb führt zu einer deutlichen Schalldruckerhöhung, der hohe Schalldruck bleibt gleichzeitig auf das Kammerinnere beschränkt. Eine derartige Anregung läßt sich einfach in das in-vivo-Meßsystem integrieren, indem die Resonatoröffnung zur Durchführung des Meßstrahls verwendet wird und die gegenüberliegende Seite durch das Auge abgeschlossen wird. Eine derartige Anordnung zeigt Abbildung 9.51.

Der Frequenzbereich der Helmholtzkammer läßt sich einfach durch Dimensionierung des Kammervolumens und der Resonatoröffnung festlegen. Durch eine Kopplung von zwei Resonatoren nach Abbildung 9.51 läßt sich eine weitere Steigerung des Schalldrucks erreichen. Durch Wahl unterschiedlicher Resonanzfrequenzen für beide Resonatoren kann die Bandbreite des Systems vergrößert werden.

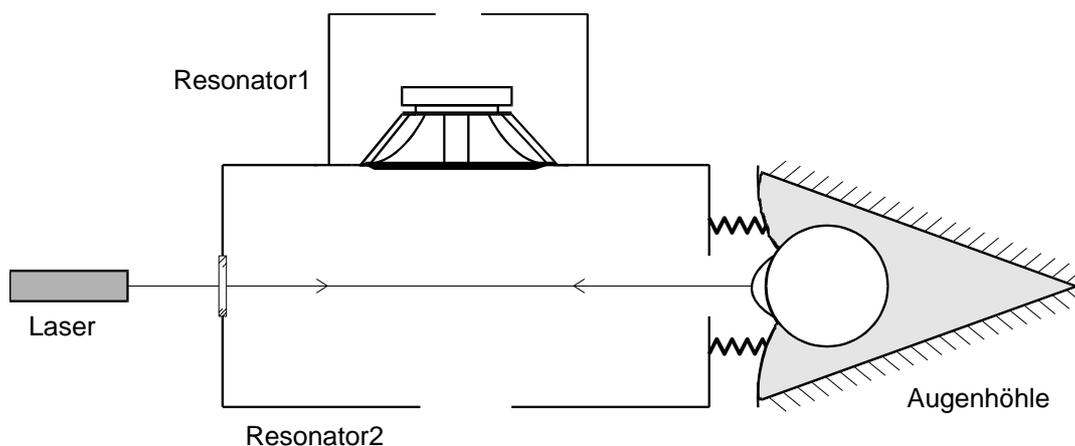


ABBILDUNG 9.51: HELMHOLTZRESONATOR FÜR DAS IN-VIVO-MEßSYSTEM

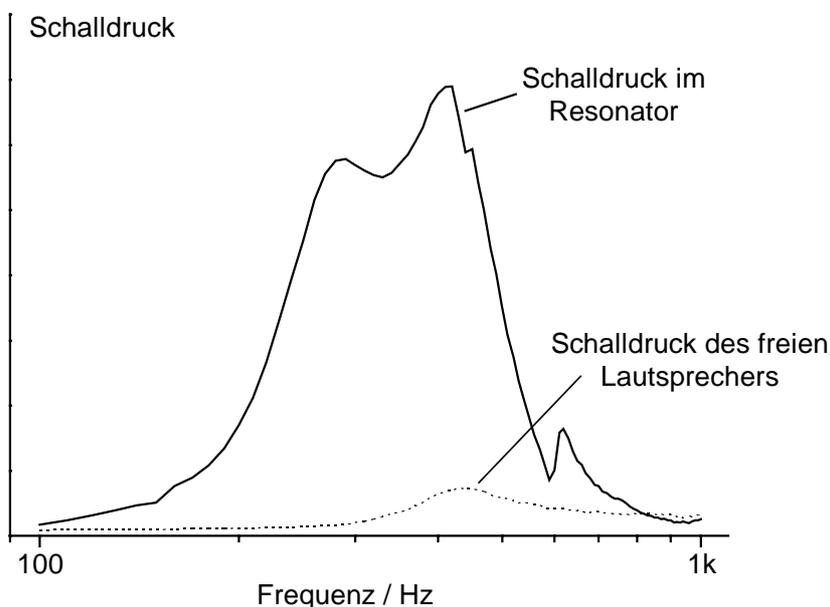


ABBILDUNG 9.52: VERGRÖßERUNG DER BANDBREITE DURCH KOPPLUNG ZWEIER RESONATOREN, GEMESSENER SCHALLDRUCK IM VERGLEICH ZUM FREIEN LAUTSPRECHER

Auch wenn der hohe Schalldruck im wesentlichen auf die Kammer beschränkt ist, tritt dennoch hörbarer Schall durch die Resonatoröffnung und durch Schwingung der Resonatorwände nach außen. Diese akustische Beeinträchtigung läßt sich durch eine Anregung mit Ultraschall außerhalb des hörbaren Frequenzbereiches weitgehend vermeiden. Hierfür kann der Langevinsche Strahlungsdruck, der auf schallbestrahlte Grenzflächen mit unterschiedlichen akustischen Impedanzen wirkt, ausgenutzt werden. Durch eine niederfrequente Amplitudenmodulation eines Ultraschalls kann man somit eine niederfrequente Druckmodulation auf die Cornea ausüben und diese zum Schwingen anregen. Einen entsprechenden piezokeramischen Dickenschwinger sowie dessen Schallfeld zeigt Abbildung 9.53.

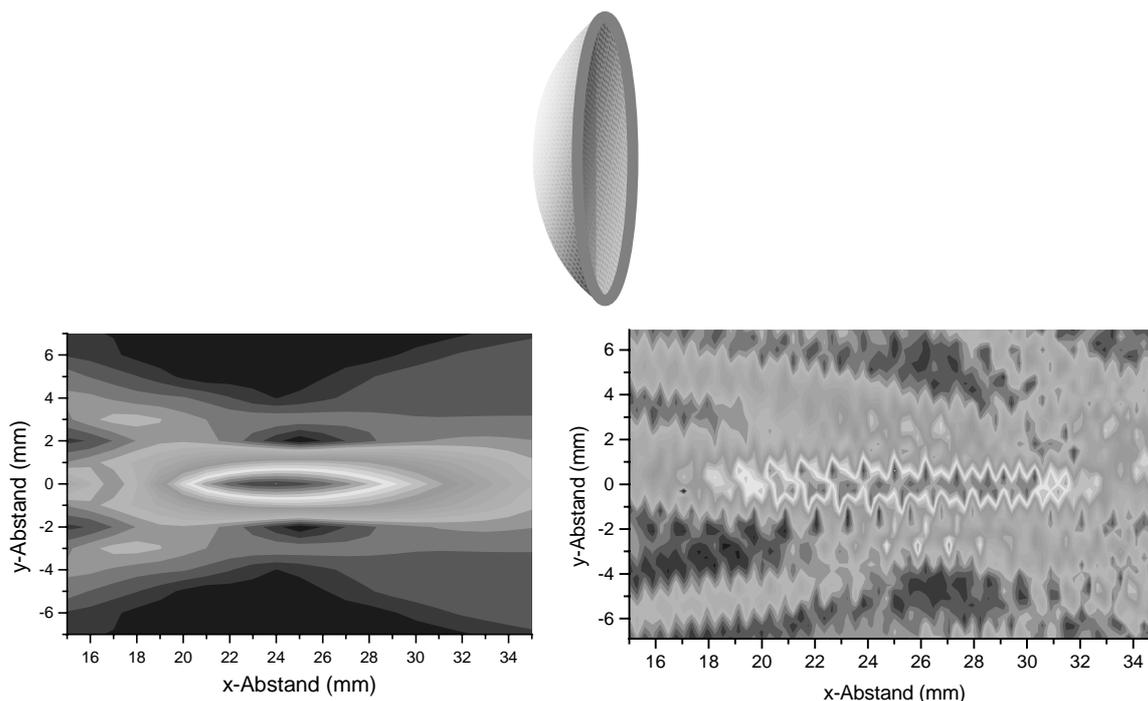


ABBILDUNG 9.53: PIEZOKERAMISCHER DICKENSCHWINGER, SIMULIERTES (LINKS) UND GEMESSENES (RECHTS) SCHALLFELD IM BEREICH DES FOKUS

Großer Vorteil dieser Methode ist, daß der Ultraschall selbst nicht hörbar ist. Ultraschallwellen lassen sich zudem auf die Cornea fokussieren, so daß der hohe Schalldruck nur in diesem Fokus vorhanden ist und mit zunehmendem Abstand stark abnimmt. Die Abnahme wird durch die starke Dämpfung von Ultraschall in Luft noch verstärkt.

Sehr nachteilig ist, daß der langevinsche Strahlungsdruck wesentlich geringer ist als der ihn auslösende Schalldruck, so daß zur Anregung wesentlich höhere Schalldrücke erforderlich sind. Die Ultraschallerzeugung in Luft ist durch deren geringe Impedanz sehr schwierig. Alle zur Ultraschallerzeugung geeigneten Materialien führen zu einem großen Impedanzsprung an der Grenzfläche Wandler-Luft, so daß der weitaus größte Teil der Ultraschallwellen in den Erzeuger zurückreflektiert wird. Der Reflektionsfaktor beträgt für einen Piezodickenschwinger ($Z_{\text{Piezo}} = 18,3 \cdot 10^6 \text{Ns/m}^3$, $Z_{\text{Luft}} = 430 \text{Ns/m}^3$):

$$R = \frac{Z_{\text{Piezo}} - Z_{\text{Luft}}}{Z_{\text{Piezo}} + Z_{\text{Luft}}} = 0,999953.$$

Um den Wirkungsgrad der Ultraschallerzeugung zu erhöhen, kann die Auskopplung, z.B. durch $\lambda/4$ -Anpassungsschichten, vergrößert werden. Auch hier ist jedoch die Verfügbarkeit geeigneter Materialien sehr begrenzt. Eine geringere akustische Impedanz des Wandlers läßt sich auch durch eine spezielle geometrische Ausprägung erreichen. Eine Möglichkeit hierfür ist die Umlenkung der Längenausdehnung eines Piezomaterials in einen Biegeeffekt, indem

dieses auf ein elastisches Trägermaterial aufgebracht wird (Biegeschwinger, Abbildung 9.54).

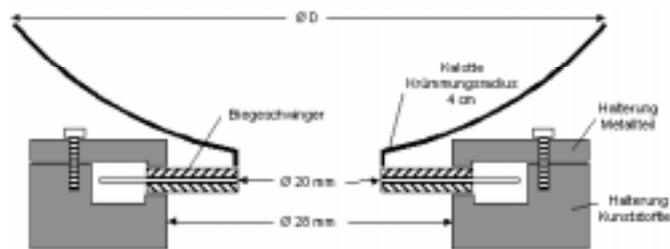


ABBILDUNG 9.54: PIEZOKERAMISCHER BIEGESCHWINGER

Neben obigen Ansätzen sind auch weitere Anregungsmethoden, z.B. durch Modulation von Druckluft, denkbar. Diese Anregungsarten befinden sich derzeit noch in der Erforschung und liefern noch keinen ausreichenden Schalldruck. Um das Meßsystem und das zugrunde liegende Meßprinzip dennoch evaluieren zu können, wurden zwei Anregungseinheiten realisiert, die eine kontaktbehaftete Stimulation des Augenbulbus über das seitliche Augenlid erlauben.

Die erste der zwei Anregungen (Abbildung 9.55) besteht aus einem kleinen Wandler mit Kontaktkopf, der an einen Frequenzgenerator angeschlossen werden kann und eine Anregung im Frequenzbereich von 50 Hz bis 3 kHz ermöglicht.

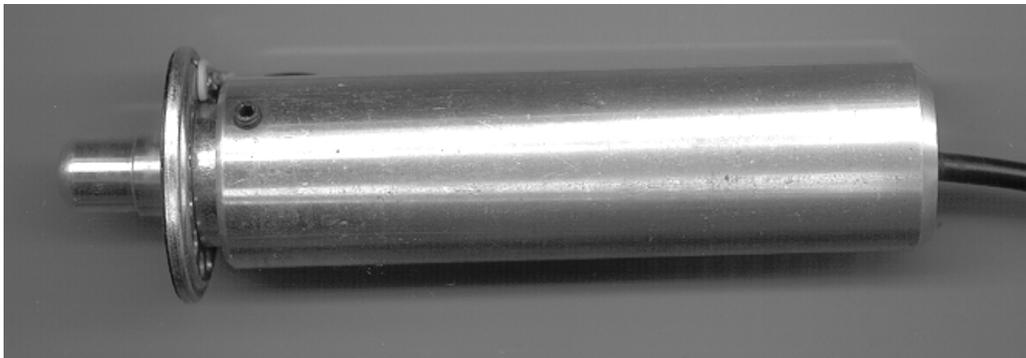


ABBILDUNG 9.55: FREQUENZANREGUNGSEINHEIT

Die zweite Anregungseinheit erlaubt eine Impulsanregung des Auges:



ABBILDUNG 9.56: IMPULSANREGUNGSEINHEIT

9.7 Steuer- und Auswertelektronik

Zur Datenaufnahme und Verarbeitung sowie zur Steuerung des Meßablaufs ist ein Steuerrechner erforderlich. Dieser muß zum einen die im System vorhandenen analogen und digitalen Signale erfassen als auch die Aktorik steuern. Zur Verarbeitung der Interferenzsignale ist eine hohe Rechenleistung erforderlich. Als Benutzerschnittstelle ist eine Anzeige zur Ergebnisausgabe sowie die Möglichkeit einer Befehlseingabe erforderlich. Aus diesen Anforderungen ergibt sich das nachfolgende, grundlegende Systemblockdiagramm:

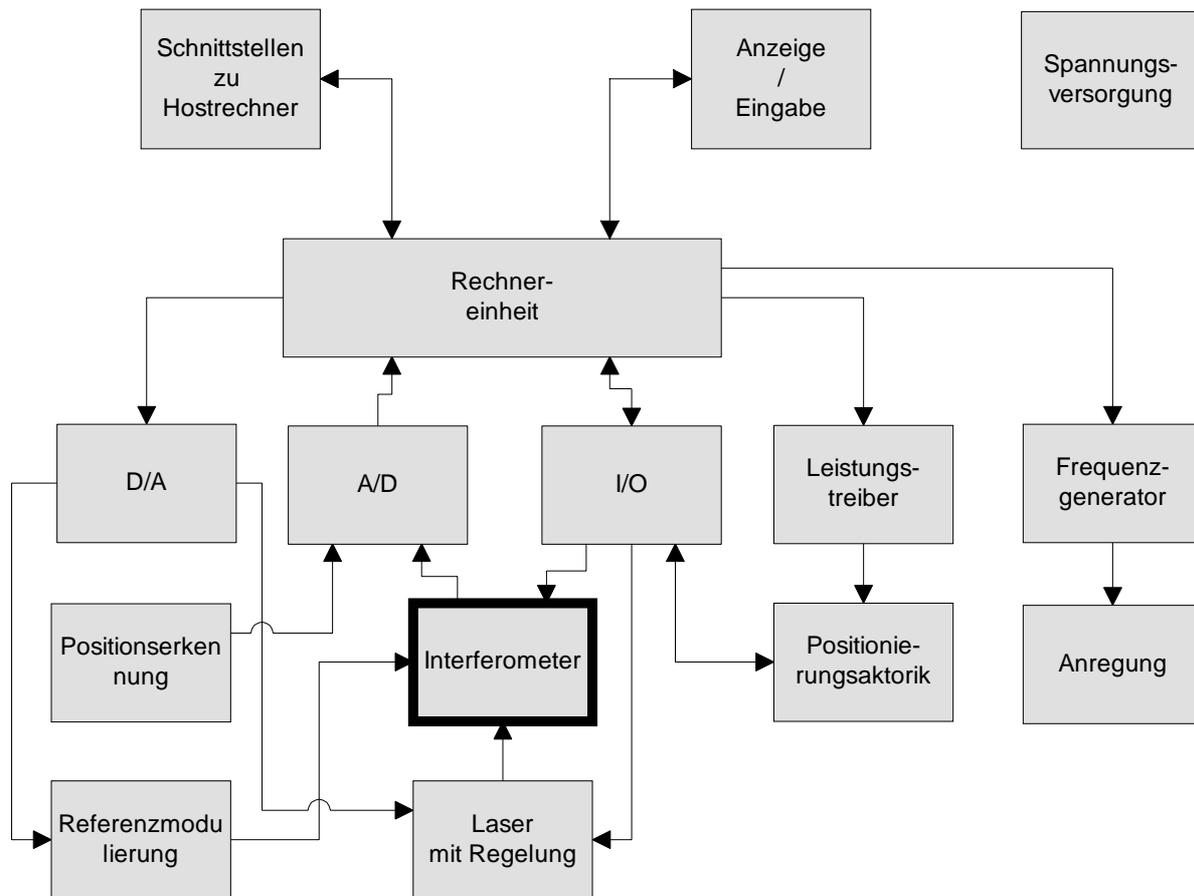


ABBILDUNG 9.57: BLOCKDIAGRAMM DER VERARBEITUNGS- UND STEUERELEKTRONIK

Zur Verarbeitung der Interferenzsignale ist eine leistungsfähige Recheneinheit erforderlich. Abschätzungen ergeben einen Speicherbedarf von 1 Mbyte. Soll die Berechnung der Bewegung nicht länger als 10 Sekunden dauern, so ist eine Rechenleistung von mindestens 10 MIPS erforderlich (Abschätzung bei einer Meßdauer von 1 Sekunde und 200 kHz Abtastrate). Zur Archivierung der Meßergebnisse für eine spätere Weiterverarbeitung, z.B. zur Optimierung von Auswertalgorithmen, ist zudem ein Datenspeicher oder die Verbindung zu einem Host-Rechner erforderlich.

Als Demonstrator wurde zunächst ein PC-basiertes System aufgebaut (Abbildung 9.58). Hierbei war eine schnelle Realisierung durch Verwendung

von Standard-Komponenten für Signalgenerierung, Schrittmotorsteuerung und Datenaufnahme möglich.

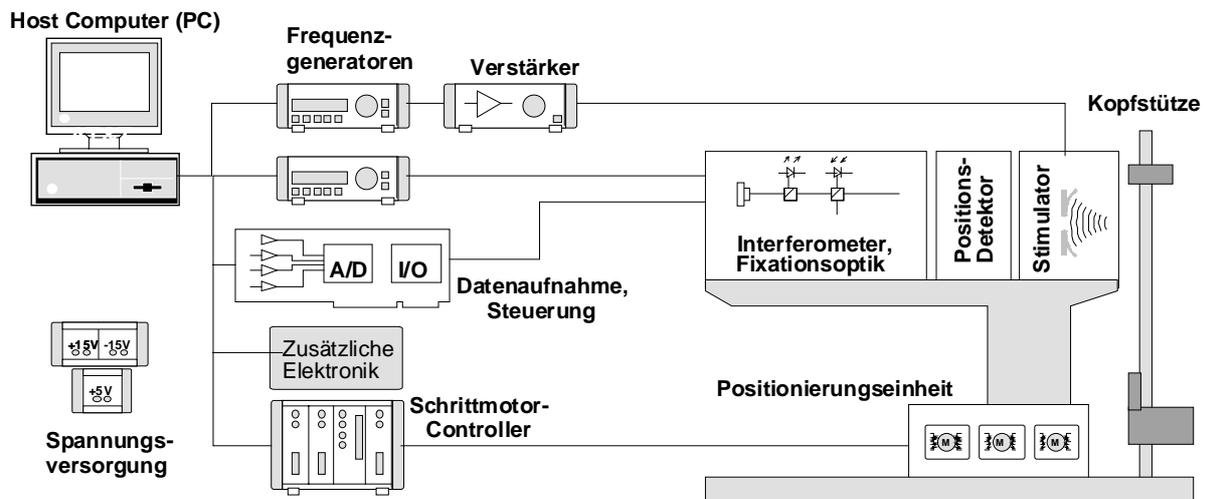


ABBILDUNG 9.58: PC-SYSTEM

Mit diesem System konnte die prinzipielle Funktion der in-vivo-Schwingungsmessung nachgewiesen werden. Durch die Verschaltung der einzelnen Geräte ergaben sich jedoch auch Probleme, die eine zuverlässige Messung beeinträchtigen:

- Die Einzelgeräte müssen über mehrere unterschiedliche Busse miteinander vernetzt werden (HPIB, RS232, ISA). Hierdurch ist eine genaue Synchronisation der Hardware nicht möglich.
- Die Echtzeitanforderungen und die dadurch hervorgerufene starke Bus- und Interruptbelastung des PCs führen zu einem unzuverlässigen Verhalten des Betriebssystems (Windows).
- Die Justage auf das Auge kann durch die verteilte Anordnung von Rechner und Schrittmotorsteuerung nicht die erforderliche Regelfrequenz erreichen.

Aus obigen Gründen wurde beschlossen, eine für das in-vivo-Meßsystem optimierte Hardware zu entwickeln. Um eine ausreichende Rechenleistung zu gewährleisten, fiel die Entscheidung für die Recheneinheit auf einen digitalen Signalprozessor mit Fließkommaarithmetik. Die Hardware wurde um diesen DSP in 2 Modulen aufgebaut.

Das 1. Modul enthält den digitalen Signalprozessor sowie die für seinen Betrieb erforderliche Hardware-Umgebung (RAM, ROM, Schnittstellen, etc.) und bildet einen eigenständigen Mikrorechner. Abbildung 9.59 zeigt das Blockschaltbild dieses Moduls:

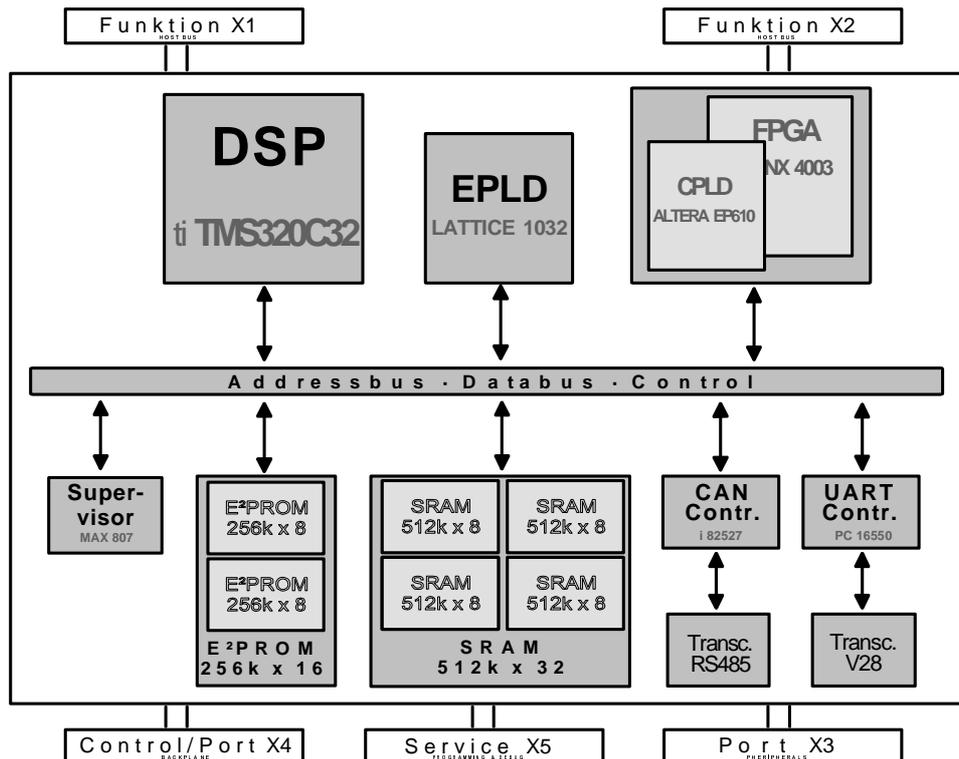


ABBILDUNG 9.59: BLOCKDIAGRAMM DER SIGNALVERARBEITUNGSEINHEIT

Es weist die folgenden Eigenschaften auf:

- Scheckkartenformat
- Rechenleistung 50 Mflops
- SRAM mit 0 Waitstates Zugriffszeit
- Variable Waitstates für externe Peripherie
- Anwendungsspezifisch konfigurierbar
- Universelle Schnittstellen (Host Bus, CAN, UART, synchroner serieller Port)
- Variable Speicherkonfiguration
- 2 Mbyte SRAM
- 256 Kbyte E2PROM
- Optionales FPGA oder CPLD für komplexe Zusatzfunktionen (Tastatur und Anzeigensteuerung)

Auf dieses DSP-Modul wird als zweite Einheit eine Peripherieplatine aufgesteckt (Abbildung 9.60), die die Signalkonditionierung sowie alle erforderlichen Schnittstellen für das Tonometer enthält. Hierfür besitzt das Analogmodul mehrkanalige Analog-/Digital und Digital-/Analogwandler als auch die zugehörigen Verstärker- und Filterschaltungen zur Anpassung der Eingangssignale. Ausgangstreiber erlauben den direkten Anschluß der Aktorik. Eine feldprogrammierbare Logik stellt die Schnittstelle zwischen den Peripheriekomponenten und dem Signalprozessor zur Verfügung. Sie steuert ebenfalls die synchrone

Frequenzerzeugung und Datenaufnahme und ermöglicht eine autonome Vorverarbeitung der Daten.

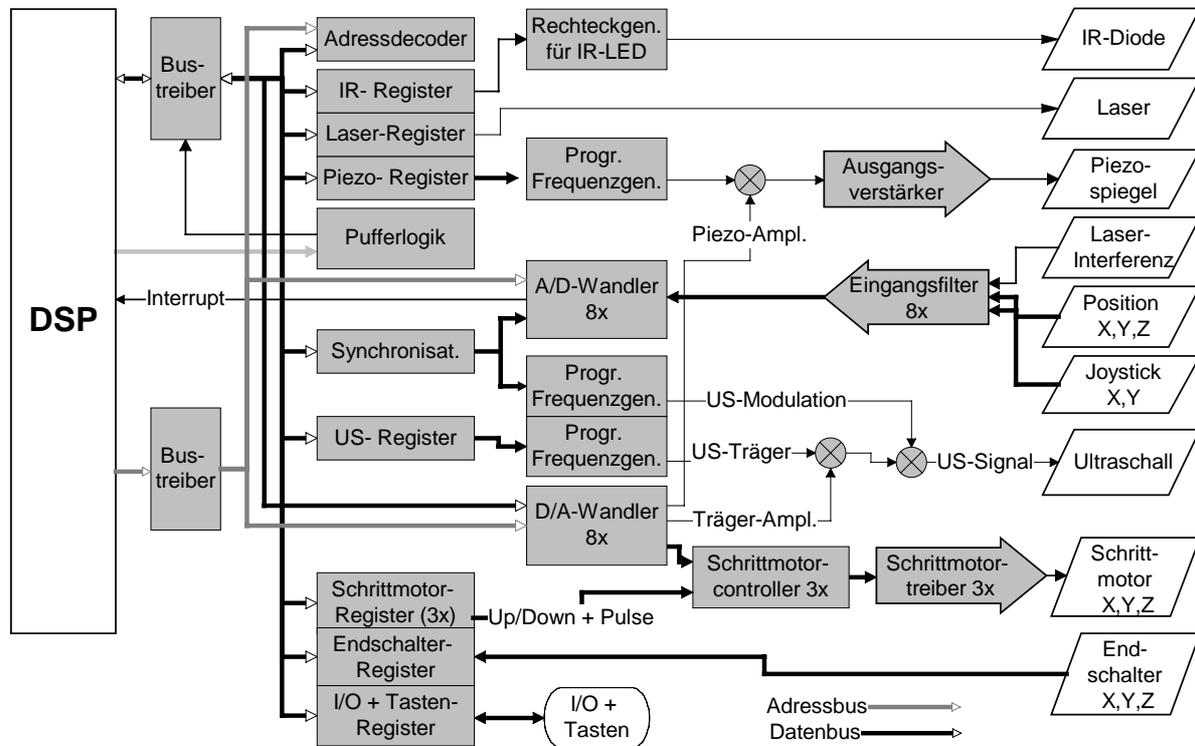


ABBILDUNG 9.60: BLOCKSCHALTBILD DES ANALOGMODULS

Die Leistungsmerkmale des Analogmoduls sind:

- 8-Kanal A/D-Wandlung, 500 kSps, S/N=61,4 dB, Auflösung 1,2 mV
- 8-Kanal D/A-Wandlung, 200 kSps, 13 bit Auflösung
- Rechteckfrequenzgenerator 800 Hz - 10 kHz, 20 mA
- quartzgesteuerter Sinusgenerator, 6 mHz - 10 MHz in 6mHz-Schritten, Amplitude 0-24 V
- quartzgesteuerter, amplitudenmodulierbarer Sinusgenerator (2 multiplizierte Sinussignale), 6 mHz - 10 MHz in 6mHz-Schritten, Amplitude 0-8 V
- 3-Kanal Schrittmotorsteuerung, 30V, 2A, stromgeregelt
- 16 programmierbare digitale Ein-/Ausgänge

Beide Module wurden in vollständiger SMD-Technik ausgeführt und besitzen etwa die Größe einer Scheckkarte. Die folgenden Abbildungen zeigen die fertigen Module:

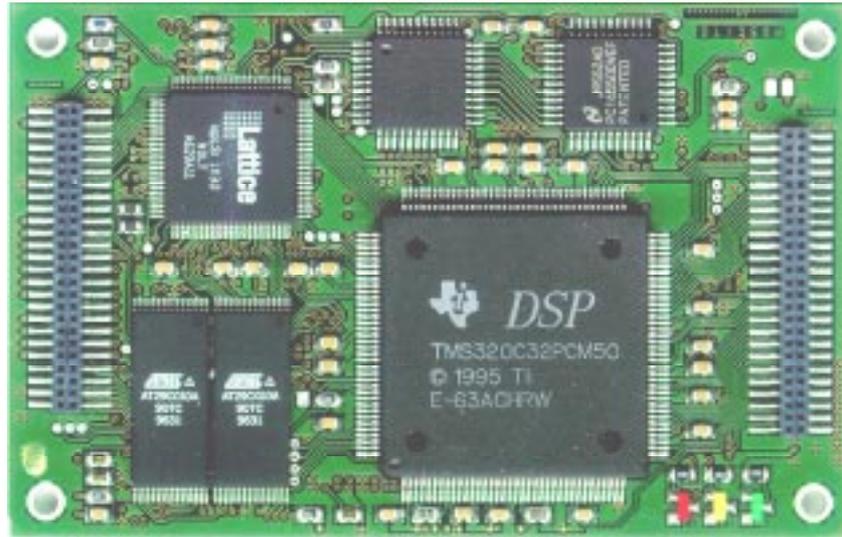


ABBILDUNG 9.61: SIGNALPROZESSORMODUL (ORIGINALGRÖßE)

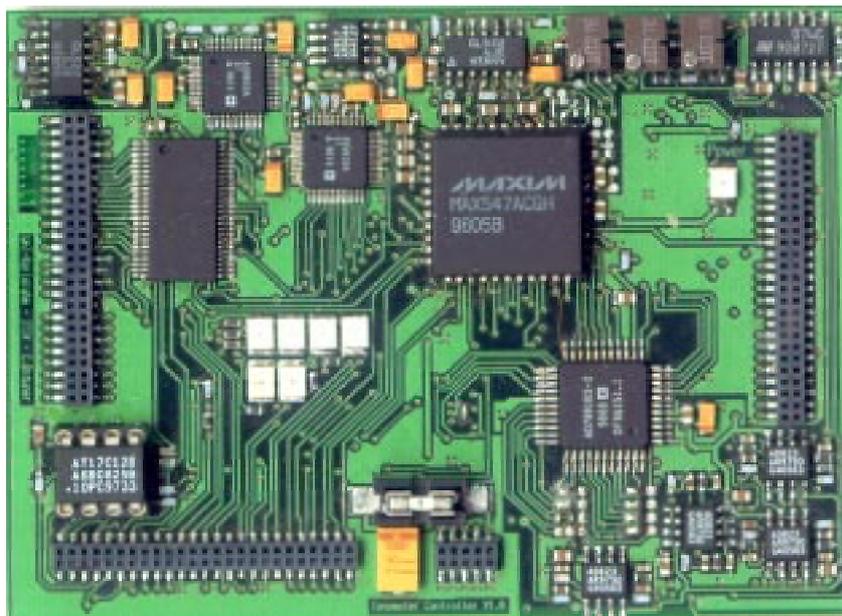


ABBILDUNG 9.62: ANALOGMODUL (ORIGINALGRÖßE)

Die Spannungsversorgung sowie der Anschluß der Peripherie erfolgt über eine Trägerplatine, die die Signalprozessorplatine und die Analogplatine aufnimmt. Ein LC-Display und Bedientasten dienen als Benutzerschnittstelle.

9.8 Mechanischer Aufbau

Das in-vivo-Meßsystem ist als kompaktes Tischgerät aufgebaut, so daß es einfach in klinischen Studien eingesetzt werden kann. Meßkopf und Signalverarbeitungselektronik wurden hierfür um eine 3-Achsen-Verstelleinheit mit Schrittmotoren sowie eine Kopfstütze ergänzt. Der Aufbau erfolgte modular, so

daß eine getrennte Optimierung der einzelnen Komponenten möglich ist (Abbildung 9.63). Abbildung 9.64 zeigt das System mit angeschlossenem Host-Rechner bei der Messung eines Probanden



ABBILDUNG 9.63: DAS IN-VIVO-SYSTEM



ABBILDUNG 9.64: MESSUNG EINES PROBANDEN

9.9 Charakterisierung

Die einzelnen Komponenten des Aufbaus wurden bereits in den dazugehörigen Kapiteln charakterisiert und auf ihre Eignung im System untersucht. Deshalb soll hier auf eine erneute Charakterisierung verzichtet werden. Statt dessen wird im Folgenden der typische Meßablauf beschrieben sowie die auflösungsbegrenzende Eigenschwingung des Aufbaus angegeben.

9.9.1 Meßablauf

Der Meßablauf zur in-vivo-Bestimmung der Resonanzfrequenzen ist in Abbildung 9.65 gezeigt:

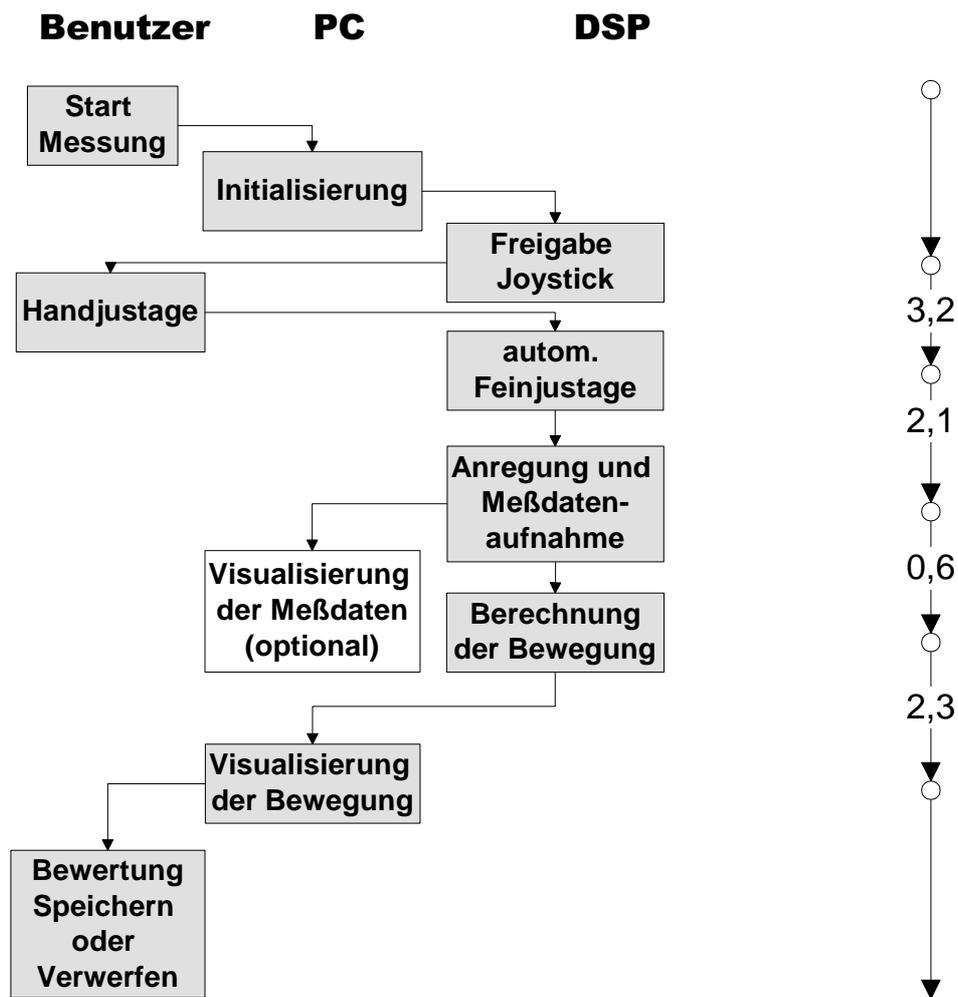


ABBILDUNG 9.65: ABLAUF EINER IN-VIVO-MESSUNG MIT TYPISCHEN ZEITEN (IN SEKUNDEN)

Die Messung beginnt mit dem Start-Befehl des Benutzers an den PC. Der PC initialisiert daraufhin die erforderlichen Meßfelder und schickt den Meßbefehl an den DSP weiter. Der DSP aktiviert den angeschlossenen Joystick, mit dem der Benutzer eine Grobjustage des Interferometers vor das Patientenauge durchführt. Nach dieser startet der Benutzer mit dem Joystick die automatische Feinjustage und das Interferometer wird DSP-gesteuert auf das Zentrum der Cornea positioniert. Sobald eine genaue Justage (Abweichung kleiner 0,1 mm) erreicht ist, stoppt der DSP die Positionierung und beginnt die Messung. Die Anregung des Auges wird eingeschaltet und synchron mit der Anregung das Interferenzsignal aufgenommen. Nach der Aufnahme berechnet der DSP aus diesen Daten die Bewegung des Auges. Die Rohdaten können gleichzeitig zur Kontrolle an den PC zur Visualisierung gesendet werden. Die berechnete Bewegung wird ebenfalls an den PC übertragen und steht dort für weitere Verarbeitung zur Verfügung. Der gesamte Meßablauf dauert bei einer normalen Position des Auges vor dem Aufbau weniger als 10 Sekunden. Vom Beginn der Handjustage bis zum Ende der Messung muß der Patient sein Auge ruhig halten und die eingeblendete Zielmarke fixieren. Dieser Zeitraum beträgt ca. 6 Sekunden.

9.9.2 Eigenschwingungen

Im Folgenden wird ermittelt, welche minimale Schwingungsamplitude detektiert werden kann. Hierfür wurden Messungen mit einem künstlichen Auge durchgeführt und die Eigenschwingungen des Aufbaus sowie deren Spektralanteile untersucht. Abbildung 9.66 zeigt die Eigenbewegung des Aufbaus:

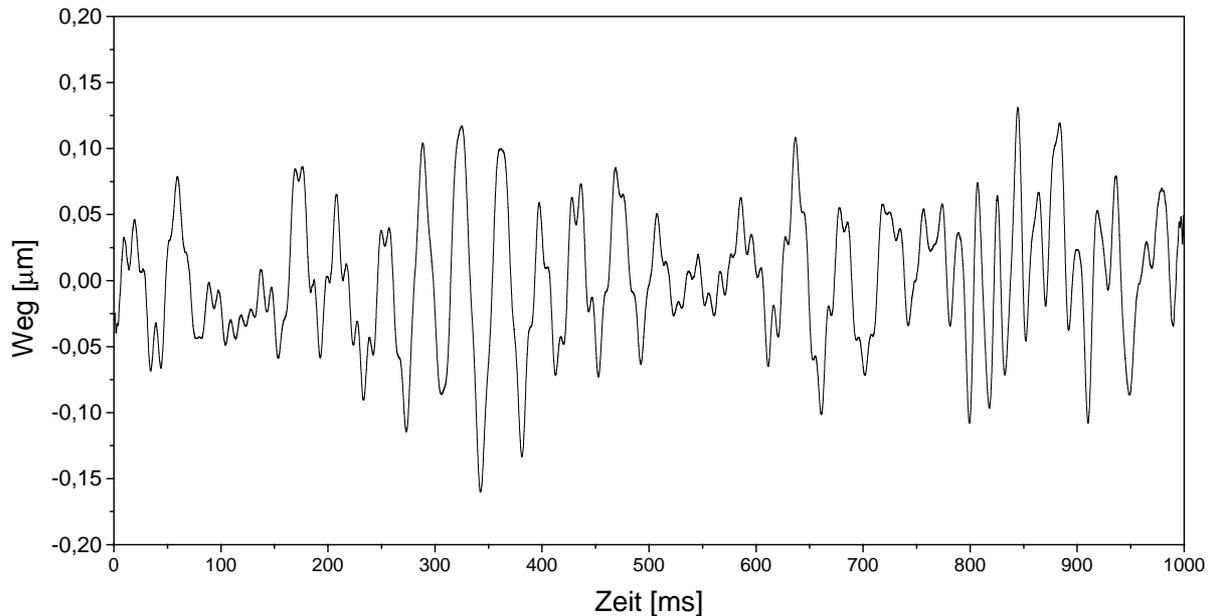


ABBILDUNG 9.66: GEMESSENE EIGENBEWEGUNG MIT EINEM KÜNSTLICHEN AUGE

Die gemessenen Eigenschwingungen besitzen eine Schwingungsamplitude von ca. $250 \mu\text{m}$. Deutlich zu erkennen ist eine charakteristische Eigenfrequenz von ca. 25 Hz. Abbildung 9.67 zeigt die Fouriertransformation dieser Schwingung. Neben einem hohen Spektralanteil bei 1000 Hz, der durch die -hier nicht gefilterte- Referenzschwingung hervorgerufen wird, sind niederfrequente Schwingungen von wenigen Hertz bis ca. 100 Hz erkennbar. Im Bereich zwischen 100 Hz und 1 kHz, in dem die Augenschwingungen erwartet werden, sind kaum Störungen erkennbar. Somit lassen sich die Eigenstörungen des Aufbaus leicht ausfiltern.

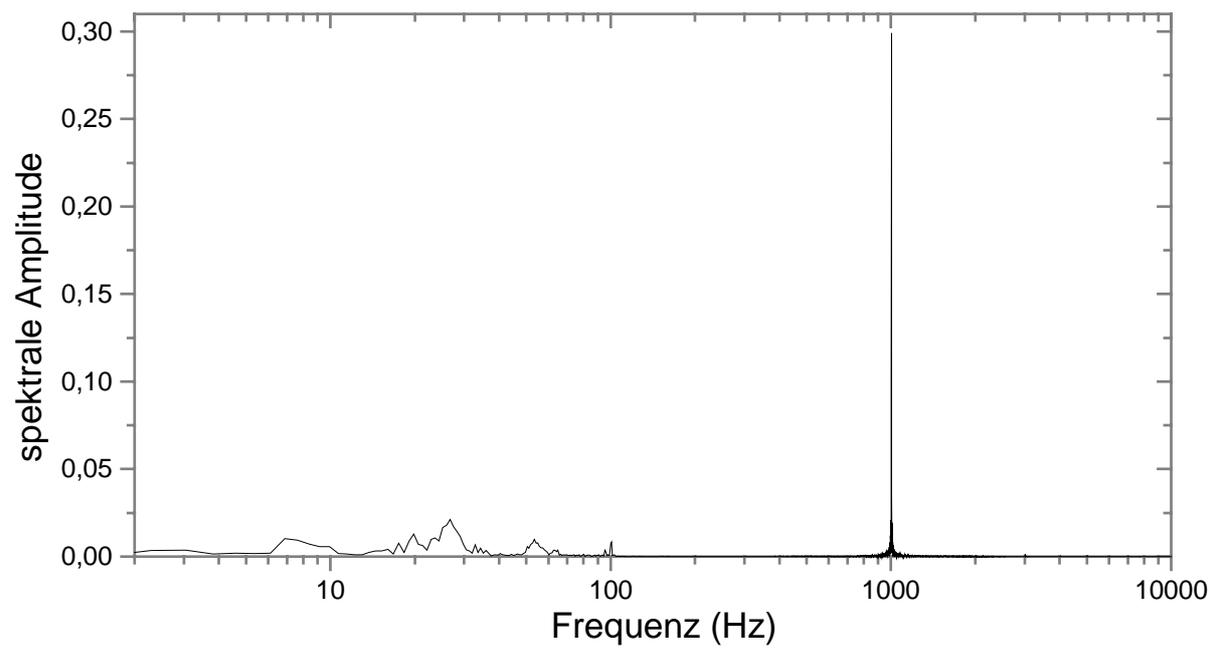


ABBILDUNG 9.67: FFT DER GEMESSENEN EIGENSCHWINGUNG

10 In-vivo Messungen

Im folgenden Kapitel werden erste Messungen mit dem in-vivo-Meßsystem vorgestellt. Nach einer Ermittlung der Augenbewegungen ohne Anregung wird die Möglichkeit der Stimulation mit einem Impuls gezeigt. Meßreihen mit einer Sweepanregung über das Augenlid zeigen schließlich erste Zusammenhänge zwischen Eigenfrequenz und Augeninnendruck auf.

10.1 Augenbewegung ohne Anregung

Die nachfolgende Messung zeigt die Eigenbewegung eines Patientenauges entlang der optischen Achse ohne externe Anregung, die mit dem Interferometer aufgenommen wurde:

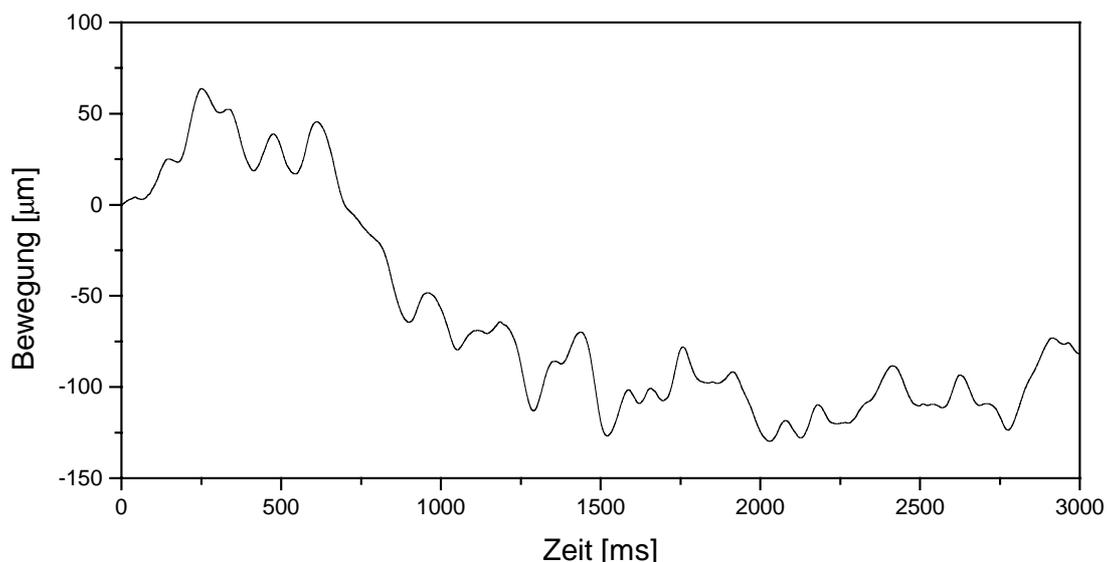


ABBILDUNG 10.1: AUGENBEWEGUNG OHNE ANREGUNG

Die Bewegung konnte über den Zeitraum von 3 Sekunden zuverlässig aufgezeichnet werden. Die Augenposition wanderte während dieser Zeit um ca. 150 µm vom Aufbau weg. Gleichzeitig sind dieser langsamen Bewegung Schwingungen von wenigen Hertz überlagert, die Amplituden von bis zu 50 µm aufweisen. Hierbei handelt es sich vermutlich um die in Kapitel 9.2 genannten Mikrosakkaden und Drift. Diese niederfrequenten Bewegungen können wie die Eigenbewegungen des Aufbaus einfach ausgefiltert werden und stören die Messungen nicht. Der Augentremor mit einer Frequenz von ca. 90 Hz ist aufgrund seiner geringen Amplitude hingegen wie zu erwarten nicht zu erkennen.

10.2 Messung der Impulsantwort

Da derzeit noch keine berührungslose Anregung der Augenschwingungen zur Verfügung steht, wurde die Eignung von kontaktbehafteten Anregungen untersucht, mit denen Schwingungen seitlich durch das Augenlid eingekoppelt werden können. Eine Möglichkeit stellt die Anregung des Auges mit einem Impuls dar, mit dem alle interessierenden Eigenfrequenzen angeregt werden können. Abbildung 10.2 zeigt die gemessene Bewegung des Auges bei Impuls-Stimulation mit der Anregungseinheit aus 9.6:

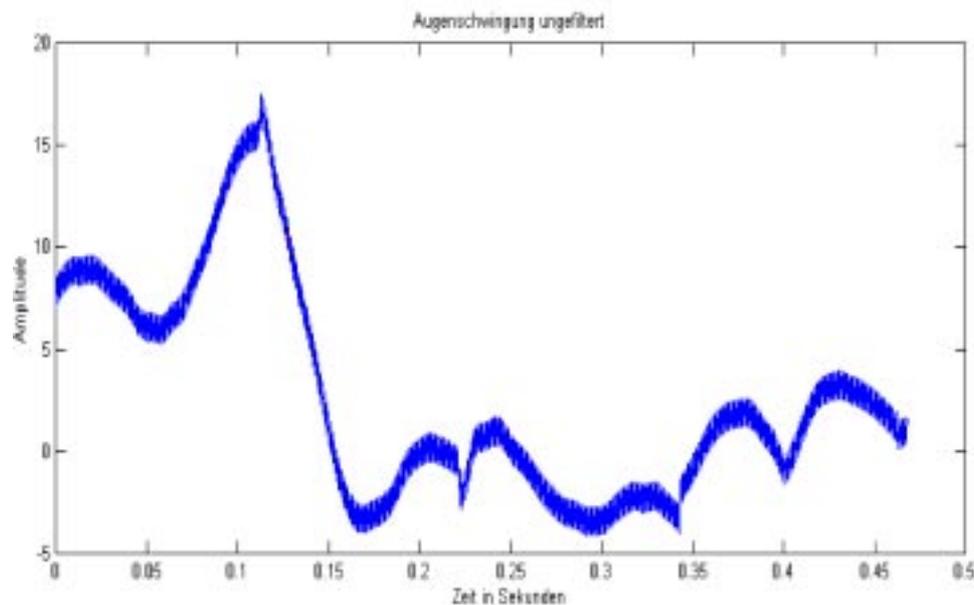


ABBILDUNG 10.2: BEWEGUNG DES AUGES BEI IMPULSANREGUNG

Die Impulsantwort ist hier durch die Eigenbewegung von Auge und Aufbau sowie der Referenzschwingung überdeckt. Abbildung 10.3 stellt die mit einem Bandpaß gefilterte Impulsantwort des Auges dar. Zur Verdeutlichung wird gleichzeitig das Ansteuerungssignal der Anregung gezeigt, der bei jeder Flanke der Ansteuerung einen Impuls erzeugt. Man kann deutlich die Anregung und das Ausschlagen des Auges bei beiden Flanken erkennen. Die Amplitude der Schwingungen ist jedoch gering und nicht eindeutig von den Störbewegungen getrennt.

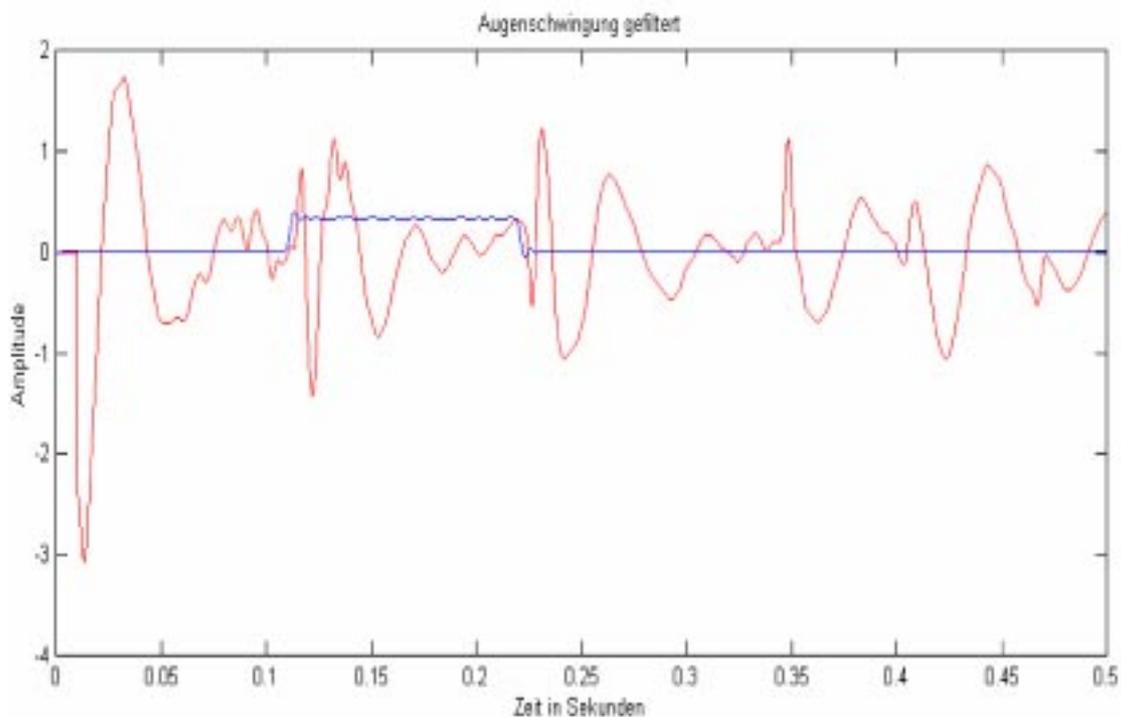


ABBILDUNG 10.3: GEFILTERTE IMPULSANTWORT

10.3 Messung der Augenschwingung bei Sweep-Anregung

Eine weitere Möglichkeit ist die Anregung des Auges mit einem Sinussignal, das ebenfalls seitlich über das Augenlid eingespeist werden kann. Fährt man mit der Anregung den interessierenden Frequenzbereich durch (Sweep), so kann ebenfalls in sehr kurzer Zeit das Schwingungsspektrum gemessen werden. Abbildung 10.4 zeigt wiederum die gemessene Gesamtbewegung bei Anregung mit einem wiederholten Sweep. Die stimulierte Augenschwingung ist hier auch bei überlagerter Störung gut zu erkennen.

Die gefilterte Augenschwingung in Abbildung 10.5 zeigt deutlich die frequenzabhängige Schwingungsamplitude des Auges mit zwei Maxima bei niedriger und mittlerer Anregungsfrequenz.

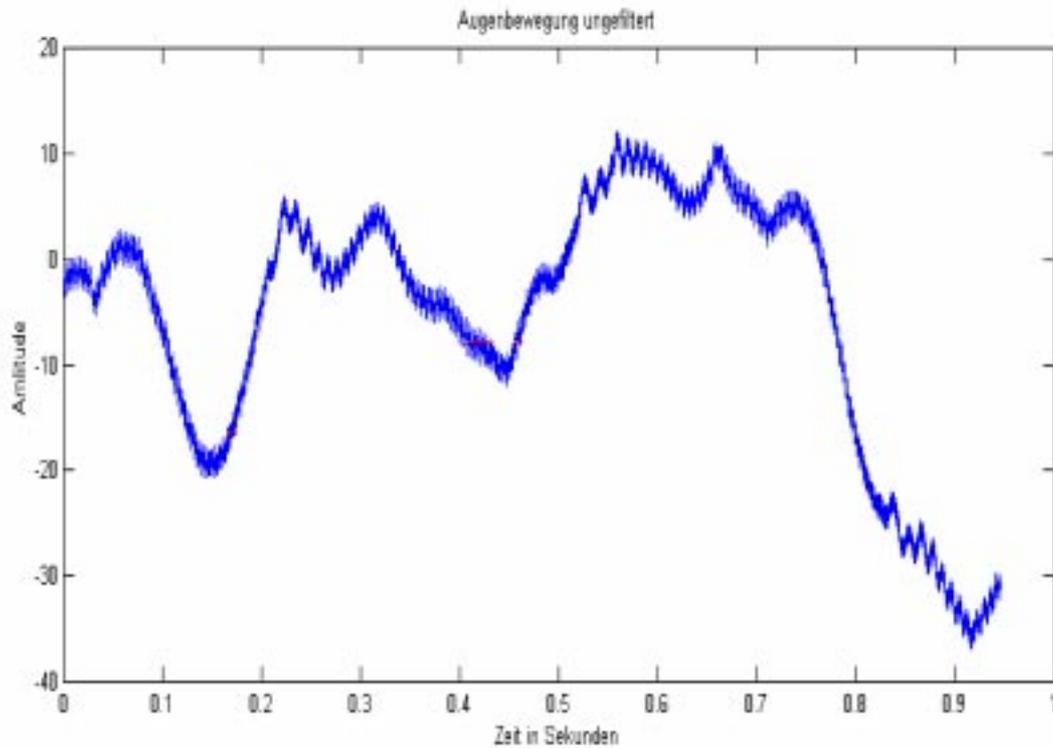


ABBILDUNG 10.4: BEWEGUNG DES AUGES BEI SWEEP-ANREGUNG

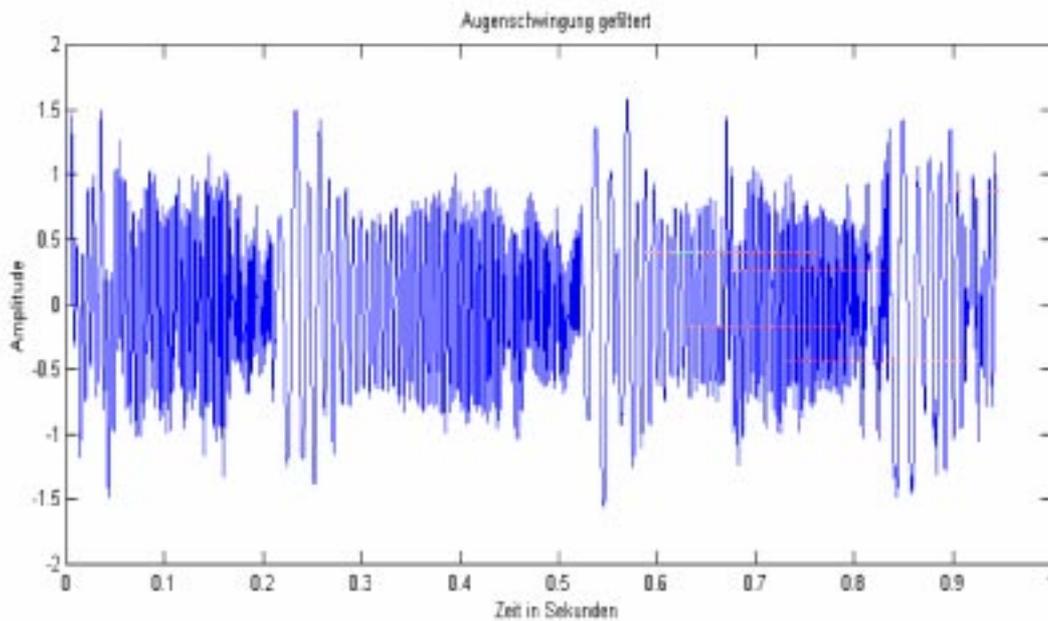


ABBILDUNG 10.5: GEFILTERTE AUGENSCHWINGUNG

Da der Signal-Rauschabstand bei Sweep-Anregung größer als bei Impulsanregung ist und sich durch einfache Variation des Sweep-Bereichs einzelne Spektralbereiche gezielt untersuchen lassen, wurden die weiteren Messungen mit dieser Anregung vorgenommen.

Das Spektrum der Augenschwingung wurde durch Fouriertransformation der gemessenen Schwingung mit vor- und nachgestellter Fensterung berechnet (Abbildung 10.6). Hieraus wurde durch Interpolation die Frequenz ermittelt, bei der die maximale Schwingungsamplitude auftritt.

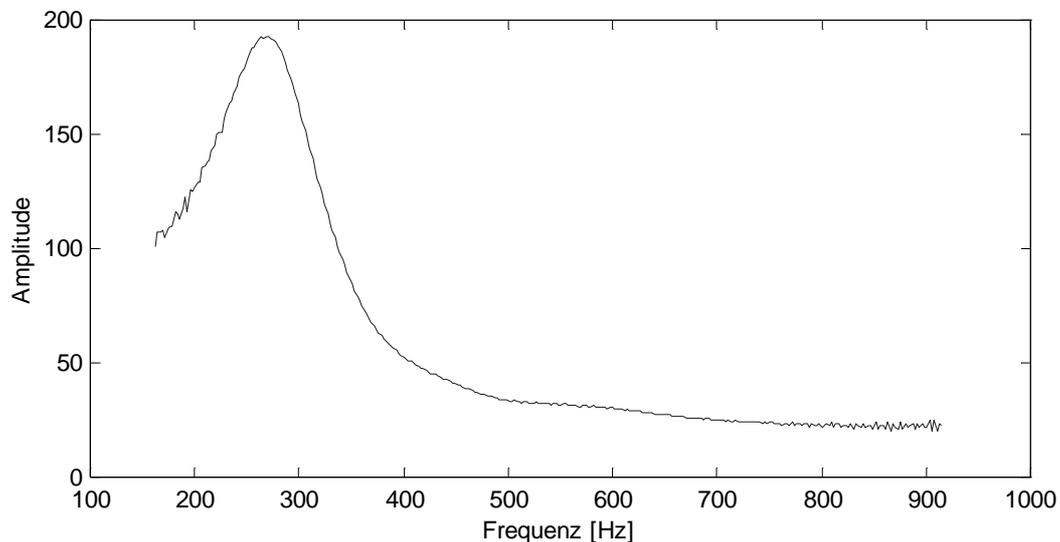


ABBILDUNG 10.6: BERECHNETES SPEKTRUM DER AUGENSCHWINGUNG EINES PROBANDEN BEI SWEEP-ANREGUNG MIT 50 BIS 1050 Hz, MEßDAUER 425 MS, PROBAND 1

Die Messung zeigt eine deutliche Resonanz des Schwingungssystems Anregung-Auge bei ca. 280 Hz.

In folgenden Messungen wurden an insgesamt 10 Probanden mehrfach Messungen des Schwingungsverhaltens des rechten Auges durchgeführt. Abbildung 10.7 zeigt das Schwingungsverhalten bei einer wiederholten Messung von Proband 1:

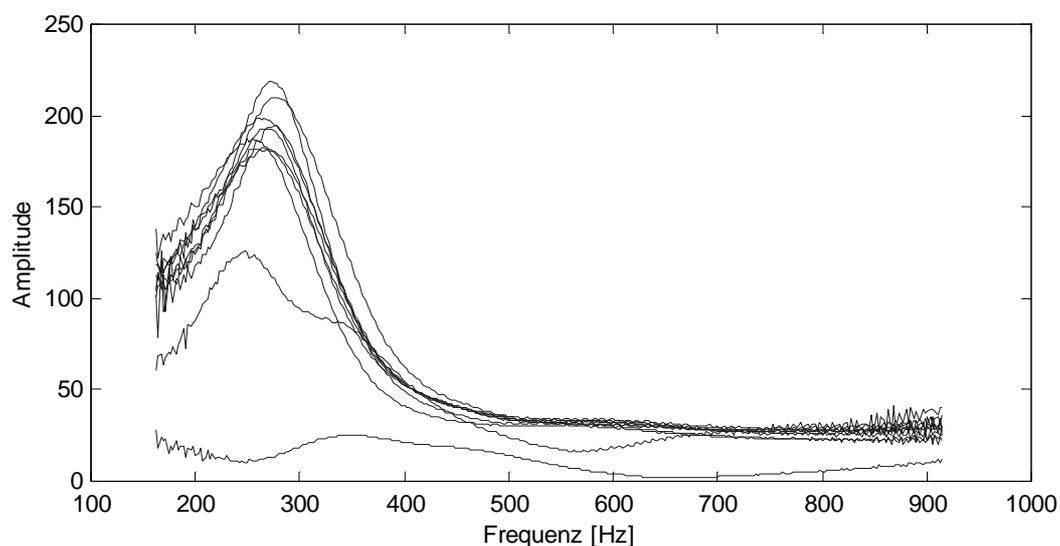


ABBILDUNG 10.7: MEHRFACHE MESSUNG DER RESONANZFREQUENZ AN PROBAND 1

Bei 10, unmittelbar aufeinanderfolgenden Messungen ergaben sich Resonanzfrequenzen von 254–277 Hz. Der Mittelwert der Resonanzfrequenz beträgt 268,1 Hz. Zwei der 10 Messungen weisen Rekonstruktionsfehler der Augenschwingung aus dem Interferenzsignal auf und liefern somit ein falsches Spektrum.

Der Augeninnendruck des Probanden von Abbildung 10.7 wurde nach der Messung mit einem Luftimpulstonometer (NCT-2000) zu 12 mmHg bestimmt.

Abbildung 10.8 zeigt aufgenommene Schwingungsspektren eines Auges bei einem zweiten Probanden, der einen höheren Augeninnendruck von 18,3 mmHg aufwies. Die ermittelten Resonanzfrequenzen betragen zwischen 298 Hz und 320 Hz (Durchschnitt 314,6 Hz) und liegen somit ca. 46 Hz über der Resonanz von Proband 1.

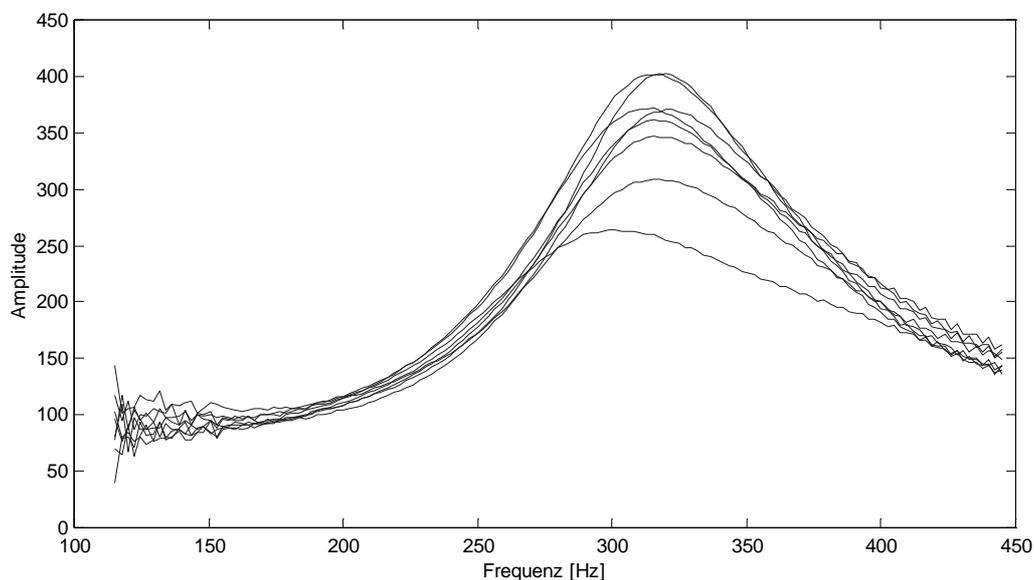


ABBILDUNG 10.8: MEHRFACHE MESSUNG DER RESONANZFREQUENZ AN PROBAND 2

Die hier vorgestellten, ersten Messungen an Probanden zeigen, daß sich mit dem in dieser Arbeit entwickeltem Meßsystem das Schwingungsverhalten des Humanauges in-vivo untersuchen läßt. Zwischen Probanden mit unterschiedlichem Augeninnendruck wurde, wie durch vorangegangene Simulationen und Messungen erwartet, eine unterschiedliche Resonanzfrequenz gemessen, die eine tatsächliche und meßbare Abhängigkeit des Schwingungsverhaltens vom Intraoculardruck vermuten lassen. Hierbei ist aber zu beachten, daß die in dieser Arbeit vorgenommenen Messungen an insgesamt 10 Probanden noch keine statistisch aussagekräftigen Ergebnisse erlauben. Ebenso ist die Streuung der Resonanzfrequenzen bei einer Person in den vorgenommenen Messungen noch zu groß. Als Ursache hierfür läßt sich die mechanische Kontaktierung der Anregung mit dem Augenlid vermuten, da durch das Anpressen des Stempels auch eine Erhöhung des Augeninnendrucks erfolgt.

11 Zusammenfassung und Ausblick

Etwa vier Prozent der Bevölkerung leiden an einem pathologisch erhöhten Augeninnendruck, auch grüner Star genannt. Diese Erkrankung ist schmerzfrei und führt ohne Behandlung zu einer schleichenden Erblindung.

Um irreversible Schädigungen der Netzhaut in Folge des Glaukoms und somit Gesichtsfeldausfälle oder Erblinden zu vermeiden, ist eine rechtzeitige Frühdiagnose sowie im Falle einer Erkrankung eine regelmäßige Verlaufskontrolle durch Messen des Augendrucks erforderlich.

Die heute zur Verfügung stehenden Tonometer messen den Augeninnendruck mittels mechanischer Applanation der Cornea. Diese Meßmethode erfordert eine lokale Anästhesie des Auges mit den damit einhergehenden Risiken und Nachteilen. Berührungslos arbeitende Luftimpulstonometer besitzen nur eine geringe Meßgenauigkeit und sind daher für den klinischen Einsatz nicht geeignet.

Das Grundprinzip der bis heute verwendeten Applanationstonometer wurde bereits Ende des letzten Jahrhunderts entwickelt und wird bis heute beinahe unverändert angewendet. Die technischen Neuerungen verbesserten nur die Handhabung des Gerätes, vermeiden aber nicht die prinzipiellen Nachteile der mechanischen Applanation.

Der große Bedarf nach einem verbesserten Meßverfahren führte in der Vergangenheit zu wiederholten Versuchen, den Augeninnendruck berührungslos durch Auswertung der dynamischen Eigenschaften des Auges zu bestimmen. Diese Untersuchungen beschränken sich jedoch auf theoretische Analysen oder einzelne Messungen, die nicht auf die in-vivo-Verhältnisse übertragen werden können. Versuche, das dynamische Schwingungsverhalten des Auges in-vivo zuverlässig zu messen, sind bisher gescheitert. Die Ergebnisse der einzelnen Untersuchungen sind erfolgsversprechend, so daß eine indirekte Messung des Augeninnendrucks aus dem Schwingungsverhalten des Auges als möglich erscheint. Andererseits liefern die Untersuchungen widersprüchliche Ergebnisse, so daß sie nicht als Basis für die zuverlässige Beurteilung eines neuen Meßprinzips verwendet werden können.

In der vorliegenden Arbeit wird das Konzept einer dynamischen, indirekten Intraoculardruckmessung erneut aufgegriffen und ein Meßsystem realisiert, mit dem das Schwingungsverhalten des Auges in-vivo ohne Nebenwirkungen für den Patienten bestimmt werden kann. Die widersprüchlichen Untersuchungen aus der Vergangenheit machten hierfür umfangreiche Voruntersuchungen erforderlich.

Zur Bestimmung der Druckabhängigkeit der Resonanzfrequenzen und zur Untersuchung von Querempfindlichkeiten gegenüber individuell unterschiedlichen

Eigenschaften des Auges wurde erstmalig ein dreidimensionales, nichtlineares Finite-Elemente-Modell des Humanauges erstellt. Die Berechnung der Resonanzfrequenzen dieses Modells zeigt eine starke Abhängigkeit vom Augeninnendruck, welche für höhere Moden zunimmt. Die vom Schwingungs-mode abhängige Empfindlichkeit beträgt im berechneten Frequenzintervall zwischen 0,4 und 1,8 Hz/mmHg und ist somit gut detektierbar. Die Untersuchung nach Querempfindlichkeiten zeigt eine signifikante Abhängigkeit vom Radius des Auges, welcher daher durch Verrechnung mehrerer Resonanzfrequenzen kompensiert werden muß.

Flankierend zu den Simulationen wurden in-vitro-Messungen des Schwingungsverhaltens an enukleierten Schweineaugen durchgeführt. Hierfür wurde ein Laboraufbau entwickelt, der die Schwingungen der Cornea berührungslos mit einem Laser-Interferometer ermittelt. Eine Messung kleinster Schwingungsamplituden im Submikrometerbereich konnte durch die Modulation des Referenzstrahls und durch einen hierfür entwickelten Rekonstruktionsalgorithmus erreicht werden.

In Messungen an einem Augenmodell aus Silikonkautschuk, das akustisch über die Luft zum Schwingen angeregt wurde, konnte das mit der Methode der Finite-Elemente berechnete Verhalten der Resonanzfrequenzen bestätigt werden.

Messungen an enukleierten Schweineaugen zeigten, daß mit Lautsprechern selbst bei hohen Schalldrücken von bis zu 70 μ Bar keine ausreichenden Eigenschwingungen angeregt werden können. Hieraus ergibt sich die Forderung nach einer geeigneten alternativen Anregung.

Mit dem entwickelten Laboraufbau wurden Serienmessungen mit einer kontakt-behafteten Anregung vorgenommen. Die Resonanzfrequenz des gekoppelten Systems Auge-Anregung steigt ebenfalls mit Erhöhung des Augeninnendrucks signifikant an und erlaubt die eindeutige Bestimmung des Augeninnendrucks aus der gemessenen Resonanz. Die Standardabweichung der Druckbestimmung bei einer Kalibrierung auf ein Auge beträgt ca. 3,3 mmHg und läßt damit die Messung des Augeninnendrucks nach dieser Methode möglich erscheinen. Die Messung an verschiedenen Augen ergab eine erhöhte Standardabweichung von ca. 4,5 mmHg, welche für den medizinischen Einsatz zu groß ist. Eine Verbesserung der Genauigkeit erscheint jedoch durch Einbeziehung weiterer Meßgrößen möglich.

Da sowohl die Finite-Elemente-Untersuchungen als auch die in-vitro-Messungen erfolgversprechend waren, wurde in einem weiteren Schritt ein Meßsystem realisiert, mit dem erstmalig das Schwingungsverhalten des Humanauges in-vivo bestimmt werden kann.

Zur Messung der Schwingungen wurde hierfür ein Michelson-Interferometer entwickelt, das für den in-vivo-Einsatz optimiert wurde. Durch die Entwicklung eines hochempfindlichen, rauscharmen Photodetektors und der modenstabil-

sierten Ansteuerung eines Halbleiterlasers können mit dem entwickelten System bei der Messung die Sicherheitsvorschriften der Laserklasse 1 eingehalten werden, so daß auch eine Dauerbestrahlung des Auges unbedenklich ist.

Um eine zuverlässige und reproduzierbare Messung der Augenschwingung auch in-vivo trotz der unvermeidlichen Augen- und Kopfbewegungen sicherzustellen, war eine exakte Positionierung des Meßstrahls auf das Zentrum der Cornea erforderlich. Hierfür wurde eine automatische xy-Positionierung entwickelt, die die Positionierung des Meßstrahls mit einer Standardabweichung von $60\ \mu\text{m}$ gewährleistet.

Für die Auswertung der Augenposition, Steuerung der Positionierung sowie Aufnahme und Weiterverarbeitung des Interferenzsignals wurde eine Steuerungs- und Auswertelektronik mit einem Fließkomma-Signalprozessor auf zwei scheckkartengroßen Platinen entworfen, welche die Aufnahme der Sensordaten, Berechnung der Ergebnisse und Ansteuerung der Aktorik integriert. Eine Archivierung der Ergebnisse und Weiterverarbeitung zur Algorithmenentwicklung ist durch die Anbindung eines Host-Rechners über eine serielle Schnittstelle möglich.

In ersten Messungen in-vivo mit dem realisierten System wurde das Auge analog zu den in-vitro-Untersuchungen kontaktbehaftet seitlich über das Augenlid zum Schwingen angeregt. Die Ergebnisse zeigen wie bei den in-vitro-Messungen eine charakteristische Resonanzkurve.

Der genaue Zusammenhang zwischen Intraoculardruck und Schwingungsverhalten des Auges ist noch nicht bekannt. Die individuellen Unterschiede und die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse über einen längeren Zeitraum werden derzeit in weiterführenden Forschungen untersucht. Hierfür sind auch ausführliche Feldstudien an unterschiedlichen Probandengruppen erforderlich.

Derzeit existiert noch keine kontaktlose Anregung der Augenschwingungen, die eine ausreichende Amplitude erzeugt. In einer noch andauernden Forschungsarbeit werden hierfür verschiedene Konzepte untersucht. Neben einer einfachen, akustischen Anregung mit einem Lautsprecher ist auch eine Stimulation über Helmholtzkammern, modulierten Ultraschall oder Druckluft denkbar. Es ist wünschenswert, bereits für die Feldstudien eine kontaktlose Anregung der Augenschwingungen zu verwenden, um den Einfluß der Anregung auf das gemessene Spektrum gering zu halten.

Für eine Weiterentwicklung des Meßsystems zum Prototyp eines Tonometers muß das Interferometer zur Messung der Augenschwingungen weiter optimiert werden, damit auch eine Messung zitternder oder unruhiger Patienten zuverlässig möglich ist. Hierfür ist auch eine alternative Bewegungsberechnung aus dem Interferenzsignal sinnvoll, um Fehlrekonstruktionen zu vermeiden und den Rechen- und Speicherbedarf zu reduzieren.

A Literaturverzeichnis

- ALAM94: Alam, S.K.; Richards, D.W.; Parker, K.J.; *Ultrasound in Medicine and Biology*; 1994, 20; 751-758; Detection of intraocular Pressure Change in the Eye using sonoelastic Doppler Ultrasound
- AXER96: Axer-Siegel, Ruth; Weinberger, Dov; *RETINA- The Journal of Retinal and Vitreous Diseases*; 1996, 16; 80-81; Retinal Detachment after non-contact Pneumatic Tonometry
- BAI94: Bai, Mingsian; Wu, Kuorung; *Journal of the Acoustic Society of America*; 1994, 95; 3300-3310; Free Vibration of a thin spherical Shell containing a compressible Fluid
- MCBAIN58: McBain, E.H.; *Archives of Ophthalmology*; 1958, 60; 1080-1091; Tonometer Calibration
- MCBAIN60: McBain, E.H.; *Archives of Ophthalmology*; 1960, 62; 62-68; Tonometer Calibration
- BILLINGS93: Billings, Alan; 1993; *Optics, Optoelectronics and Photonics*; New York, London; Prentice Hall
- BOEF87: Boef, A.J.; *Applied Optics*; 1987, 26; 4545-4550; Interferometric Laser Rangefinder using a frequency modulated Diode Laser
- BOEF88: Boef, A.J.; *Applied Optics*; 1988, 27; 306-311; Two Wavelength Scanning Spot Interferometer using Single-Frequency Diode Lasers
- BORDON95: Bordon, A.F.; Katsumi, O.; Hirose, T.; *Journal of Pediatric Ophthalmology and Strabismus*; 1995,32; 373-377; Tonometry in Pediatric Patients: A comparative Study among Tono-pen, Perkins, and Schiötz Tonometers
- BOYLE93: Boyle, W.; Dick, G.L.; *Rev. Science Instrumentum.*; 1993, 64; 3082-3087; Optical Instrumentation for Eye Length Measurement using a short Coherence Length laser-based Interferometer Approach
- BRÄUNER98: Bräuner, Christian; 1998; *Konzeption, Entwicklung und Aufbau eines DSP-basierten Meß- und Steuersystems für ein berührungsloses Tonometer*
- BRITT91: Britt, James; Clifton, Bradley; *Archa Ophthalmologica*; 1991, 109; 225-228; Microaerosol Formation in non-contact Air-Puff Tonometry
- BRUNNER89: Brunner, W.; Junge, K.; 1989; *Lasertechnik*; Heidelberg; Hüthig Verlag

- CLOUD82: Cloud, C.L.; Proceedings of the 1982 Joint Conference on experimental Mechanics; 1982; 322-326; Non invasive Ocular Tonometry using Laser Doppler Velocimetry
- COQUART92: Coquart, Lionel; Depeursinge, Christian; Journal of Biomechanics; 1992, 10; 1105-1118; A Fluid-Structure Interaction Problem in Biomechanics: Prestressed Vibrations of the Eye by the Finite Element Method
- CRANE69: Crane, Robert; Applied Optics; 1969, 8; 538-542; Interference Phase Measurement
- CULSHAW82: Culshaw, Brian; Giles, Ian P.; IEE Journal of Quantum Electronics; 1982, 18; 690-693; Frequency modulated heterodyne optical Fiber Sagnac Interferometer
- DEFERRARI67: Deferrari, H.A.; Darby, R.A.; Journal of the Acoustic Society of America; 1967, 42; 982-990; Vibrational Displacement and Mode Shape Measurement by a Laser Interferometer
- DECKER96: Decker, P.; Kanngiesser, H.; Robert, Y.C.; Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde; 1996, 208; 370-372; Das Kontaktglastonometer
- DERKA80: Derka, H.; Klinische Monatsblätter Augenheilkunde; 1980, 177; 634-642; Das American Optical Non-Contact-Tonometer und seine Ergebnisse im Vergleich zur Goldmannschen Applanationstonometrie
- DESMETTRE94: Desmettre, J.; Labalette, P.; Paul, P.; Journal Francais Ophthalmologie; 1994, 17; 470-474; Faut-ils répéter la mesure du tonus oculaire
- DEUTSCH96: Deutsch, C.; Christiansen, N.; Ossysek, I.; Draeger, J.; Rumberger, E.; Kohlhaas, M.; Der Ophthalmologe; Vol.93 No. 5; 544-548; Clinical Calibration and in-vitro Validation of two microprocessor-controlled Tonometers
- DICKSON70: Dickson, L.D.; Applied Optics; 1970, 9; 1854-1861; Characteristics of a Propagating Gaussian Beam
- DOHADWALA98: Dohadwala, A.A.; Munger, R.; Damji, K.F.; Journal of the American Academy of Ophthalmology; 1998; Positive Correlation between Tono-Pen intraocular Pressure and central corneal Thickness
- DRAEGER61: Draeger, J.; 1961; Geschichte der Tonometrie; Basel, New York; S. Karger Verlag
- DRAEGER75: Draeger, J.; Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde; 1975, 167; 27-34; Klinische und experimentelle Untersuchungen mit dem Non-Contact-Tonometer

- DRAEGER87: Draeger, J.; Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde; 1987, 190; 539-541; Über die automatische Messung des Augeninnendrucks mit einem elektronischen Sensortonometer
- DRAEGER89: Draeger, J.; Rumberger, E.; Wirt, H.; Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde; 1989, 195; 196-202; Klinische und experimentelle Prüfung des sogenannten Tono-Pen-Tonometers
- DRAEGER89: Draeger, J.; Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde; 1989, 195; 330-333; Fortschritte bei der Früherkennung des Glaukoms
- DRAEGER93: Draeger, J. ; 1993; Tonometrie; Stuttgart, New York; Georg Thieme Verlag
- DRAEGER97: Draeger, Jörg; Deutsche Apotheker Zeitung; 1997, 40; 72-79; Glaukom
- DRESCHER981: Drescher J., Kruse A., Kessler D., Stork W., Müller-Glaser K.-D., Kreiner C.F.; Biomedizinische Technik, 43, Ergänzungsband 1; 566-567; Dresden 1998; Mikrooptisches Tonometer
- DRESCHER982: Drescher J., Stork W., Hey S., Gundlach A., Müller-Glaser K.-D., Kreiner C.F.; in BIOS Europe 98, Stockholm 1998; Non-Contact Tonometry using Laser Interferometry
- DRESCHER99: Drescher J., Stork W., Hey S., Gundlach A., Müller-Glaser K.-D., Kreiner C.F.; Proceedings of Ophthalmic Technologies 9, Vol. 3591; 104-113; San Jose 1999; Non-Contact Measurement of Intraocular Pressure Using a Modified Michelson Interferometer
- EN60601-2-22: Deutsche Norm ; 1996; Medizinische elektrische Geräte
- EN-60825-1: Deutsche Norm; 1997; Sicherheit von Lasereinrichtungen
- EPSA99: <http://www.epsa.de/medizin.html>; 1999; Selbsttonometer Ocuton S
- ESGIN98: Esgin, H.; Alimgil, M.L.; Erda, S.; European Journal of Ophthalmology; 1989, 8; 162-166; Clinical Comparison of the ocular Blood Flow Tonograph and the Goldman Applanation Tonometer
- FEIJÓO96: Feijóo, Julia; 1996; Untersuchung von Schwingungsmeßsystemen für den Einsatz in der dynamischen Tonometrie
- FICK88: Fick, A.; Pflügers Arch. Ges. Physiol.; 1888, 42; 86-100; Über die Messung des Druckes im Auge
- FOSTER94: Foster, C.Stephen; 1994; The Sclera; Springer Verlag
- FRANKLIN99: <http://franklinweb.com/tono.html>; 1999; Tono-Pen™ XL
- FRESCO98: Fresco, B.B.; Ophthalmology; 1998, 105; 2123-2126; A New Tonometer - The Pressure Phosphene Tonometer

- FRIEDENWALD37: Friedenwald, Jonas; American Journal of Ophthalmology; 1937, 20; 985-1025; Contribution to the Theory and Practice of Tonometry
- FRÖHLICH95: Fröhlich, Peter; 1995; FEM-Leitfaden; Berlin, Heidelberg; Springer Verlag
- GABEL97: Gabel, V.P.; Forschungsbericht 1994-1997, Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde; 1997; Einfluß der Hornhautstromadicke auf die indirekte Augendruckmessung nach dem Mackay Marg Verfahren
- GAREIS98: Gareis, O.; 96. Jahrestagung der DOG 1998; 1998; Erste Erfahrungen mit dem neuen Selbsttonometer Ocuton S
- GLOSTER57: Gloster, J.; Perkins, E.S.; British Journal of Ophthalmology; 1957, 41; 103-110; Extensibility of Sclera and Cornea
- GOLDMANN55: Goldmann, H.; Bull. Soc. Franc. Ophthalmol; 1955; Un nouveau tonometr a applanation
- GOLDMANN57: Goldmann, H.; Schmidt, Th.; Ophthalmologica; 1957, 134; 221-242; Über Applanationstonometrie
- GÖRLICH93 : Görlich, S.; Möhr, K.; Klose, N.; Pfeifer, P.; International Journal of Optoelectronics; 1993, 8; 555-562; Investigations of an Applanation Tonometer with an integrated optical Waveguide
- HAGER58: Hager, H.; International Congress of Ophthalmology; 1958; 1302-1306; Objektive Elektrische Dynamometrie mit Hilfe des Bulbus Orbita Pulses
- HALLIWELL79: Halliwell, N.A.; Journal of Sound and Vibration; 1979, 62; 312-315; Laser-Doppler Measurement of vibrating Surfaces: A portable Instrument
- HAMELINK79: Hamelink, J.M.; Cloud, G.L.; Journal of Biomechanical Engineering; 1979, 101; 267-270; Ocular Tonometry Through sonic Excitation and Laser Doppler Velocometry
- HANSEN95: Hansen, Mette, Kaas; Acta Ophthalmologica Scandinavia; 1995, 73; 176-180; Clinical Comparison of the XPERT non-contact Tonometer and the conventional Goldman Applanation Tonometer
- HERDE97: Herde, J.; Vortrag im Workshop „Kontinuierliche, berührungslose Augeninnendruckmessung“, Erfurt ; 1997; Zur mikrobiologischen Situation bei der Non-Contact-Tonometrie
- HESSEMER89: Hessemer, V.; Rössler, R.; Jacobi, K.W.; Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde; 1989, 195; 23-27; Tono-Pen versus Manometer

- HEY96: Hey, Stefan; 1996; Entwicklung einer akustischen Vibrationsanregung für ein berührungsloses Tonometer
- HSU88: Hsu, Hsiung; United States Patent US004928697; 1988; Non-contact high Frequency Tonometer
- HSU90: Hsu, Hsing; United States Patent US005148807; 1990; Non-contact tonometer
- HUANG91: Huang, Jin; Achenbach, Jan D.; Journal of the Acoustic Society of America; 1991, 90; 1269-1274; Dual Probe Laser Interferometer
- IMBERT85: Imbert, A.; Archa Ophthalmologica; 1885, 5; 358-361; Theorie des Ophthalmometers
- ISO15004: Deutsche Norm ; 1998; Ophthalmische Instrumente
- ISO8612: Deutscher Normentwurf ; 1999; Tonometer
- JESSEN81: Jessen, K.; Sayeh, F.; Developments in Ophthalmology; 1981, 3; 171-193; Untersuchungen zu Ophthalmodynamometrie nach Hager-Otto
- JESSEN82: Jessen, K.; Hoffmann, F.; Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde; 1982, 180; 96-99; Bemerkungen zu den klinischen Beurteilungskriterien für Tonometer
- JÜNEMANN98: Jünemann, A.; Vortrag auf der 103. Erlanger Augenärztlichen Fortbildung „Früh- und Differentialdiagnose der Glaukome“; 1998;
- KANG96: Kang, Ju; Käser, Matthias; 1996; Entwicklung und Aufbau eines Vibrometers zur Messung von Schwingungen am menschlichen Auge
- KASPRZAK97: Kasprzak, H.T.; Optik; 1997, 2; 62-67; Approximation of Geometry and Thickness of the human Cornea
- KEIPER62: Keiper, David; The Review of Scientific Instruments; 1962, 33; 1181-1184; Dynamic Mechanical Probe Tester for Low Audio and Subaudio Frequencies
- KEIPER63: Keiper, David; Sarin, L.K.; 1963; 1007-1012; The Vibration Tonometer
- KESSLER96: Kessler, Dieter; 1996; Schwingungsuntersuchung an enukleierten Tieraugen mit einem Laser-Vibrometer zur Untersuchung der Abhängigkeit vom Intraokulardruck
- KIKUTA86: Kikuta, Hiaso; Iwata, Koichi; Applied Optics; 1986, 25; 2976-2980; Distance Measurement by the Wavelenth Shift of Laser Diode Light
- KINGSTON95: Kingston, Robert; ; Optical Sources, Detectors and Systems; San Diego, Boston; Academic Press

- KOBAYASHI73: Kobayashi, A.S.; Staberg, L.G.; Experimental Mechanics; 1973; 497-503; Viscoelastic Properties of Human Cornea
- KRASNICKY90A: Krasnicky, Edward; Margolis, Donald; United States Patent US004945913; 1990; Single Chamber Acoustical Tonometer
- KRASNICKY90B: Krasnicky, Edward; Margolis, Donald; United States Patent US004930507; 1990; Double Chamber Acoustical Tonometer
- KREHN86: Krehn, E.; Inaugural-Dissertation an der Universität Würzburg; 1986; Vergleich zwischen Non-Contact-Tonometer und Applanationstonometer; Würzburg
- KRUSE95: Kruse, Antje; 1995; Modellierung des Humanauges mit finiten Elementen zur Analyse der Eigenmoden in Abhängigkeit vom Intraokulardruck
- KUNOW98: Kunow, Anette; 1998; Finite-Elemente-Methode; Heidelberg; Hüthig Verlag
- KURSAR91: Kursar, Gerald; United States Patent US005179953; 1991; Portable Diurnal Intraocular Pressure Recording System
- LAM93: Lam A.K.; Clinical and experimental Optometry; 1993,76; 215-218; The Effect of Tears on intraocular Pressure Measurement using the Pulsair non-contact Tonometer
- LANGHAM68: Langham, Maurice E.; McCarthy, Elizabeth; Archa Ophthalmologica; 1968, 79; 389-399; A rapid pneumatic Applanation Tonometer
- LANGMANN85: Langmann, G.; Schuhmann, G.; Schwaiger, W.; Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde; 1985, 187; 345-347; Vergleichende Druckmessungen mit dem Non Contact Tonometer und dem Goldmann Applanationstonometer
- LAUFER95: Laufer, Jens; 1995; Entwicklung und Aufbau eines Laser-Doppler-Interferometers zur Messung des Intraokulardrucks von menschlichen Augen unter Verwendung von mikrooptischen und mikroelektronischen Elementen
- LAUTERBORN93: Lauterborn, W.; Kurz, T.; 1993; Kohärente Optik; Berlin, Heidelberg; Springer Verlag
- LEE85: Lee, David; United States Patent US004628938; 1985; Continuous Applanation Tonometer
- LEICA99: http://www.leica.com/ophthalmic/product/xpert_1.html; 1999; XPERT NCT PLUS

- LEMKE96: Lemke, Klaus; Plagwitz, Kai-Uwe; Deutsches Patent DE19647114A1; 1996; Verfahren und Vorrichtung zur berührungslosen Messung des Augeninnendrucks
- LINSENMEIER97: Linsenmeier, Michael; 1997; Untersuchung von Ultraschallanregung für berührungslose Tonometrie sowie deren Realisierung
- LIYOU97: Liou, H.L.; Brennan, N.A.; Journal of the Optical Society of America; 1997, 14; 1684-1695; Anatomically accurate, Finite Model Eye for optical Modeling
- MACKAY59: Mackay, R.S.; Marg, E.; Acta Ophthalmologica; 1959, 37; 495-507; Fast, automatic, electronic Tonometers based on an exact Theory
- MACKIE96: Mackie, S.W.; Jay, J.L.; Ackerly, R.; Walsh, G.; Ophthal. Physiol. Opt.; Vol.16 No.2; 171-177; Clinical Comparison of the Keeler Pulsair 2000, American Optical MKII and Goldmann Applanation Tonometers
- MAKLAKOFF85: Maklakoff, C.; Archa Ophthalmologica; 1885, 5; 159-165; L'Ophthalmotonometrie
- MASSIE92: Massie, Norbert; Maxfield, Bruce; Europäisches Patent EP0536574A1; 1992; Non-Contact Tonometer
- MCDEVITT88: McDevitt, T.E.; Stuart, Alan D.; Journal of the Acoustical Society of America; 1988, 85; 450-453; A two-channel Laser Doppler Vibrometer Technique for Characterizing the dynamic Properties of elastomeric Materials
- MCDEVITT93: McDevitt, T.E.; Koopmann, G.H.; Journal of Vibration and Acoustics; 1993, 115; 436-440; Two-Channel Laser Vibrometer Techniques for vibrational Intensity Measurements
- MCDEVITT94: McDevitt, T.E.; Koopmann, G.H.; Journal of Vibration and Acoustics; 1994,116; 100-104; Two-Channel Laser Vibrometer Techniques for vibrational Intensity Measurements Part 2: Longitudinal Intensity
- MCGARRITY94: McGaritty, C.; Jackson, D.A.; Optics Communications; 1994, 109; 246-248; Improvement of Phase generated Carrier Technique for passive Demodulation of miniature interferometric Sensors
- MIDELFART94: Midelfart, Anna; Wiggers, Andreas; British Journal of Ophthalmology; 1994,78; 895-898; Clinical Comparison of the ProTon and TonoPen Tonometers with the Goldmann Applanation Tonometer
- MIEKE98: Mieke, Stephan; Schade, Thomas; 1998; Leitfaden zu meßtechnischen Kontrollen von Medizinprodukten mit Meßfunktionen (LMKM); Braunschweig, Berlin; Physikalisch Technische Bundesanstalt

- MÜLLER97: Müller, Günther; Groth, Clemens; 1997; FEM für Praktiker; Renningen-Malmsheim; Expert-Verlag
- NIDEK99: <http://www.nidekeye.com/nt3000.html>; 1999; NT-3000 Non-Contact Tonometer
- PETTER96: Petter, Erwin; 1996; Entwicklung eines miniaturisierten Meßsystems zur Schwingungsanalyse und sein Einsatz zur kontinuierlichen, nicht-invasiven Augeninnendruckmessung; St.Ingbert; Dissertation an der Universität des Saarlandes
- PHILLIPS92: Phillips, C.I.; Tsukahara, S.; Ophthalmic Research; 1992, 24; 338-343; Ocular Pulsation correlates with ocular Tension
- PLAGWITZ99: Plagwitz, K.U.; Lemke, K.; Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde; 1999, 214; 40-43; Neues Meßverfahren der Non-contact-Tonometrie
- POPOVICH97: Popovich, K.S.; Shields, M.B.; Journal of Glaucoma; 1997, 6; 44-46; A Comparison of intraocular Pressure Measurements with the XPERT Non-contact Tonometer and Goldmann Applanation Tonometry
- REINELT97: Reinelt, Thomas; 1997; Untersuchungen von FEM-Modellierungen zur Schwingungsanalyse des Humanauges
- RENDE74: Rende, Richard; United States Patent US003934462; 1974; Automatic computing ocular Tonometer System
- RÖMER18: Römer, P.; Ber. Dt. Ophthal. Gesellschaft; 1918, 41; 62-68; Neues zur Tonometrie des Auges
- ROTH62: Roth, Wilfried; Blake, Dale; Fourth International Congress on Acoustics; 1962, N13; Acoustic Probe for intraocular Pressure Measurement
- SAMPOLESI74: Sampolesi, R.; Editorial Medical Panamericana; 1974; 175-190; Curva diaria de precision. El Claucoma
- SASAKI86: Sasaki, Osami; Okazaki, Hirokazu; Applied Optics; 1986, 25; 3137-3140; Sinusoidal phase modulating Interferometry for Surface profile Measurement
- SASAKI91: Sasaki, Osami; Yoshida, Tadahiko; Applied Optics; 1991, 30; 3617-3621; Double sinusoidal phase-modulating Laser Diode Interferometer for Distance Measurement
- SCHLEGEL72: Schlegel, William; Lawrence, Carteret; Investigative Ophthalmology; 1972; 593-599; Viscoelastic Response in the enucleated human Eye

- SCHMITZ86: Schmitz, H.; Draeger, J.; Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde; 1986, 198; 154-157; Inaktivierung von HTLV-III/LAV durch UV-Bestrahlung und durch chemische Desinfektion
- SCHMITZ90: Schmitz, H.; Draeger, J.; Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde; 1990, 196; 225-227; Tonometersterilisation
- SHAOMIN88: Shaomin, Wang; Progress in Optics 25, 279-348; Principles and Design of Optical Arrays
- SHIOE94: Shioe, Yoshihiko; WWW-Publikation <http://www.canon.com.sg/t2ce.htm>; 1996; Clinical Evaluation in Correlation between Canon Tonometer T-2 and Perkins Applanation Tonometer
- SINHA94: Sinha, Dipen; Wray, William; United States Patent US005375595A; 1994; Apparatus and Method for Non-Contact, Acoustic Resonance Determination of Intraocular Pressure
- SOERGEL94: Soergel, Fritz; 1994; Biomechanische Charakterisierung der menschlichen Augenhornhaut mit dynamisch-mechanischer Spektroskopie; Ulm; Dissertation an der Universität Ulm
- SOERGEL97: Soergel, Fritz; Muecke, Sylvia; Advances in Corneal Research, Proceedings of the World Congress on the Cornea IV; 1997; 257-272; Corneal Viscoelasticity spectra as a Result of Dynamic Mechanical Analysis
- SPAETH88: Spaeth, George; 1988; Atlas der ophthalmologischen Operationen: Trabekulektomie; Stuttgart, New York; Georg Thieme Verlag
- SPAHN89: Spahn, J.; Laser, Optoelektronik in der Medizin, Vorträge des 9. Internationalen Kongresses Laser89; 1989; 280-283; Berührungslose Messung des Augeninnendrucks mit einem Laser-Photoakustik-Verfahren
- SPÖRL96: Spörl, Eberhard; Genth, Uwe; Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde; 1996, 208; 112-116; Thermo-mechanisches Verhalten der Hornhaut
- STRODEL98: Strodel, Alexander; 1998; Konzeption und Implementierung eines Echtzeit-Betriebssystems für ein DSP-basiertes Tonometer
- SU94: Su, C.S.; Bowden, S.; Archa Ophthalmologica; 1994, 112; 1406-1407; Current Tonometer Desinfection may be inadequate for Hepatitis B Virus
- SUDARSHANAM92: Sudarshanam, V.S.; Optics Communications; 1992, 88; 291-294; New Spectrum Analysis Technique for interferometric Vibration Measurement
- TAKAHASHI95: Takahashi, Nobuo; Mizuno, Toshihiro; 1995, 49; 1791-1794; Reliability of automated non-contact Tonometer

- TELFAIR99: Telfair, William; Yoder, Paul; Proceedings of Ophthalmic Technologies 9; 1999, 220-228; Scanning Mid-IR-Laser Apparatus with Eye Tracking for Refractive Surgery
- TUCK94: Tuck, Maurice; Crick, Ronald; Ophthalmic and Physiological Optics; 1994, 14; 347-350; Non-Contact Tonometry: Optometrists' current Practice in England and Wales
- VERNON95: Vernon, A. Stephen; British Journal of Ophthalmology; 1995; 79; 554-557; Reproducibility with the Keeler Pulsair 2000 non-contact Tonometer
- VIERTHALER95: Vierthaler, Matthias; 1995; Entwicklung eines Algorithmus zur Schwingungsrekonstruktion aus den Signalen eines Laser-Doppler-Vibrometers sowie dessen Implementierung unter Visual C++
- VIKRAM89: Vikram, Chandra; McDevitt, T.E.; Optical Engineering; 1989, 28; 922-925; Simple Spectrum Analysis in Laser Doppler Studies of Sinusoidal Vibrations
- WACKER96: Wacker, Wiltrud; 1996; Die Entwicklung des Non-Contact Tonometers anhand der Patentliteratur; München; Dissertation an der Augenklinik und Poliklinik der Universität München
- WANG72: Wang, C.P.; Journal of Physics; 1972, 5; 763-766; A unified Analysis on Laser Doppler Velocimeters
- WANG74: Wang, C.P.; Applied Optics; 1974, 13; 98-102; Laser Doppler Velocimetry: Experimental Study
- WEIR91: Weir, K.; Boyle, W.; Electronics Letters; 1991, 27; 1658-1660; Low Coherence interferometric Fibre Optic Vibrometer Using novel optical Signal Processing Scheme
- WILLIAMS89: Williams, C.C.; Wickramasinghe, H.K.; Journal of Applied Physics; 1986, 60; 1900-1903; Optical Ranging by Wavelength multiplexed Interferometry
- WOLL94: Woll, Teddy; 1994; Die Messung des intraocularen Drucks durch das geschlossene Augenlid; Darmstadt; Dissertation an der Technischen Hochschule Darmstadt
- WOO72: Woo, S.L-Y.; Kobayashi, A.S.; Experimental Eye Research; 1972, 14; 29-39; Nonlinear Material Properties of intact Cornea and Sclera

B Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen

ABBILDUNGEN

ABBILDUNG 3.1:	SCHNITT DURCH DEN AUGAPFEL (/HOLLWICH88/)	6
ABBILDUNG 3.2:	KAMMERWASSERPRODUKTION UND ABFLUß	7
ABBILDUNG 3.3:	PULSATORISCHE UND TAGESZEITLICHE SCHWANKUNG DES AUGENINNENDRUCKS (/HOLLWICH88/, /PRÜNTE97/)	8
ABBILDUNG 3.4:	ZIRKADIANER AUGENINNENDRUCKVERLAUF BEI GLAUKOMVERDACHT (/HOLLWICH88/)	9
ABBILDUNG 3.5:	ENTWICKLUNG DER SEHFELDAUSFÄLLE BEIM PRIMÄREN GLAUKOMA SIMPLEX (/HOLLWICH88/)	10
ABBILDUNG 3.6:	FISTULIERENDE GONIOTREPANATION	15
ABBILDUNG 4.1:	IMPRESSIONSTONOMETER NACH SCHIÖTZ	20
ABBILDUNG 4.2:	TONAIR APPLANATIONSTONOMETER NACH STEINBERG (MEßKOPF)	21
ABBILDUNG 4.3:	APPLANATIONSTONOMETER NACH MAKLAKOFF	23
ABBILDUNG 4.4:	APPLANATIONSTONOMETER NACH GOLDMANN/SCHMIDT (/DRAEGER93/)	24
ABBILDUNG 4.5:	APPLANATIONSTONOMETRIE NACH MACKAY / MARG	25
ABBILDUNG 4.6:	HANDTONOMETER TONO-PEN NACH DEM PRINZIP VON MACKAY/MARG	26
ABBILDUNG 4.7:	NON-CONTACT-TONOMETER NIDEK NT2000	27
ABBILDUNG 4.8:	MONITORBILD EINER HALBAUTOMATISCHEN POSITIONIERUNG, JUSTAGEHILFEN	28
ABBILDUNG 4.9:	APPLANATIONSMESSUNG	29
ABBILDUNG 4.10:	MEßGENAUIGKEITSUNTERSUCHUNG (/DRAEGER75/, /MACKIE96/)	30
ABBILDUNG 4.11:	VERTEILUNG DER CORNEADICKE (/JÜNEMANN98/)	31
ABBILDUNG 4.12:	VERGLEICH VON XPERT UND GOLDMANN- APPLANATIONSTONOMETER (/HANSEN95/)	34
ABBILDUNG 4.13:	VERSPRENGEN VON TRÄNENFLÜSSIGKEIT BEI LUFTPULS-TONOMETRIE (/BRITT91/)	35
ABBILDUNG 4.14:	VERFORMUNG DER CORNEA DURCH LUFTIMPULS- TONOMETRIE (/BRITT91/)	36
ABBILDUNG 4.15:	SELBSTTONOMETER OCUTON S	37
ABBILDUNG 5.1:	VIBRATION TONOMETER NACH ROTH (/ROTH62/)	40
ABBILDUNG 5.2:	MESSUNG MIT DEM VIBRATION TONOMETER (/KEIPER63/)	41
ABBILDUNG 5.3:	MEßAUFBAU VON HAMELINK UND CLOUD /HAMELINK79/	42
ABBILDUNG 5.4:	MEßERGEBNISSE VON 20 ENUKLEIERTEN LAMMAUGEN /HAMELINK79/	43
ABBILDUNG 5.5:	FE-MODELL NACH COQUART	44

ABBILDUNG 5.6:	FREQUENZVERSCHIEBUNG NACH COQUART	45
ABBILDUNG 5.7:	FE-MODELL UND BERECHNETE EIGENSCHWINGUNGEN	46
ABBILDUNG 5.8:	AUFBAU ZUR IN-VIVO-MESSUNG; MEBKOPF	46
ABBILDUNG 5.9:	ERGEBNISSE DER MEBREIHE AN 267 AUGEN	47
ABBILDUNG 5.10:	PRINZIP DER SCHWINGUNGSANREGUNG UND MESSUNG	48
ABBILDUNG 5.11:	LABORAUFBAU, MESSUNG AN EINEM ENUKLEIERTEN SCHWEINEAUGE	49
ABBILDUNG 5.12:	MEßERGEBNISSE AN ENUKLEIERTEN SCHWEINEAUGEN.....	50
ABBILDUNG 5.13:	MESSUNG DER SCHWINGUNGSAMPLITUDE AN 5 PROBANDEN	51
ABBILDUNG 5.14:	GEMESSENE ZEITLICHE VERFORMUNG DER CORNEA AN EINEM AUGENPHANTOM	52
ABBILDUNG 5.15:	VERFORMUNGSGESCHWINDIGKEIT, AUSSCHWING- FREQUENZ UND DÄMPFUNG IN ABHÄNGIGKEIT VOM AUGENINNENDRUCK.....	53
ABBILDUNG 5.16:	HIGH-FREQUENCY TONOMETER NACH HSU	54
ABBILDUNG 5.17:	FUNKTIONSPRINZIP DES TONOMETERS NACH HSU	55
ABBILDUNG 5.18:	ERWARTETE ABHÄNGIGKEIT DES SCHALLDRUCKS	55
ABBILDUNG 5.19:	NON-CONTACT TONOMETER NACH MASSIE.....	56
ABBILDUNG 5.20:	MEßVORGANG; MITTELUNG DURCH DREIECKFÖRMIGE MODULATION	57
ABBILDUNG 5.21:	AKUSTISCHE RESONANZMESSUNG NACH SINHA	58
ABBILDUNG 5.22:	SPEKTRUM EINES WASSERGEFÜLLTEN BALLONS.....	58
ABBILDUNG 5.23:	GEMESSENE SCHWINGUNG EINES SCHWEINEAUGES.....	59
ABBILDUNG 5.24:	AKUSTISCHES KAMMERTONOMETER NACH KRASNICKY.....	60
ABBILDUNG 6.25:	DESIGNBEISPIEL EINES KONTAKTLOS ARBEITENDEN HANDTONOMETERS.....	71
ABBILDUNG 7.1:	DETAILAUFNAHMEN DES HUMANAUGES.....	76
ABBILDUNG 7.2:	AUFBAU DER CORNEA (/SOERGEL94/).....	79
ABBILDUNG 7.3:	ABMESSUNGEN DES AUGENMODELLS	82
ABBILDUNG 7.4:	SPANNUNGS-DEHNUNGSKURVE NACH /WOO72/	84
ABBILDUNG 7.5:	KINEMATISCH VERTRÄGLICHE ELEMENTE (LINKS) UND AUSEINANDERKLAFFENDE ELEMENTKANTEN.....	86
ABBILDUNG 7.6:	MÖGLICHE BELASTUNGSRICHTUNGEN BEI PLATTEN- UND SCHALENELEMENTEN (/KUNOW98/).....	86
ABBILDUNG 7.7:	AUGENMODELL MIT FLUID.....	90
ABBILDUNG 7.8:	VERWERFUNGEN DER ELEMENTE BEI EINER SCHWINGUNGSFREQUENZ VON 650 Hz	92
ABBILDUNG 7.9:	DRUCKÄNDERUNGEN IM FLUIDBEREICH DES AUGENMODELLS BEI DEN FREQUENZEN 233 UND 381 Hz	93
ABBILDUNG 7.10:	AUGENMODELL DURCH AUTOMATISCHE VERNETZUNG	94
ABBILDUNG 7.11:	INHOMOGENE VERNETZUNG DES AUGENMODELLS	95
ABBILDUNG 7.12:	AUGENMODELL MIT RADIALSYMMETRISCHER VERNETZUNG.	96
ABBILDUNG 7.13:	AUGENMODELL MIT HOHLVOLUMEN	97

ABBILDUNG 7.14:	FEHLER IN DER BERECHNUNG DER RESONANZFREQUENZEN BEI ZU GERINGER ELEMENTANZAHL)	98
ABBILDUNG 7.15:	FEHLER IN DER BERECHNUNG DER RESONANZFREQUENZEN DURCH SUMMATION VON RUNDUNGSFEHLERN.	99
ABBILDUNG 7.16:	ABHÄNGIGKEIT DER ERSTEN 3 EIGENFREQUENZEN VON DER ELEMENTANZAHL.....	100
ABBILDUNG 7.17:	ABHÄNGIGKEIT DER RESONANZFREQUENZEN VOM AUGENINNENDRUCK.....	101
ABBILDUNG 7.18:	ABHÄNGIGKEIT DER RESONANZFREQUENZEN VON DER GRÖÖE DES AUGES	102
ABBILDUNG 7.19:	ABHÄNGIGKEIT DER RESONANZFREQUENZ VON DER SCHALENDICKE.....	103
ABBILDUNG 7.20:	ABHÄNGIGKEIT DER RESONANZFREQUENZEN VON DER GEWEBEDICHTE	103
ABBILDUNG 8.1:	BLOCKDIAGRAMM DES MEBSYSTEMS	108
ABBILDUNG 8.2:	PRINZIPIELLER AUFBAU EINES MICHELSON- INTERFEROMETERS	109
ABBILDUNG 8.3:	STREIFENBILDUNG; RINGSTRUKTUR	110
ABBILDUNG 8.4:	INTERFEROMETER ZUR BERÜHRUNGSLOSEN SCHWINGUNGSMESSUNG.....	111
ABBILDUNG 8.5:	KRITERIEN ZUR UMKEHRPUNKTBERECHNUNG	113
ABBILDUNG 8.6:	REKONSTRUKTION DER SCHWINGUNG AUS EINEM AUFGENOMMENEN INTENSITÄTSSIGNAL.....	115
ABBILDUNG 8.7:	ENTWICKELTES PROGRAMM ZUR MESSUNG DER AUGENSCHWINGUNGEN	116
ABBILDUNG 8.8:	AUGENHALTERUNG UND DRUCKEINSTELLUNG	117
ABBILDUNG 8.9:	HELMHOLTZRESONATOR ZUR SCHWINGUNGSANREGUNG ...	118
ABBILDUNG 8.10:	SCHALLDRUCK DES RESONATORS UND EINES FREIEN LAUTSPRECHERS	118
ABBILDUNG 8.11:	KONTAKTBEHAFTETE ANREGUNG	118
ABBILDUNG 8.12:	SYSTEM ZUR SCHWINGUNGSMESSUNG.....	119
ABBILDUNG 8.13:	OPTISCHER TEIL DES MEBSYSTEMS.....	119
ABBILDUNG 8.14:	RELATIVER FEHLER DER SCHWINGUNGSBERECHNUNG	121
ABBILDUNG 8.15:	FEHLERFREI (LINKS) UND MIT FALSCHEN UMKEHRPUNKTEN (RECHTS) REKONSTRUIERTE SCHWINGUNG; FFT DER SCHWINGUNGEN	122
ABBILDUNG 8.16:	EIGENBEWEGUNG DES AUFBAUS.....	123
ABBILDUNG 8.17:	EINKOPPLUNG VON SCHWINGUNGEN DURCH DIE ANREGUNG	124
ABBILDUNG 8.18:	FREQUENZGANG DES AUGENMODELLS BEI KONTAKTLOSER ANREGUNG	127
ABBILDUNG 8.19:	VERSCHIEBUNG DER RESONANZFREQUENZEN DES AUGENMODELLS	128
ABBILDUNG 8.20:	SCHWINGUNGSVERLAUF BEI AKUSTISCHER ANREGUNG.....	129

ABBILDUNG 8.21:	GEMESSENE SCHWINGUNG BEI UNTERSCHIEDLICHEM ABSTAND DER ANREGUNGSEINHEIT.....	129
ABBILDUNG 8.22:	FREQUENZGANG DER SCHWINGUNGSAMPLITUDE BEI KONTAKTBEHAFTETER ANREGUNG (FRS8)	130
ABBILDUNG 8.23:	FREQUENZGANG DER SCHWINGUNGSAMPLITUDE BEI KONTAKTBEHAFTETER ANREGUNG (SEMCO22).....	131
ABBILDUNG 8.24:	ABHÄNGIGKEIT DER RESONANZFREQUENZ VOM AUGENINNENDRUCK UND DEREN EMPFINDLICHKEIT (FRS8)	131
ABBILDUNG 8.25:	ABHÄNGIGKEIT DER RESONANZFREQUENZ VOM AUGENINNENDRUCK UND DEREN EMPFINDLICHKEIT (SEMCO22)	132
ABBILDUNG 8.26:	WIEDERHOLTE MESSUNG EINES AUGES.....	133
ABBILDUNG 8.27:	RESONANZFREQUENZEN VON 6 SCHWEINEAUGEN (FRS8) ..	134
ABBILDUNG 8.28:	RESONANZFREQUENZEN VON 6 SCHWEINEAUGEN (SEMCO22)	134
ABBILDUNG 8.29:	HYSTERESE DURCH RELAXATIONSPROZESSE	135
ABBILDUNG 8.30:	WIEDERHOLTE MESSUNG AN EINEM AUGE	136
ABBILDUNG 8.31:	VARIATION DER ANREGUNGSPPOSITION	137
ABBILDUNG 9.1:	MAXIMAL ZULÄSSIGE BESTRAHLUNG NACH EN 60825-1 ...	142
ABBILDUNG 9.2:	MAXIMAL ZULÄSSIGE BESTRAHLUNG IN ABHÄNGIGKEIT VON DER WELLENLÄNGE	141
ABBILDUNG 9.3:	BESTRAHLUNG DER RETINA DURCH DIVERGENTEN LASERSTRAHL.....	143
ABBILDUNG 9.4:	HAUPTKOMPONENTEN DES IN-VIVO-MEßSYSTEMS.....	147
ABBILDUNG 9.5:	GRUNDSTRUKTUR DES INTERFEROMETERS	149
ABBILDUNG 9.6:	RAYTRACING EINES OPTISCHEN SYSTEMS	150
ABBILDUNG 9.7:	DEZENTRIERTES OPTISCHES ELEMENT	153
ABBILDUNG 9.8:	MAXIMALE DEJUSTAGE IN DX, DZ FÜR UNTERSCHIEDLICHE DETEKTORABSTÄNDE (F=50 MM).....	158
ABBILDUNG 9.9:	MAXIMALE DEJUSTAGE IN DX, DZ FÜR UNTERSCHIEDLICHE BRENNWEITEN VON L ₂ (A=50 MM).....	159
ABBILDUNG 9.10:	INTERFERENZBILD FÜR UNTERSCHIEDLICHE DEJUSTAGE IN DZ.....	161
ABBILDUNG 9.11:	INTERFERENZBILD FÜR VERSCHIEDENE DETEKTORABSTÄNDE	162
ABBILDUNG 9.12:	INTERFERENZBILD FÜR UNTERSCHIEDLICHE DEJUSTAGE IN DX	162
ABBILDUNG 9.13:	RINGBREITE IN ABHÄNGIGKEIT DER DEJUSTAGE	163
ABBILDUNG 9.14:	SCHEMATISCHER AUFBAU EINES FESTKÖRPERLASERS (/BRUNNER89/)	166
ABBILDUNG 9.15:	AUFBAU EINES GASLASERS (/BRUNNER89/).....	167
ABBILDUNG 9.16:	SCHEMATISCHER AUFBAU EINES INJEKTIONSLASERS.....	168
ABBILDUNG 9.17:	EMISSIONSSPEKTRUM EINER DOPPEL-HETERO-LASERDIODE (SONY SLD131UL)	169

ABBILDUNG 9.18:	VERTEILTE RÜCKKOPPLUNGSSTRUKTUREN VON DFB- UND DBR-LASERN (/BRUNNER89/)	170
ABBILDUNG 9.19:	ZWEI VERSCHIEDENE STREIFENSTRUKTUR-LASERDIODEN MIT LATERALER BEGRENZUNG DES AKTIVEN GEBIETS (/BRUNNER89/)	170
ABBILDUNG 9.20:	TEMPERATURVERLAUF EINER INDEXGEFÜHRTEN LASERDIODE	172
ABBILDUNG 9.21:	DURCH MODENSPRÜNGE GESTÖRTES INTERFERENZSIGNAL	173
ABBILDUNG 9.22:	KONTRAST DES INTERFERENZSIGNALS EINES MULTIMODIGEN LASERS	173
ABBILDUNG 9.23:	AUFBAU ZUR MESSUNG DER KOHÄRENZ VON HALBLEITERLASERN	175
ABBILDUNG 9.24:	MEßPROGRAMM	176
ABBILDUNG 9.25:	TEMPERATURREGELUNG	177
ABBILDUNG 9.26:	LEISTUNGSREGELUNG	177
ABBILDUNG 9.27:	KONTRAST DER LASERDIODE ROHM RLD 78-NP BEI $T=31^{\circ}\text{C}$	178
ABBILDUNG 9.28:	KONTRAST DER LASERDIODE ROHM RLD 78-NP BEI $T=28^{\circ}\text{C}$	179
ABBILDUNG 9.29:	KONTRAST DER LASERDIODE SANYO DL-3039-011 BEI $T=32,5^{\circ}\text{C}$	179
ABBILDUNG 9.30:	KONTRAST DER LASERDIODE SANYO DL-3039-011 BEI $T=30,4^{\circ}\text{C}$	180
ABBILDUNG 9.31:	KONTRAST DER LASERDIODE SONY SLD-131-UL	180
ABBILDUNG 9.32:	KONTRAST DER LASERDIODE ROHM RLD 78 NP-D ÜBER DER TEMPERATUR ($P = 1,5 \text{ mW}$)	180
ABBILDUNG 9.33:	TEMPERATURABHÄNGIGKEIT DER MODENÜBERGÄNGE (ROHM RLD 78 NP-D)	181
ABBILDUNG 9.34:	LASERMODUL MIT REGELELEKTRONIK; TEMPERATURREGELUNG	182
ABBILDUNG 9.35:	EINFACHES ERSATZSCHALTBILD DER TRANS-IMPEDANZVERSTÄRKERSCHALTUNG	185
ABBILDUNG 9.36:	PHOTODETEKTOR FÜR DAS IN-VIVO-MEßSYSTEM	186
ABBILDUNG 9.37:	BEOBACHTUNGSOPTIK ZUR ERFASSUNG DER AUGENPOSITION	187
ABBILDUNG 9.38:	KAMERAGESTÜTZTE POSITIONSERFASSUNG	187
ABBILDUNG 9.39:	DIFFERENTIELLE POSITIONSDETEKTION	188
ABBILDUNG 9.40:	PRINZIPIELLE DETEKTORELEKTRONIK ZUR POSITIONSBESTIMMUNG	188
ABBILDUNG 9.41:	LICHTLEISTUNGSDIFFERENZ IN ABHÄNGIGKEIT DER DEJUSTAGE	189
ABBILDUNG 9.42:	BERECHNUNG DER POSITIONSWEICHUNG	190
ABBILDUNG 9.43:	INTEGRATION DES POSITIONSDETEKTORS IN DAS INTERFEROMETER	191

ABBILDUNG 9.44:	DETEKTORELEKTRONIK DES XY-POSITIONSDETEKTORS.....	191
ABBILDUNG 9.45:	BELEUCHTUNGSFELD DER POSITIONSDETEKTION UND SCHNITTE IN X- UND Y-RICHTUNG.	192
ABBILDUNG 9.46:	DETEKTORSIGNAL IN ABHÄNGIGKEIT VON EINER AUGENDEJUSTAGE IN X UND Y, SCHNITT DURCH DAS MEßSIGNALFELD	193
ABBILDUNG 9.47:	REPRODUZIERBARKEIT DER X/Y-JUSTAGE.....	194
ABBILDUNG 9.48:	MONITORBILD ZUR JUSTAGE DER Z-ACHSE.....	194
ABBILDUNG 9.49:	MEßKOPF DES IN-VIVO-SYSTEMS	195
ABBILDUNG 9.50:	HELMHOLTZRESONATOR, TYPISCHER SCHALLDRUCKVERLAUF	196
ABBILDUNG 9.51:	HELMHOLTZRESONATOR FÜR DAS IN-VIVO-MEßSYSTEM	197
ABBILDUNG 9.52:	VERGRÖßERUNG DER BANDBREITE DURCH KOPPLUNG ZWEIER RESONATOREN, GEMESSENER SCHALLDRUCK IM VERGLEICH ZUM FREIEN LAUTSPRECHER.....	197
ABBILDUNG 9.53:	PIEZOKERAMISCHER DICKENSCHWINGER, SIMULIERTES (LINKS) UND GEMESSENES (RECHTS) SCHALLFELD IM BEREICH DES FOKUS	198
ABBILDUNG 9.54:	PIEZOKERAMISCHER BIEGESCHWINGER	199
ABBILDUNG 9.55:	FREQUENZANREGUNGSEINHEIT.....	199
ABBILDUNG 9.56:	IMPULSANREGUNGSEINHEIT.....	199
ABBILDUNG 9.57:	BLOCKDIAGRAMM DER VERARBEITUNGS- UND STEUERELEKTRONIK	200
ABBILDUNG 9.58:	PC-SYSTEM	201
ABBILDUNG 9.59:	BLOCKDIAGRAMM DER SIGNALVERARBEITUNGSEINHEIT.....	202
ABBILDUNG 9.60:	BLOCKSCHALTBILD DES ANALOGMODULS.....	203
ABBILDUNG 9.61:	SIGNALPROZESSORMODUL (ORIGINALGRÖßE)	204
ABBILDUNG 9.62:	ANALOGMODUL (ORIGINALGRÖßE)	204
ABBILDUNG 9.63:	DAS IN-VIVO-SYSTEM.....	205
ABBILDUNG 9.64:	MESSUNG EINES PROBANDEN	206
ABBILDUNG 9.65:	ABLAUF EINER IN-VIVO-MESSUNG MIT TYPISCHEN ZEITEN..	207
ABBILDUNG 9.66:	GEMESSENE EIGENBEWEGUNG MIT EINEM KÜNSTLICHEN AUGE	208
ABBILDUNG 9.67:	FFT DER GEMESSENEN EIGENSCHWINGUNG	209
ABBILDUNG 10.1:	AUGENBEWEGUNG OHNE ANREGUNG	211
ABBILDUNG 10.2:	BEWEGUNG DES AUGES BEI IMPULSANREGUNG	212
ABBILDUNG 10.3:	GEFILTERTE IMPULSANTWORT.....	213
ABBILDUNG 10.4:	BEWEGUNG DES AUGES BEI SWEEP-ANREGUNG.....	214
ABBILDUNG 10.5:	GEFILTERTE AUGENSCHWINGUNG	214
ABBILDUNG 10.6:	BERECHNETES SPEKTRUM DER AUGENSCHWINGUNG EINES PROBANDEN BEI SWEEP-ANREGUNG MIT 50 BIS 1050 Hz, MEßDAUER 425 MS, PROBAND 1	215
ABBILDUNG 10.7:	MEHRFACHE MESSUNG DER RESONANZFREQUENZ AN PROBAND 1	215

ABBILDUNG 10.8: MEHRFACHE MESSUNG DER RESONANZFREQUENZ AN
PROBAND 2216

TABELLEN

TABELLE 4.1:	ABHÄNGIGKEIT DES MEßERGEBNISSES VON DER CORNEA-DICKE BEI LUFTIMPULSTONOMETRIE (/LEMKE99/)	31
TABELLE 4.2:	STUDIEN ZUR GENAUIGKEIT VON TONOMETERN.....	33
TABELLE 6.1:	RISIKO EINER GLAUKOMERKRANKUNG IN ABHÄNGIGKEIT VOM AUGENINNENDRUCK (AUS DATEN VON /KRIEGLSTEIN96/)	66
TABELLE 6.2:	GENAUIGKEITSANFORDERUNG NACH ISO 8612.....	66
TABELLE 7.1:	MAßE DER CORNEA (/SOERGEL94/).....	81
TABELLE 7.2:	UNTERSUCHUNGEN DER CORNEADICKE (AUS /LIOU97/)	81
TABELLE 7.3:	ABMESSUNGEN DES CORNEAMODELLS	82
TABELLE 7.4:	MAßE DER SKLERA	82
TABELLE 7.5:	VORAUSSWAHL GEEIGNETER ELEMENTTYPEN FÜR DIE AUGENHÜLLE	88
TABELLE 7.6:	VERGLEICH DER EIGENFREQUENZEN BEIDER MODELLVARIANTEN	91
TABELLE 7.7:	VERGLEICH DER AUGENMODELLE MIT HOHLVOLUMEN MIT DEM VOLLSTÄNDIG GEFÜLLTEN MODELL.....	97
TABELLE 8.1:	ÜBERSICHT ÜBER DIE DURCHGEFÜHRTE MESSUNGEN.....	126
TABELLE 9.1:	BEWEGUNGEN DES AUGES (/TELF AIR99/).....	144
TABELLE 9.2:	ÜBERTRAGUNGSMATRIZEN OPTISCHER ELEMENTE	152
TABELLE 9.3:	VERGLEICH ZWISCHEN GEWINN- UND INDEXGEFÜHRTE STREIFENSTRUKTURLASERN (/BRUNNER89/)	171
TABELLE 9.4:	UNTERSUCHTE LASERDIODEN.....	177

C Verwendete Formelzeichen

Kapitel 4

a :	Dehnungskonstante des Auges
ΔV :	$V_0 - V$
IOP :	Augeninnendruck
P :	Druck
P_T :	Druck des Applanationsstempels auf das Auge
V :	Augenvolumen bei Applanation
V_0 :	Augenvolumen unbelastet

Kapitel 5

f :	Resonanzfrequenz
-------	------------------

Kapitel 7

ε :	Dehnung
σ_C :	Spannung der Cornea
σ_S :	Spannung der Sklera

Kapitel 8

φ_0 :	Phasenoffset
C :	Kontrast des Interferenzsignals
E_{Obj} :	elektrische Feldstärke des Objektstrahls
E_{Ref} :	elektrische Feldstärke des Referenzstrahls
$\Phi_O(t)$:	Phase des Objektstrahls in der Detektorebene
$I(t)$:	Strom des Photodetektors
I_{max} :	Maximum des Photodetektorstroms über t
I_{min} :	Minimum des Photodetektorstroms über t
k :	Konstante $\in \mathbb{N}$
λ :	Wellenlänge des Laserstrahls
M :	Offset des Interferenzsignals

$x_0(t)$: Position des Objekts

Kapitel 9

a : optischer Abstand zwischen Linse und Photodetektor

A, B, C, D : Elemente der Transfermatrizen \mathbf{M}, \mathbf{M}_i

$\alpha, \beta, \gamma, \delta$: Zusatzelemente zur Beschreibung der Transfermatrix eines dezentrierten optischen Elements

B_D : Detektorbreite

B_i : Transfermatrizen der Blenden

C : Transfermatrix der Cornea

C_4 : Korrekturfaktor für ausgedehnte Quellen nach DIN 60825-1

C_6 : Korrekturfaktor der Wellenlänge nach DIN 60825-1

D : Ringabstand des Interferenzbildes in der Detektorebene

d_{63} : Durchmesser der Blende, durch die 63% der optischen Leistung tritt

D_S : Transfermatrix des Strahlteilers

dx, dy, dz : Dejustage der Cornea in x-, y-, z-Richtung

ε' : Verkippung eines dezentrierten optischen Elements

ε : Verschiebung eines dezentrierten optischen Elements

E_a : Austrittsebene

E_e : Eintrittsebene

f : Brennweite

F_i : Transfermatrizen der Abstände f_i

f_{\max} : maximale Signalfrequenz des Interferenzsignals

f_R : Resonanzfrequenz der Helmholtzkammer

L : Länge eines optischen Elements
optische Weglänge durch das System

L_0 : optische Weglänge entlang der optischen Achse durch das System

L_D : Detektorlänge

m : Masse der schwingenden Luft

\mathbf{M}, \mathbf{M}_i : Transfermatrix eines optischen Elements

\mathbf{M}_{ges} : reduzierte Transfermatrix des Interferometer-Objektarms

\mathbf{M}_O	:	Transfermatrix des Interferometer-Objektarms
\mathbf{M}_R	:	Transfermatrix des Interferometer-Referenzarms
n, n_i	:	Brechungsindex
NA	:	numerische Apertur
$v_{\text{Auge, max}}$:	maximale Geschwindigkeit der Corneaoberfläche
n_S	:	Brechungsindex des Strahlteilers
$P_{G, \text{Detektor}}$:	Gleichlichtanteil am Detektor
P_L	:	Leistung des Laserstrahls am Auge
P_{Obj}	:	Lichtleistung des Objektstrahls in der Detektorebene
P_{Ref}	:	Lichtleistung des Referenzstrahls in der Detektorebene
$P_{W, \text{Detektor}}$:	Wechsellichtleistung am Detektor
P_{Wechsel}	:	Wechsellichtleistung des Interferenzsignals in der Detektorebene
\vec{r}	:	Vektor, der einen Lichtstrahl beschreibt
\vec{r}_a	:	aus einem optischen Element austretender Lichtstrahl
\vec{r}_e	:	in ein optisches Element eintretender Lichtstrahl
R, R_i	:	Radius einer gekrümmten Oberfläche Transfermatrix des Referenzspiegels Reflektionsfaktor der Schallwellen
R_C	:	Radius der Cornea
s	:	Steifigkeit der schwingenden Luft
t	:	Zeit
V	:	Volumen der Helmholtzkammer
x, x_e, x_a	:	Aufpunkt des Lichtstrahls $\vec{r}, \vec{r}_e, \vec{r}_a$
X_i	:	Transfermatrizen der Abstände x_i
Z_{Luft}	:	akustische Impedanz von Luft
Z_{Piezo}	:	akustische Impedanz des Piezomaterials