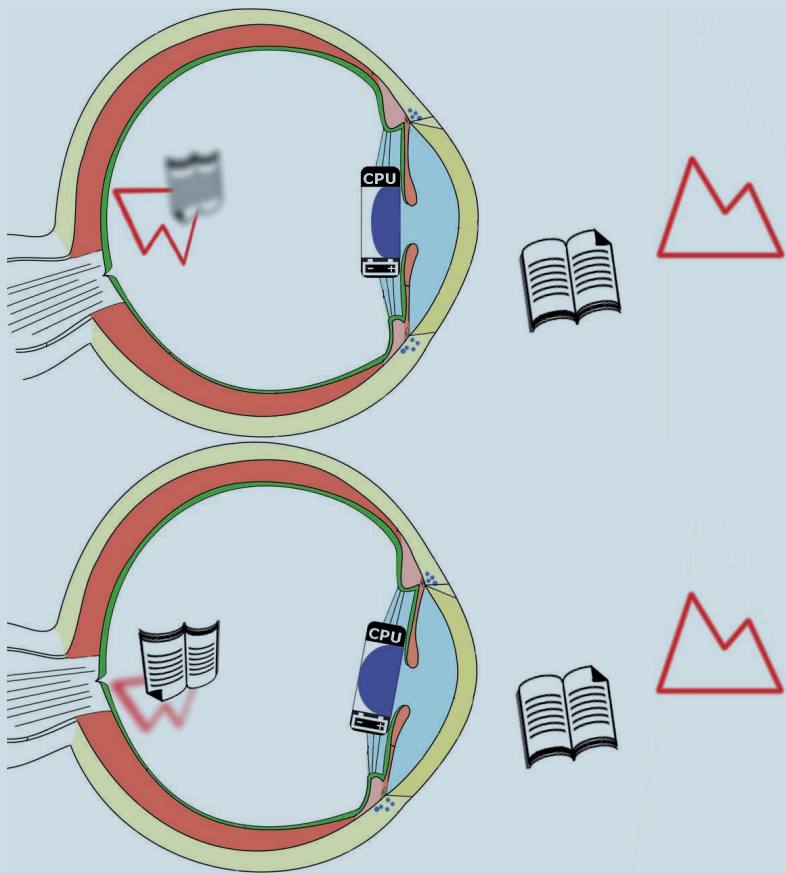


Simon Klink

Neues System zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs im menschlichen Auge



Simon Klink

**Neues System zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs
im menschlichen Auge**

Schriftenreihe des
Instituts für Angewandte Informatik / Automatisierungstechnik
an der Universität Karlsruhe (TH)
Band 23

Eine Übersicht über alle bisher in dieser Schriftenreihe erschienenen Bände finden
Sie am Ende des Buchs.

Neues System zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs im menschlichen Auge

von
Simon Klink



universitätsverlag karlsruhe

Dissertation, Universität Karlsruhe (TH)
Fakultät für Maschinenbau, 2008

Impressum

Universitätsverlag Karlsruhe
c/o Universitätsbibliothek
Straße am Forum 2
D-76131 Karlsruhe
www.uvka.de



Dieses Werk ist unter folgender Creative Commons-Lizenz
lizenziert: <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/de/>

Universitätsverlag Karlsruhe 2008
Print on Demand

ISSN: 1614-5267
ISBN: 978-3-86644-300-6

Neues System zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs im menschlichen Auge

Zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Ingenieurwissenschaften

von der Fakultät für Maschinenbau der
Universität Karlsruhe

genehmigte

DISSERTATION

von

Dipl.-Ing. Simon Klink

aus Nagold

Hauptreferent: Prof. Dr.-Ing. habil. Georg Bretthauer
Korreferenten: Prof. Dr. med. Rudolf Guthoff
Prof. Dr. rer. nat. Volker Saile

Tag der mündlichen Prüfung: 25. Juli 2008

**Wir werden einen Weg finden
- oder einen machen**

Hannibal (um 200 v. Chr.)



Vorwort

Die vorliegende Dissertation entstand im Rahmen eines Forschungsprojektes am Institut für Angewandte Informatik über einen Zeitraum von drei Jahren. Meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. G. Bretthauer möchte ich besonders danken, er hat das Projekt und meine Arbeit erst ermöglicht und meine Arbeit mit viel Interesse betreut. Ein weiterer großer Dank geht an Herrn Dr. U. Gengenbach für die Unterstützung, das Korrekturlesen von zahlreichen Schriftstücken und die großen Freiräume bei meiner Arbeit. Des Weiteren möchte ich Herrn Prof. Dr. R. Guthoff und Herrn Prof. Dr. V. Saile für die Übernahme des Korreferates danken.

Für die Unterstützung insbesondere bei medizinischen Fragestellungen möchte ich unseren Projektpartnern der Universität Rostock, Herrn Prof. Dr. R. Guthoff, Herrn Prof. K.-P. Schmitz, Herrn Dr. O. Stachs und Herrn Dr. H. Martin danken.

Darüber hinaus möchte ich allen Kollegen und Studenten danken, die zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben: Dr. M. Bergemann, N. Danckwardt, J. Grether, Dr. H. Guth, A. Hellmann, Dr. T. Koker, T. Martin, B. Merklin, J. Nagel, L. Rheinschmitt, W. Rückert, R. Scharnowell, Dr. K.-P. Scherer, G. Schwartz, Dr. I. Sieber, H. Skupin, P. Stiller, S. Vollmannshäuser und A. Weddigen. Sie alle haben mich mit fachlichen Diskussionen und Anregungen, Bereitstellung von Software, Anfertigung von Versuchsaufbauten oder Durchführung von Messungen unterstützt. Allen möchte ich für die hervorragende Zusammenarbeit und die angenehme Atmosphäre danken.

Meinen Eltern und meiner Freundin danke ich für die insbesondere moralische Unterstützung und Rücksichtnahme während der Anfertigung dieser Arbeit.

Leopoldshafen, im Januar 2008

Simon Klink

Simon Klink

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	XV
Tabellenverzeichnis	XIX
Symbolverzeichnis	XXI
1 Einleitung	1
1.1 Bedeutung der Akkommodation für das menschliche Sehen	1
1.2 Grundlagen der Anatomie und Kataraktchirurgie	2
1.2.1 Anatomie des menschlichen Auges	2
1.2.2 Kataraktchirurgie	5
1.3 Entwicklungsstand	8
1.3.1 Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit	8
1.3.2 Künstliches Akkommodationssystem	10
1.3.3 Messsysteme für ein Augenimplantat	16
1.4 Zielsetzung der Arbeit	17
2 Herleitung einer Methodik zur Auswahl, Konzeption und Bewertung von Messsystemen	19
2.1 Anforderungen an das Messsystem	19
2.2 Bestimmung möglicher Informationsquellen	21
2.2.1 Potentielle Informationsquellen	21
2.2.2 Auswahl der zu untersuchenden Signalquellen	24
2.3 Einheitliche Methodik zur Konzeption und Bewertung von Messsystemen . .	26
2.4 Wahrscheinlichkeitstheoretisches Modell zur Korrektur von Messwerten . . .	33
3 Entwicklung von Konzepten von Messsystemen für unterschiedliche Signalquellen	39
3.1 Ziliarmuskelkontraktion	39
3.1.1 Neues Modell der Signalquelle	39
3.1.2 Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfs	48
3.1.3 Messung der Ziliarmuskelkontraktion	49
3.2 Augapfelrotation	57
3.2.1 Modifiziertes Modell der Signalquelle	58
3.2.2 Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfs	63
3.2.3 Messung der Augenbewegung	65
3.3 Iriskontraktion	80

3.3.1	Neues Modell der Signalquelle	81
3.3.2	Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfs	84
3.3.3	Messung von Pupillendurchmesser und Umfeldleuchtdichte	89
3.4	Distanzmessung zum Fixationsobjekt	96
3.4.1	Eigenschaften der Signalquelle	96
3.4.2	Herleitung eines angepassten Messsystems	98
3.5	Auswertung der Bildschärfe	101
3.5.1	Eigenschaften der Signalquelle	101
3.5.2	Entwicklung von Konzepten für Messsysteme zur Erfassung der Bildschärfe	102
3.6	Vergleich der unterschiedlichen Messsysteme	105
4	Entwicklung von Testumgebungen für ausgewählte Signalquellen	111
4.1	Messung der Augenbewegung	111
4.2	Messung von Irisdurchmesser und Umfeldleuchtdichte	118
5	Erste Konzepte für die Informationsübertragung und die Energieversorgung	127
5.1	Informationsübertragung zwischen den Implantaten	127
5.2	Konzept für eine Energieversorgungseinheit	132
6	Zusammenfassung	137
A	Anhang	141
A.1	Abschätzung der Implantaterwärmung	141
A.2	Glatter Sättigungsübergang	142
A.3	Verformungsmodell der menschlichen Linse	144
A.4	Verringerung der Rauschvarianz durch einen diskreten Filter erster Ordnung	145
A.5	Formeln und Parameter zur Beschreibung eines Electrowettingmoduls	146
A.6	Optimierung des Frequenzgangs für Vergenz und Akkommodation	147
A.7	Bestimmung der Bewegungsdynamik der Iris	149
A.8	Besondere Formen von Auskoppelspiegeln für ein Sensorarray am Äquator der Optik	151
A.9	Herleitungen	153
A.9.1	Berechnung des Akkommodationsbedarfs aus Heringkoordinaten	153
A.9.2	Koordinatentransformation zwischen Heringkoordinaten und dem Akkommodationsbedarf mit Hilfsvariable	154
A.9.3	Lade- und Wärmeleistung bei niederfrequenter induktiver Energieübertragung	155
A.9.4	Lade- und Wärmeleistung bei höherfrequenter induktiver Energieübertragung	157
	Literaturverzeichnis	159

Abbildungsverzeichnis

1.1	Anatomie des Auges und der äußeren Augenmuskeln.	2
1.2	Teilschnitt des Auges und die Akkommodationsbewegung.	4
1.3	Empfindlichkeit der Zapfen und Stäbchen auf der Retina.	5
1.4	Aufbau der Retina und die Verteilungsdichte der Rezeptoren.	6
1.5	Intraokularlinse	6
1.6	Schematische Darstellung der Funktionsweise des Künstlichen Akkommodationssystems.	10
1.7	Komponenten des Künstlichen Akkommodationssystems und ihre Interaktion mit Informations- und Energiefluss.	11
1.8	Ausgewählte Lösungsmöglichkeiten für das Teilsystem aktiv-optisches Element.	13
2.1	Neuronale Verschaltung der afferenten und efferenten Bahnen der Nahreaktion.	22
2.2	Regelkreise der drei Teile der Nahreaktion mit ihren Querverbindungen bei einem nicht presbyopen Patienten in Blockschaltdarstellung.	23
2.3	Menge der möglichen körpereigenen Signalquellen in Matrixform.	24
2.4	Nahreaktionsregelkreis eines Patienten, welcher mit dem Künstlichen Akkommodationssystem versorgt wurde.	26
2.5	Einheitliche Methodik zur Konzeption und Bewertung von Messsystemen. . .	27
2.6	Verbundverteilung von Akkommodationsbedarf und Messwert sowie die Auswirkung auf die Messwertkorrektur.	35
2.7	Auswirkung der Sicherstellung der Fernsicht auf den korrigierten Ausgabe- wert des Akkommodationsbedarfes.	37
3.1	Statisches Verhalten der menschlichen Akkommodation.	40
3.2	Mechanisches Modell der an der Akkommodation beteiligten Gewebe.	43
3.3	Modell des Akkommodationsregelkreises.	47
3.4	Verhalten des Ziliarmuskels und der Linse in Folge einer sprunghaften Stimulusänderung in Abhängigkeit vom Alter.	47
3.5	Statisches und dynamisches Verhalten des Künstlichen Akkommodationssystems bei Nutzung der Ziliarmuskelbewegung.	49
3.6	Schnitt orthogonal zur optischen Achse durch das Implantat und den Ziliarmuskel und schematische Darstellung einer Impedanzmesseinrichtung.	53
3.7	Modell der Kapselsackverlagerung sowie die dazu notwendige Axialkraft. . .	55
3.8	Lage von Kondensator und Electrowettingmodul im Kapselsack und erzielter Verlauf des Akkommodationserfolgs.	57
3.9	Beschreibung der Augenrotation mit Heringkoordinaten und der listingschen Ebene.	59

3.10	Neues Modell der gekoppelten geschlossenen Regelkreise von Akkommodation und Vergenz.	61
3.11	Statisches und dynamisches Verhalten von Vergenz und Akkommodation. . .	62
3.12	Antwort von Vergenz und des Künstlichen Akkommodationssystems auf eine sprunghafte Bedarfsänderung bei $t = 1$ s.	65
3.13	Feldlinien einer Spule sowie die Vektorkette zwischen Spule und Sensor. . . .	66
3.14	Fehler bei der Nutzung eines Wechselmagnetfeldes zur Detektion der Augenbewegung.	68
3.15	Positionierung der Kompassensoren im Kapselsack und die messbaren Komponenten.	70
3.16	Approximation des Akkommodationsbedarfes durch den Vergenzwinkel. . . .	71
3.17	Fehlermöglichkeiten bei der Messung des Erdmagnetfeldes.	72
3.18	Überlagerung des Erdmagnetfeldes mit einem inhomogenen Feld.	74
3.19	Approximation des Akkommodationsbedarfs durch eine Abstandsmessung. .	78
3.20	Anatomie des Bereiches zwischen den Augen.	79
3.21	Empfangsleistung bei der Distanzmessung zwischen zwei Implantaten.	80
3.22	Statische Kennlinie des Irisreflexes.	82
3.23	Struktur des Modells der Irisbewegung mit dem Akkommodationsbedarf und der Umfeldleuchtdichte als Eingangsgrößen.	84
3.24	Simulation des Eingangs-/ Ausgangsverhaltens der Iris bei pulsartiger Änderung des Akkommodationsbedarfs und einem Sprung der Umfeldleuchtdichte.	85
3.25	Simulationsergebnisse zur Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfes aus Irisdurchmesser und Umfeldleuchtdichte.	86
3.26	Modellierung der Irisbewegung und die Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfes.	87
3.27	Erforderliche Messgenauigkeit des Irisdurchmessers und der Visus in Abhängigkeit der Leuchtdichte.	88
3.28	Schematische Darstellung des Konzeptes zur Erfassung von Umfeldleuchtdichte und Pupillendurchmesser mit einer Fotosensorenzeile.	89
3.29	Beleuchtung der Sensorzeile in Abhängigkeit von Irisdurchmesser und Abstand zwischen Sensor und Iris.	90
3.30	Eigenschaften und Anordnung von Fotowiderständen im Strahlengang.	93
3.31	Messung des Irisdurchmessers mit einem Pulslicht und einem Sensor.	95
3.32	Fehler bei der Abstandsmessung.	97
3.33	Aufbau einer Abstandsmesseinrichtung und die spektrale Empfindlichkeit der Zapfen.	99
3.34	Modulationstransferfunktion der Abbildung auf die Retina bei unterschiedlichen Defokuswerten.	102
3.35	Aufbau und Eigenschaften der Erfassung der Wellenfront nach dem aktivoptischen Element.	103
3.36	Aufbau und Modulationstransferfunktion einer Bildschärfemessung des Retinabildes.	104
3.37	Aufbau zur analogen Berechnung eines Bildschärfewertes.	105

4.1	Aufbau und Struktur der Testeinrichtung zur Magnetfeldmessung.	113
4.2	Kalibrierungsmessung mit den Magnetfeldsensoren und die zugehörige Koordinatentransformation.	114
4.3	Aufgezeichnete Vergenzwinkeldata beim Gehen durch das Labor mit schnellen Drehungen und einer anschließenden Fahrt im Fahrstuhl.	116
4.4	Aufgezeichnete Vergenzwinkeldata bei einer Fahrt in der S-Bahn in Karlsruhe im Netz der DB und einer Weiterfahrt im Netz der VBK.	117
4.5	Aufbau zum Test von Messsystemen zur Nutzung des Pupillennahreflexes mit montiertem CCD-Sensor.	119
4.6	Verwendete CCD Sensorzeile und der Datenfluss zur Auswertung.	119
4.7	Struktur des Sensors als Regelstrecke sowie der Integrationszeitregelung. . .	121
4.8	Vergleich zwischen gemessenen und berechneten Signalen einer Sensorzeile.	121
4.9	Auswirkung der Lampenspannung auf die Integrationszeit und den berechneten Blendendurchmesser.	123
4.10	Bestimmung des Blendendurchmessers mit unterschiedlichen Methoden. . . .	124
5.1	Zwei geladene Kugeln und das resultierende Feld im gegenüberliegenden Kapselfack.	129
5.2	Verhalten einer induktiven Aufladeeinheit.	134
A.1	Verhalten der weichen Sättigungsfunktion $SATW(x)$ bei unterschiedlicher Belegung des Formparameters e_{SAT}	143
A.2	Modell der Linse und dessen Bemaßung im desakkommodierten (links) und akkommodierten Zustand (rechts).	144
A.3	Vereinfachte Struktur der gekoppelten regelkreise von Akkommodation und Vergenz.	148
A.4	Vergleich zwischen dem Amplituden- und Phasengang der vorgegebenen und der optimierten Funktion.	150
A.5	Bestimmung der Bewegungsdynamik der Irisbewegung in einem kleinen Versuch.	151
A.6	Lage des Spiegelpunktes P und des Sensorpunktes S und die Normale auf der von vorn betrachteten Spiegellinie bei einem Schnitt orthogonal zur optischen Achse.	152
A.7	Spiegel in der Optik für eine lineare Abbildung des Radius auf den Umfang. .	153
A.8	Eindeutig definierter Fixationspunkt F unter Angabe der Winkel ν und θ oder durch Angabe des Abstands d_{LF} und des Winkels θ_L	155
A.9	Sinusförmige Induktionsspannung mit der Akkuspannung als untere Begrenzung für den Zeitanteil mit Ladestrom.	156

Tabellenverzeichnis

2.1	Mögliche Parameter für die Sicherstellung der Fernsicht.	36
3.1	Modellparameter für das eindimensionale Akkommodationsmodell [Bv96]. .	44
3.2	Standardmäßig vorgegebene Parameter für das Modell des gemeinsamen Regelkreises von Akkommodation und Vergenz	62
3.3	Vergleichbarer Astigmatismus und Transmissionsanteil bei unterschiedlicher Abschattungsbreite und Pupillendurchmesser.	91
3.4	Bewertung der einzelnen Lösungsansätze zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs für unterschiedlich gewichtete Kriterien.	108
4.1	Parameter zur Korrektur der gemessenen Flussdichten (nach [Gre07]).	115
A.1	Parameter des Electrowettingmoduls.	147
A.2	Ermittelte Parameter der Dynamik der Irisbewegung.	151

Symbolverzeichnis

Wichtige lateinische Schriftzeichen

a		Parametervektor
<i>A</i>	[m ²]	Fläche
<i>A_b</i>	[dpt]	Akkommodationsbedarf
<i>A_{ap}</i>	[dpt]	Approximierter Akkommodationsbedarf
<i>A_e</i>	[dpt]	Akkommodationserfolg
<i>B</i>	[T]	Magnetische Flussdichte
<i>\tilde{B}</i>	[Hz]	Bandbreite
<i>c</i>	[$\frac{N}{m}$]	Steifigkeit
<i>C</i>	[F]	Elektrische Kapazität
<i>\tilde{C}</i>	[$\frac{\text{bit}}{s}$]	Datenrate
<i>d</i>	[m]	Abstand
<i>d_p</i>	[m]	Pupillendurchmesser
d	[m m m] ^T	Orts- oder Verbindungsvektor
<i>D</i>	[dpt]	Brechkraft
<i>\tilde{D}</i>		Lehrsches Dämpfungsmaß
<i>E</i>	[$\frac{V}{m}$]	Elektrische Feldstärke
f	[dpt ... dpt] ^T	Fehlervektor
<i>f</i>	[Hz]	Frequenz
<i>F</i>	[N]	Kraft
<i>G(s)</i>		Übertragungsfunktion
<i>h</i>		Relative Häufigkeitsdichte
<i>H</i>	[$\frac{A}{m}$]	Magnetische Feldstärke
<i>I</i>	[A]	Stromstärke
<i>I</i>	[lux]	Beleuchtungsstärke
<i>J</i>		Gütemaß
<i>k</i>		Verstärkungsfaktor

L	$\left[\frac{\text{cd}}{\text{m}^2}\right]$	Leuchtdichte
\tilde{L}	[H]	Induktivität
m		Steigung
\mathbf{m}		Messvektor
M		Messwert
n		Brechungsindex
n		Anzahl
\mathbf{n}		Normalenvektor
p	[Pa]	Druck
\tilde{p}		Wahrscheinlichkeitsdichte
P	[W]	Leistung
\tilde{P}		Wahrscheinlichkeit
Q	[C]	Elektrische Ladung
r	[m]	Radius
\mathbf{r}		Drehvektor
R	[Ω]	Ohmscher Widerstand
\tilde{R}		Reflektionsgrad
S		Stimulus
t	[s]	Zeit
u		Anzahl an Testpunkten
U	[V]	Elektrische Spannung
V	[MA]	Vergenz
W	[W]	Wärmeleistung
\mathbf{W}		Wichtungsmatrix

Wichtige griechische Schriftzeichen

α		Winkel
χ		Winkel zwischen Fixierlinie und optischer Achse
δ		Winkel
ε	$\left[\frac{\text{As}}{\text{Vm}}\right]$	Permittivität
γ	$\left[\frac{\text{J}}{\text{m}^2}\right]$	Spezifische Oberflächenenergie

ϕ		Nickwinkel der Augapfelorientierung
φ		Drehwinkel
ν		Vergenzwinkel der Augapfelorientierung
θ		Nickwinkel der Augapfelorientierung
σ		Standardabweichung
τ	[s]	Zeitkonstante
ω	$[\frac{1}{s}]$	Kreisfrequenz

Indizes

<i>a</i>	Außen
<i>AH</i>	Aderhaut
<i>ap</i>	Approximation
<i>AV</i>	Akkommodative Vergenz
<i>DPG</i>	Dreiphasengrenze
Δ	Differenz
<i>E</i>	Erde
<i>Em</i>	Empfänger
<i>EM</i>	Electrowettingmodul
<i>ES</i>	Elektrostatik
<i>EV</i>	Energieversorgung
<i>ew</i>	erwartet, dem Erwartungswert entsprechend
<i>f</i>	Fixierlinie
<i>F</i>	Fixationsobjekt
<i>FD</i>	Federdreieck
<i>i</i>	Innen
<i>I</i>	Iris
<i>IH</i>	Inhomogenität
<i>IT</i>	Informationstransfer
<i>korr</i>	Korrigiert
<i>KF</i>	Kopffest
<i>KS</i>	Kapselsack
<i>li</i>	Listingsche (Ebene)

<i>L</i>	Links
<i>Li</i>	Linse
<i>Lu</i>	Luft
<i>m</i>	Messwert
<i>M</i>	Mechanischer Augendrehpunkt
<i>max</i>	Maximal
<i>min</i>	Minimal
<i>MP</i>	Messpunkt
<i>MS</i>	Magnetostatik
<i>O</i>	Offset
<i>OA</i>	Optische Achse
<i>P</i>	Patient
<i>PE</i>	Piezoelektrik
<i>Pi</i>	Pixel
<i>PK</i>	Plattenkondensator
<i>q</i>	Verhältnis
<i>R</i>	Rechts
<i>Re</i>	Regler
<i>Ret</i>	Retina
<i>S</i>	Regelstrecke
<i>Se</i>	Sender
<i>SE</i>	Sensorebene
<i>SI</i>	Sensorintern
<i>Sp</i>	Spule
<i>ST</i>	Schärfentiefe
<i>ton</i>	Tonisch
<i>US</i>	Ultraschall
<i>VA</i>	Vergente Akkommodation
<i>W</i>	Wasser
<i>ZF</i>	Zonulafasern
<i>ZM</i>	Ziliarmuskel
<i>zul</i>	Zulässig

Operatoren

$+, -$	Addition, Subtraktion
\cdot	(Matrizen-) Multiplikation
$*$	Inneres Produkt
\times	Kreuzprodukt
\circ	Verkettung
$\ \ $	Norm
\otimes	Drehung
sp	Spur einer Matrix

1 Einleitung

1.1 Bedeutung der Akkommodation für das menschliche Sehen

Das Auge wird gemeinhin als das wichtigste Sinnesorgan des Menschen bezeichnet. Durch Akkommodation ist es möglich, den dioptrischen Apparat des Auges an unterschiedliche Gegenstandsweiten anzupassen und stets eine scharfe Abbildung auf der Netzhaut zu erhalten. Die Akkommodationsfähigkeit des Auges lässt beim Menschen mit dem Alter stark nach und geht mit etwa 55 Jahren vollständig verloren (Presbyopie). Dann können nur noch Objekte in einer Entfernung, welche der dann eingestellten Brechkraft entspricht, scharf betrachtet werden. Als Folge davon ist meist eine Lesebrille erforderlich. Um nicht ständig die Brille absetzen oder wechseln zu müssen, gibt es Gleitsichtbrillen. Sie können auch im Fall von Myopie (Kurzsichtigkeit) oder anderen Fehlsichtigkeiten eingesetzt werden. Gleitsichtbrillen bieten je nach genutztem Bereich einen gleitenden Übergang zwischen Fern- und Nahsicht. Aufgrund der Verzerrung ist hierfür insbesondere beim Treppensteigen eine deutliche Eingewöhnungszeit erforderlich. Darüber hinaus muss die Kopfhaltung stets dem Akkommodationsbedarf angepasst werden, was beim Lesen eines ausgehängten Fahrplanes oder bei der Bildschirmarbeit zu einer unkomfortablen Haltung führen kann. Ebenso können ästhetische Gründe gegen eine Brille sprechen. Auch die Kosten einer solchen Brille sind nicht zu vernachlässigen, deutsche Optiker setzen pro Jahr etwa vier Milliarden Euro um [Pro04]. Während bei jüngeren Personen die brillenlose Korrektur meist problemlos mit Kontaktlinsen oder einer Laser in situ Keratomileusis (LASIK) möglich ist, können solche Methoden die Brechkraftanpassung an die Gegenstandsweite nicht ersetzen. Besonders im höheren Alter tritt häufig eine Trübung der Linse auf. Die als Grauer Star (Katarakt) bezeichnete Krankheit wird zumeist dadurch behandelt, dass die getrübbte Linse operativ durch eine starre künstliche Linse ersetzt wird. Die Operation wird weltweit etwa 15 Millionen mal pro Jahr durchgeführt [Spe04]. Auch in diesem Fall geht die Akkommodationsfähigkeit vollständig verloren.

Eine der größten Herausforderungen der modernen Kataraktchirurgie stellt die Wiederherstellung der Akkommodation sowohl nach Katarakt als auch im Rahmen eines „refractive lens exchange“ zur Vermeidung einer Lesebrille dar [RBPL06]. Um im Fall von Presbyopie oder Katarakt den Sehkomfort eines Jugendlichen wiederherzustellen, wird das Künstliche Akkommodationssystem [BBG⁺05] entwickelt. Es soll als Augenimplantat die erforderliche Fokusslage bestimmen und die Brechkraft entsprechend anpassen. Ein bisher ungelöstes Problem dabei ist die Bestimmung der erforderlichen Fokusslage beziehungsweise des Akkommodationsbedarfes. In dieser Arbeit wird deshalb ein System hierfür entwickelt, welches die Messung des Akkommodationsbedarfes als Teil des implantierbaren Künstlichen Akkommodationssystems ermöglicht.

1.2 Grundlagen der Anatomie und Kataraktchirurgie

1.2.1 Anatomie des menschlichen Auges

Das Auge eines erwachsenen Menschen (Abbildung 1.1(a)) ist nahezu kugelförmig und hat einen Durchmesser von etwa 24mm [Gre03], es wiegt etwa 7,5g und liegt in der mit Fett ausgekleideten Augenhöhle (Orbita). Die Augäpfel können durch jeweils sechs Muskeln in ihrer Orientierung beeinflusst werden (Abbildung 1.1(b)). Die vier geraden Augenmuskeln (Musculi recti) verlaufen etwa längs der Blickrichtung und haben ihren Ursprung in der Spitze der Orbita, ihre Ansatzstellen umschließen den Sehnerv ringartig. Die Ansatzstellen am Auge befinden sich etwa 5 mm bis 8 mm vom Limbus (Übergangszone zwischen Hornhaut (Cornea) und Lederhaut (Sklera)) entfernt. Hinzu kommen zwei schräge Augenmuskeln; der obere schräge Augenmuskel (Musculus obliquus superior) geht etwa 1 cm vor der Trochlea (ein Rollknorpel) in eine Sehne über, welche in der Trochlea um etwa 135° umgelenkt wird. Der untere schräge Augenmuskel (Musculus obliquus inferior) wird nicht durch einen Rollknorpel umgelenkt.

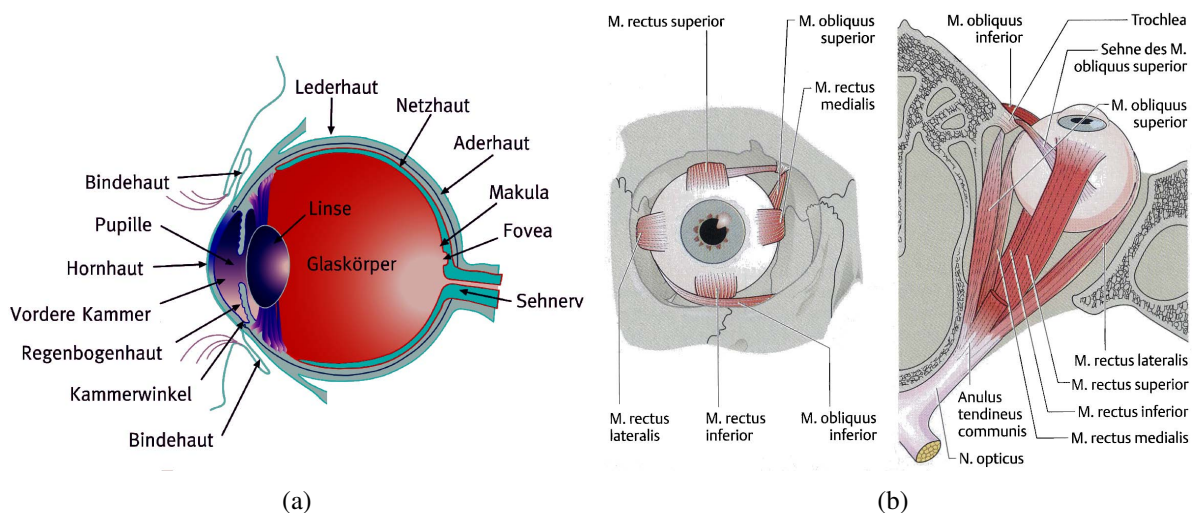


Abbildung 1.1: Anatomie des menschlichen Auges [Bau] (a) sowie die äußeren Muskeln zur Drehung des rechten Augapfels von vorn und von oben [Lan98] (b).

Das Auge soll die Umgebung auf die Netzhaut abbilden und die Signale an das Gehirn übermitteln. Das Licht passiert dabei die Hornhaut, das Kammerwasser, die Pupille, die Linse und den Glaskörper (Abbildung 1.1(a)). An den vier Grenzflächen der Vorder- und Rückfläche von Hornhaut und Linse wird das Licht gebrochen, so dass auf der Retina ein scharfes Bild entsteht. Durch den großen Unterschied im Brechungsindex zur Luft trägt die Außenfläche der Hornhaut am meisten zur notwendigen Brechkraft bei. Die in der Mitte 0,53 mm dicke und am Rand 0,65 mm dicke Hornhaut besitzt keine Blutgefäße, sie wird zum einen über den Tränenfilm, zum anderen über das Kammerwasser ernährt. Das Kammerwasser wird mit $2 \mu\text{l}/\text{min}$ vom Ziliarepithel gebildet. Es fließt zwischen Iris und Linse zur Hornhaut und verlässt das Auge über den Kammerwinkel.

Die Iris dient dem Auge als Blende und verändert dadurch sowohl den Lichteinfall als auch die Schärfentiefe. Der Irisdurchmesser kann um ein Vielfaches variiert werden, jedoch nicht unter 1 mm und nicht über 10 mm. Verändert wird der Irisdurchmesser mittels zweier Muskeln. Der *Musculus sphincter pupillae* ist zirkulär am inneren Rand der Iris angeordnet. Er wird über den parasympathischen Teil des vegetativen Nervensystems innerviert und verursacht durch Kontraktion eine Verkleinerung des Pupillendurchmessers. Der *Musculus dilatator pupillae* hat radial angeordnete Muskelfasern, die bis zum Ziliarkörper reichen. Er wird sympathisch innerviert und verursacht bei Kontraktion eine Vergrößerung des Pupillendurchmessers. Bei beiden Muskeln handelt es sich um glatte Muskeln. Die Iris besteht aus zwei Schichten: Dem Irisstroma und dem Pigmentblatt. Letzteres lässt sich wiederum in die vordere Zellschicht, den Öffnungsmuskel, und die hintere Zellschicht, das lichtabsorbierende Pigmentepithel, unterteilen.

Auch die Linse wird über das Kammerwasser versorgt, besitzt im Gegensatz zur Hornhaut jedoch keinerlei Nervenzellen. Sie weist eine Dicke von 4 mm auf und hat einen Durchmesser von 10 mm. Die Linse ist von einem $5\mu\text{m}$ - $20\mu\text{m}$ dicken Kapselsack umgeben. An dessen Innenseite werden an der Vorderfläche und am Äquator ein Leben lang neue Linsenfasern gebildet, welche sich schalenförmig um die bisherige Linse herumlegen. Dadurch wächst die Linse bis ins hohe Alter, ihre Dicke nimmt zwischen dem 20. und 60. Lebensjahr um 1 mm zu [Gil95]. Die darunter liegenden Schichten verlieren immer mehr an Wasseranteil, welche mit der Zeit den dichteren und härteren Linsenkern bilden. Die Rinde ist hingegen deutlich weicher.

Gehalten wird die Linse über den Kapselsack durch die Zonulafasern, welche im Bereich um den Linsenäquator am Kapselsack ansetzen und mindestens bis zum Ziliarmuskel reichen. Teilweise reichen die Zonulafasern über den Ziliarmuskel hinaus und sind an der Aderhaut befestigt. Es sind mindestens 500 000 Zonulafasern um die Linse angeordnet; sie weisen einen Durchmesser zwischen $5\mu\text{m}$ und $30\mu\text{m}$ auf und sind mit einer Dehnbarkeit von 2 mm bis 4 mm sehr elastisch [Lud01].

Die Zonulafasern sind radial nach außen mit dem Ziliarmuskel verbunden und garantieren so den Halt der Linse (Abbildung 1.2(a)). Der Ziliarmuskel hat einen mit dem Alter leicht abnehmenden Innendurchmesser zwischen 12,5 mm und 14 mm [SSS⁺99] und eine Länge zwischen 4,6 mm und 6,3 mm, wobei die äußere (temporale) Seite länger ist als die nasale Seite. Der Ziliarmuskel lässt sich in drei Bereiche unterteilen [Atc95], in denen die Muskelfasern jeweils longitudinal, radial bzw. zirkulär angeordnet sind. Obwohl der Ziliarmuskel zu den glatten Muskeln gehört, ist er mit Sehnen am Skleralsporn sowie an der Aderhaut mit dem Auge verbunden [LD01].

Unter Akkommodationsbedarf kontrahiert der parasympathisch innervierte Ziliarmuskel, wodurch sich sein Durchmesser um bis zu 1,4 mm verringert [SKMG01]. Es werden die hinteren Zonulafasern (jene, die zur Aderhaut verlaufen) gestreckt und die zur Linse verlaufenden Fasern entlastet. Die radiale Zuglast auf den Kapselsack und die Linse wird geringer, wodurch diese eine dem spannungslosen Zustand nähere und eher kugelige Form annehmen kann (Abbildung 1.2(b)). Möglicherweise wird diese Bewegung auch durch den unter Spannung stehenden Kapselsack unterstützt [GC99]. Durch die Verringerung der Krümmungsradien an der Vorder- und Rückseite der Linse wird die Brechkraft der Linse erhöht und damit die Akkommodation realisiert. Die axiale Verschiebung der Grenzflächen trägt zwar auch zum Akkommodationserfolg bei, ist in diesem Fall aber vernachlässigbar. Mit dem Alter wird die

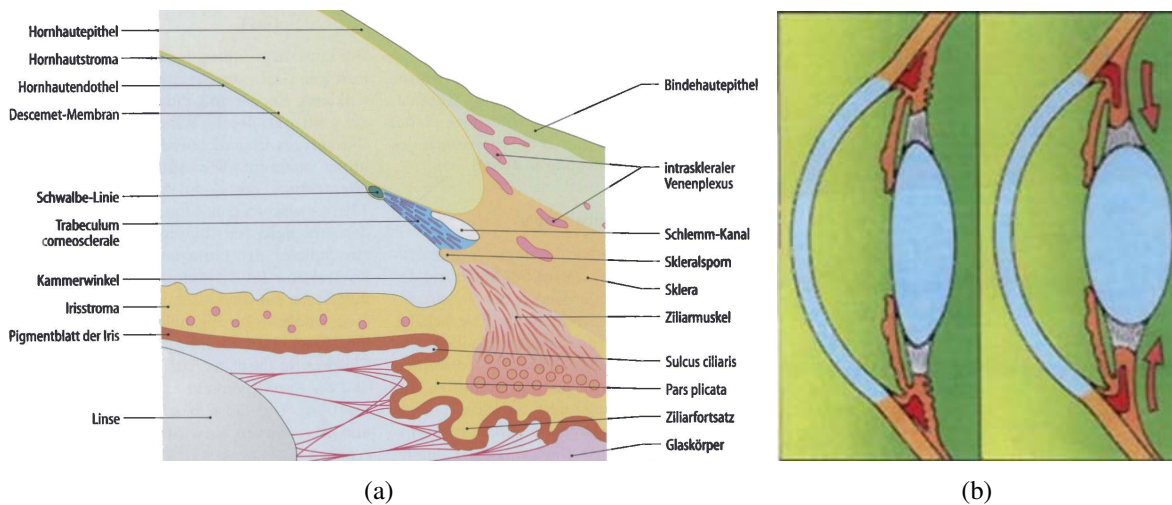


Abbildung 1.2: Anatomie der Linse, der Zonulafasern und des Ziliarmuskels [Gre03] (a) sowie die Veränderung vom desakkommodierten (links) zum akkommodierten Zustand (rechts) [Wal] (b).

Linse größer und steifer sowie der Kapselsack weicher. Dadurch wird die Akkommodation erschwert. Zwar nimmt die Kraft des Ziliarmuskels zunächst um bis zu 50 % zu [Atc95], erreicht aber mit 45 Jahren ein Maximum, um danach wieder abzunehmen [Gil95].

Der Kapselsack grenzt nach hinten an den Glaskörper. Er besteht zu 98 % aus Wasser und bildet mit 2/3 den größten Teil des Augapfelvolumens. Durch Hyaluronsäure (ca. 2 %) wird ein Gerüst aus Kollagenfasern gebildet, welches den Glaskörper zusammenhält. Der Glaskörper hat für das Sehen keinerlei Funktion. Bei manchen Krankheiten, zum Beispiel einer Netzhautablösung muss der Glaskörper entfernt werden (Vitrektomie). Die bei der Operation eingefüllte Flüssigkeit wird mit der Zeit durch Kammerwasser ersetzt, welches den gleichen Brechungsindex wie der Glaskörper besitzt.

Der Glaskörper ist stellenweise mit der Netzhaut verbunden. Diese stellt die eigentliche Sensorik dar und ist ein vorgeschobener Teil des Gehirns. Sie setzt die ins Auge fallenden Photonen im Wellenlängenbereich zwischen 400nm und 700nm in elektrische Signale für das Gehirn um. Hierfür sind zweierlei Arten von Rezeptoren auf der Netzhaut verteilt: Zapfen und Stäbchen. Die Zapfen sind für das Tagsehen verantwortlich, ihr empfindlicher Bereich liegt bei einer Umfeldleuchtdichte zwischen $0,1 \text{ cd/m}^2$ und 10^4 cd/m^2 . Die insgesamt 7 Millionen Zapfen lassen sich wiederum je nach der Wellenlänge ihrer maximalen Empfindlichkeit in drei unterschiedliche Typen aufteilen (Abbildung 1.3(a)). Ungefähr 10 % der Zapfen haben ihr Maximum im blauen Farbbereich, 48 % im grünen und 42 % im roten Bereich. Von den 120 Millionen Stäbchen gibt es nur eine Sorte; das Farbsehen ist im skotopischen Bereich (weniger als $0,1 \text{ cd/m}^2$) nur mit ihnen allein deshalb nicht möglich. Die Stäbchen arbeiten ab einer Leuchtdichte von 10^{-4} cd/m^2 bis in den mesopischen Bereich von 10 cd/m^2 , in dem sowohl die Stäbchen als auch die Zapfen einen Beitrag leisten. Darüber beginnt der photopische Bereich, in dem die Stäbchen überreizt sind und nur noch die Zapfen zum Sehen beitragen. Abbildung 1.3(b) zeigt die spektrale Empfindlichkeit der Summe der Zapfen sowie der Stäbchen. Das

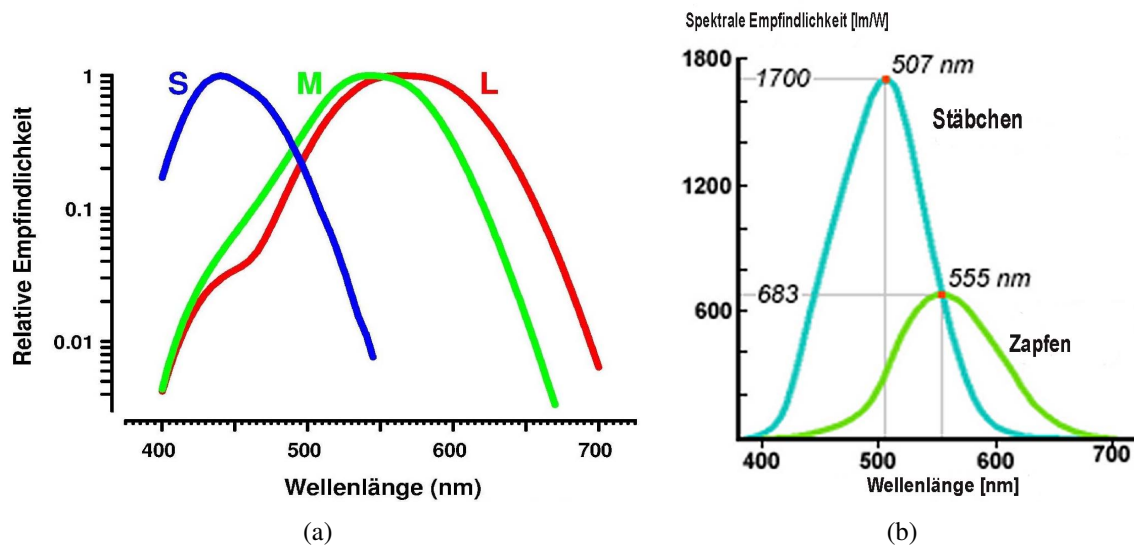


Abbildung 1.3: Empfindlichkeit der Zapfen auf der Retina mit einem Maximum im Farbbereich blau (S), grün (M) und rot (L) [Geg] (a) sowie die spektrale Gesamtempfindlichkeit der Zapfen und Stäbchen mit einem definitionsgemäßen Schnittpunkt bei 555 nm und 683 lm/w [Mac] (b).

Maximum des photopischen Sehens liegt bei 555 nm und wurde auf 683 lm/w definiert. Deshalb schneiden sich die beiden Empfindlichkeitskurven für Stäbchen und Zapfen in diesem Punkt. Mit der Definition wird der Zusammenhang hergestellt zwischen Strahlungsgrößen, welche unabhängig von der Physiologie sind, und Lichtgrößen, welche in Anlehnung an die Lichtempfindlichkeit des menschlichen Auges definiert sind.

Die Stäbchen und Zapfen sind über das Pigmentepithel mit der Aderhaut verbunden (Abbildung 1.4(a)) Zum Glaskörper hin folgen den Rezeptoren die bipolaren Zellen sowie die Ganglienzellen. Die Axone der Ganglienzelle treffen sich an der Papille, bilden von dort ab den Sehnerv und treten durch Aderhaut und Lederhaut hindurch. Diese Stelle bildet den blinden Fleck, da hier keine Rezeptoren vorhanden sind. Die Zapfen- und Stäbchendichte ist auch sonst auf der Retina nicht gleich. Im Bereich des Gelben Flecks sind insgesamt 200 000 Zapfen mit einer Dichte von 162 000 Zapfen je mm^2 eng gepackt und bilden dadurch die Stelle des schärfsten Sehens (Abbildung 1.4(b)). Auch kommen hier auf eine Ganglienzelle eine bipolare Zelle und ein Zapfen, um die höchstmögliche Sehschärfe zu erreichen. Im peripheren Bereich sind viele Zapfen und Stäbchen auf eine Ganglienzelle verschaltet. Während im Bereich des Gelben Flecks kaum Stäbchen vorhanden sind, ist der periphere Bereich hauptsächlich mit Stäbchen belegt.

1.2.2 Kataraktchirurgie

Die Katarakt tritt mit 90 % am häufigsten als Grauer Altersstar auf. Sie kann aber auch durch Strahlung oder andere Krankheiten wie Diabetes ausgelöst werden [Gre03]. Die damit ver-

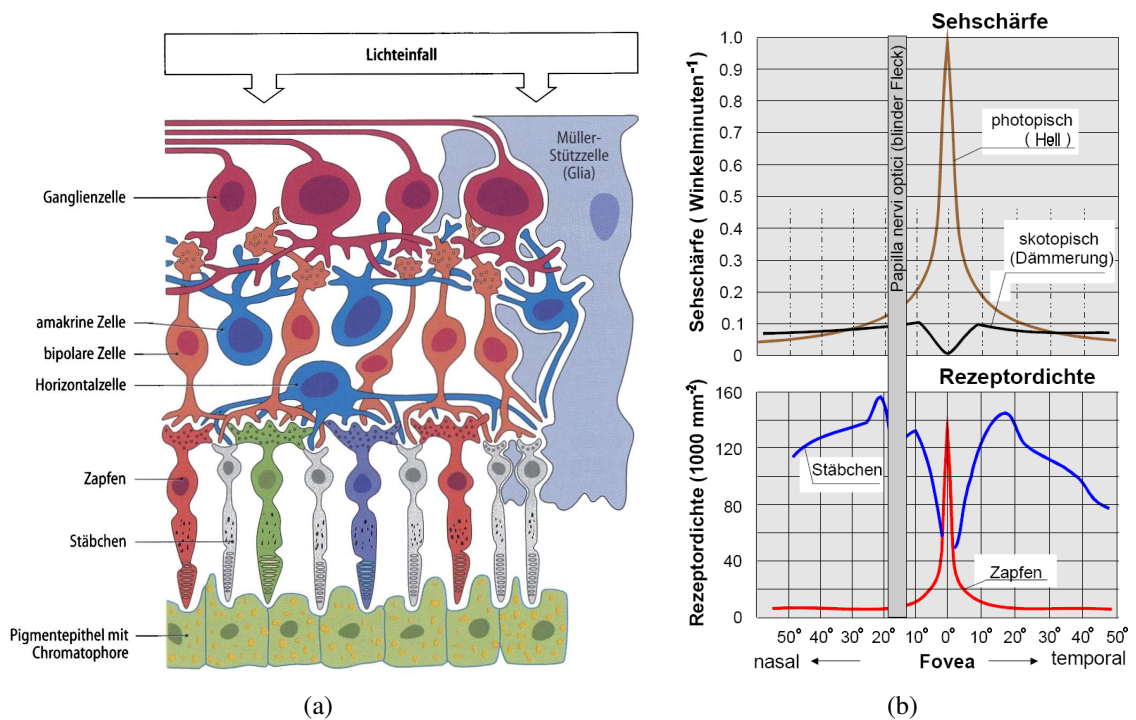


Abbildung 1.4: Aufbau der Retina [Gre03] (a) sowie die Zapfen- und Stäbchendichte der Retina in Abhängigkeit des Ortes (unten) und die zugehörige Sehschärfe (oben) [Vol] (b).

bundene Trübung der Linse reduziert die Sehschärfe, das Farbempfinden und den Kontrast, auch die Blendefahr wird erhöht. Im weit fortgeschrittenen Stadium kann die Katarakt bis zur vollständigen Erblindung führen. In Europa werden zwischen 5 000 und 6 000 Katarakte je Million Einwohner und Jahr operativ behandelt, etwa 70 % der Menschen sind im Laufe ihres Lebens davon betroffen. Weltweit sind etwa 20 Millionen Menschen an Katarakt erblindet.

Da gegen die Katarakt bislang keine wirksame pharmakologische Therapie existiert, muss die Linse operativ entfernt werden. Für die in Deutschland über 600 000 mal pro Jahr durchgeführte Operation wird das Auge in der Regel nur lokal betäubt. Durch einen Schnitt in die Hornhaut gelangt der Ophthalmologe über die pharmakologisch geweitete Pupille zur Linse. Mit einer Mikropinzette wird der Kapselsack kreisförmig geöffnet (Kapsulorhexis), worauf der Linsenkern mittels Ultraschall verflüssigt (Phakoemulsifikation) und abgesaugt wird. Mit Hilfe dieser Kataraktextraktion ist zwar die Trübung beseitigt, durch die fehlende Brechkraft der Linse entsteht aber eine sehr starke Hyperopie (Fehlsichtigkeit).

Durch die Implantation einer Intraokularlinse (IOL) kann die erforderliche Brechkraft wieder

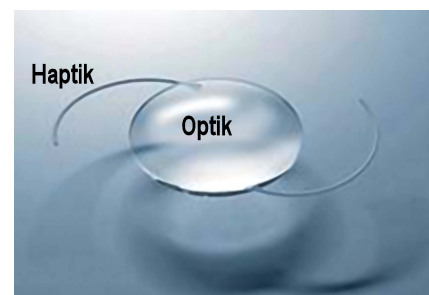


Abbildung 1.5: Intraokularlinse (nach [Acr])

eingestellt werden (Abbildung 1.5). Die IOLs werden aus den Materialien Polymethylmethacrylat (PMMA), Silikonkautschuk und Acryl-Copolymeren hergestellt. Inzwischen werden fast ausschließlich Acryllinsen verwendet, da diese faltbar sind und dadurch der Hornhautschnitt von 6 mm auf etwa 3 mm, mit speziellen Linsen auf unter 2 mm [Acr], gesenkt werden konnte. Dadurch wird die Heilung beschleunigt und der durch den Schnitt induzierte Astigmatismus (meridianabhängige Brechkraft) wird weitestgehend vermieden. Der Durchmesser der Optik beträgt zwischen 5 mm und 7 mm; die Linse wird über Haptiken im verbliebenen Kapselsack fixiert. Diese Haptiken können in unterschiedlicher Anzahl und Ausführungsform vorhanden sein.

Zur Bestimmung der notwendigen Brechkraft des Implantats müssen die Krümmungsradien der vorderen und hinteren Hornhautfläche, die Augapfellänge sowie die Lage und Geometrie des möglichen Implantats bekannt sein. Während die Krümmungsradien der Hornhaut und die Augapfellänge präoperativ gemessen werden können, wird für die Lage des Implantats die Position der Linse verwendet. Die Berechnung wird individuell für jeden Operateur um Erfahrungswerte korrigiert. Die Zielrefraktion beträgt meistens 0,25 dpt, so dass eine gute Fernsicht besteht und im Bereich der Schärfentiefe Objekte zwischen 2 m Entfernung und ∞ scharf abgebildet werden können. Eine Hyperopie ist unerwünscht, weil dann Objekte in keiner Entfernung scharf abgebildet werden. Aufgrund von präoperativen Messfehlern und Unsicherheiten bei der Implantatlage wird die Zielrefraktion selten exakt erreicht. Bei über 80 % der Operationen beträgt der Abstand zur Zielrefraktion jedoch weniger als 1 dpt [HHE97]. Die Zusammensetzung der unterschiedlichen Herstellungs-, Mess-, und Implantationsfehler wurde in [Pre07] untersucht. Es kommen auch immer mehr spezielle Linsen auf den Markt, die Fehler höherer Ordnung (Aberrationen) der Hornhaut kompensieren sollen. Zwar ist die sphärische Aberration theoretisch exakt korrigierbar, ein Astigmatismus ist aber durch die unterschiedlichen Wirkungsebenen von Hornhaut und Linse nicht vollständig und ein Koma der Hornhaut ist durch eine Linse fast nicht korrigierbar [Pre06]. Der Nutzen einer aberrationskorrigierenden Linse bleibt daher fraglich, denn eine vom Optimum abweichende Position im Kapselsack kann die Korrektur unwirksam machen oder im Extremfall gar ins Gegenteil umkehren.

Die meisten Patienten haben wenige Tage nach einer Kataraktoperation bis auf die Akkommodationsfähigkeit ihr uneingeschränktes Sehvermögen wiedererlangt. Über Wochen und Monate setzt anschließend die Kapselsackfibrose ein; die Wundheilungsreaktion des Kapselsacks verursacht eine Schrumpfung und Versteifung desselben [Ren03], wodurch die Linse im Kapselsack fest fixiert wird. Das Zellwachstum am Linsenäquator kann auch nach der Operation noch weiter stattfinden, insbesondere dann, wenn bei der Phakoemulsifikation Zellen am Äquator zurückbleiben. Das Zellwachstum ist in diesem Fall aber nicht mehr geordnet wie bei der Linse, sondern in undefinierter Anordnung. Dieses Zellwachstum kann sich entlang der Kapselwand in den optisch relevanten Bereich bis zur Linsenmitte fortsetzen. Die vom Patienten dann als Trübung wahrgenommene Streuung des Lichts wird als Nachstar bezeichnet. Er kann jedoch behandelt werden, indem die hintere Kapselwand mit einem Nd:YAG-Laser¹ zerstört wird. Die Haltefunktion der hinteren Kapselwand wird aufgrund der Schrumpfung und Verhärtung des Kapselsacks nicht mehr benötigt. Das Nachstarproblem kann durch eine

¹Neodym-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser

möglichst vollständige Entfernung der Zellen im Kapselsack sowie durch eine scharfe Kante an der Hinterseite der Optik, welche als Barriere gegen Einwucherung der Zellen in den Strahlengang wirkt, verringert werden. An der vorderen Kapselwand tritt aufgrund der Kapsulorhexis in der Regel kein Nachstar auf.

1.3 Entwicklungsstand

Im Folgenden wird der Entwicklungsstand auf dem Fachgebiet beschrieben, bisher bekannte Ansätze werden vorgestellt und diskutiert. Der Entwicklungsstand lässt sich in drei Bereiche untergliedern. Zunächst wird der Entwicklungsstand vorgestellt, welcher im Bereich der Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit erreicht ist. Es folgt dann der Entwicklungsstand eines neuen mechatronischen Systems zur Lösung des Problems. Im dritten Unterabschnitt werden schließlich bereits existierende Ansätze vorgestellt, welche Messungen innerhalb des Auges, unter anderem des Akkommodationsbedarfs, ermöglichen sollen.

1.3.1 Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit

Nach der Kataraktoperation ist zwar das klare Sehen wiederhergestellt, die Akkommodationsfähigkeit geht damit jedoch unabhängig vom Alter des Patienten verloren. Bei der Mehrzahl der Patienten ist der Verlust bereits zuvor aufgrund von Presbyopie eingetreten. Da keine anerkannte Methode zur präventiven Behandlung von Katarakt oder Presbyopie existiert, wurden bereits einige Lösungsmöglichkeiten zur Behandlung nach Auftreten der Krankheit entwickelt. Da der größte Teil der Entwicklung der Presbyopie auf die Versteifung der Linse zurückgeht, wurde die Möglichkeit überprüft, mit einem Femtosekundenlaser das Gewebe der Linse an definierten Stellen zu schwächen und dadurch erneut eine Verformung zu ermöglichen [GRB⁺07]. Die Schnitte werden hierbei in Flächen durchgeführt, welche auf konzentrischen Zylinderflächen um die optische Achse, in radial nach außen verlaufenden Ebenen und in Ebenen orthogonal zur optischen Achse liegen. Dadurch wird die Linse in mehrere Teilstücke getrennt und kann nachgiebiger werden. Allerdings ist das Erreichen einer Brechkraftänderung weder mit einem klaffenden Schnitt noch durch das Gleiten entlang der Schnittebenen möglich. Bei einer Druckbelastung hat ein Schnitt keine Auswirkung. Durch die Wahl von geeigneten Schnittflächen (insbesondere Flächen dritter Ordnung) ist eine solche Brechkraftänderung eventuell erzielbar. Bisher ungelöst ist das Problem der mit dem Schnitt eintretenden Trübung der Linse, welche eine Kataraktexplantation notwendig und die Behandlung überflüssig macht. Die Behandlung der Katarakt ist mit diesem Verfahren ohnehin nicht möglich.

Mit einer ähnlichen Zielsetzung einer elastischen, durch den Kapselsack verformten Linse, wird am lens refilling gearbeitet [KTB⁺03]. Dabei wird die gegebenenfalls trübe Linse wie bei einer Kataraktoperation explantiert und durch ein Polymer ersetzt [KTG⁺06]. Allerdings muss die Kapsulorhexis möglichst klein sein, um den Kapselsack als formgebende Hülle und Kraftübertragungsglied zu erhalten. Die Polymerisation des Füllstoffes erfolgt im Kapselsack durch Lichteinstrahlung. Bisher ungelöste Probleme wie die Dichtheit des Kapselsacks und die richtige Dosierung der Polymerfüllmenge, mit der sowohl Emmetropie als auch Blasenfreiheit

erreicht werden [Gut06], verhinderten aber bisher Studien am Menschen. Die Kapselsackfibrose stellt darüber hinaus in diesem Fall ein besonderes Problem dar, weil die Zellen nicht mit der Entfernung der hinteren Kapselwand beseitigt werden können. Die Schrumpfung und Verhärtung des Kapselsacks kann darüber hinaus seine Verformbarkeit deutlich einschränken. Ausführlich ist dieser Effekt in [Mar07] beschrieben.

Auch andere Lösungsmöglichkeiten, welche auf der postoperativen Verformbarkeit des Kapselsackes beruhen, waren bisher nicht erfolgreich. So wurde die akkommodative IOL „ICU“ bereits vielfach implantiert, eine messbare Refraktionsänderung im Bereich von mehreren Dioptrien war jedoch nicht nachweisbar. Bei diesem Implantat wurde versucht, durch ein angewinkeltes Haptikdesign zu erreichen, dass die Linse bei einer Kontraktionsbewegung des Ziliarmuskels in Richtung Vorderkammer verschoben wird. Der bei einem durchschnittlichen stark brechenden Implantat notwendige axiale Verstellweg ist jedoch nicht vorhanden. Darüber hinaus verhindert die Versteifung des Kapselsackes eine dauerhafte Beweglichkeit [MTF⁺07]. Das Problem des zu geringen vorhandenen Verschieberaumes kann durch eine zweilinsige Optik, bei der eine Sammellinse nach vorne und eine Zerstreuungslinse nach hinten geschoben werden, weitestgehend gelöst werden [vH06]. Das Problem der Kapselsackversteifung bleibt jedoch bestehen. Hinzu kommt die Gefahr, dass Zellen zwischen die zwei Linsen wachsen. Ein ähnlicher Sachverhalt ergibt sich für die Verwendung kubischer Flächenpaare [SVR06], welche die Brechkraftänderung mit einer Lateralverschiebung durch den Ziliarmuskel realisieren.

Das Problem der ungenügenden Verformbarkeit des Kapselsacks wird in [Pre99] gelöst, indem sich im Kapselsack und am Augapfel Permanentmagnete befinden, welche den Kapselsack nach vorn verschieben. Lässt unter Akkommodation der Zug der Zonulafasern nach, so wird die IOL zusammen mit dem Kapselsack noch weiter nach vorn geschoben. Das Problem des geringen zur Verfügung stehenden axialen Verschieberaumes bleibt jedoch auch hier bestehen.

Die Versteifung des Kapselsacks wird in [Bn06] nicht nur umgangen, sondern geradezu verwendet. Dabei drückt der nach hinten ausgelenkte Kapselsack mit einer harten Platte ein flexibles Material durch das Loch einer zweiten Platte, welche im Sulcus ciliaris (Abbildung 1.2(a)) befestigt ist. Unter Desakkommodation wölbt sich das durch das Loch gedrückte Material stärker. Durch diese Krümmungsänderung ergibt sich eine Refraktionsänderung. Dabei sollte der Brechungsindex des flexiblen Materials kleiner sein als der des Kammerwassers. Ansonsten muss das Gehirn lernen, die Akkommodationsbewegung zu invertieren. Fraglich sind bei einem solchen System jedoch die Sicherstellung der Emmetropie sowie die optische Abbildungsqualität.

Ganz ohne eine echte Akkommodationsbewegung kommen multifokale Intraokularlinsen aus. Dabei werden refraktiv und/oder diffraktiv zwei Bilder auf der Netzhaut erzeugt. Eines davon ist bei Fernsicht scharf, das andere beim Lesen. Solche Linsen sind am Markt verfügbar und wurden bereits vielfach verwendet. Für diese Linsen spricht, dass sie für geringe Ansprüche meist ein brillenloses Alltagsleben bieten. Dem steht jedoch eine höhere Blendempfindlichkeit, eine geringere Kontrastsensitivität und ein geringerer bestkorrigierter Visus als bei monofokalen Linsen gegenüber [EBG06].

1.3.2 Künstliches Akkommodationssystem

Ein System, welches die Akkommodationsfähigkeit und damit den Sehkomfort eines Jugendlichen wiederherstellen kann, ist mehr denn je wünschenswert und von großem Nutzen für die Lebensqualität. Bisherige Ansätze für eine Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit funktionieren jedoch nicht ausreichend (Abschnitt 1.3.1).

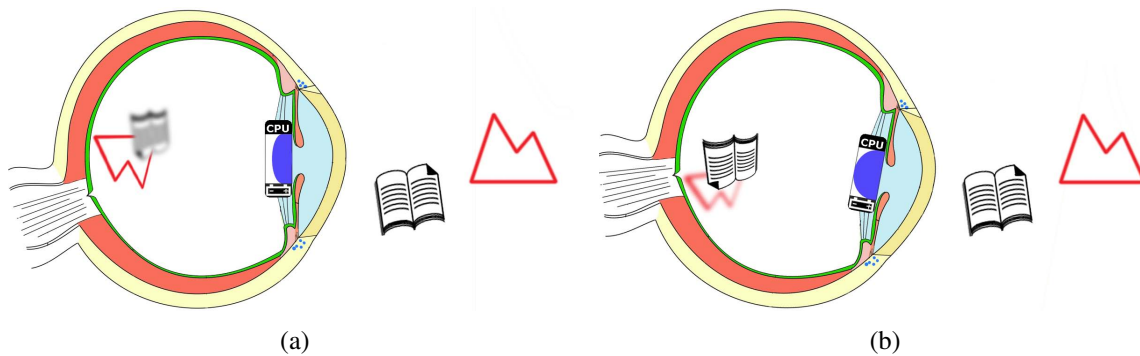


Abbildung 1.6: Schematische Darstellung der Funktionsweise des Künstlichen Akkommodationssystems bei Betrachtung eines fernen Gebirges (a) und nach selbsttätig erfolgter Anpassung der Scheitelbrechkraft bei Betrachtung eines nahegelegenen Buches (b).

Ein neuer Ansatz zur Lösung dieses Problems stellt das Künstliche Akkommodationssystem dar [GB05]. Dieses soll als Implantat zwischen Iris und Glaskörper die Scheitelbrechkraft des Auges an den Akkommodationsbedarf anpassen, ohne dabei auf die Verformbarkeit des Kapselsacks angewiesen zu sein, wie dies bei vielen anderen Ansätzen der Fall ist. Abbildung 1.6 zeigt die Funktionsweise des Künstlichen Akkommodationssystems. Das implantierbare mechatronische System muss hierfür den Akkommodationsbedarf detektieren und die Scheitelbrechkraft des optischen Gesamtsystems dementsprechend anpassen. Das System wird dabei folgende Komponenten beinhalten [Kli07]:

- Optik variabler Fokusslänge
- Aktor, welcher gegebenenfalls zur Veränderung der Fokusslänge notwendig ist
- Messsystem zur Erfassung des Akkommodationsbedarfes und von Ruhezuständen
- Steuerungseinheit zur Regelung und Steuerung der anderen Komponenten und deren Zustände
- Informationsübertragung zur Kommunikation mit einem externen Gerät oder mit dem Implantat im anderen Auge
- Energieversorgungseinheit zur Bereitstellung der notwendigen Energie für die anderen Komponenten

- Verbindungs- und Haltestruktur zur Fixierung der Komponenten miteinander und des Gesamtsystems im Kapselsack

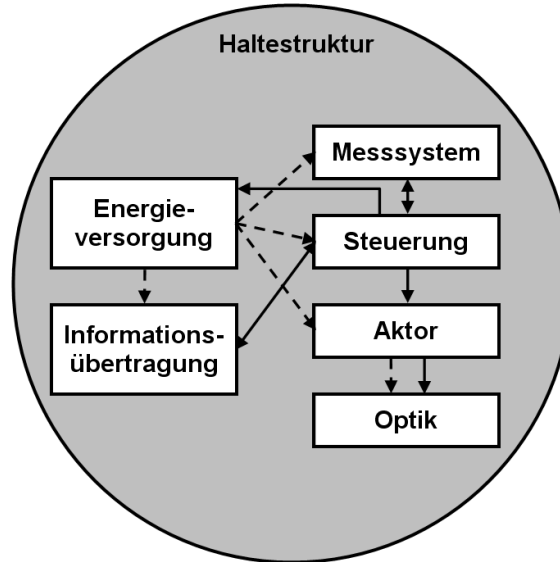


Abbildung 1.7: Komponenten des Künstlichen Akkommodationssystems und ihre Interaktion mit Informations- (—) und Energiefluss (- -).

Die Komponenten des Mikrosystems interagieren miteinander. Der Informationsfluss beginnt am Messsystem, welches Informationen über den Akkommodationsbedarf und gegebenenfalls weitere Informationen über den Umgebungszustand bereitstellt (Abbildung 1.7). Diese weiteren Informationen können Helligkeitswerte zum Übergang in den Stand-by-Modus bei Dunkelheit oder das Vorhandensein eines Aufladegeräts zum Übergang in den Wiederauflademodus des Energiespeichers sein. Die Steuerungseinheit verwendet diese Information, um die Energieversorgungseinheit und insbesondere den Aktor mit den notwendigen Signalen zu versorgen. Der Aktor verändert dann die Scheitelbrechkraft des optischen Gesamtsystems, liefert also Energie und Signal für das optische Element variabler Fokusslänge. Aktor, Steuerungseinheit und Messeinrichtung müssen für die Funktionsweise des Systems mit Energie versorgt werden. An das Gesamtsystem sind unterschiedliche Forderungen gestellt. Diese betreffen im Wesentlichen:

- Die Implantation des Systems muss im Rahmen der Kataraktchirurgie möglich sein:
 - Der zur Verfügung stehende Bauraum (Kapselsack und gegebenenfalls Freiraum bis zur Iris) darf nicht überschritten werden.
 - Das Implantat muss für fast alle Patienten geeignet oder an diese anpassbar sein.
 - Für eine schonende Operation mit einem kleinen Schnitt sollte das Implantat faltbar, rollbar oder teilbar sein.
- Der Sehkomfort muss dem eines jüngeren Menschen entsprechen:

- Die Abbildungsqualität muss die Anforderungen aus DIN EN ISO 11979 erfüllen.
 - Die Transparenz der Optik muss im sichtbaren Wellenlängenbereich zwischen 400nm und 700nm mindestens 80 % betragen.
 - Die Akkommodationsamplitude muss den Bereich zwischen Fernsicht und bequemem Lesen umfassen. Darüber hinaus muss ein postoperativer Ausgleich von Mess- und Implantationsungenauigkeiten möglich sein.
 - Die Dynamik des Systems sollte so ausgelegt sein, dass die Einstellzeit nicht wesentlich höher ist als beim natürlichen Akkommodationsvorgang.
- Das System muss sicher sein:
 - Die Dauer bis zum Ausfall der Akkommodationsleistung muss mindestens 20 Jahre betragen.
 - Das System muss die notwendige Biokompatibilität aufweisen, darf also weder durch das Gewebe in seiner Funktion beeinträchtigt werden, noch darf es das Gewebe schädigen. Zu keiner Zeit darf eine Gefährdung des Patienten bestehen.
 - Die elektromagnetische Verträglichkeit des Systems muss so groß sein, dass nur in äußerst unwahrscheinlichen Fällen eine dauerhafte und in wenigen Fällen eine temporäre Störung des Betriebs möglich ist. Die Störempfindlichkeit von Herzschrittmachern kann zum Vergleich herangezogen werden.
 - Im Falle der Störung des Systems oder des Ausfalls einzelner Komponenten sollte die Fernsicht sichergestellt sein, so dass in diesem Fall das System wie eine gewöhnliche IOL funktioniert.

Im Folgenden werden das optische System, der Aktor, die Steuerungseinheit, die Informationsübertragung, das Messsystem, die Energieversorgung und die Haltestruktur detaillierter beschrieben.

Optisches System

In [Ber07] wurde die Eignung unterschiedlicher Lösungen für das aktiv-optische Element untersucht und bewertet. Darunter befinden sich ein „axial-shift triple-optic“ Linsensystem, das Electrowetting-Prinzip, die Fluidlinse und die elastische Linse (Abbildung 1.8). Das „axial-shift triple-optic“ Linsensystem (Abbildung 1.8(a)) arbeitet dabei nach dem gleichen Prinzip wie bisherige akkommodative Intraokularlinsen und Autofokuskameras. Eine Linse konstanter Einzelbrechkraft wird im Strahlengang entlang der optischen Achse verschoben. Im Unterschied zu den akkommodativen IOLs, bei denen der vorhandene Verstellweg aus Raumgründen nicht für eine Akkommodation von 3 dpt ausreichen kann, besitzt diese Ausführung mehrere Vorteile. Zum einen ist durch die Verwendung weiterer Linsen (im Idealfall Zerstreuungslinsen) die Brechkraft der zu verschiebenden Linse höher; deren Verschiebung führt zu einer höheren Scheitelbrechkraftänderung. Zum anderen ist durch die Ausführung mit drei Linsen die Möglichkeit gegeben, das System zu kapseln und die Sammellinse in Luft zu verschieben, was die Effektivität der Verschiebung im Vergleich zu einer Verschiebung

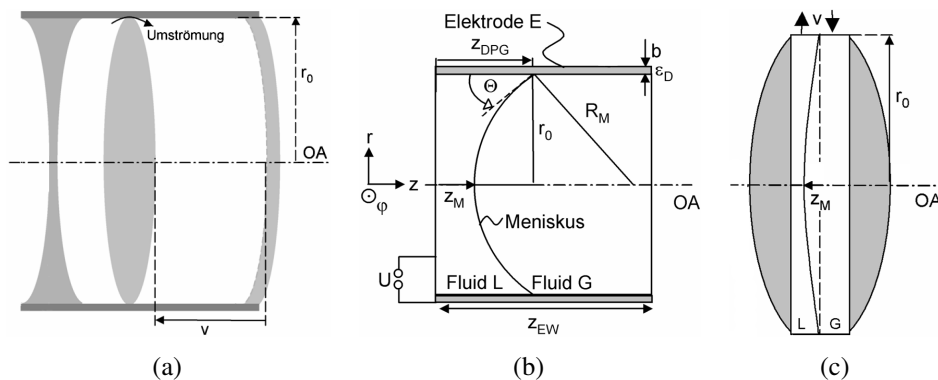


Abbildung 1.8: Prinzip und Aufbau ausgewählter Lösungen als aktiv-optisches Element: Verschiebung einer starren Linse in Luft als „axial-shift triple-optic“ Linsensystem (a), elektrostatische Beeinflussung zweier Flüssigkeiten als Electro-wetting (b), Krümmungsänderung zwischen zwei Fluiden durch Volumenaustausch als Fluidlinse (c) (alle nach [Ber07]) sowie die Verformung von Grenzflächen eines Polymers als elastische Linse (d) (nach [Rüc08]).

in Kammerwasser nochmals erhöht. Ein Verschiebeweg von insgesamt $350\mu\text{m}$ wird daher zur Realisierung der notwendigen Scheitelbrechkraftänderung ausreichen. Dabei müssen lediglich Reibungs- und Beschleunigungskräfte überwunden werden. Eine Faltbarkeit dieses Linsensystems wird jedoch nur schwer zu realisieren sein.

Beim Electrowetting (Abbildung 1.8(b)) werden zwei transparente, nicht mischbare Fluide unterschiedlicher Brechzahl in einen Zylinder eingebracht, welcher innen mit einem dünnen Dielektrikum beschichtet ist. Ein Fluid ist dabei elektrisch leitfähig, das andere nicht. Durch die Wahl der spezifischen Grenzflächenenergien der beiden Stoffe lässt sich die Grenzfläche zwischen den beiden Fluiden beeinflussen. Sind beide gleicher Dichte, so stellt sich stets eine sphärische Grenzfläche zwischen ihnen ein. Wird nun zwischen dem leitfähigen Fluid und der Dielektrikumsaußenfläche eine elektrische Spannung angelegt, so wandern Ladungsträger im leitfähigen Fluid zum Dielektrikum hin und sorgen durch ihre Abstoßungskräfte für eine Verschiebung der Dreiphasengrenze zwischen den beiden Fluiden und dem Dielektrikum. Die Polung der Spannung ist für diesen Vorgang irrelevant. Da das Volumen beider Fluide konstant bleibt, ändert sich der Krümmungsradius zwischen beiden Fluiden und dadurch die Scheitelbrechkraft des Gesamtsystems. Dieses System kommt ohne Aktor aus, das Bereitstellen einer Spannung zwischen 0 V und 20 V in Abhängigkeit des Akkommodationsbedarfs genügt. Die postoperative Refraktionsanpassung und Emmetropie (Normalsichtigkeit) bei Ausfall der Spannungsversorgung sind bei dieser Variante jedoch nicht vereinbar.

Eine Fluidlinse (Abbildung 1.8(c)) arbeitet ähnlich wie beim Electrowetting mit zwei transparenten Fluiden unterschiedlicher Brechzahl, aber gleicher Dichte. Sie können durch eine dünne Membran oder durch unterschiedliche Materialien am Zylinderrand in Richtung der optischen Achse und geeignete Wahl der Grenzflächenenergien getrennt werden. Die Scheitelbrechkraftänderung entsteht durch Entnahme von einem Fluid und Zugabe desselben Volumens beim anderen Fluid. An Energiezufuhr ist lediglich die Energie neu gebildeter Grenz-

flächen und gegebenenfalls die Verformungsenergie der Membran aufzubringen. In [Ber07] wurde die Fluidlinse unter allen untersuchten Möglichkeiten als „am besten“ geeignet bewertet.

Bei der elastischen Linse (Abbildung 1.8(d)) wird die Änderung der Fokusslänge durch die Verformung ihrer Vorder- und Rückseite unter Druck- oder Verschiebungsbeaufschlagung am zylindrischen Rand herbeigeführt. Dabei muss zum einen die Brechkraft im unverformten Zustand der einer für den Patienten passenden gewöhnlichen IOL entsprechen, zum anderen müssen die Außenflächen stets sphärisch bleiben. In [Rüc08] wurde gezeigt, dass durch die Verwendung eines weichen Kerns und einer steiferen Hülle beide Bedingungen erfüllt werden können. Eine gute optische Abbildungsqualität konnte ebenfalls nachgewiesen werden. Als nachteilig sind bei diesem Prinzip jedoch der hohe Energieaufwand zur Verformung des Materials, die komplexe notwendige Aktorkinematik und die große radiale Bauraumanforderung zu nennen.

Aktor

Der Aktor muss für jedes optische Wirkprinzip separat ausgewählt werden. Für eine elastische Linse wurden die Anforderungen an einen Aktor bereits untersucht und anhand eines makroskopischen Modells experimentell erprobt [Mar06]. Dabei führt die komplexe Aktorkinematik des radialen Stauchvorgangs zu einer Einschränkung an Möglichkeiten der verwendbaren Aktorprinzipien. Ein dielektrischer Elastomer-Ringaktor benötigt Spannungen im Kilovoltbereich und ist daher für ein Implantat nicht geeignet. Mit Spannungen im einstelligen Bereich ist ein Ringaktor aus leitfähigem Polymer betreibbar. Durch die zur Verformung notwendigen Kräfte muss das Polymer jedoch dick gebaut werden, was wiederum die zur Verformung notwendige Ionendiffusion behindert und die Aktorzeitkonstante in den Bereich einer Sekunde bringt. Andere Lösungsvorschläge wie der genauer untersuchte Fluidringaktor stellen lediglich die kinematische Übersetzung dar, die Entwicklung eines Fluidverdrängers steht noch aus. Der Fluidverdränger kann auch für die Fluidlinse genutzt werden. Die Anforderungen an Volumenverdrängung und erforderlichem Druck sind dann geringer. Einfacher ist die Kinematik für das axial-shift Linsensystem. Hier können beispielsweise tangential am Rand der Linsen angeordnete leitfähige Polymerbiegeaktoren zum Einsatz kommen. Durch die geringen erforderlichen Kräfte können deren Abmessungen gering gehalten werden und dadurch die Zeitkonstante gegenüber einem Einsatz bei der elastischen Linse deutlich verkleinert werden. Ein neuartiges Aktorkonzept wird in [Kok06] vorgestellt. Darin wird beschrieben, wie die Längenänderung der kovalenten Bindungen von Kohlenstoffnanoröhren unter Anlegen einer kleinen Spannung genutzt werden kann. Des Weiteren wird eine Anordnung zur Erhöhung von Kraft und Längenänderung des Aktors sowie eine Prozesskette zur Aktorherstellung beschrieben. Er ist dadurch für unterschiedliche optische Elemente denkbar. Bei einem Electrowettingmodul ist kein Aktor notwendig.

Steuerungseinheit

Die Steuerungseinheit muss in integrierter Bauweise mit der Auswertung des Messsystems kombiniert werden. Zu dieser Komponente gehören je nach Ausführung der anderen Teil-

systeme ein A/D-Wandler zur Digitalisierung der Sensorsignale, ein Mikrorechner zur Filterung der Signale und Berechnung des Akkommodationsbedarfes und daraus der notwendigen Eingangsgröße für den Aktor sowie ein D/A-Wandler. Das eventuell notwendige Setzen der anderen Komponenten in den Energiesparmodus oder den Auflademodus gehört ebenso zur Aufgabe der elektronischen Steuerung. Beim Entwurf der Steuerung spielen auch der Raumbedarf und der Energieverbrauch eine Rolle.

Informationsübertragung

Die Einheit zur Informationsübertragung hat die Funktion, eine Kommunikation mit anderen Systemen zu ermöglichen. Zum einen betrifft dies externe Systeme, welche neue Parameter oder ein Update der Software bereitstellen. Zum anderen bringt die Kommunikation mit einem Implantat im anderen Auge Vorteile mit sich, in bestimmten Fällen ist die Kommunikation sogar zwingend erforderlich. Entsprechend neue Konzepte für eine Informationsübertragung werden in Abschnitt 5.1 vorgestellt.

Messsystem

Das Messsystem hat die Aufgabe, zuverlässige Informationen über den Akkommodationsbedarf zur Verfügung zu stellen. Für das Messsystem gibt es bislang weder funktionsfähige Konzepte noch dazugehörige Prototypen. Ein Künstliches Akkommodationssystem ohne Messsystem und dadurch ohne Informationen über den Akkommodationsbedarf ist aber nicht funktionsfähig und erfüllt bestenfalls die Funktion einer gewöhnlichen IOL. Als Schwerpunkt dieser Arbeit werden deshalb erstmals unterschiedliche Messmethoden konzipiert, verglichen und bewertet. Bereits existierende Ansätze und Konzepte werden in Abschnitt 1.3.3 betrachtet. Damit soll ein wesentlicher Beitrag zur Entwicklung eines Künstlichen Akkommodationssystems geleistet werden.

Energieversorgung

Die Komponenten des Künstlichen Akkommodationssystems als mechatronisches Implantat müssen mit der notwendigen Energie versorgt werden. Selbst bei sehr sparsamen Komponenten wird das System nicht ohne eine Energieversorgungseinheit auskommen. Einige Möglichkeiten für ein Energieversorgungssystem mit dem Fokus auf Energiewandler wurden bereits in [Ble06] untersucht. Der darin angesetzte Energieumsatz von 15 mW ist allerdings nur mit kontinuierlicher Energiezufuhr möglich. Eine mögliche Energieübertragungs- und Speichereinheit für eine durchschnittliche Leistung von $100 \mu\text{W}$ wird abschließend in Abschnitt 5.2 konzipiert.

Haltestruktur

Die Haltestruktur hat drei Funktionen zu erfüllen. Zum einen ist die stabile Verbindung der einzelnen Komponenten zu gewährleisten. Des Weiteren muss mit einem Gehäuse für die notwendige Abdichtung gegenüber dem Kammerwasser und, falls erforderlich, für eine elektromagnetische Abschirmung gesorgt werden. Die dritte Funktion besteht in der Fixierung

des Implantats im Kapselsack. Mit den Haptiken der IOLs (Abbildung 1.5) stehen bereits praxiserprobte Lösungen zur Verfügung.

1.3.3 Messsysteme für ein Augenimplantat

Bisher wurden nur wenige Messsysteme für das Augeninnere entwickelt, dennoch wurde für den biologisch-optischen Sensor Auge bereits ein technisches Ersatzsystem geschaffen: Das Retinaimplantat. Es wurde entwickelt, um bei defekten Rezeptoren, aber sonst intaktem Sehnerv wieder ein Sehen zu ermöglichen [Mey02]. Beim Subretinaimplantat wird ein Chip unter die Retina implantiert, welcher dort die Beleuchtung detektiert und die entsprechenden Nerven elektrisch reizt. Die Energieversorgung des Implantats wurde bei bisherigen Versuchen über feine Drähte realisiert, soll aber zukünftig mit elektromagnetischen Wellen erfolgen. Bisherige Versuche mit kurzzeitiger Implantation brachten nur geringe Erfolge, bestenfalls konnte eine globale hell/dunkel Wahrnehmung erreicht werden. Beim epiretinalen Implantat befindet sich der Sensor als Kamera außerhalb des Auges, lediglich die Stimulation findet auf der Netzhaut statt. Eine Energieübertragung und eine Informationsübertragung mit hoher Übertragungsrate sind hierfür notwendig. Die durch die Elektrodenfläche auf der Retina begrenzte potentielle Auflösung von Retinaimplantaten liegt bei mehreren Winkelminuten, die Gesamtgröße ist wesentlich kleiner als die Retina. Der erreichbare Visus und das Gesichtsfeld sind deshalb mit einem Normalsichtigen nicht vergleichbar. Dennoch ist die Realisierung eines solchen Systems für Blinde eine große Erleichterung im Alltag.

Ein erhöhter Augeninnendruck stellt einen wesentlichen Risikofaktor für den Grünen Star dar, welcher eine Erkrankung des Sehnervs ist und zur Erblindung führen kann. Zur kontinuierlichen Messung des Augeninnendrucks wurde eine IOL mit Drucksensor entwickelt [Str02]. Der Druck wird kapazitiv mit Hilfe von Kavitäten gemessen, welche durch Membrane geschlossen sind. Daneben besteht das Implantat aus Elektronikkomponenten sowie einer mikrogalvanisch hergestellten Spule zur Informations- und Energieübertragung, welche die Faltbarkeit des Implantats nicht beeinträchtigt. Die Sensordaten werden kontinuierlich zu einem Empfänger an einer Brille übermittelt, um von dort in einem externen Gerät abgespeichert zu werden. Das System wurde bereits an Tieren getestet.

Prinzipielle Ideen zur Messung des Akkommodationsbedarfs werden in [Aza03] vorgestellt. Darin wird unter anderem die Möglichkeit beschrieben, die Ziliarmuskeltätigkeit mit Hilfe eines Drucksensors oder über das Muskelpotential (Elektromyografie) zu erfassen. Die drei Teilbereiche der Nahreaktion (Abschnitt 2.2 werden ebenso als Informationsquelle aufgeführt. So wird die Detektion der Aktivität der geraden Augenmuskeln und die Messung der Iriskontraktion vorgeschlagen. Für die Möglichkeit der Distanzmessung zwischen Implantat und Fixationsobjekt wird die Verwendung eines Infrarotstrahles vorgeschlagen. Eine mögliche Schärfewertmessung kann mit Hilfe von zwei Linsen unterschiedlicher Fokusslänge stattfinden. Für keinen der angeführten Vorschläge existiert jedoch ein Konzept oder ein Ausführungsbeispiel.

In [Ber07] wird eine Möglichkeit beschrieben, die Verschiebung des Kapselsacks zur Messung des Akkommodationsbedarfs zu nutzen. Der Kapselsack wird dabei ähnlich wie in [Bn06] mit elastischen Elementen, welche sich am Sulcus ciliaris abstützen, axial nach hinten ausgeleitet. Unter Akkommodation verschiebt sich der Kapselsack aufgrund der geringeren Zonu-

lafaserzugkraft noch etwas weiter nach hinten. Diese zusätzliche Verschiebung kann messtechnisch erfasst werden. Unter einem in [Ber07] angegebenen optimalen Verhältnis der Federsteifigkeiten der Vorspannelemente zu jenem der Zonulafasern ergibt sich eine maximale akkommodationsbedingte Axialverschiebung des Kapselsacks von $67\ \mu\text{m}$. Ein Konzept zur Messung dieser Verlagerung wird nicht erwähnt. Ohnehin ist die Kapselsackfibrose weder prognostizierbar noch standardisierbar, der Kapselsack kann nach erfolgter Fibrose daher weder als nachgiebig noch als vollständig versteift betrachtet werden [Gut06].

In [BKBG06] wurde vorgeschlagen, den Abstand zwischen implantatfesten Punkten zweier Implantate und gegebenenfalls bezüglich eines kopffesten Referenzpunktes zu messen. In [Kli05] wurde diese Möglichkeit genauer untersucht. Dabei wurde festgestellt, dass die Distanzmessung zwischen implantat- und kopffesten Punkten prinzipiell geeignet ist, um den Akkommodationsbedarf ausreichend genau zu bestimmen. Die Anforderungen an die Messgenauigkeit sind mit $50\ \mu\text{m}$ aber recht hoch. Auch hier wurde kein Konzept für ein Messsystem angegeben.

1.4 Zielsetzung der Arbeit

Die Entwicklung eines Künstlichen Akkommodationssystems ist von großem gesellschaftlichem Interesse, da sich hierdurch die Lebensqualität im Falle von Katarakt oder Presbyopie deutlich steigern lässt. Weil diese Krankheiten insbesondere im höheren Alter auftreten, ist die Entwicklung eines solchen Systems vor allem vor dem Hintergrund der demografischen Entwicklung zu begrüßen. Lösungsmöglichkeiten für das aktiv-optische Element existieren bereits, es bleibt die Entwicklung eines Messsystems als eine weitere große Herausforderung. Ein Messsystem ist aber als Teil eines solchen Implantats zwingend notwendig. Das Gesamtziel der Arbeit lässt sich daher in folgende Teile untergliedern:

- Herleitung einer einheitlichen Methodik zur systematischen Entwicklung von Lösungsvarianten
- Entwicklung von Konzepten zur ganzheitlichen Erfassung und Verarbeitung von Informationen für das Künstliche Akkommodationssystem
- Experimentelle Erprobung ausgewählter Lösungsvarianten

Darüber hinaus sollen erste Konzepte für eine Informationsübertragung und eine Energieversorgungseinheit vorgestellt werden, die in weiteren Forschungsarbeiten dann im Detail untersucht werden müssen.

In Kapitel 2 werden zunächst die Anforderungen an das zu entwickelnde Messsystem definiert. Dann werden diejenigen Quellen bestimmt, welche Informationen über den Akkommodationsbedarf beinhalten. In einer Vorauswahl werden potentiell geeignete Quellen für eine weitere Untersuchung identifiziert. Anschließend wird erstmals eine neue Methodik zur einheitlichen Entwicklung und Bewertung von Messsystemen hergeleitet.

In Kapitel 3 werden anhand der hergeleiteten Methodik die für ein Künstliches Akkommodationssystem möglichen Messsysteme zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs konzipiert, bewertet und verglichen. Hierfür wird zunächst ein Modell der Informationsquelle

entwickelt, um deren Verhalten, insbesondere unter Akkommodation, aber auch unter anderen Einflüssen, beschreiben zu können. Mit Hilfe dieses Wissens ist es dann möglich, Anforderungen an Messsysteme zur Nutzung der jeweiligen Signalquelle aufzustellen und die Messsysteme zu konzipieren. Anhand von Berechnungen und Simulationen im Abgleich mit der Anforderungsliste wird gezeigt, wie gut das Messsystem den Bedingungen genügt. Ein bewertender Vergleich der neu entwickelten Konzepte findet anschließend statt.

Die praktischen Tests, welche mit ausgewählten Lösungsansätzen anhand von makroskopischen Demonstrationsaufbauten durchgeführt wurden, werden in Kapitel 4 erläutert und die Ergebnisse vorgestellt.

In einigen Fällen ist eine Informationsübertragung zwischen zwei vorhandenen Implantaten unerlässlich, in anderen wiederum hilfreich. Die Möglichkeit eines Informationsaustauschs mit einem externen Gerät ist unbedingt notwendig, um das Systemverhalten auch nach der Implantation beeinflussen zu können. In Kapitel 5 wird daher ein neues Informationsübertragungssystem konzipiert. Weil ein mechatronisches System nicht ohne elektrische Energie auskommt, wird in Kapitel 5 auch ein erster Lösungsvorschlag für eine Energieversorgungseinheit erarbeitet.

Kapitel 6 fasst die wesentlichen Ziele dieser Arbeit zusammen und gibt einen Ausblick für weitere mögliche Untersuchungen.

2 Herleitung einer Methodik zur Auswahl, Konzeption und Bewertung von Messsystemen

In diesem Kapitel werden einheitliche Grundlagen für die Entwicklung von Messsystemen zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs im menschlichen Auge gelegt. Hierzu werden zunächst die Anforderungen und Ziele für das zu entwickelnde System definiert, um mit einheitlichen Kriterien unterschiedliche Konzepte vergleichen und bewerten zu können. Es werden potentielle Informationsquellen benannt und klassifiziert. Ungeeignete Quellen werden als solche aufgezeigt, auf sie wird in den darauf folgenden Kapiteln nicht näher eingegangen. Eine einheitliche Methodik zur Bewertung der Eignung von Informationsquellen und konzipierten Messsystemen wird erstmals vorgestellt, ebenso ein wahrscheinlichkeitstheoretischer Ansatz zur Korrektur von Messwerten.

2.1 Anforderungen an das Messsystem

Das System zur Messung des Akkommodationsbedarfes muss unterschiedlichen Bedingungen genügen. Dafür lassen sich zum Teil recht eindeutige Anforderungen formulieren (beispielsweise die Biokompatibilität). Teilweise können nur weiche Bewertungskriterien angegeben werden. So ist die Anforderung an den Bauraum für das Gesamtsystem zwar absolut, die Bauraumbeschränkung für das Messsystem kann aber nur in Zusammenhang mit den anderen Komponenten gelöst werden. Für die Störanfälligkeit lässt sich keine exakt messbare Schranke angeben, es ist die geringstmögliche Anfälligkeit anzustreben. Insgesamt lassen sich für das Messsystem folgende Forderungen und Ziele formulieren, welche in ihren Grundzügen aus den Forderungen an das Gesamtsystem abgeleitet sind (siehe S. 11):

- Die Funktion muss gewährleistet sein:
 - Die bequeme Leseentfernung beträgt etwa 30cm. Bei betrachteten Objekten in mindestens dieser Entfernung muss der Akkommodationsbedarf messbar sein.
 - Die statische Genauigkeit muss mindestens der halben Schärfentiefe oder im allgemeinen Fall bei Unkenntnis der Schärfentiefe der Genauigkeit der Brillenglasbestimmung von $\pm 0,25$ dpt entsprechen.
 - Die Zeit zwischen Änderung des Akkommodationsbedarfs und Änderung der Messgröße auf 63 % der Sprunghöhe darf nicht mehr als 700ms betragen. Die Verzögerung des Messsignals sollte möglichst klein sein.

- Das transparente optische System des Auges darf in seiner Funktionsweise nicht beeinträchtigt werden.
- Das Messsystem darf durch seine Position im biologischen Gewebe auch langfristig in seiner Funktion nicht beeinträchtigt werden.
- Die Lebensdauer muss mindestens 20 Jahre betragen.
- Störungen sollten möglichst selten auftreten. Störungen sollten erkannt werden.
- Das Gesamtsystem muss in Betracht gezogen werden:
 - Der durchschnittliche Leistungsbedarf darf maximal bei einer Schwelle liegen, bei der alle 24 Stunden eine Wiederaufladung des Speichers erforderlich ist. Der Leistungsbedarf sollte so gering wie möglich sein.
 - Der Spitzenleistungsbedarf muss von einer im Implantat integrierbaren Energieversorgungseinheit bereitstellbar sein.
 - Der zur Verfügung stehende Bauraum im Kapselsack darf vom Gesamtsystem nicht überschritten werden. Dieser kann durch einen Zylinder von 10mm Durchmesser und 4mm Höhe beschrieben werden. Nach Abzug des transparenten Bereiches ergibt sich ein Hohlzylinder mit denselben Außenmaßen und einem Innendurchmesser von 5mm. Den restlichen Raum teilen sich die Steuerung, welche nur wenig Volumen benötigen wird, der Aktor, die Energieversorgung und das Messsystem. Das Volumen des Messsystems sollte deshalb unter 50mm^3 , keinesfalls aber mehr als 100mm^3 betragen. Nachteilig sind Positions- und Orientierungsbeschränkungen, weil dadurch die Auswahl und Platzierung für die anderen Komponenten eingeschränkt wird.
 - Der Rechenaufwand, um von den Messgrößen zum Akkommodationsbedarf zu gelangen, muss so gering wie möglich sein. Ein erhöhter Rechenaufwand bedeutet bei konstanter Rechenzeit im Allgemeinen mehr Volumen- und Energiebedarf für die Steuerungseinheit.
 - Das Messsystem sollte so viele Aufgaben wie möglich von anderen Systemen mit übernehmen. So ist die Möglichkeit eines Energie- oder Informationstransfers positiv zu bewerten. Ebenso wünschenswert ist es, dass das Messsystem für das Gesamtsystem eine Rückkopplung herstellt und dadurch die Aktorstellung nicht separat überwacht werden muss. Des Weiteren ist die Erkennung des Schlaf- oder Wachzustandes des Patienten positiv zu bewerten, um dann in einen Modus mit geringerem Energieumsatz umschalten zu können.
- Die medizinischen Gegebenheiten müssen beachtet werden:
 - Das System muss für den Menschen verträglich sein. Insbesondere dürfen Grenzwerte für Strahlung nicht überschritten werden. Auch die maximal zulässige Wärmeleistung im Implantat ist aufgrund möglicher Gewebeerwärmung auf 10mW begrenzt (Anhang A.1).

- Der Implantationsaufwand muss so gering wie möglich und die Implantation im Rahmen einer Kataraktoperation möglich sein. Wünschenswert ist eine Rollbarkeit oder Faltbarkeit des Implantats für eine Implantation durch kleine Hornhautschnitte.
- Das System muss für die Mehrheit der Kataraktpatienten geeignet sein. Eine Eignung oder Anpassbarkeit des Implantats für Patienten mit seltenen Krankheiten oder Bedürfnissen ist zwar wünschenswert, aber nicht zwingend erforderlich.
- Das Messsystem muss herstellbar sein
 - Das System muss mit Prozessen, Bauteilen und Verfahren fertigbar sein, welche dem Stand der Technik entsprechen. Der technologische Aufwand zur Entwicklung des Systems sollte so gering wie möglich sein.
 - Die absehbare Verwendbarkeit von serientauglichen Herstellungsprozessen sowie vorhandenen Technologien und Bauteilen ist wünschenswert.

2.2 Bestimmung möglicher Informationsquellen

Ein Messsystem hat die Aufgabe, ein Signal für andere Systeme verfügbar zu machen. Die Informationsquellen, welche für das Künstliche Akkommodationssystem zur Verfügung stehen sowie die Signalquellen, welche sich daraus ergeben, werden im Folgenden bestimmt. Um die Anzahl der genauer zu untersuchenden Quellen einzuschränken, werden offensichtlich ungeeignete Quellen als solche identifiziert.

2.2.1 Potentielle Informationsquellen

Prinzipiell stehen alle Quellen zur Messung des Akkommodationsbedarfes zur Auswahl, welche sich mit dem Akkommodationsbedarf verändern. Dabei lassen sich körperunabhängige Quellen und körpereigene Quellen unterscheiden.

Die körperunabhängigen Informationsquellen sind weitaus weniger komplex als die körpereigenen Quellen. Mit einer Abstandsmessung zum Fixationsobjekt kann direkt der Akkommodationsbedarf berechnet werden. Zwar beeinflusst die Augenbewegung den Abstand über die Auswahl eines Objektes, bei festgelegtem Fixationsobjekt lässt sich aber der Abstand durch unbewusste Körperreaktionen nicht verändern. Die zweite Möglichkeit besteht in einer Auswertung der Bildschärfe hinter dem aktiv-optischen Element. Da in einem solchen Fall der Ziliarmuskel keine Auswirkung mehr auf den Akkommodationserfolg hat, besteht auch hier kein Einfluss körpereigener Signale auf das System.

Die körpereigenen Reaktionen auf eine Erhöhung des Akkommodationsbedarfs bestehen aus der Akkommodation oder im Fall der Presbyopie der Akkommodationsanstrengung, der Drehung beider Augen zur Nase hin (Vergenz) und der Kontraktion der Pupille [SSS06]. Alle drei Reaktionen können unter der Nahreaktion zusammengefasst werden [MS90]. Die neuronale Verarbeitung der Signale kann in einen afferenten (zum Gehirn verlaufend) und in einen efferenten (vom Gehirn weg verlaufend) Zweig aufgeteilt werden.

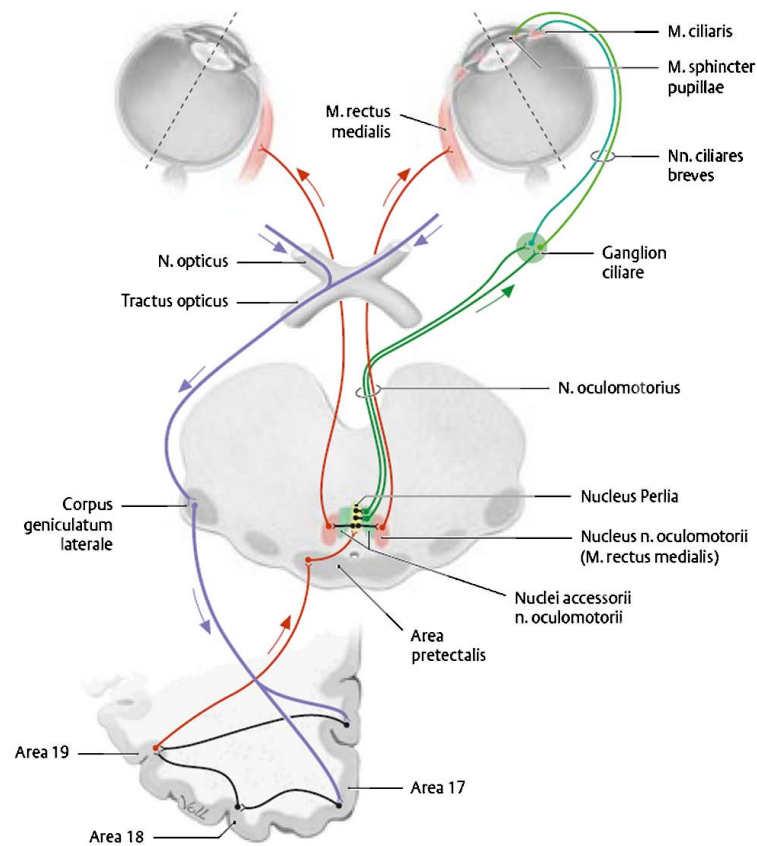


Abbildung 2.1: Neuronale Verschaltung der afferenten und efferenten Bahnen der Nahreaktion [SSS06], jeweils nur einseitig vollständig dargestellt.

Im afferenten Zweig verlaufen die Signale von der Retina über den Sehnerv (Nervus opticus) zur Sehnervkreuzung (Chiasma opticum), wo eine Halbkreuzung der Sehnerven beider Augen erfolgt. Im weiteren Verlauf werden die jeweils rechten Teile der Retina (linkes Sehfeld) in der linken Gehirnhälfte, die jeweils linken Teile der Retina in der rechten Gehirnhälfte im visuellen Kortex (Area 17, 18 und 19) weiterverarbeitet. Von dort führen über mehrere Schaltstellen die Axone der Neurone zum Nucleus Perlia, welcher zwischen den beiden Edinger-Westphal-Kernen (Nucleus nervus oculomotorii) liegt (Abbildung 2.1).

Der efferente Zweig geht von zwei unterschiedlichen Neuronengruppen im Nucleus Perlia aus. Eine Gruppe schaltet auf den Okulomotoriskern um, dessen Axone direkt zu den inneren geraden Augenmuskeln verlaufen. Die andere Gruppe schaltet auf den parasymphathischen Edinger-Westphal-Kern (Nucleus accessorii nervus oculomotorii) um, welcher über das Ganglion ciliare eine Kontraktion des Musculus sphincter pupillae und eine Ziliarmuskelkontraktion einleiten kann. Der dem Pupillennahreflex überlagerte Pupillenlichtreflex wird unter Umgehung des visuellen Kortex über den Edinger-Westphal-Kern ausgelöst.

Die Innervation des Musculus dilatator pupillae findet sympathisch über einen separaten Zweig statt. Sowohl Pupillenreaktion als auch die Ziliarmuskelkontraktion können in beiden Augen nur identisch angesteuert werden (Prinzip der Konsensualität), was stets unabhängig

von eventuell unterschiedlicher Umfeldleuchtdichte oder Objektstand zu gleichen Pupillendurchmessern und Akkommodationserfolgen in beiden Augen führt. Der Vergenzbewegung der Augäpfel ist die konjugierte (gleichgerichtete) Augenbewegung überlagert. Sie wird über unterschiedliche Kerne angesteuert, welche durch das mediale Längsbündel (Fasciculus longitudinalis medialis) untereinander verbunden sind und übergeordnet durch mehrere prämotorische Kerne koordiniert werden.

Das Zusammenspiel der Nahreaktion ist in Abbildung 2.2 mit Hilfe von Blockschaltbildern dargestellt. Dabei ergeben sich aus dem zu fixierenden Objekt Sollgrößen für die Augenbewegung und die Akkommodation sowie die Umfeldleuchtdichte. Der Sollwert für die Retinabeleuchtung ist vom Fixationsobjekt unabhängig, er ergibt sich aus dem Empfindlichkeitsbereich der Rezeptoren. Der neuronale Regler vergleicht nun jeweils Soll- und Istwert (hier als Bedarf und Erfolg bezeichnet) und sendet die Reize an die jeweils zuständigen Muskel weiter, welche eine Veränderung des Blendendurchmessers, der Linsenbrechkraft und der Augenbewegung vornehmen. Aus regelungstechnischer Sicht können der neuronale Teil als Regler sowie die

Abbildung 2.2: Regelkreise der drei Teile der Nahreaktion mit ihren Querverbindungen bei einem nicht presbyopen Patienten in Blockschaltbilddarstellung.

Muskeln und das physikalische System als Strecke bezeichnet werden. Jeder Regler arbeitet aber nicht allein mit der entsprechenden Strecke, durch die vielfache Kopplung der unterschiedlichen Teile ergibt sich ein stark verflochtenes System [Sch93]. So wirken sowohl der Vergenzregler als auch der Versionsregler direkt auf die Augenmuskeln ein, es verwenden daher beide dieselbe Strecke. Zusätzlich wird die Vergenzbewegung durch die Akkommodation beeinflusst (akkommodative Vergenz), auch der umgekehrte Einfluss ist nachweisbar (vergente Akkommodation) [RCC95]. Vergenz und Akkommodation zusammen beeinflussen wiederum über den Pupillennahreflex den Irisdurchmesser und überlagern daher den Pupillennahreflex [MBKS90]. Der Pupillendurchmesser wirkt sich wiederum über die Schärfentiefe auf die Regelung der Akkommodation aus ([HS80],[Ciu98]).

Durch die Verbindungen der unterschiedlichen Teile der Nahreaktion befinden sich in allen

Teilen Informationen über den Akkommodationsbedarf. Alle Bereiche können auch in unterschiedlichen Abgriffstiefen verwendet werden (Abbildung 2.3). So besteht theoretisch die

Abbildung 2.3: Als Menge der möglichen körpereigenen Signalquellen ergibt sich eine Matrix aus den unterschiedlichen Teilen der Nahreaktion und unterschiedlichen Zugriffsmöglichkeiten im Informationsfluss vom Sehnerv bis zur Auswirkung der Muskelbewegung.

Möglichkeit, die afferenten Signale des Sehnervs als erste und damit auch schnellste Möglichkeit zu nutzen. Auch der Regler an sich ist über eine Messung der Hirnströme theoretisch zugänglich. Das efferente Nervensignal ist bereits aufgeteilt an den unterschiedlichen Teilen der Nahreaktion abgreifbar, es beinhaltet aber auch die Verzögerung des Gehirns. Dem Nervensignal folgen die Muskelinnervation sowie die Muskelkontraktion und deren Auswirkung.

2.2.2 Auswahl der zu untersuchenden Signalquellen

In jeder der in Abschnitt 2.2.1 aufgeführten Informationsquellen sind Informationen über den Akkommodationsbedarf enthalten. Alle sind daher prinzipiell zur Erfassung des Akkommodationsbedarfes geeignet. Die Nutzung einiger Quellen ist aber so ungeeignet, dass eine weitere Betrachtung nicht erfolversprechend ist und deshalb in dieser Arbeit nicht durchgeführt wird. So beinhaltet das Signal des Sehnervs alle Informationen über das entstandene Bild, bisher ist es jedoch nicht gelungen, die komplexen Signale des Sehnervs zu decodieren. Dies ist auch mittelfristig nicht zu erwarten. Darüber hinaus ist der Sehnerv während einer Kataraktoperation nicht zugänglich.

Die Messung der Gehirnaktivität ist mit der Elektroenzephalografie (EEG) in der Medizin weit verbreitet, genaue Daten über den Gedankeninhalt lassen sich daraus jedoch nicht ableiten. Die Stimulation des Edinger-Westphal-Kerns zur Steuerung der Akkommodation hat bereits in Affen stattgefunden [Gla01], der umgekehrte Weg zur Erfassung des Akkommodationsbedarfes ist aber auch hier bisher nicht gelungen. Ohnehin ist das Gehirn jener Teil des Informationsflusses, welcher vom Implantat am weitesten entfernt liegt und dessen Signale daher am schwierigsten zu übertragen sind.

Die Verwendung der Nervensignale zur Auswertung des Akkommodationsbedarfes scheint sehr interessant zu sein. Schnittstellen zu Nervensystemen wurden bereits in vielfachen Ausführungsformen entwickelt [Rut02], eine langzeitstabile Ausführung ohne funktionseinschränkende Gefahr von Elektrodenpassivierung oder Einkapselung durch biologisches Gewebe ist bisher jedoch in nur wenigen Fällen gelungen. Hervorzuheben ist hier das bereits vielfach

implantierte Cochlea-Implantat, welches den Gehörnerv in der Gehörschnecke stimuliert. Systeme, welche Nerven reizen, scheinen einfacher realisierbar zu sein als solche, die Nervensignale messen. Darüber hinaus ist der Ziliarmuskelnerv über den Umfang des Augapfels verteilt und während einer Operation nur extrem schwer zugänglich [Gut05]; gleiches gilt für die Irisnerven. Die Nerven zur Innervation der Augenmuskeln verlaufen außerhalb des Augapfels und sind daher vom Kapselsack aus messtechnisch schwer zugänglich. Bei letzteren ist zudem zu beachten, dass die Funktion der Iris und der Augapfelbewegung auch über eine Operation hinaus zuverlässig sein muss. Eine Gewebeschädigung beim Anbringen einer Nervenschnittstelle kann jedoch nicht ausgeschlossen werden.

Die Aktivität der Augenmuskeln ist myoelektrisch im direkten Kontakt mit den Muskeln messbar, es ist aber eine Informations- und Energieübertragung zwischen dem Implantat und den insgesamt zwölf äußeren Muskeln der beiden Augäpfel und dem Messsystem notwendig. Da eine Kabelführung durch den Augapfel aufgrund einer möglichen Infektion eine große Gefahr für den Patienten darstellt und durch weitere aktive Teilsysteme die Implantation und das Gesamtsystem sehr viel komplexer wird, wird auf die weitere Untersuchung dieser Möglichkeit ebenfalls verzichtet. Die Irismuskeln sind zwar prinzipiell während der Kataraktoperation zugänglich und auch mit dem Implantat verbindbar, eine Myoelektrode muss aber auf der Irisrückseite angebracht werden. Der korrekte Sitz der Elektrode kann während der Operation nur schwer überprüft werden, die Funktionsfähigkeit kann aufgrund der zur Operation verabreichten pupillenweitenden Medikamente fast gar nicht überprüft werden. Die Detektion der Aktivität der Irismuskeln wird daher als wenig vorteilhaft eingeordnet.

Die verbleibenden Signalquellen aus den körpereigenen und den körperunabhängigen Informationsquellen werden als aussichtsreich bezüglich der Ermittlung des Akkommodationsbedarfs eingestuft. Im einzelnen sind das:

- Ziliarmuskelkontraktion und deren Auswirkungen (1)
- Rotation der Augäpfel (2)
- Pupillendurchmesser in Kombination mit der Umfeldleuchtdichte (3)
- Distanz zum Fixationsobjekt (4)
- Bildschärfe (5)

Eine Zuordnung der Signalquelle im Blockschaltbild findet sich in Abbildung 2.4. Die Nutzung mehrerer Signalquellen ist zwar prinzipiell möglich und führt zu einem geringeren Messfehler und zu einer höheren Funktionssicherheit. Der Leistungsbedarf und der notwendige Bauraum wird dann aber addiert. Die Kombination mehrere Signalquellen wird deshalb in dieser Arbeit nicht näher untersucht.

Der natürliche Akkommodationsregelkreis ist nach Implantation eines Künstlichen Akkommodationssystems, mit Ausnahme der Verwendung der Ziliarmuskelbewegung, nicht mehr geschlossen. Die Distanzmessung zum Fixationsobjekt ist zwar nicht Teil des Akkommodationsregelkreises, sie lässt sich aber über den Sollwert in dieses Blockschaltbild einordnen. Dem hingegen ist die Auswertung der Bildschärfe sehr wohl Teil des Akkommodationsregelkreises. Da aber zwischen Ziliarapparat und Implantat in diesem Fall keine Verbindung mehr besteht,

Abbildung 2.4: Nahreaktionsregelkreis eines Patienten, welcher mit dem Künstlichen Akkommodationssystem (= Implantat) versorgt wurde. Die Stellgröße des Implantats kann aus fünf verschiedenen Signalquellen bezogen werden.

ist das Messsignal und dadurch das gesamte Akkommodationssystem dennoch unabhängig von jeglichen Signalen des Körpers. Weil sich sowohl die Umfeldleuchtdichte als auch der Akkommodationsbedarf auf den Pupillendurchmesser auswirken, müssen zur Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfs sowohl die Umfeldleuchtdichte als auch der Akkommodationsbedarf bekannt sein (Abschnitt 3.3).

2.3 Einheitliche Methodik zur Konzeption und Bewertung von Messsystemen

Im Folgenden wird erstmals eine einheitliche Methodik zur systematischen Entwicklung und Bewertung von Systemen zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs vorgestellt. Sie stellt eine ganzheitliche Betrachtung des Entwicklungsprozesses vom Verhalten der Signalquelle bis zur Bewertung des entwickelten Systems her. Bisher existiert eine solche Methodik nicht. Anhand der entwickelten Methodik werden in Kapitel 3 jeweils unterschiedliche Messsysteme für je eine Signalquelle konzipiert, bewertet und verglichen.

Abbildung 2.5 zeigt einen Überblick der Methodik. Sie beginnt mit der Auswahl einer Signalquelle aus Abbildung 2.4, welche genauer untersucht werden soll. Von dieser Signalquelle wird dann ein Modell erstellt, welches in der Lage ist, das Signal in unterschiedlichen Zuständen, insbesondere unter wechselndem Akkommodationsbedarf, zutreffend zu beschreiben. Ein wichtiger Teil ist die statische Beschreibung des Signals in Abhängigkeit des Akkommodationsbedarfs. Aber auch dynamische Eigenschaften müssen, insbesondere bei Signalquellen, welche eine Rückkopplung ermöglichen, im Modell abgebildet werden. Mit Hilfe dieses Modells ist es dann möglich, das Verhalten der Signalquelle im Nahreakti-

Abbildung 2.5: Einheitliche Methodik zur Konzeption und Bewertung von Messsystemen.

onsregelkreis in Verbindung mit dem Künstlichen Akkommodationssystem zu untersuchen. Ist das ermittelte Verhalten erfolgversprechend, kann eine Messgröße (welche eine Kombination mehrerer Größen sein kann) bestimmt werden, welche mit dem Signal in direktem Zusammenhang steht. Ein Prinzip zur Erfassung der Messgröße wird in diesem Schritt ebenfalls festgelegt. Der Zusammenhang zwischen Messgröße und Akkommodationsbedarf kann durch zwei unterschiedliche Vorgehensweisen hergestellt werden. Bevorzugt wird die Herstellung eines analytischen Zusammenhangs, mit welchem aus der Messgröße eindeutig auf den Akkommodationsbedarf geschlossen werden kann. Ist dies nicht möglich, so wird der Zusammenhang mittels Approximation hergestellt. Hierzu wird ein Polynom unter Berücksichtigung relativer Häufigkeiten auf möglichst geringe Approximationsfehler hin optimiert. Ist ein funktionaler Zusammenhang oder eine ausreichend genaue Approximation möglich, so können daraus und aus dem Modell der Signalquelle Bedingungen an das Messsystem abgeleitet werden. Dies betrifft insbesondere die Messgenauigkeit und die Abtastfrequenz. Mit Hilfe dieser Bedingungen kann ein Messsystem konzipiert werden, dessen Eigenschaften anschließend mit den messgrößenspezifischen Bedingungen wie auch mit den Anforderungen von Abschnitt 2.1 verglichen werden. Die Bewertung erfolgt entsprechend dem Grad, mit welchem die Ziele erfüllt werden.

Im Folgenden werden die einzelnen Schritte der Methodik detailliert beschrieben und die notwendigen Formeln hergeleitet. Diese einheitliche Methodik bildet die Grundlage für Kapitel 3, in welchem der Schwerpunkt auf der Diskussion der mit der Software Matlab/Simulink erhaltenen Berechnungsergebnisse liegt.

Modell der Signalquelle

Zunächst wird eine Signalquelle ausgewählt und deren Eigenschaften beschrieben. Dazu gehören sowohl das statische wie auch das dynamische Verhalten bei einer Änderung des Akkommodationsbedarfes. Mit Hilfe dieser Eigenschaften kann der jeweils notwendige Teil des Nahreaktionsregelkreises aufgestellt und simuliert werden. Je nach Signalquelle ist eine unterschiedliche Detailgenauigkeit oder auch die Berücksichtigung von Kopplungen mit anderen Bereichen der Nahreaktion notwendig. Insbesondere bei den körpereigenen Quellen muss auch das Patientenalter berücksichtigt werden, um ein stets plausibles Verhalten des Regelkreises zu ermöglichen. Auf Basis des natürlichen Verhaltens des Regelkreises und der Signalquelle kann im nächsten Schritt die natürliche Linse durch das Künstliche Akkommodationssystem ersetzt werden, um nun das Verhalten der Signalquelle in Zusammenhang mit dem Implantat im Patienten untersuchen zu können. Mit Hilfe einer dynamischen Signalverarbeitung kann der Akkommodationsbedarf mit möglichst geringer Zeitverzögerung rekonstruiert werden. Ist die minimal erreichbare Zeitverzögerung zu groß, dann ist die Signalquelle ungeeignet.

Zusammenhang zwischen Messgröße und Akkommodationsbedarf

Für jede Signalquelle können nun unterschiedliche Messgrößen identifiziert und Messprinzipien entworfen werden. Die Messgröße kann dabei auch ein Vektor aus mehreren Einzelgrößen sein. Für jede Messgröße ist der Zusammenhang zwischen dem Akkommodationsbedarf

und der Messgröße herzustellen. Der Akkommodationsbedarf A_b ist definiert als diejenige Brechkraft, welche im Hornhautscheitel notwendig ist, um bei einem emmetropen (normal-sichtigen) Auge die Fokusebene vom Unendlichen zum Fixationsobjekt zu verlegen. Der Akkommodationsbedarf ergibt sich zum Kehrwert der Distanz d_{HF} des Hornhautscheitels zum auf die optische Achse projizierten Fixationsobjekt, wenn der Brechungsindex der Luft n_{Lu} zu 1 gesetzt wird. Die durch die lichtbrechenden Grenzflächen festgelegte optische Achse und die durch die Zentralgrube festgelegte Fixierlinie stimmen im Allgemeinen nicht überein, sie schließen den Winkel χ ein.

$$A_b = \frac{n_{Lu}}{d_{HF} \cdot \cos \chi} \quad (2.1)$$

Bei einem myopen (kurzsichtigen) Auge ist der Akkommodationsbedarf bei gleicher Objektdistanz niedriger, im Fall von Hyperopie (Weitsichtigkeit) ist der Akkommodationsbedarf größer.

Der Zusammenhang zwischen der Messgröße und dem Akkommodationsbedarf ist nicht immer exakt herstellbar. In solchen Fällen kann der Akkommodationsbedarf aus der Messgröße approximiert werden. Bei Signalquellen, welche im geschlossenen Regelkreis der Akkommodation liegen ((1) und (5) in Abbildung 2.4), ist eine Approximation nicht notwendig, weil sich die notwendige Zuordnung über die Regelung ergibt. In der Regel wird ein Polynom als Approximationsfunktion gewählt. Bei einer hier beispielhaft gezeigten Dimension des Messvektors \mathbf{m} von $l_m = 2$ ergibt sich folgender Zusammenhang zwischen dem approximierten Akkommodationsbedarf A_{ap} und den beiden Messgrößen m_1 und m_2 bei einer Verwendung des Polynoms bis zur Ordnung n_{ap} :

$$A_{ap} = \sum_{i=0}^{n_{ap}} \sum_{j=0}^{n_{ap}-i} a_{ij} \cdot m_1^i \cdot m_2^j \quad (2.2)$$

Im allgemeinen Fall hat der Parametervektor \mathbf{a} , welcher alle Koeffizienten a_{ij} enthält, die Länge l_a

$$l_a = \binom{l_m + n_{ap}}{n_{ap}} = \frac{(l_m + n_{ap})!}{l_m! \cdot n_{ap}!} \quad (2.3)$$

welche mit der Länge des Messvektors und mit der Ordnung des Polynoms gleichermaßen überproportional wächst. Dieser Parametervektor soll nun so bestimmt werden, dass der Erwartungswert des quadratischen Approximationsfehlers $(A_b - A_{ap})^2$ minimiert wird. Für eine diskrete Anzahl von u Testpunkten ist Gleichung (2.2) aufgrund der Linearität in den Parametern in Matrixform darstellbar:

$$\begin{pmatrix} A_{ap,1} \\ A_{ap,2} \\ \vdots \\ A_{ap,u} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & m_{2,1} & m_{2,1}^2 & \dots & m_{2,1} m_{1,1}^{n-1} & m_{1,1}^n \\ 1 & m_{2,2} & m_{2,2}^2 & \dots & m_{2,2} m_{1,2}^{n-1} & m_{1,2}^n \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 1 & m_{2,u} & m_{2,u}^2 & \dots & m_{2,u} m_{1,u}^{n-1} & m_{1,u}^n \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} a_{00} \\ a_{01} \\ \vdots \\ a_{n_{ap}0} \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

$$\mathbf{A}_{ap} = \mathbf{m}_u \cdot \mathbf{a} \quad (2.5)$$

Mit Gewichtungparametern können die Testpunkte unterschiedlich stark gewichtet werden, so dass nur selten auftretende Zustände die Approximationsfunktion nicht zu stark beeinträchtigen. Hierfür wird eine Gewichtungsmatrix \mathbf{W} definiert, bei der nur die Diagonalelemente belegt sind:

$$\mathbf{W} = \begin{pmatrix} w_1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & w_2 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & w_u \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

Das Gütemaß wird so definiert, dass seine Minimierung den gewichteten quadratischen Fehler in der Approximationsfunktion minimiert:

$$J_{ap} = (\mathbf{A}_{ap} - \mathbf{A}_b)^T \cdot \mathbf{W} \cdot (\mathbf{A}_{ap} - \mathbf{A}_b) = \mathbf{f}_{ap}^T \mathbf{W} \mathbf{f}_{ap} \quad (2.7)$$

Der Parametervektor ergibt sich dann zu:

$$\mathbf{a} = (\mathbf{m}_u^T \mathbf{W} \mathbf{m}_u)^{-1} \mathbf{m}_u^T \mathbf{W} \mathbf{A}_{ap} \quad (2.8)$$

Dadurch ist die Approximationsfunktion eindeutig definiert. Als Gewichtung kann die Häufigkeitsdichteverteilung in Betracht gezogen werden, mit der bestimmte Messwerte auftreten. In [Kli05] wurde bereits eine Häufigkeitsdichteverteilung $h_{\phi\theta v}$ über dem Blickfeld definiert:

$$h_\phi = \frac{e^{-\frac{(\phi - \frac{v}{2})^2}{\frac{\pi}{18} + v}}}{\left(\frac{\pi}{36} + \frac{v}{2}\right) \cdot \sqrt{2\pi}} \quad h_\theta = \frac{e^{-\frac{\theta^2}{\frac{\pi}{9} + \frac{10}{11}v}}}{\left(\frac{\pi}{18} + \frac{5}{11}v\right) \cdot \sqrt{2\pi}} \quad (2.9)$$

$$h_v = \begin{cases} \frac{360}{41\pi} & 0 < v \leq \frac{11\pi}{180} \\ \frac{10800}{779\pi} - \frac{64800}{779\pi^2} \cdot v & \frac{11\pi}{180} < v < \frac{\pi}{6} \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}$$

$$h_{\phi\theta v} = \frac{h_\phi \cdot h_\theta \cdot h_v}{\int_0^{\frac{\pi}{2}} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \int_0^{\frac{\pi}{2}} h_\phi \cdot h_\theta \cdot h_v \, d\phi d\theta dv} \quad (2.10)$$

Als Variablen wurden die Hering-Koordinaten ϕ , θ und v verwendet, welche auf Helmholtz-Winkeln basieren und die Drehungen der Augen beschreiben können (Abschnitt 3.2.1). Die Häufigkeitsdichteverteilung wurde dabei so gewählt, dass aus Symmetriegründen Blicke nach links und rechts gleich wahrscheinlich sind. Die Verteilung in der Nähe ist etwas breiter als in der Ferne, wo eher der Kopf bewegt wird und daher die Augenbewegung schwächer ausfällt. Während der Blick in die Ferne meist geradeaus geht, gehen Blicke in die Nähe zum Lesen eher nach unten. Objekte, welche sich näher als 30cm vom Auge entfernt befinden, werden nur selten betrachtet.

Diese Häufigkeitsdichtefunktion stellt eine plausible Verteilung dar, beruht aber nicht auf Studien. Sie wird im Folgenden dennoch als diejenige eines Musterpatienten verwendet. In

Abhängigkeit von Beruf, Hobby und anderen Randbedingungen hat ohnehin jeder Patient seine eigene Dichteverteilung, welche Teil eines individuellen Einstellungsprozesses des Implantats auf den jeweiligen Patienten sein kann.

Um eine Dichteverteilung in Abhängigkeit des Akkommodationsbedarfs zu ermitteln, kann zunächst die Verbundverteilungsdichte, welche von allen drei Variablen abhängt, entlang des Nickwinkels ϕ integriert werden. Dieser ist vom Akkommodationsbedarf unabhängig. Daraus geht eine Verbundverteilungsdichte hervor, welche nur noch vom Vergenzwinkel v und vom Versionswinkel θ abhängig ist. Dann wird eine Koordinatentransformation durchgeführt, welche dieselbe Verbundverteilungsdichte über dem Akkommodationsbedarf $A_{b,L}$ (Formel (2.11)) und der hier notwendigen Hilfsvariablen θ_L darstellt (Herleitung in Anhang A.9.2). Aus Symmetriegründen beschränkt sich die Rechnung auf das linke Auge. Im interessierenden Halbraum vor den Augen ist die Abbildung bijektiv, eine eindeutige Inversion der Transformation ist deshalb möglich:

$$\begin{aligned}
 A_{b,L}(v, \theta) &= \frac{1}{b \cdot \frac{\cos(\theta + \frac{v}{2})}{\sin(v)} \cdot \cos(\chi) - d_{MH}} \\
 \theta_L(v, \theta) &= \theta - \frac{v}{2} \\
 v(A_{b,L}, \theta_L) &= \arccos \left(\frac{1 + \frac{b \cdot A_{b,L} \cdot \cos(\chi)}{1 + A_{b,L} \cdot d_{MH}} \cdot \sin(\theta_L)}{\sqrt{1 + \frac{2b \cdot A_{b,L} \cdot \cos(\chi)}{1 + A_{b,L} \cdot d_{MH}} \cdot \sin(\theta_L) + \left(\frac{b \cdot A_{b,L} \cdot \cos(\chi)}{1 + A_{b,L} \cdot d_{MH}}\right)^2}} \right) \\
 \theta(A_{b,L}, \theta_L) &= \frac{1}{2} \cdot \arccos \left(\frac{1 + \frac{b \cdot A_{b,L} \cdot \cos(\chi)}{1 + A_{b,L} \cdot d_{MH}} \cdot \sin(\theta_L)}{\sqrt{1 + \frac{2b \cdot A_{b,L} \cdot \cos(\chi)}{1 + A_{b,L} \cdot d_{MH}} \cdot \sin(\theta_L) + \left(\frac{b \cdot A_{b,L} \cdot \cos(\chi)}{1 + A_{b,L} \cdot d_{MH}}\right)^2}} \right) + \theta_L
 \end{aligned} \tag{2.11}$$

Dabei ist b der Abstand zwischen den beiden mechanischen Augendrehpunkten und d_{MH} der Abstand zwischen dem mechanischen Augendrehpunkt und dem Hornhautscheitel. Durch Division mit dem Betrag der Funktionaldeterminante der Koordinatentransformation und Einsetzen der neuen Variablen ergibt sich die Verbundverteilungsdichte über $A_{b,L}$ und θ_L [Leh04]. Wird sie über θ_L integriert, wird damit die Randverteilungsdichte h_A in Abhängigkeit des Akkommodationsbedarfs berechnet. Aufgrund der Symmetrieeigenschaften ist eine Unterscheidung zwischen linkem und rechtem Akkommodationsbedarf an dieser Stelle nicht mehr notwendig.

$$\begin{aligned}
 h_A(A_b) = h_A(A_{b,L}) &= \\
 \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \left| \frac{\partial A_{b,L}}{\partial \theta} (v(A_{b,L}, \theta_L), \theta(A_{b,L}, \theta_L)) \cdot \frac{\partial \theta_L}{\partial v} - \frac{\partial A_{b,L}}{\partial v} (v(A_{b,L}, \theta_L), \theta(A_{b,L}, \theta_L)) \cdot \frac{\partial \theta_L}{\partial \theta} \right| & \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} h_{\phi\theta v}(v(A_{b,L}, \theta_L), \theta(A_{b,L}, \theta_L), \phi) d\phi d\theta_L
 \end{aligned} \tag{2.12}$$

Um mit den Häufigkeitsdichtefunktionen direkt die Gewichtungsfaktoren zu bestimmen, müssen die u Testpunkte zur Approximation äquidistant gewählt werden, weil sonst Bereiche mit

engerer Belegung eine höhere Gewichtung haben als andere. Bei Verwendung der Verbunddichte über der Augenbewegung sind daher die Testpunktschritte über den Heringkoordinaten äquidistant zu wählen. Die Gesamtanzahl an Testpunkten sollte die Länge des Parametervektors um ein Vielfaches überschreiten ($u \gg l_a$), um eine ausreichende Genauigkeit zu erzielen. Aufgrund der Anforderungen (S. 19) ist die Einbeziehung von Testpunkten bis zu einem Akkommodationsbedarf von 3,5 dpt oder dem entsprechend bis zu einem Vergenzwinkel von 0,23 ausreichend.

Mit Hilfe der hergeleiteten Häufigkeitsdichte ist eine sinnvolle Belegung der Wichtungsmatrix (Formel 2.6) möglich. Damit ist die Bestimmung des optimalen Parametervektors nach Formel 2.8 möglich, womit der Zusammenhang zwischen Messvektor und dem Akkommodationsbedarf hergestellt ist (Formel 2.2).

Approximationsfehler

Ist der funktionale Zusammenhang zwischen Messvektor und Akkommodationsbedarf nicht herstellbar, muss diese Zuordnung durch Approximation erfolgen. Jeder Zustand des Patienten unterliegt dann auch bei bester Messgenauigkeit einem Approximationsfehler. Der nach der Optimierung verbleibende Approximationsfehler ist nicht an allen Stellen gleich groß. Es ist anzunehmen, dass die Approximation an Stellen mit hoher Gewichtung genauer ist als an Stellen mit niedriger Gewichtung. Dennoch lässt sich mit dem Erwartungswert $\sigma_{A,ap}$ des Approximationsfehlers bei beliebiger neuer Punktmenge ein Wert¹ definieren, der als Gütemaß für die Approximation dienen kann. Er weicht von der gewichteten Summe der Fehlerquadrate der Testpunkte ab, da an diese die Approximationsfunktion angepasst wurde [Kli05]. Je größer die Testpunktmenge, desto geringer der Unterschied zwischen den beiden Fehlerarten.

$$\sigma_{A,ap}^2 = \mathbf{f}_{ap}^T \mathbf{W} \mathbf{f}_{ap} \cdot \frac{u}{\text{sp}(\mathbf{W}) \cdot (u - l_a)} \quad (2.13)$$

Nicht in allen Fällen ist die bloße Betrachtung des Erwartungswertes des Approximationsfehlers ausreichend. So ist es theoretisch möglich, dass die Approximation im mittleren und im nahen Bereich sehr gut ist, aber in der Ferne oder in speziellen Zuständen sehr schlecht. Ein solcher Fall ist genauer zu betrachten, da der Patient dann keine Möglichkeit hat, durch sein eigenes Verhalten die Bildschärfe zu verbessern. Anders sieht das beispielsweise bei der Nutzung der Augenbewegung aus, wenn es gelingt, zentral gelegene Bereiche gut zu approximieren und der Approximationsfehler zum Rand hin zunimmt. In einem solchen Fall hat der Patient stets die Möglichkeit, durch Kopfbewegungen die sehr gute Bildschärfe im Zentralbereich zu nutzen. Fällt der Approximationsfehler mit zunehmender Ordnung des Polynoms ab, so liegt die Vermutung nahe, dass eine exakte Zuordnung zwischen Messwert und Akkommodationsbedarf existiert, so dass das Approximationspolynom gegen die exakte Zuordnungsfunktion und der Approximationsfehler gegen Null konvergieren.

¹Mit dem Operator sp wird die Spur einer Matrix bezeichnet.

Messfehler

Zu den Approximationsfehlern kommen in der Regel noch Messfehler hinzu. Die Messfehler wirken sich entweder entsprechend der exakten Zuordnungsfunktion zwischen Messgröße und Akkommodationsbedarf oder dem Approximationspolynom auf den berechneten Akkommodationsbedarf aus. Bei kleinen Messfehlern lassen sich die daraus resultierenden Fehler im gemessenen Akkommodationsbedarf über eine Differentiation, hier für den j -ten Testpunkt, bestimmen:

$$\sigma_{A,m,j}^2 = \sum_{i=1}^{l_m} \left(\frac{\partial A_{ap}}{\partial m_{i,j}} \cdot \sigma_{m,i,j} \right)^2 \quad (2.14)$$

Dabei wurde angenommen, dass die Messfehler untereinander unkorreliert sind. Sind die Messfehler zusätzlich unkorreliert mit dem Approximationsfehler und den Werten der Ableitung, können die bei den Testpunkten durch Messfehler induzierten Abweichungen im Akkommodationsbedarf mit der Gewichtungsmatrix zu $\overline{A'_{ap,i}}$ quadratisch gemittelt werden. Die Varianzen von Mess- und Approximationsfehler können dann zur Gesamtvarianz addiert werden. Diese darf den festgelegten Grenzwert für die Bestimmungsgenauigkeit des Akkommodationsbedarfes nicht überschreiten.

$$\sigma_{A,ges}^2 = \underbrace{\sum_{i=1}^{l_m} \left(\overline{A'_{ap,i}} \cdot \sigma_{m,i} \right)^2}_{\sigma_{A,m}^2} + \sigma_{A,ap}^2 \leq \sigma_{A,zul}^2 \quad (2.15)$$

Wird jedem Messwert der gleiche Anteil am zulässigen durch den Messfehler induzierten Akkommodationsfehler zugeordnet, so lässt sich die zulässige Standardabweichung für jeden einzelnen Messwert bestimmen:

$$\sigma_{m,i,zul} = \frac{\sqrt{\sigma_{A,zul}^2 - \sigma_{A,ap}^2}}{\sqrt{l_m} \cdot \overline{A'_{ap,i}}} \quad (2.16)$$

Mit der erforderlichen Messgenauigkeit für die einzelnen Messwerte und den hauptsächlich aus dem dynamischen Verhalten der Informationsquelle gewonnenen Einschränkungen an die Dynamik und Abtastfrequenz können nun unter Berücksichtigung der Anforderungen Messsysteme konzipiert werden. Die Messsysteme müssen dann weiter auf die Erfüllung der Anforderungsliste überprüft werden. Dies betrifft insbesondere die Störanfälligkeit und die Überprüfung vorausgesetzter Unkorreliertheiten beziehungsweise der Auswirkung einer Korrelation. Abbildung 2.5 fasst die Methodik zur Entwicklung von Messsystemen zur Erfassung des Akkommodationsbedarfes zusammen.

2.4 Wahrscheinlichkeitstheoretisches Modell zur Korrektur von Messwerten

Auch wenn das zu konzipierende Messsystem erwartungstreue Messwerte liefert, kann es sinnvoll sein, den ausgegebenen Messwert mit Hilfe von Vorwissen, welches auch ohne Mess-

wert vorhanden ist, zu korrigieren. Diese Korrekturmöglichkeiten werden im folgenden Abschnitt erstmals vorgestellt. Der erste Teil zeigt dabei auf, dass in der Häufigkeitsdichteverteilung entlang des Akkommodationsbedarfs nutzbare Informationen enthalten sind. Es ist möglich, dass unter Berücksichtigung dessen der Messwert für eine bestmögliche Berechnung des Akkommodationsbedarfs korrigiert werden muss. Der zweite Teil befasst sich mit sicherheitsrelevanten Aspekten der Messung und des Gesamtsystems. Es wird gezeigt, wie die für bestimmte Tätigkeiten notwendige gute Fernsicht sichergestellt werden kann. Das Ziel dieses Abschnitts ist eine Berechnungsvorschrift, mit welcher die Informationen des Vorwissens mit jenen des Messwerts verknüpft werden, so dass auch bei temporär großen Messungenauigkeiten stets die nach Wahrscheinlichkeitstheoretischen und sicherheitstechnischen Gesichtspunkten bestmögliche Fokussierung eingestellt werden kann. Sie wird Bestandteil der Software der Steuerungseinheit sein und in die Bewertung der Störanfälligkeit von Messsystemen einfließen.

Berücksichtigung der Häufigkeitsdichteverteilung entlang des Akkommodationsbedarfs

Die Grundlage des Vorwissens für Korrekturen von Messwerten liefert die patientenindividuelle Häufigkeitsdichte über dem Akkommodationsbedarf (Formel (2.12)). Für jeden Akkommodationsbedarf existiert dann eine Wahrscheinlichkeitsdichteverteilung des Messfehlers $\tilde{p}_{mf}(A_b, A_m - A_b)$. Die Verbundverteilungsdichte über Akkommodationsbedarf A_b und Messwert A_m ergibt sich aus dem Produkt der Häufigkeitsdichte des Akkommodationsbedarfs mit der Wahrscheinlichkeitsdichte der unter diesen Bedingungen auftretenden Messwerte:

$$h_{A,m}(A_b, A_m) = h_A(A_b) \cdot \tilde{p}_{mf}(A_b, A_m - A_b) \quad (2.17)$$

Ist eine Messung bei unbekanntem Akkommodationsbedarf erfolgt, so entspricht die Verteilungsdichte des Akkommodationsbedarfs unter Verwendung dieses Messwerts $A_{\check{m}}$ der Verbunddichte bei konstantem Messwert, korrigiert durch die Randverteilung entlang des Messwertes an der Stelle des Messwertes:

$$h_{A,\check{m}}(A_b) = \frac{h_{A,m}(A_b, A_{\check{m}})}{\int_{-\infty}^{\infty} h_{A,m}(A_b, A_{\check{m}}) dA_b} \quad (2.18)$$

Der Erwartungswert des tatsächlichen Akkommodationsbedarfs entspricht dem Schwerpunkt der Fläche unter der entstandenen Kurve, er wird als neuer, korrigierter Messwert betrachtet.

$$A_{m,ew} = \int_{-\infty}^{\infty} A_b \cdot h_{A,\check{m}}(A_b) dA_b \quad (2.19)$$

Abbildung 2.6 stellt diese Beziehungen an einem Beispiel grafisch dar. Dabei wurde ein erwartungstreuer und normalverteilter Akkommodationsmesswert angenommen. Die Standardabweichung des Messwertes wurde aus Darstellungsgründen mit 1dpt sehr hoch gewählt. Alle Schnitte entlang eines konstanten Akkommodationsbedarfes ergeben dann eine Gaußkurve entlang des Messwertes mit einem Mittelwert beim Akkommodationsbedarf auf der

Hauptdiagonalen. Liegt beispielsweise ein Messwert von 0,5 dpt vor, entspricht die Verteilung des Akkommodationsbedarfs unter Einbeziehung des Vorwissens und des Messwerts dem Schnitt durch die Verbundverteilungsdichte bei $A_m = 0,5$ dpt. Der Erwartungswert entspricht dem Schwerpunkt dieser Schnittkurve und liegt im vorliegenden Beispiel bei 1,01 dpt. Hauptsächlich aufgrund des nicht möglichen negativen Akkommodationsbedarfs ist also eine Korrektur um +0,51 dpt notwendig, um den Erwartungswert des quadratischen Akkommodationsfehlers zu minimieren. Auch nicht normalverteilte oder nicht erwartungstreue Messwerte

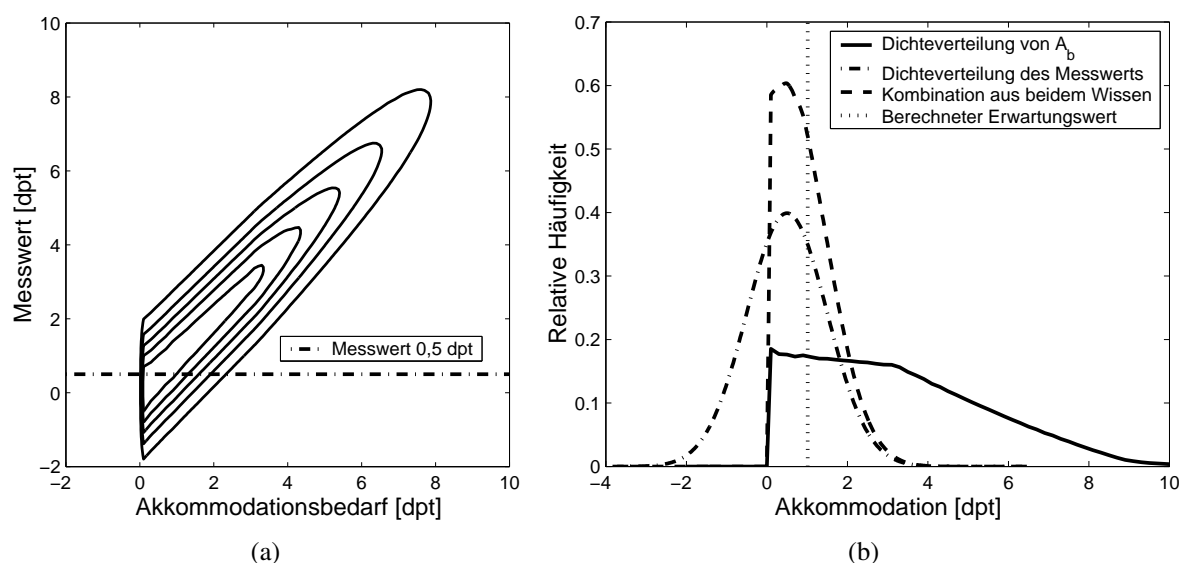


Abbildung 2.6: Höhenlinien der Verbundverteilungsdichte von Akkommodationsbedarf und zugehörigem Messwert bei normalverteiltem Messfehler und die Schnittlinie entlang eines möglichen Messwertes von 0,5 dpt (a). Die Randverteilungsdichte nach Formel (2.12), die Verteilung des Messwertes bei $A_b = 0,5$ dpt sowie der Schnitt durch die Verbundverteilungsdichte bei einem Messwert von $A_m = 0,5$ dpt und der damit berechnete Erwartungswert von $A_{m,ew} = 1,01$ dpt (b).

können mit dieser Methode zum erwartungstreuen Akkommodationsbedarf korrigiert werden. Ebenso kann die Verteilungsdichte des Messfehlers vom Akkommodationsbedarf abhängen. Die Korrekturen fallen eher größer aus, je größer die Standardabweichung im Messwert ist. Ein Messwert nahe 0 dpt wird nach oben korrigiert, da ein Akkommodationsbedarf kleiner oder gleich Null nicht existieren kann. Ein korrigierter Messwert von $A_{m,ew} = 0^+$ dpt kommt nur theoretisch zu Stande, wenn der Messwert und die Standardabweichung Null betragen. Ebenso wird ein sehr hoher Messwert leicht nach unten korrigiert, weil das Auftreten eines niedrigeren Akkommodationsbedarfs per se wahrscheinlicher ist. Aufgrund beider Effekte ergibt sich eine leicht verkleinerte notwendige Akkommodationsamplitude.

Sicherstellung der Fernsicht

Bei größeren Messunsicherheiten oder im Fall einer Störung nähert sich der korrigierte Messwert immer mehr dem durchschnittlichen Akkommodationsbedarf an. Beim Führen eines Kraftfahrzeuges wird ein solcher Fall aber sehr schlechte Sicht bedeuten, was aus Sicherheitsgründen nicht zugelassen werden kann. Deshalb muss der Desakkommodation und damit der Fernsicht Vorrang eingeräumt werden (Fail-Safe-Verhalten). Zu diesem Zweck wird der Fernsichtbereich mit $A_b \in (0; A_{fern,max}]$ sowie eine in diesem Bereich maximal tolerierbare Überakkommodation mit $A_{fern,zul,+}$ definiert. Die Wahrscheinlichkeit, dass ein Objekt in der Ferne betrachtet und gleichzeitig eine Überakkommodation von mehr als $A_{fern,zul,+}$ auftritt, muss auf $\tilde{P}_{max,akko,+}$ begrenzt werden. Zu diesem Zweck muss die Gleichung

$$\int_0^{A_{p,akko,+}} h_{A,\tilde{m}}(A_b) dA_b = \tilde{P}_{max,akko,+} \quad (2.20)$$

nach $A_{\tilde{p},akko,+}$ aufgelöst werden. Die Wahrscheinlichkeit, dass der Akkommodationsbedarf unterhalb von $A_{\tilde{p},akko,+}$ liegt, beträgt dann genau $\tilde{P}_{max,akko,+}$. Liegt dieser Akkommodationswert oberhalb der Ferngrenze $A_{fern,max}$, so ist aufgrund der geringen Wahrscheinlichkeit der Fernsicht keine Korrektur notwendig. Die maximal zulässige Akkommodation beträgt im gegenteiligen Fall

$$A_{zul} = A_{\tilde{p},akko,+} + A_{fern,zul,+} \quad (2.21)$$

Der nochmals korrigierte Wert für den Akkommodationsbedarf berechnet sich dann wie folgt:

$$A_{korr} = \begin{cases} A_{m,ew} & A_{\tilde{p},akko,+} < A_{fern,max} \\ \min \{A_{m,ew}; A_{zul}\} & A_{\tilde{p},akko,+} \geq A_{fern,max} \end{cases} \quad (2.22)$$

Mit dieser Korrektur wird die Fernsicht sichergestellt. In Abhängigkeit davon, wie die Parameter ausgewählt werden, wird bereits bei einer kleinen oder erst bei einer größeren Störung die Akkommodation begrenzt. Ein Berufskraftfahrer wird wahrscheinlich andere Parameter benötigen als eine Hausfrau. Dennoch können sinnvolle Werte für die Parameter angegeben werden (Tabelle 2.1). $A_{fern,max}$ ist mit 0,25 dpt so festgelegt, dass der Fernbereich ab einer Objektdistanz von 4 m beginnt und eine gute Fernsicht mit einem maximalen Akkommodationsfehler von $A_{fern,zul,+} = 0,25$ dpt sichergestellt ist. Dennoch wird toleriert, dass die Wahrscheinlichkeit bei 2 % liegt, dass eine gute Fernsicht benötigt wird, aber der Akkommodationsfehler größer ist. Mit den angegebenen Werten wurden die Diagramme in Abbildung

Parameter	Wert
$A_{fern,max}$	0,25 dpt
$A_{fern,zul,+}$	0,25 dpt
$\tilde{P}_{max,akko,+}$	0,02

Tabelle 2.1: Mögliche Parameter für die Sicherstellung der Fernsicht.

2.7 erstellt. Darin ist ersichtlich, dass bei kleiner Standardabweichung des Messwerts (Abbildung 2.7(a)) die Korrekturen gering ausfallen. Durch die Berechnung des Erwartungswertes werden kleine Messwerte nach oben korrigiert. Ebenfalls ist zu erkennen, dass bei einem negativ gemessenen Akkommodationsbedarf der korrigierte Ausgabewert weiter abnimmt, weil ein Akkommodationsbedarf nahe Null immer wahrscheinlicher wird. Die Korrektur aufgrund der fail-safe-Grenze zur Sicherstellung der Fernsicht findet nur in einem kleinen Bereich bis etwa 0,8 dpt statt. Oberhalb 1 dpt besteht zwischen erwartungswertkorrigiertem, fail-safe korrigiertem und dem Idealwert kein wesentlicher Unterschied. Bei ungenaueren Messwerten fallen beide Korrekturen größer aus (Abbildung 2.7(b)). Gut zu sehen ist die Verringerung der Akkommodationsamplitude durch Vergrößerung kleiner und Verringerung großer Messwerte bei der Bildung des Erwartungswertes. Ebenso deutlich zu sehen ist die Begrenzung der Ausgabe auf gut 0,25 dpt bis zu einem Messwert von etwa 1,8 dpt, darüber ist die Wahrscheinlichkeit von notwendiger Fernsicht zu gering und es erfolgt der Ausgabewert nach dem Erwartungswert. Ein fließender Übergang zwischen dem auf Fernsicht korrigierten und dem erwartungswertkorrigiertem Wert ist nicht sinnvoll. Bei einem Messwert von 1,5 dpt und aufgrund des hohen vorhandenen Messfehlers hohen Wahrscheinlichkeit einer notwendigen Fernsicht ist mit einer Korrektur auf nur 1 dpt anstatt 0,5 dpt keinem Patienten geholfen. Wenn beim Führen eines Kraftfahrzeugs tatsächlich die Fernsicht notwendig ist, ist auch 1 dpt zuviel, um gut sehen zu können.

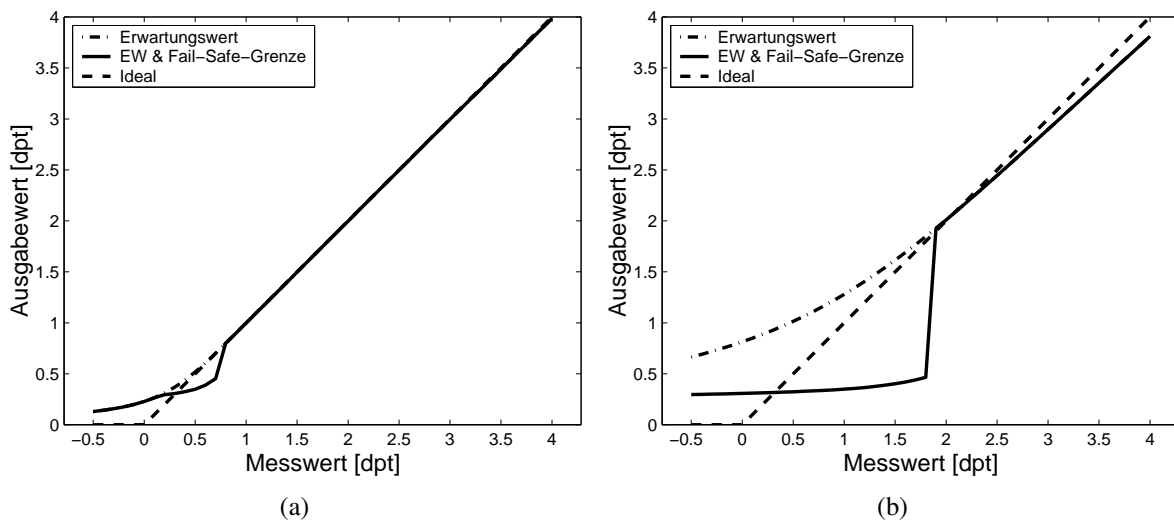


Abbildung 2.7: Auswirkung der Messwertkorrektur durch Bildung des Erwartungswertes (— · —) und nach Berücksichtigung des Fail-Safe-Verhaltens (—) bei einer Standardabweichung der Akkommodationsbedarfsmessung von 0,25 dpt (a) sowie von 1 dpt (b). Der Idealfall wird nur bei einer Standardabweichung von Null erreicht.

Wie aus Abbildung 2.7(a) ersichtlich wird, sind die Korrekturen bei gemäß den Anforderungen kleinen Messfehlern gering, so dass die Korrekturen zur Entwicklung von Messsystemen nicht berücksichtigt werden müssen. Zur Bewertung der Störanfälligkeit des Systems ist aber

relevant, ob Informationen über den aktuellen Messfehler zur Verfügung stehen. Denn nur dann kann bei größeren Messfehlern entsprechend der patientenindividuellen Häufigkeitsdichteverteilung eine optimale Korrektur erfolgen sowie die aus Sicherheitsgründen notwendige gute Fernsicht sichergestellt werden.

In Kapitel 2 wurden einheitliche Grundlagen zur Entwicklung von Messsystemen zur intraokularen Bestimmung des Akkommodationsbedarfs gelegt. Hierzu wurden zunächst die Anforderungen an ein solches Messsystem definiert. Alle Anforderungen lassen sich einem der Bereiche Funktion, Gesamtsystem, Medizin oder Herstellbarkeit zuordnen.

Anschließend wurden alle potentiellen Informations- und Signalquellen bestimmt, welche Informationen über den Akkommodationsbedarf beinhalten. Sie lassen sich aufteilen in körperunabhängige Quellen und die aus drei Komponenten bestehende Nahreaktion. Für jede Informationsquelle der Nahreaktion sind je nach Abgriffstiefe unterschiedliche Signalquellen möglich.

Aus den potentiellen Signalquellen wurden mit der Ziliarmuskelkontraktion, der Augapfelrotation, dem Pupillendurchmesser mit der Umfeldleuchtdichte, der Distanz zum Fixationsobjekt sowie der Bildschärfe insgesamt fünf Signalquellen ausgewählt, welche auch aufgrund ihrer Zugänglichkeit vom Kapselsack aus als potentiell geeignet eingestuft wurden. Sie werden in Kapitel 3 genauer untersucht.

Für alle fünf ausgewählten Signalquellen wurde eine einheitliche Methodik entwickelt, mit welcher systematisch die Eigenschaften der Signalquelle, auch unter Berücksichtigung der Rückkopplung bei deren Nutzung im Künstlichen Akkommodationssystem, und einer gewählten Messgröße bestimmt sowie konkrete Anforderungen an das Messsystem abgeleitet werden können. Für die Bewertung des Messsystems sind die berechneten Größen des Approximations- und Messfehlers sowie das dynamische Verhalten von großer Bedeutung.

Um auch bei fehlerbehafteten Messwerten eine bestmögliche eingestellte Fokusslage zu gewährleisten, wurde ein wahrscheinlichkeitstheoretisches Modell entwickelt. Es verknüpft die patientenindividuelle Häufigkeitsdichteverteilung als Vorwissen mit dem fehlerbehafteten Messwert. Eine Weiterentwicklung des Modells unter Einbeziehung von sicherheitstechnischen Aspekten erfolgte ebenfalls.

3 Entwicklung von Konzepten von Messsystemen für unterschiedliche Signalquellen

In Abschnitt 2.2.2 wurden Erfolg versprechende Signalquellen aufgezeigt, um den Akkommodationsbedarf von einem intrakapsulären Implantat aus messen zu können. In Abschnitt 2.3 wurde eine neue Methodik vorgestellt, um Signalquellen zu untersuchen und Messsysteme zu konzipieren. In den folgenden Abschnitten werden die Signalquellen der Ziliarmuskelkontraktion, der Augenbewegung, der Iriskontraktion, der Distanzmessung und der Bildschärfeauswertung mit dieser Methodik untersucht und neue Messsysteme für ein künstliches Akkommodationssystem konzipiert. Die entstehenden Lösungen werden mit Hilfe der in Abschnitt 2.1 abgeleiteten Anforderungen an das Messsystem einheitlich bewertet und schließlich verglichen.

3.1 Ziliarmuskelkontraktion

Die Detektion der Ziliarmuskelkontraktion lässt das natürlichste Gesamtverhalten unter allen möglichen Systemen erwarten, weil der natürliche Akkommodationsregelkreis erhalten bleibt. Im folgenden Abschnitt wird die Signalquelle (1) aus Abbildung 2.4 genauer untersucht und Messsysteme werden zu deren Nutzung entworfen.

3.1.1 Neues Modell der Signalquelle

Um das statische und dynamische Verhalten der Ziliarmuskelkontraktion beschreiben zu können, ist ein Modell des gesamten Regelkreises der Akkommodation notwendig. Es wurden zwar bereits einige Modelle des Akkommodationsregelkreises erstellt [HCKJ02], aber keines konnte bisher ausreichende dynamische und statische Eigenschaften kombinieren. Insbesondere das Einstellen einer langen Totzeit und einer kurzen Zeitkonstante bereitete Probleme. In [KH02] wurde ein Modell entwickelt, welches sowohl Steuerungs- als auch Regelungselemente enthält und dadurch die flexible Einstellung von Totzeit und Zeitkonstante gestattet. Allerdings steht dem Regler sowohl die Regelabweichung als auch die Streckenantwort zur Verfügung, was beim natürlichen System durchaus fraglich ist. Eine detaillierte Strecke ist bisher in keinem Modell enthalten, ebenso wenig altersabhängige Auswirkungen. Aus diesem Grund wird im Folgenden erstmals ein Modell des Akkommodationsregelkreises hergeleitet, welches die dynamischen und statischen Eigenschaften abbildet und eine Detailbetrachtung der Regelstrecke ermöglicht. Hierzu werden zunächst das statische Ein-/Ausgangsverhalten

des Gesamtsystems beschrieben, dann ein mechanisches und optisches Modell der Regelstrecke gebildet und daraus schließlich die Eigenschaften des Reglers abgeleitet. Der Akkommodationsregelkreis wird in diesem Fall separat betrachtet, weil die Wechselwirkung mit der Iris aufgrund einer sich ändernden Schärfentiefe gering ist und der Einfluss der Vergenz in den Akkommodationsregler integriert werden kann.

Statische Eigenschaften

Das statische Verhalten des Akkommodationsregelkreises kann mit Hilfe von fünf Parametern charakterisiert werden [MC97], welche in Abbildung 3.1 dargestellt sind. Der minimal erreichbare Akkommodationserfolg A_{min} stimmt bei einem emmetropen Patienten mit Null überein, wird aber erst bei leicht negativem Akkommodationsbedarf erreicht. Bei einem hyperopen Patienten ist der minimale Akkommodationserfolg negativ, bei einem myopen Patienten positiv. Die Reiz-Antwort-Kurve ist in beiden Fällen gegenüber dem emmetropen Fall entlang der Hauptdiagonalen verschoben. Im Folgenden wird von einem emmetropen oder emmetroptisierten (durch Brille oder Kontaktlinsen korrigierten) Patienten ausgegangen. Auch nach

Abbildung 3.1: Statisches Verhalten der menschlichen Akkommodation mit den charakteristischen Parametern bei einem jungen und einem älteren, fast presbyopen Patienten. Als ideal wird angesehen, wenn Akkommodationsbedarf und Akkommodationserfolg übereinstimmen.

oben hin ist die Akkommodation durch A_{max} begrenzt. Die Differenz zwischen maximalem und minimalem Akkommodationserfolg wird als Akkommodationsamplitude A_{amp} bezeich-

net. Sie bildet bei einem emmetropen Patienten den maximal möglichen Akkommodationserfolg, aus welchem sich der Nahpunkt ableiten lässt. Es ist der nächste Punkt, welcher noch scharf betrachtet werden kann. Die Akkommodationsamplitude nimmt mit dem Alter stark ab [Dua12]. Die subjektiv gemessene Amplitude sinkt demnach von etwa 14 dpt bei acht Jahren auf etwa 1 dpt mit 55 Jahren, danach sinkt sie nur noch leicht. Allerdings muss berücksichtigt werden, dass sich die objektiv und subjektiv gemessene Akkommodationsamplitude um etwa 1 dpt unterscheiden und ab 55 Jahren keine objektiv messbare Akkommodation mehr vorhanden ist.

Ohne jeglichen Akkommodationsreiz, beispielsweise bei Betrachtung einer weißen Wand oder bei Dunkelheit stellt sich die tonische Akkommodation ein. Sie kann als Ruhelage des Systems betrachtet werden und sinkt im Laufe des Lebens ausgehend von 2 dpt bei einem 20-jährigen bis sie bei einem presbyopen und emmetropen Patienten per Definition Null beträgt. Ausgehend von der tonischen Akkommodation ist die Detektion einer Bildunschärfe bis zu einem Wert der halben Schärfentiefe $A_{ST} = 0,7$ dpt nicht möglich. Der Akkommodationserfolg ändert sich deshalb in diesem Bereich nicht. Die subjektiv gemessene Schärfentiefe nimmt mit dem Alter auch bei gleichen Beleuchtungsverhältnissen deutlich zu, was auf ein relatives Empfinden von Bildunschärfe hindeutet. Die Steigung m_A im annähernd linearen Bereich der Reiz-Antwort-Kurve beträgt ungefähr 0,9 und nimmt mit dem Alter leicht ab. Die Abnahme kann aber auch dadurch zu Stande kommen, dass bei älteren Personen mit sehr kleiner Akkommodationsamplitude fast kein linearer Bereich mehr vorhanden ist und der Messbereich zwangsweise in den nichtlinearen Bereich ausgedehnt werden muss.

Aufgrund der Konsensualität (siehe Abschnitt 2.2.1) wird in beiden Augen stets derselbe Akkommodationserfolg umgesetzt. Dies führt zu weiteren Abweichungen zwischen Akkommodationsbedarf und Akkommodationserfolg, falls sich das Objekt außerhalb der Symmetrieebene des Kopfes befindet, weil sich dann der Akkommodationsbedarf zwischen linkem und rechtem Auge unterscheidet. Der Körper verwendet in einem solchen Fall den arithmetischen Mittelwert zwischen beiden Bedarfswerten, wie an Rhesusaffen festgestellt wurde [FJM92]. Derselbe Wert kommt auch zu Stande, wenn die Summe der Fehlerquadrate minimiert wird. Weil der durch die Konsensualität auftretende Fehler beim natürlichen wie auch bei einem Künstlichen Akkommodationssystem unter Verwendung der Ziliarmuskelkontraktion identisch ist, wird die weitere Betrachtung auf ein Auge reduziert.

Dynamische Eigenschaften

Die dynamischen Eigenschaften der Akkommodationsreaktion können mit Hilfe einer Totzeit und einer Zeitkonstante beschrieben werden. Die Totzeit beträgt etwa $t_{T,a} = 350$ ms, unabhängig vom Alter. Einige Studien zeigen einen leichten Rückgang der Totzeit [HC04], während andere einen leichten Anstieg vorweisen [MC04]. Die Zeitkonstante ist unkorreliert mit dem Alter des Patienten [HCS01b] und beträgt $\tau_a = 200$ ms [MC04], unter monokularen Bedingungen etwas mehr. Teilweise wurden auch kleine Überschwinger gemessen. Ob nun die Akkommodation oder die Desakkommodation schneller verläuft, konnte bislang nicht geklärt werden. Während in [HCS01b] die Desakkommodation als schneller bestimmt wurde, ist in [KVG03] der Effekt umgekehrt festgestellt worden. Darin wurde unter anderem die Amplitudenabhängigkeit der Zeitkonstante untersucht. Es wurde festgestellt, dass die maxima-

le Änderungsgeschwindigkeit eher beim Akkommodationsvorgang sowie die Zeitkonstante eher beim Desakkommodationsvorgang unabhängig von der Amplitude sind. Aufgrund der geringen gemessenen und teilweise gegensätzlichen Unterschiede sowie des Einflusses der Nichtlinearitäten in der Reiz-Antwort-Kurve wird fortan eine Zeitkonstante unabhängig von Alter, Amplitude und Richtung angenommen.

Auf zyklische Stimuli, beispielsweise einen sinusförmig verlaufenden Akkommodationsbedarf, kann sich das Gehirn nach einigen Zyklen einstellen und reagiert mit einer Amplitude, welche oberhalb jener des Stimulus liegt [HCS02]. Die Amplitudenüberhöhung nimmt aber mit dem Alter ab. In einem Vergleich zwischen präzifizierbaren und nicht präzifizierbaren Stimuli wurde festgestellt, dass die Amplitudenüberhöhung nur in einem bestimmten Frequenzbereich (0,1 Hz bis 0,5 Hz) vorhanden und die Phase kaum betroffen ist [KPS73]. Aufgrund der geringen Alltagsrelevanz zyklischer Akkommodationsstimuli wird der Prädiktionseffekt in dieser Arbeit vernachlässigt.

Dem reinen Akkommodationsvorgang steht als einzige Information die Bildschärfe auf der Retina zur Verfügung. Mit dieser Information allein lässt sich aber nicht bestimmen, ob ein unscharfes Bild durch eine Überakkommodation oder eine Unterakkommodation zu Stande kommt. Die Richtungsinformation gewinnt das Gehirn wahrscheinlich über Mikroschwankungen des Akkommodationserfolgs, welche im Bereich bis 0,5 Hz und um 2 Hz verstärkt auftreten [Sch93]. Bei einem strukturlosen Blickfeld vergrößert sich die Amplitude des niedrigen Frequenzbandes, während sich die des oberen Bandes verringert. Außerdem sind die Schwankungen des unteren Bandes im linken und rechten Auge in Phase. Beides lässt darauf schließen, dass die Schwankungen bis 0,5 Hz zur Richtungsdetektion verwendet werden. Zwar ist diese Information auch aus der chromatischen Aberration gewinnbar, in [CT78] konnte aber nachgewiesen werden, dass die Akkommodation auch unter monochromatischen Bedingungen und unabhängig von der Wellenlänge funktioniert.

Mechanisches Modell der Strecke

Das mechanische Modell der Strecke besteht aus der Linse mit Kapselsack, den Zonulafasern, dem Ziliarmuskel sowie dem Teil der Aderhaut, mit dem die hinteren Zonulafasern verbunden sind. Die mechanischen Eigenschaften der Linse wurden bereits ausführlich untersucht. Dabei wurde festgestellt, dass die Steifigkeit der Linse im Laufe des Lebens stark ansteigt und die Hauptursache für die Entstehung der Presbyopie darstellt. Weitere Beiträge zum Entstehen der Presbyopie leisten das Linsenwachstum mit einer Massenzunahme von 0,2 g bei 20 Jahren auf 0,3 g mit 80 Jahren [GC99] sowie die Tatsache, dass sich die Steifigkeit von Linsenkern und Linsenrinde unterschiedlich entwickeln [Fis71]. Der Elastizitätsmodul (E-Modul) der Linse wird darin je nach Alter zwischen 600 N/m^2 und 4000 N/m^2 angegeben. Bei größeren Dehnungen, wie beim Akkommodationsvorgang erforderlich, wurde jedoch ein progressives Materialverhalten festgestellt [vG91]. In [ESP⁺01] wurde die komplexe Nachgiebigkeit frequenzabhängig untersucht. Es wurde festgestellt, dass sowohl der Realteil als auch der Imaginärteil betragsmäßig mit steigendem Alter auch über den Eintritt der Presbyopie hinaus um insgesamt mehrere Größenordnungen abfallen. Der Imaginärteil fällt dabei etwas mehr als der Realteil. Die Steifigkeit des Kapselsacks liegt bei einer jungen Linse um mehrere Größenordnungen oberhalb jener der Linse [Gil95], fällt aber im Gegensatz zur Linse

mit dem Alter ab [Atc95]. Die Aufgabe des Kapselsacks wird in [GC99] erklärt, wo gezeigt wurde, dass das Dekapsulieren der Linse ungefähr die Brechkraftänderung zur Folge hat, wie sie bei maximaler Akkommodationsanstrengung entsteht. Das bedeutet, dass die Linse in ihrer Ursprungsform flach und damit im desakkommodierten Zustand ist, vom Kapselsack in die kugelhähnlichere Form gedrückt wird, um dann von den Zonulafasern bei gespanntem Kapselsack wieder in die flache Form gezogen zu werden.

Die mindestens 500 000 Zonulafasern weisen einen E-Modul von $3,5 \cdot 10^5 \text{ N/m}^2$ auf und üben im desakkommodierten Zustand eine Zugspannung auf den Linsenäquatorbereich von 66 N/m^2 [Fis77] aus.

In [Bv94] wurde ein Modell entwickelt, welches die rotationssymmetrischen Eigenschaften der Linse und Zonulafasern in ein eindimensionales Modell überführt. Hierbei wurden die vorderen und hinteren Zonulafasern sowie die Aderhaut als linear elastisches Gewebe mit den Steifigkeiten $c_{ZF,i}$, $c_{ZF,a}$ und c_{AH} und die Linse als linear viskolestisches Gewebe mit der Steifigkeit c_{Li} und der Dämpfung d_{Li} modelliert. Als Eingangsgröße dient die Kraft F_{ZM} des Ziliarmuskels. In [Bv96] wurde das Modell in Abhängigkeit vom Alter quantifiziert. In Abbildung 3.2 ist das mechanische Modell dargestellt, die Parameter sind in Tabelle 3.1 enthalten.

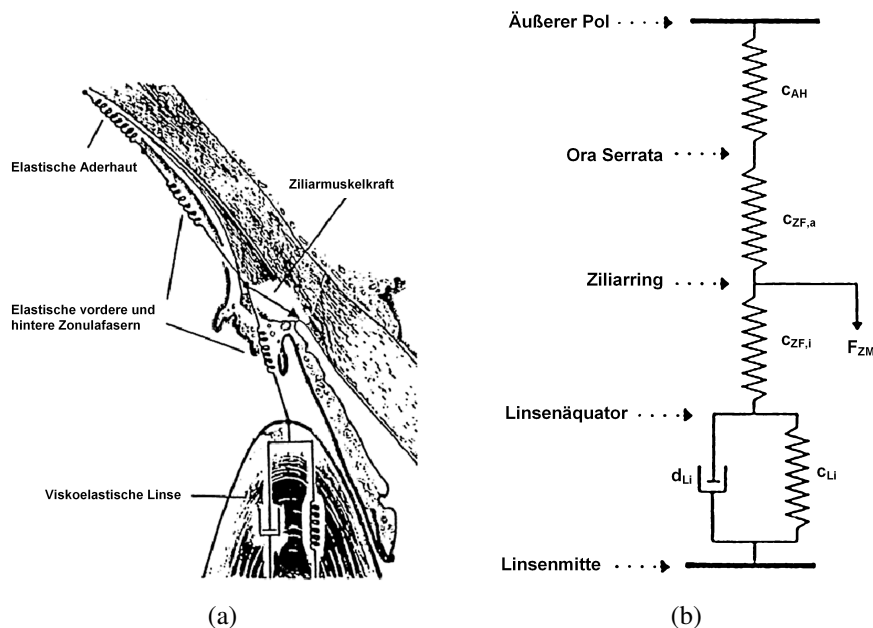


Abbildung 3.2: Mechanisches Modell der an der Akkommodation beteiligten Gewebe im rotationssymmetrischen Modell (a) sowie im eindimensionalen Modell mit festem äußerem Pol und fester Linsenmitte (b) (beide nach [Bv94]).

Das vorgestellte mechanische Modell von Aderhaut, Zonulafasern und der Linse wird nun verwendet, um aus einer Ziliarmuskelbewegung die zeitabhängige Änderung des Linsenradius zu berechnen.

Die Kontraktionsfähigkeit des Ziliarmuskels in Abhängigkeit vom Alter wurde in [SSS⁺99] gemessen. Die niedrigste Radiusänderung wurde bei einem 54-jährigen Patienten mit $110 \mu\text{m}$

Alter	c_{AH} (N/m)	$c_{ZF,a}$ (N/m)	$c_{ZF,i}$ (N/m)	c_{Li} (N/m)	d_{Li} (Ns/m)
15	15	17	17	7	1,1
25	28	17	17	20	4,64
35	38	17	17	30	9,24
45	41	17	17	35	13,44
55	42	17	17	40	18,36

Tabelle 3.1: Modellparameter für das eindimensionale Akkommodationsmodell [Bv96].

gemessen, die höchste Kontraktionsfähigkeit bei einem 29-jährigen mit $575 \mu\text{m}$. Bei kleinem Korrelationskoeffizient ($r = -0,4$) nimmt die Ziliarmuskelkontraktion mit dem Alter eher ab. Mit dem Ansatz eines Least-squares-Schätzers und den enthaltenen Werten ergibt sich folgender Zusammenhang zwischen dem Patientenalter $t_{P,J}$ in Jahren und der maximalen Radiusänderung des Ziliarmuskels $r_{\Delta ZM,max}$:

$$r_{\Delta ZM,max} = 477 \mu\text{m} - t_{P,J} \cdot 4,22 \mu\text{m/a} \quad (3.1)$$

Ähnliche Ergebnisse zwischen $180 \mu\text{m}$ und $600 \mu\text{m}$ wurden in [KVG02] bei gleicher Tendenz und ähnlicher Streuung gemessen. Um den Bewegungsbereich des Ziliarmuskels im Modell nicht mit steifen Anschlägen begrenzen zu müssen, wird die glatte Sättigungsfunktion aus Anhang A.2 verwendet. Der Formfaktor wurde zu zwei gewählt, das Minimum auf Null und das Maximum auf die altersabhängige maximale Ziliarmuskelkontraktion gesetzt. Mit einer Verschiebung entlang der Eingangsgröße kann die tonische Akkommodation eingestellt werden. Die nach außen wirksame Ziliarmuskelkraft weicht daher im Bereich der Begrenzungen von der vorgegebenen Kraft ab.

Mit den Elementen des mechanischen Streckenmodells konnte ein Zusammenhang zwischen der Ziliarmuskelkraft als Eingangsgröße und der Änderung des Linsenradius hergestellt werden.

Optisches Modell der Strecke

Das optische Streckenmodell stellt im Folgenden den Zusammenhang zwischen Änderung des Linsenradius und der Änderung der Scheitelbrechkraft her. Hierzu wurde die Linse zunächst als homogener Körper modelliert, welcher aus zwei rotationssymmetrischen Halbellipsoiden mit identischer großer Halbachse besteht. Darüber hinaus wurde angenommen, dass die Querkontraktionszahl nahe 0,5 liegt, sich das Volumen jedes Halbellipsoids bei einer Verformung also nicht ändert. Zwischen Linsenradiusänderung und Linsenbrechkraftänderung besteht demnach folgender Zusammenhang (Anhang A.3):

$$D_{\Delta,Li} = D_{Li,1} \cdot \left(\frac{1}{\left(1 - \frac{r_{\Delta Li}}{r_{Li}}\right)^4} - 1 \right) \quad (3.2)$$

Dabei ist $D_{Li,1}$ die Brechkraft der Linse im Kammerwasser im desakkommodierten Zustand. Weil sich aber die für die Akkommodation relevante Scheitelbrechkraft auf die äquivalente Brechkraft im Hornhautscheitel bezieht, muss die Brechkraftänderung der Linse, welche sich zwischen Hornhaut und Retina befindet, nach unten korrigiert werden. In einer paraxialen Berechnung wurde ein Korrekturfaktor von 0,73 ermittelt [KBB06a].

Die Brechkraft der desakkommodierten Linse beträgt ungefähr 19 dpt [AS02], der Radius etwa 5 mm. Bei einer noch erreichbaren Radiusänderung von 0,5 mm stellt sich dann nur eine Akkommodationsamplitude von 3,9 dpt ein, was deutlich unterhalb der üblichen Akkommodationsamplitude in jungen Jahren liegt [Dua12]. Bisher unberücksichtigt blieb jedoch die Tatsache, dass die Linse nicht homogen ist. In [WM01] konnte nachgewiesen werden, dass mit einem in jungen Jahren vorhandenen gegenüber der Rinde weichen Linsenkern die erzielte Akkommodationsamplitude deutlich oberhalb jener einer homogenen Linse liegt. Ähnliche Effekte konnten in [Rüc08] mit einer künstlichen elastischen Linse nachgewiesen werden. Bei einer Inversion der Steifigkeitsverhältnisse mit dem Alter dreht sich dieser Effekt um. Deshalb wird ein Korrekturfaktor eingeführt, welcher die Effekte der Inhomogenität berücksichtigt:

$$A_e = (3 - 0,041/a \cdot t_{P,J}) \cdot 0,73 \cdot D_{\Delta,Li} = k_{Li,Ae} \cdot D_{\Delta,Li} \quad (3.3)$$

Mit $k_{Li,Ae}$ können der Faktor für die Lage der Linse im Strahlengang und jener für die Inhomogenität zusammengefasst werden. Die dann erreichten Akkommodationsamplituden von 9 dpt bei einem 15-jährigen sowie 0,67 dpt bei einem 55-jährigen liegen im Bereich der Messwerte von Akkommodationsamplituden. Zusammen mit dem mechanischen Modell ist die Strecke dann komplett modelliert und stellt den zeitabhängigen Zusammenhang zwischen vom Gehirn vorzugebender Ziliarmuskelkraft und dem Akkommodationserfolg dar.

Neues Modell des Akkommodationsregelkreises

Der Regler des Akkommodationsregelkreises wird im Folgenden mit Hilfe der Eigenschaften des Gesamtsystems sowie mit den Eigenschaften der Strecke modelliert. Die statischen Eigenschaften des Regelkreises werden teilweise bereits durch die Struktur der Strecke erfüllt. Die Begrenzung der Akkommodationsamplitude geschieht über die weiche Sättigung der Ziliarmuskelbewegung. Die Einstellung der tonischen Akkommodation erfolgt über die Verschiebung der Sättigungskennlinie. Die Schärfentiefe ist jedoch im Regler implementiert, sie kann über eine Totzone direkt hinter der Regelabweichung abgebildet werden. Die Einstellung der Steigung der Reiz-Antwort-Kurve im linearen Bereich kann nur erfolgen, wenn im Regler kein Integratorglied enthalten ist, was somit ausgeschlossen werden kann. Die Steigung kann dann über die Verstärkung des Reglers eingestellt werden. Hierfür wird die Verstärkung der Strecke $k_{S,Ak1}$ im linearen Bereich berechnet. Sie setzt sich zusammen aus dem mechanischen Modell (Abbildung 3.2(b)), der Inhomogenität und geometrischen Einflüssen (Gleichung 3.3) und der homogenen Linse (Gleichung 3.2).

$$k_{S,Ak1} = \underbrace{\frac{c_{ZF,i} \cdot (c_{AH} + c_{ZF,a})}{c_{AH} \cdot c_{ZF,a} \cdot (c_{ZF,i} + c_{Li}) + c_{ZF,i} \cdot c_{Li} \cdot (c_{ZF,a} + c_{AH})}}_{\text{Mechanisches Modell}} \cdot \underbrace{k_{Li,Ae} \cdot \frac{4}{r_{Li}} \cdot D_{Li,1}}_{\text{Optisches Modell}} \quad (3.4)$$

Die Verstärkung der Strecke geht dann reziprok in die Verstärkung des Reglers ein, so dass die notwendige Gesamtverstärkung erreicht wird.

$$k_{Re,Ak1} = \frac{1}{k_{S,Ak1}} \cdot \frac{m_A}{1 - m_A} \quad (3.5)$$

Für die Dynamik des Reglers muss auch die Dynamik der Strecke betrachtet werden, für welche mit Hilfe der in Abbildung 3.2(b) gezeigten Struktur im linearen Bereich eine Zeitkonstante berechnet werden kann:

$$\tau_{S,Ak1} = \frac{d_{Li}}{c_{Li} + \frac{1}{\frac{1}{c_{ZF,i}} + \frac{1}{c_{ZF,a}} + \frac{1}{c_{AH}}}} \quad (3.6)$$

Die Zeitkonstante beträgt für den 15-jährigen 0,089s und für den 55-jährigen insbesondere aufgrund der stark gestiegenen Linsenviskosität 0,39s. Die Übertragungsfunktion der Strecke im linearen Bereich beträgt dann also:

$$G_{S,Ak1}(s) = \frac{k_{S,Ak1}}{1 + \tau_{S,Ak1} \cdot s} \quad (3.7)$$

Weil das Gesamtsystem eine Totzeit aufweist, die Strecke aber nicht, muss die Totzeit $t_{T,A}$ im Regler enthalten sein. Für den Regler $G_{R,Ak1}(s)$ kann dann die Bedingung aufgestellt werden, dass der geschlossene Regelkreis die Übertragungsfunktion des Gesamtsystems erfüllt:

$$\frac{G_{R,Ak1}(s) \cdot G_{S,Ak1}(s)}{1 + G_{R,Ak1}(s) \cdot G_{S,Ak1}(s)} = \frac{m_A \cdot e^{-t_{T,A} \cdot s}}{1 + \tau_A \cdot s} \quad (3.8)$$

Daraus ergibt sich die Übertragungsfunktion des Reglers zu:

$$\begin{aligned} G_{R,Ak1}(s) &= \frac{1}{G_{S,Ak1}(s)} \cdot \frac{m_A \cdot e^{-t_{T,A} \cdot s}}{1 + \tau_A \cdot s - m_A \cdot e^{-t_{T,A} \cdot s}} \\ &= \frac{1}{G_{S,Ak1}(s)} \cdot \frac{\frac{m_A \cdot e^{-t_{T,A} \cdot s}}{1 + \tau_A \cdot s}}{1 - \frac{m_A \cdot e^{-t_{T,A} \cdot s}}{1 + \tau_A \cdot s}} \end{aligned} \quad (3.9)$$

Letztere Darstellung dient insbesondere der einfacheren Implementierung des gewünschten Reglers, der Regler kann nun aus dem Verhalten des Zielsystems mit einer Mitkopplung und der invertierten Übertragungsfunktion der Strecke aufgebaut werden. Die Stabilität der Mitkopplung ist bei einer inneren Verstärkung kleiner als Eins gesichert. Der gesamte Akkommodationsregelkreis ist in Abbildung 3.3 dargestellt. Mit diesem neuen Modell ist es erstmals möglich, einen zeitabhängigen Akkommodationsbedarf vorzugeben und den erreichten Akkommodationserfolg, die Linsenverformung und die Ziliarmuskelkontraktion zu simulieren, individuell dem gewünschten Alter angepasst. In Abbildung 3.4 wird die simulierte Radiusänderung von Ziliarmuskel und Linse in Folge einer sprunghaften Änderung des Akkommodationsbedarfs bei einem Jugendlichen und einer nahezu presbyopen Person gezeigt. Aufgrund der altersabhängigen Akkommodationsamplitude wurde die Stimulusänderung für den jungen

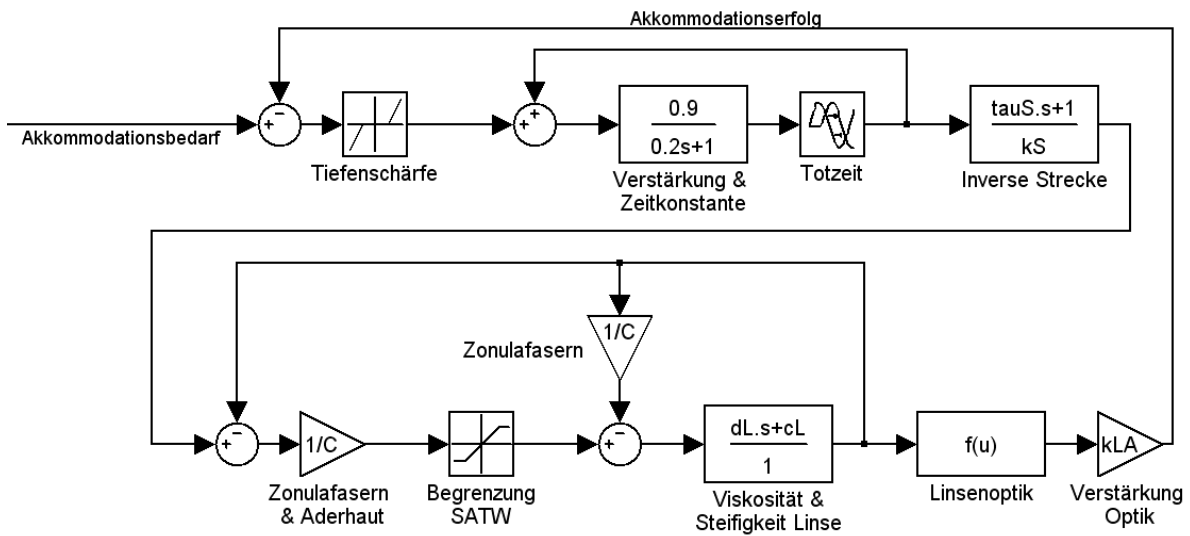


Abbildung 3.3: Modell des Akkommodationsregelkreises bestehend aus dem Regler (oben), dem mechanischen und dem optischen Teil der Strecke (unten) sowie der Rückführung.

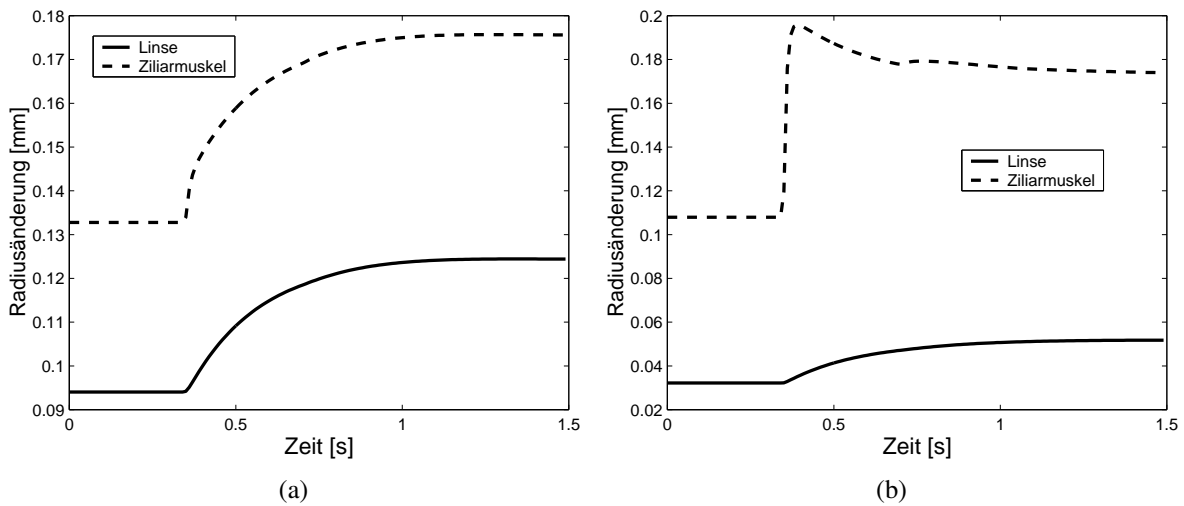


Abbildung 3.4: Radiusänderung von Ziliarmuskel $r_{\Delta,ZM}$ und Linse $r_{\Delta,Li}$ in Folge einer sprunghaften Änderung des Akkommodationsstimulus bei einem Jugendlichen von 3 dpt auf 4 dpt (a) sowie mit bei einem nahezu presbyopen Menschen von 0,6 dpt auf 0,8 dpt (b). Die Nulllage mit $r_{Delta} = 0$ entspricht jeweils dem vollständig desakkommodierten Zustand.

und den alten Probanden unterschiedlich gewählt. Dennoch ist gut zu sehen, dass beim Jugendlichen der Hub des Ziliarmuskels nur wenig größer ist als die Radiusänderung der Linse. Außerdem verändern sich Ziliarmuskelfradius und Linsenradius nahezu synchron. Beim älteren Auge muss der Ziliarmuskel im Vergleich zur resultierenden Linsenverformung einen viel größeren Hub durchführen. Die überwiegende Verformung findet an den Zonulafasern statt. Außerdem ist zu sehen, dass der Ziliarmuskel wesentlich schneller reagieren muss, um mit der viskos gewordenen Linse noch eine brauchbare Änderungsgeschwindigkeit zu erzielen. Dies bedeutet, dass die Verzögerung des Systems, von der Totzeit abgesehen, mit dem Alter vom Regler hin zur Strecke wandert.

3.1.2 Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfs

Zur Simulation der Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfs aus der Ziliarmuskelbewegung kann nun die Kataraktoperation mit einem Künstlichen Akkommodationssystem virtuell an Abbildung 3.3 durchgeführt werden. Hierzu wird die Linse entfernt und durch ein sehr steifes Implantat ersetzt. Die Brechkraftänderung ergibt sich nun nicht mehr aus dem optischen Modell, sondern über einen weitgehend frei wählbaren Zusammenhang aus der Ziliarmuskelkontraktion. Er stellt näherungsweise eine Bewegungsamplitude nach Formel (3.1) zur Verfügung, bei einem 55-jährigen um $245 \mu\text{m}$. Dem steht ein gewünschter Ausgabebereich zwischen 0dpt und $3,5 \text{dpt}$ gegenüber. Bei einem linear hergestellten Zusammenhang bedeutet dies eine Verstärkung von $14,3 \text{dpt/mm}$ im Implantat. Die Verstärkung des linearisierten offenen Regelkreises beträgt dann aber 40 , was zusammen mit der Totzeit zu einem instabilen geschlossenen Regelkreis führt. Durch Einbringen eines Dämpfungsgliedes im Implantat mit einer Zeitkonstante von mindestens $0,7 \text{s}$ kann die Instabilität behoben werden.

Die hohe Verstärkung im Implantat wird benötigt, um die notwendige Akkommodationsamplitude zu ermöglichen und darf deshalb nicht verringert werden. Die hohe Verstärkung im Regler stammt noch von einer harten Linse, an die das Gehirn adaptiert war. Bereits auf kleine Stimuli musste schnell und mit großer Amplitude reagiert werden, um noch einen brauchbaren Akkommodationserfolg zu erzielen. Es besteht aber durchaus die Möglichkeit, dass sich das Gehirn auch an die nun wieder größere Verstärkung des Implantats anpasst und seine eigene Verstärkung senkt. Dann kann auch die Zeitkonstante im Implantat wieder abgesenkt werden. Theoretisch besteht noch die Möglichkeit, die nichtlineare Kennlinie des Ziliarmuskels zu invertieren, so dass die Gesamtverstärkung im linearen Bereich jener des natürlichen Systems entspricht. Die Verstärkung im Implantat ist dann aber zu den Bewegungsrändern des Ziliarmuskels hin sehr groß und die Rauschverstärkung entsprechend auch.

Die Messgenauigkeit der Radiusänderung des Ziliarmuskels sollte im Fall eines linear gewählten Zusammenhangs bei mindestens $17,5 \mu\text{m}$ liegen, bezogen auf eine Abtastfrequenz von mindestens 2Hz . Liegt die Abtastfrequenz darüber, so darf auch die Standardabweichung des Messfehlers entsprechend größer sein (Anhang A.4), bei 10Hz entsprechend $58 \mu\text{m}$. Unterhalb einer Abtastfrequenz von 2Hz ist das System nicht mehr stabil, weil die der Simulation entnommene Eigenfrequenz der linearisierten Störübertragungsfunktion bei etwa 1Hz liegt. Der statische Messfehler ist bei dieser Informationsquelle wenig relevant, da statische Abweichungen vom System ausgeglichen werden. Allerdings sollte die statische Abweichung bei der Zuordnung des Ziliarmuskelbewegungsbereichs berücksichtigt werden, um dem Regler noch

etwas Stellgrößenreserve zum Nachregeln zu lassen.

Insgesamt ergibt sich mit diesem System ein statisches Verhalten, welches dem des natürlichen Systems sehr ähnlich ist (Abbildung 3.5(a)). Aufgrund der großen Verstärkung ist die statische Abweichung von der idealen Kennlinie sogar kleiner. Die Effekte der Schärfentiefe in Form der Totzone lassen sich nicht eliminieren. Auch ein Integratorglied im Implantat hat keine statische Genauigkeit zur Folge. Das System wird lediglich zwischen den zwei Grenzen der Schärfentiefe hin- und herschwanken, mit fraglichem Nutzen für den Patienten. Die dynamischen Eigenschaften des Systems sind etwas schlechter als beim natürlichen jungen Regelkreis (Abbildung 3.5(b)). Durch die Toleranz eines Überschwingers bei einer Sprungantwort beträgt die Zeit bis zum Erreichen von 63 % des Differenzwertes mit 670 ms nur wenig mehr als beim menschlichen System mit 550 ms. Die Dynamik der Signalquelle wird daher als ausreichend betrachtet.

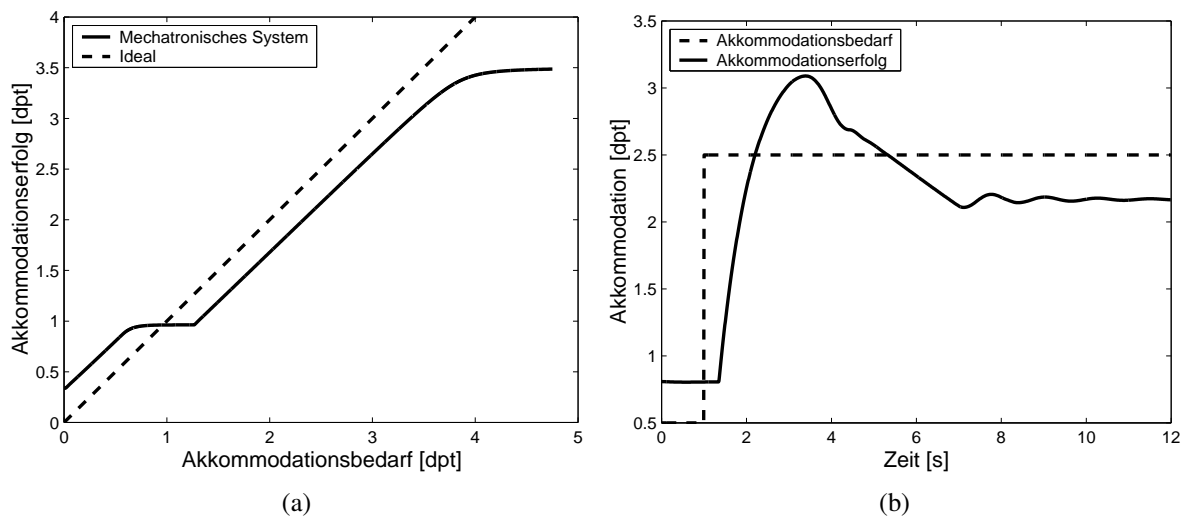


Abbildung 3.5: Statisches (a) und dynamisches Verhalten (b) des Künstlichen Akkommodationsystems bei Nutzung der Ziliarmuskelbewegung.

Die Anforderungen an die Aktordynamik in einem solchen System sind recht gering, weil ein Verzögerungsglied innerhalb des Implantats ohnehin notwendig ist. Ein Großteil der Verzögerung kann daher auf den Aktor entfallen. Aufgrund der zu erwartenden Anpassung des Gehirns an die neue Regelstrecke können jedoch Änderungen im Systemverhalten des Implantats nach einiger Zeit sinnvoll sein, so dass die maximal zulässige Verzögerung des Aktors auf 500 ms festgelegt wird. Die Anpassung des Implantats an das menschliche Restsystem kann auch in längeren regelmäßigen Abständen in einem Identifikationsprozess ablaufen, was zu stets aktuellen Parametern führt und große Sprünge in der Parameterbelegung vermeidet.

3.1.3 Messung der Ziliarmuskelkontraktion

Im Folgenden werden Messsysteme zur Erfassung der Ziliarmuskelkontraktion konzipiert. Es werden die Lagemessung mit Ultraschall, die elektrostatische und die elektrodynamische

Detektion des Kontraktionszustandes sowie die Umsetzung der Kapselsackverlagerung näher untersucht.

Lagemessung mit Ultraschall

Ultraschall spielt als bildgebendes Verfahren in der Medizin eine große Rolle, auch der Ziliarmuskel konnte damit bereits vermessen werden [SKMG01]. Allerdings wurde dabei von außerhalb des Kopfes mit großen Geräten gemessen, welche für das Augeninnere völlig ungeeignet sind. Der Ziliarmuskeldurchmesser beträgt bei einem 60-jährigen etwa 12,5 mm, zwischen Kapselsack und Ziliarmuskel ist daher ein Spalt von 1,25 mm, welcher aus Kammerwasser besteht. Dieser Spalt verringert sich bei einem steifen Kapselsack unter Akkommodationsanstrengung auf etwa $d_{US} = 1$ mm. Die Messung der Spaltgröße kann mit Hilfe eines am Kapselsackrand sitzenden Sendeempfängers erfolgen, welcher Ultraschallwellen emittiert. Diese Wellen werden vom Ziliarmuskel teilweise reflektiert und über die Phasenverschiebung kann die Kontraktion gemessen werden. Die Auslegung eines dafür geeigneten Sendeempfängers wird an dieser Stelle erstmals vorgestellt.

Im üblichen medizinisch genutzten Frequenzbereich zwischen 1 MHz und 40 MHz beträgt die Wellenlänge in Wasser antiproportional zur Frequenz zwischen 1,5 mm und $37 \mu\text{m}$, wobei in Anbetracht der geforderten Auflösung der obere Frequenzbereich zu wählen ist. Die Resonanzfrequenz von piezoelektrischen Wandlern liegt dort, wo die halbe Wellenlänge im Wandler der Wandlerdicke entspricht [Göb02]. Bei $f_{US} = 40$ MHz beträgt die Dicke $d_{PE} = 36 \mu\text{m}$. Eine Plattenfläche von $A_{PE} = 2 \text{ mm} \cdot 2 \text{ mm}$ ist im Implantat noch sehr gut zu integrieren. Das Volumen des Sendeempfängers ist im Vergleich zum verfügbaren Hohlzylinder sehr klein. Die Strahlaufweitung ist sehr gering, da die Senderabmessungen viel größer sind als die Wellenlänge. Die Druckamplitude muss weit unterhalb der Bildungsgrenze von Kavitäten mit etwa 15 MPa liegen, um das Auftreten dieses gewebeerstörenden Effektes ausschließen zu können. Die Amplitude wurde deshalb mit $\hat{p}_{US} = 150$ kPa zwei Größenordnungen darunter und im Bereich von medizinischen Anwendungen gewählt. Die maximale Schallleistung \hat{P}_{US} ergibt sich dann mit der Dichte des Wasser ρ_W , der Schallgeschwindigkeit im Wasser c_W und der Senderfläche [Mes04]:

$$\hat{P}_{US} = \frac{\hat{p}_{US}^2 \cdot A_{PE}}{2 \cdot \rho_W \cdot c_W} = 30 \text{ mW} \quad (3.10)$$

Weil diese Leistung zu groß ist, um kontinuierlich betrieben zu werden, wird das System mit einer Abtastfrequenz von $t_a = 10$ Hz und einer Pulsbreite von $10 \mu\text{s}$ betrieben. Je Puls ergeben sich dann 400 Schwingungen. Die für die Gewebeerwärmung relevante durchschnittliche Abstrahlleistung beträgt dann nur noch $30 \mu\text{W}$, woraus keine relevante Gewebeerwärmung resultiert (vgl. Anhang A.1). Die aufzubringende elektrische Leistung ist aufgrund der Verluste in der Piezokeramik höher als die Schallleistung, sie wird mit dem doppelten Wert ($\hat{P}_{PE} = 2 \cdot \hat{P}_{US}$) angesetzt. Die notwendige elektrische Spannungsamplitude zum Betrieb der Keramik lässt sich dann folgendermaßen berechnen [Mer07]:

$$\hat{U}_{PE} = \sqrt{\frac{\hat{P}_{PE} \cdot d_{PE}}{\epsilon_0 \cdot \epsilon_{r,PE} \cdot A_{PE} \cdot f_{US}}} = 1,1 \text{ V} \quad (3.11)$$

Die gesamte Signallaufzeit zum Ziliarmuskel und zurück beträgt etwa $1,5 \mu\text{s}$, bei der verwendeten Wellenlänge entspricht dies in Abhängigkeit der Ziliarmuskelstellung zwischen 54 und 68 Schwingungen. Nach Ende eines Pulses müssen die empfangenen Restschwingungen gezählt werden, woraus sich dann auf die Ziliarmuskelkontraktion schließen lässt. Der Reflektionsgrad ergibt sich, ähnlich wie bei optischen Wellen, aus den Impedanzwerten. Weil sich die Werte für Wasser ($1,49 \cdot 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$) und für Muskelgewebe ($1,633 \cdot 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$) nur wenig unterscheiden, ergibt sich ein reflektierter Schalleistungsanteil von nur $\tilde{R}_{US}=0,21 \%$. Die Absorption im Kammerwasser ist im Vergleich zu Gewebearten gering, der Absorptionskoeffizient beträgt $a_{US} = 4,6 \cdot 10^{-7} \text{ 1/m} \cdot \text{Hz}$, die Empfangsleistung beträgt dann unter Vernachlässigung der Streuung

$$\hat{P}_{US,2} = \tilde{R}_{US} \cdot \hat{P}_{US} \cdot e^{-4 \cdot a_{US} \cdot f_{US} \cdot d_{US}} \quad (3.12)$$

und kann unter Berücksichtigung der Verluste in der Keramik ($\hat{P}_{PE,2} = 0,5 \cdot \hat{P}_{US,2}$) in Gleichung (3.11) eingesetzt werden. Die Absorption im Kapselsack wird aufgrund der geringen Kapselsackdicke vernachlässigt. Die empfangene Spannungsamplitude liegt dann zwischen 23,0 mV (desakkomodiert) und 23,2 mV (akkommodiert), was sich noch gut messen lässt. Insgesamt stehen dann drei Größen zur Auswertung zur Verfügung: Die Empfangsamplitude als grober Richtwert, die Anzahl der empfangenen Schwingungen nach Ende des Pulses für die Auflösung im Wellenlängenbereich und die Phase zwischen gesendeter und empfangener Welle für eine noch genauere Auflösung.

Externe Störungseinflüsse sind beim Ultraschall sehr selten, weil der Reflektionsgrad zwischen Luft und Wasser oder Gewebe sehr groß ist. Auch die Gefahr, dass Gewebegrenzschichten hinter dem Ziliarmuskel eine große Amplitude reflektieren ist gering, weil der Reflektionsgrad ähnlich niedrig ist wie zwischen Kammerwasser und Ziliarmuskel, das Muskelgewebe bei der gewählten hohen Frequenz aber sehr stark dämpft (Formel 3.12), so dass je Millimeter Wegstrecke mindestens 90 % absorbiert werden. Störungseinflüsse, welche durch Reflektionen am Kapselsack oder an umliegendem Gewebe entstehen, können jedoch nicht ausgeschlossen werden. Auch die Einflüsse aufgrund der nicht planen Oberfläche des Ziliarmuskels sind nicht berücksichtigt. Des Weiteren muss die Piezokeramik so eingebaut werden, dass die Kapselsackfibrose am Linsenäquator ihre Funktion nicht beeinträchtigt.

Bezüglich der Systemintegration ist zu erwähnen, dass sowohl die Bereitstellung von Frequenzen im Megahertzbereich als auch die entsprechende Messtechnik erheblichen schaltungstechnischen Aufwand mit sich bringen. Die hochfrequente mechanische Belastung ist insbesondere bei der Auswahl der Haltestruktur zu berücksichtigen. Der Sendeempfänger an sich ist jedoch klein, hat einen geringen Energieverbrauch und ist daher prinzipiell für das Implantat geeignet.

Elektrostatische Detektion des Kontraktionszustandes

Jeder Muskel baut im nicht innervierten Zustand ein Ruhepotential von etwa -85 mV auf. Bei der Innervation strömen Natriumionen in die Muskelzelle und Kaliumionen aus der Muskelzelle heraus [Kon05]. Dadurch ändert sich das Zellpotential für 2 ms auf 30 mV (Depolarisation), geht danach wieder zurück (Repolarisation) und erreicht über einen Gegenschwinger (Hyperpolarisation) wieder das Ruhepotential. Die Erregung läuft mit etwa $2 - 4 \text{ m/s}$ entlang

des motorischen Nervs durch den Muskel. Die entstandene Potentialänderung kann gemessen und daraus auf die Muskelaktivität rückgeschlossen werden. In der Praxis werden zur Messung entweder bei Muskeln direkt unter der Hautoberfläche Oberflächenelektroden verwendet oder bei tieferliegenden Muskeln Feindrahtelektroden, welche in den Muskel verlegt werden.

Die Messung des Ziliarmuskelpotentials vom Kapselsack aus hat mit mehreren Elektroden zu erfolgen, da der Ziliarmuskel zirkulär verteilt innerviert wird und somit eine Verlaufsrichtung der Erregungsfront nicht bekannt ist. Weil der Ziliarmuskel während einer Kataraktoperation nicht zugänglich ist, können keine Drahtelektroden verwendet werden; die Elektroden müssen am äußeren Rand des Implantats nahe dem Kapselsackäquator angebracht sein. Das messbare Potential im Kapselsack wird aber aufgrund des großen Abstandes sehr gering sein [Wei06]. Ohne In-vivo-Tests ist eine zuverlässige Aussage über die Messbarkeit des Aktionspotentials des Ziliarmuskels vom Kapselsack aus nicht möglich. Im positiven Fall ist jedoch ein sehr einfaches Messsystem mit geringem Leistungsbedarf möglich. Der Einfluss von Störungen wird bei der zu erwartenden geringen Signalamplitude aber sehr groß sein, was eine aufwändige Filterung und Signalaufbereitung mit sich bringt.

Elektrodynamische Detektion des Kontraktionszustandes

Die resistiven Eigenschaften von Körpergewebe lassen sich im Wesentlichen mit zwei Parametern beschreiben: Dem Realteil und dem Imaginärteil der komplexen Leitfähigkeit. Alternativ kann dazu auch die komplexe Permittivität verwendet werden. Der Realteil der Leitfähigkeit steigt bei Muskelgewebe mit der Frequenz von $0,2\text{S/m}$ bei 10Hz auf $0,6\text{S/m}$ bei 10MHz [AFP]. Die Phase bleibt dabei stets unter 10° , der Imaginärteil bleibt deshalb gegenüber dem Realteil vernachlässigbar. Ähnliche Werte ergeben sich für Körperflüssigkeit und andere Gewebearten.

In [NSHR07] konnte gezeigt werden, dass sich der Kontraktionszustand eines Muskels auf seine Impedanz auswirkt und dieser Effekt mit Hilfe eines über Oberflächenelektroden eingepprägten Wechselstromes (50kHz) gemessen werden kann. Zum Messen wurden weitere, stromfreie Elektroden verwendet, um den Übergangswiderstand der stromführenden Elektroden nicht mitzumessen. In [SO68] wurde bereits gezeigt, dass die Messung der Akkommodation mit Hilfe von gegenüberliegenden, außen im Bereich des Ziliarmuskels auf die Lederhaut aufgebrachten, Elektroden möglich ist. Es wurde dabei ein Strom von $0,2\text{mA}$ mit ebenfalls 50kHz aufgeprägt, die abfallende Spannung wurde mit zwei weiteren Elektroden gemessen. Durch eine reine Änderung der Gegenstandsweite ohne Rotation des entsprechenden Auges konnte eine Impedanzänderung detektiert werden. Die Impedanzänderung in Abhängigkeit der Akkommodation und für Personen unterschiedlichen Alters konnte in [Swe69] näher quantifiziert werden. Dabei ergab sich eine durchschnittliche Änderung von etwa $20\text{m}\Omega/\text{dpt}$ bei einer Basisimpedanz von 80Ω . Die aufgewandte elektrische Leistung war trotz des mit 305Ω vergleichsweise hohen Elektrodenübergangswiderstands mit $14\mu\text{W}$ sehr gering.

Die Impedanzmessung des Ziliarmuskels vom Kapselsack aus ist nicht ohne zusätzliche Bauteile außerhalb des Kapselsacks möglich. Zwar können zwei im Implantat sich gegenüber befindliche Elektroden mit einem Wechselstrom beaufschlagt werden, der überwiegende Teil des Stromes wird aber über das ähnlich leitfähige Kammerwasser fließen. Um den Weg über den Ziliarmuskel niederohmiger zu gestalten, können im Rahmen einer neuen Methode außen

auf die Lederhaut zwei kleine Elektroden aufgebracht werden, welche sich jeweils gegenüber der Elektrode im Implantat befinden und durch ein dünnes Kabel miteinander verbunden werden (Abbildung 3.6). Der Stromfluss verläuft nun von der Wechselstromquelle über eine

Abbildung 3.6: Schnitt orthogonal zur optischen Achse durch das Implantat und den Ziliarmuskel und schematische Darstellung einer Impedanzmeseinrichtung. Die Elektroden werden innen am Kapselsack sowie außen an der Aderhaut angebracht. Die beiden äußeren Elektroden werden durch ein Kabel verbunden.

Innenelektrode, von dort über Kammerwasser, Ziliarmuskel und Aderhaut zur Außenelektrode, welche mit der gegenüberliegenden Außenelektrode kurzgeschlossen ist. Von hier fließt der Strom abermals durch alle Gewebearten und die zweite Innenelektrode zur Stromquelle zurück. Die Spannungsmessung erfolgt über zwei separate Messelektroden, welche jeweils nahe bei den Innenelektroden liegen. Um den Widerstand nahe den Elektroden nicht zu stark zu gewichten, sollten die stromführenden Elektroden möglichst groß sein.

Die Störungsanfälligkeit eines solchen Systems ist recht gering. Zwar gibt es elektromagnetische Felder und Wellen in vielen unterschiedlichen Frequenzen, weil aber hier nur eine Frequenz zur Messung verwendet wird, kann mit einem schmalen Bandpassfilter die verwendete Frequenz herausgefiltert werden. Eine Überlagerung des Signals durch die Augenmuskeln kann nicht ausgeschlossen werden. Eine Gefährdung des Patienten ist bei geringen Strömen und Leistungen auszuschließen. Allerdings sind langzeitstabile biokompatible Elektroden unbedingt erforderlich. Für genauere Untersuchungen müssen jedoch In-vivo-Tests durchgeführt werden. Das konzipierte Messsystem ist insbesondere aufgrund der äußeren Elektroden, welche bezüglich der inneren Elektroden ausgerichtet werden müssen sowie aufgrund des Kabels aufwändig zu implantieren.

Neues Konzept zur Umsetzung der Kapselsackverlagerung in eine Aktorstellgröße

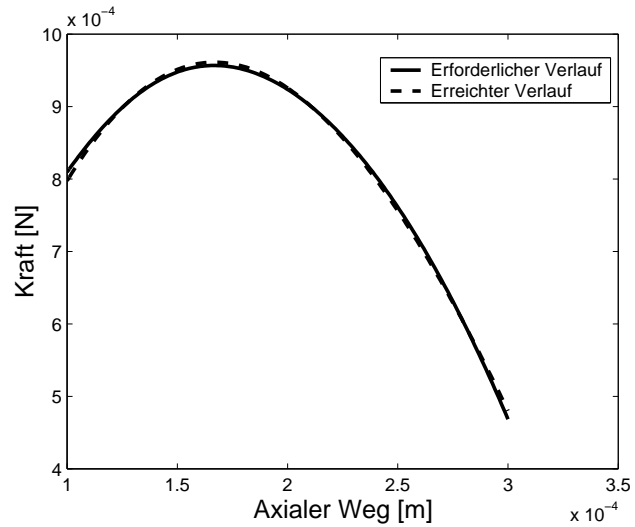
Im folgenden Abschnitt wird erstmals hergeleitet, wie die Längsbewegung eines axial vorgespannten Kapselsacks genutzt werden kann, um bei einem geladenen Kondensator eine Spannungsänderung zu erzielen und damit ein optisches Element direkt anzusteuern [KBGB08]. Als optisches Element wird beispielhaft ein Electrowettingmodul verwendet; bei anderen Optik / Aktor-Kombinationen, welche ohne dauerhaften Stromfluss auf eine bloße Spannungsänderung reagieren, kann ähnlich vorgegangen werden.

Zunächst werden mit einem Modell die mechanischen und kinematischen Eigenschaften des Kapselsacks unter axialer Vorspannung überprüft und optimiert. Das Modell aus Abschnitt 3.1.1 wird dahingehend abgeändert, dass der Kapselsack mit Implantat unverformbar ist und eine externe Kraft F_{KS} axial in Richtung Glaskörper auf den Kapselsack beziehungsweise auf das Implantat wirkt, welche den Kapselsack axial auslenkt. Aufgrund der Symmetrieeigenschaften wird die Steifigkeit der Zonulafasern auch auf der gegenüberliegenden Seite angesetzt, wodurch sich ein zweidimensionales Modell ergibt. Die entspannte Länge der Zonulafasern wird so festgelegt, dass sie im natürlichen System bei kontrahiertem Ziliarmuskel spannungslos sind. Die axiale Kraft bei gegebener Ziliarmuskelkontraktion und axialer Verschiebung x_{KS} berechnet sich dann wie folgt (Abbildung 3.7(a)):

$$F_{KS} = 2 \cdot c_{ZF,i} \cdot x_{KS} \cdot \left(1 - \frac{r_{ZM,0} - r_{Li} - r_{\Delta ZM,max}}{\sqrt{(r_{ZM,0} - r_{Li} - r_{\Delta ZM,max})^2 + x_{KS}^2}} \right) \quad (3.13)$$

Bei einem gewünschten linearen Zusammenhang zwischen Ziliarmuskelbewegung und axialer Kapselsackverschiebung ergibt sich näherungsweise ein parabelförmiger Verlauf der notwendigen Kraft (Abbildung 3.7(b)). Der dargestellte Kraftverlauf kann mit zwei Federn der entspannten Länge $l_{FD,0} = 470 \mu\text{m}$ und der Steifigkeit $c_{FD} = 15 \text{N/m}$ erreicht werden, wenn diese zu einem Dreieck verbunden werden (Abbildung 3.7(a)), welches im entspannten Zustand eine Höhe $h_{FD} = 360 \mu\text{m}$ hat. Die angegebenen Parameter sind Ergebnis einer nicht-linearen Optimierung mit dem Integral der quadratischen Abweichung vom erforderlichen Kraftverlauf als Gütemaß. Aufgrund des im ersten Teil des axialen Verschiebeweges auftretenden Kraftanstieges muss die Stabilität des Systems anhand der zweiten Ableitung der enthaltenen Energie nach dem axialen Verschiebeweg untersucht werden. Es zeigt sich, dass die zweite Ableitung etwa proportional zum Weg ansteigt. Deshalb muss der Bewegungsbereich mit $x_{KS} \leq 0$ ausgenommen werden. Um eine sichere Stabilität zu erreichen, wird der Bewegungsbereich erst ab $100 \mu\text{m}$ genutzt. Im Vergleich zur linearen axialen Federanordnung wie in [Ber07] ergibt sich dennoch ein einstellbar größerer Axialhub bei gleichzeitig deutlich geringerer Gesamtverschiebung. Dies führt zur geringeren Belastung von Zonulafasern und Ziliarmuskel und verhindert gleichzeitig, dass das Implantat am Glaskörper anstößt.

Ein Electrowettingmodul (EM) lässt sich als Zylinderkondensator beschreiben, dessen Länge der axialen Lage der Dreiphasengrenze x_{DPG} entspricht. Da sich aber die Dreiphasengrenze entsprechend der Gleichungen A.19 und A.20 mit der Spannung bewegt, ergibt sich dadurch eine Kapazität, welche von der angelegten Spannung abhängt. Die Ladung Q_{EM} berechnet



(a)

(b)

Abbildung 3.7: Mechanisches Modell von Kapselsack und Zonulafasern sowie die Einbringung einer axialen Kraft über ein (hier freigeschnittenes) Federdreieck (a) sowie der notwendige Kraftverlauf bei linearer Kontraktions-Weg-Kennlinie im Vergleich mit dem durch das Federdreieck erzielten Kraftverlauf (b).

sich dann aus Kapazität C_{EM} und Spannung U_{EM} , sie wächst progressiv mit der Spannung:

$$C_{EM}(U_{EM}) = 2 \cdot \pi \cdot \epsilon_0 \cdot \epsilon_{r,EM} \cdot \frac{x_{DPG}(U_{EM})}{\ln\left(1 + \frac{d_{\epsilon,EM}}{r_{EM}}\right)} \quad (3.14)$$

$$Q_{EM}(U_{EM}) = C_{EW}(U_{EM}) \cdot U_{EM} \quad (3.15)$$

Die Spannungs- und Ladungsänderung kann von einem Plattenkondensator aufgebracht werden, dessen Plattenabstand d_{PK} sich mit der Ziliarmuskelbewegung beziehungsweise mit der Kapselsackverschiebung ändert. Eine Platte ist elektrisch mit dem leitfähigen Fluid, die andere mit der zylinderförmigen Außenelektrode des Electrowettingmoduls verbunden. Die Summe der Ladungen Q_{K0} auf beiden Kondensatoren bleibt dabei stets konstant. Während sich bei einem Plattenabstand von Null die gesamte Ladung auf dem Plattenkondensator befindet und an beiden Kondensatoren die Spannung Null anliegt, erhöht sich beim Auseinanderziehen der Platten die Spannung und ein Teil der Ladung fließt in das Electrowettingmodul, um dort den Krümmungsradius und damit die Scheitelbrechkraft zu ändern. Der Plattenkondensator kann dabei aus zwei Ringen mit einem Innenradius von $r_{PK,i} = 3$ mm und einem Außenradius von $r_{PK,a} = 4,5$ mm bestehen. Der Plattenkondensator wird zwischen Iris und Electrowettingmodul in die Hinterkammer eingebracht (Abbildung 3.8(a)), wobei eine Platte über einen Ring im Sulcus ciliaris, die andere Platte am Electrowettingmodul im Kapselsack befestigt ist. Die Platte im Sulcus ciliaris dient als starres Widerlager und kann auch zur Abstützung der notwendigen Axialkräfte zur Auslenkung des Kapselsacks dienen (Abbildung 3.7(a)).

Die Kapazität des Plattenkondensators ergibt sich aus den Abmessungen und der Permitti-

vität des Füllmediums.

$$C_{PK} = \frac{Q_{PK}}{U_{PK}} = \epsilon_0 \cdot \epsilon_{r,PK} \cdot \overbrace{\frac{\pi \cdot (r_{PK,a}^2 - r_{PK,i}^2)}{d_{PK}}}^{A_{PK}} \quad (3.16)$$

Die notwendige Gesamtladung der beiden Kondensatoren ergibt sich aus der Bedingung, dass bei maximalem Plattenabstand unter Berücksichtigung des maximalen Ladungsflusses ins Electrowettingmodul die maximale Spannung herrscht.

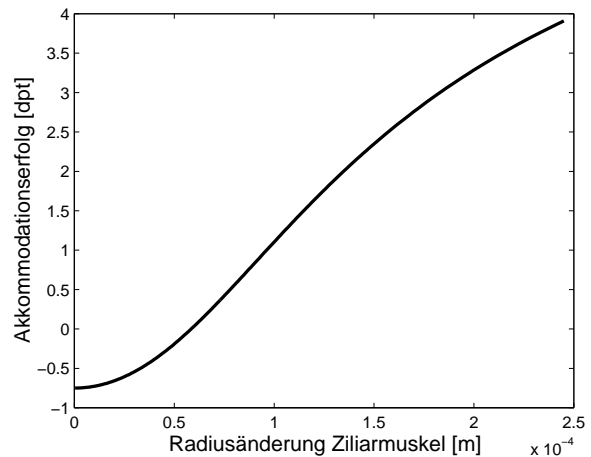
$$Q_{K0} = \frac{U_{EM,max}}{d_{PK,max}} \cdot \epsilon_0 \cdot \epsilon_{r,PK} \cdot A_{PK} + Q_{EM}(U_{EM,max}) \quad (3.17)$$

Der notwendige Plattenabstand in Abhängigkeit der gewünschten Spannung ergibt sich dann über die auf dem Plattenkondensator zu verbleibende Ladung.

$$d_{PK}(U_{EM}) = \frac{U_{EM}}{Q_{K0} - Q_{EM}(U_{EM})} \cdot \epsilon_0 \cdot \epsilon_{r,PK} \cdot A_{PK} \quad (3.18)$$

Durch Verwendung der obigen Gleichungen ist ein Zusammenhang zwischen Ziliarmuskelbewegung und Benetzungswinkeländerung hergestellt, welche wiederum in eine Scheitelbrechkraftänderung umgerechnet werden kann. Der Verlauf der Scheitelbrechkraftänderung entlang der Ziliarmuskelbewegung kann dabei durch die Mindestkapazität des Plattenkondensators, insbesondere durch die Permittivität verändert werden. Bei im Vergleich zum Electrowettingmodul geringer Mindestkapazität ist selbst bei einem geringen Plattenabstand die meiste Ladung im Electrowettingmodul, was zu großen Änderungsraten bei kleinen Plattenabständen führt, die Kurve verläuft degressiv. Bei einer großen Kapazität ändert sich die Spannung nahezu proportional zum Plattenabstand, dann überwiegt der quadratische Verlauf zwischen Spannung und dem Kosinus des Benetzungswinkels (Gleichung A.19), was zu einem progressiven Verlauf zwischen Ziliarmuskelradius und Scheitelbrechkraft führt. Wird der Plattenkondensator mit Methanol gefüllt ($\epsilon_{r,PK} = 32,6$), so ergibt sich ein nahezu linearer Verlauf (Abbildung 3.8(b)). Je dünner das Dielektrikum im Electrowettingmodul und je größer dessen Permittivität, desto geringer ist die erforderliche Spannung. Umso größer muss aber auch die Permittivität des Mediums im Plattenkondensator sein, um die erforderliche Ladung aufzubringen. Außerhalb der Platten muss das Volumen des Füllmediums von 7 mm^3 aufgenommen werden können. Zwischen den beiden Kondensatorplatten wirkt eine elektrostatische Kraft. Diese ist mit maximal $135 \mu\text{N}$ aber deutlich kleiner als die von den Federn aufgebrachte axiale Kraft. Eine erneute Optimierung des Federdreiecks zeigt, dass mit den Parametern $c_{FD} = 11 \text{ N/m}$, $l_{FD,0} = 430 \mu\text{m}$ und $h_{FD} = 360 \mu\text{m}$ die Kraft zwischen den Kondensatorplatten mitkompensiert wird und dadurch wieder ein linearer Verlauf zwischen Ziliarmuskelkontraktion und Kapselsackverschiebung erreicht wird.

Mit dem vorgestellten System steht erstmals ein Implantat zur Verfügung, welches die zuverlässige Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit ohne externen Energieeintrag ermöglicht. Zwar wird aufgrund von Stromfluss Energie in Wärme umgesetzt, es wird dadurch aber keine Ladung abgebaut. Ein Widerstand wirkt lediglich als Dämpfer, welcher mit



(a)

(b)

Abbildung 3.8: Aufbau des Plattenkondensators in der Hinterkammer und des Electrowettingmoduls im Kapselsack (a) sowie der erzielte Verlauf von Akkommodationserfolg über der Ziliarmuskelkontraktion bei methanolgefülltem Plattenkondensator (b).

mindestens 850Ω ohnehin notwendig ist, um die geforderte Zeitkonstante der Strecke einzuhalten. Alternativ können auch viskose Flüssigkeiten in den Kondensatoren zum Einsatz kommen. Lediglich die Leitfähigkeit des Dielektrikums im Electrowettingmodul und des Füllmediums im Plattenkondensator führt zu einem Ladungsverlust. Bei Verwendung von Stoffen sehr geringer Leitfähigkeit kann die dadurch erforderliche elektrische Leistung aber durch einen kontinuierlich wirkenden internen Wandler aufgebracht werden.

Eine postoperative Anpassung an den Patienten ist bei diesem System allerdings nur schwer möglich. Insbesondere bei sehr elastischen oder sehr steifen Zonulafasern besteht kaum die Möglichkeit einer nachträglichen Änderung der axialen Vorspannung. Lediglich die Verstärkung und damit die Akkommodationsamplitude kann durch die eingebrachte Gesamtladung flexibel vorgegeben werden. Ein weiterer Nachteil besteht in der Baugröße des Systems, welches schwer zu implantieren sein wird und eventuell eine Montage in der Hinterkammer notwendig macht. Durch die niedrige maximal auftretende Spannung von 21 V ist eine Patientengefährdung ausgeschlossen.

3.2 Augapfelrotation

Bei einem gesunden Menschen richten sich stets beide Augäpfel auf das Fixationsobjekt aus, durch die binokulare Betrachtung ergibt sich für den Menschen ein dreidimensionaler Eindruck. Gleichzeitig ist bei bekannter Stellung beider Augen die Lage des Fixationsobjektes eindeutig definiert. Aus der Stellung der Augäpfel kann deshalb auf den Akkommodations-

bedarf geschlossen werden. Im folgenden Abschnitt wird Signalquelle (2) aus Abbildung 2.4 genauer untersucht, und es werden Messsysteme zu deren Nutzung entwickelt.

3.2.1 Modifiziertes Modell der Signalquelle

Das Modell für die Augenbewegung lässt sich aufteilen in ein kinematisches Modell, welches rein statisch die ideale dreidimensionale Orientierung der Augäpfel beschreibt und ein regelungstechnisches Modell, welches die Dynamik, die Kopplung mit der Akkommodation und statische Abweichungen beschreibt.

Kinematisches Modell

Jedes Auge wird durch seine sechs Augenmuskeln bewegt. Weil die Translationen mit maximal $100\ \mu\text{m}$ sehr klein sind [Ber00], kann die Augenbewegung auch als reine Rotation um den mechanischen Augendrehpunkt modelliert werden. Ausgehend von einer Referenzrichtung, welche mit dem Blick geradeaus ins Unendliche definiert wird, kann die Orientierung jedes Auges mit drei Rotationswinkeln beschrieben werden. In Helmholtzwinkeln beschreibt der Nickwinkel $\phi_{L/R}$ eine Drehung um die interokulare Achse, der Gierwinkel $\theta_{L/R}$ die Drehung um die mitgedrehte vertikale Achse und der Rollwinkel $\psi_{L/R}$ die Drehung um die abermals mitgedrehte Fixierlinie. Durch eine Transformation in die Differenz und das arithmetische Mittel der jeweiligen Winkel des rechten und linken Auges ergeben sich die Hering-Koordinaten:

$$\theta = \frac{\theta_R + \theta_L}{2} \qquad v = \theta_R - \theta_L \qquad (3.19)$$

$$\phi = \frac{\phi_R + \phi_L}{2} \qquad \Delta\phi = \phi_R - \phi_L \qquad (3.20)$$

$$\psi = \frac{\psi_R + \psi_L}{2} \qquad \Delta\psi = \psi_R - \psi_L \qquad (3.21)$$

Bei einem gesunden Menschen ist die Differenz der Nickwinkel unter 1° [SMS94], was zu sich schneidenden Fixierlinien führt. Da die Rollwinkel die Lage der Fixierlinien nicht beeinflussen, ist die Lage des Fixationsobjektes durch die Angabe des Vergenzwinkels v , des Versionswinkels θ und des Nickwinkels ϕ eindeutig festgelegt (Abbildung 3.9(a)).

Die Orientierung der Augäpfel kann auch mit Hilfe von Drehvektoren beschrieben werden. Die Richtung des lagebeschreibenden Drehvektors gibt an, um welche Achse gedreht wird, die Vektorlänge entspricht dem Tangens des halben Drehwinkels. Die Zuordnung zwischen Fixationsobjekt und Drehvektor ist aber aufgrund der möglichen Drehung um die Fixierlinie nicht eindeutig. In [Kli05] wurde ein Modell entwickelt, welches jedem Fixationspunkt einen Drehvektor für jedes Auge zuordnet. Als zusätzliche Bedingung wird formuliert, dass sich die Drehvektoren in einer Ebene befinden müssen, welche durch den Vergenzwinkel definiert ist. Diese listingschen Ebenen sind dabei stets so angeordnet, dass sich ihre Normalenvektoren $\mathbf{n}_{i,L}$ und $\mathbf{n}_{i,R}$ auf der x-Achse schneiden. Die Berechnung des lagebeschreibenden Drehvektors \mathbf{r}_{rot} von der Referenzorientierung $\mathbf{d}_{f,0} = (1\ 0\ 0)^T$ in die Richtung des normierten

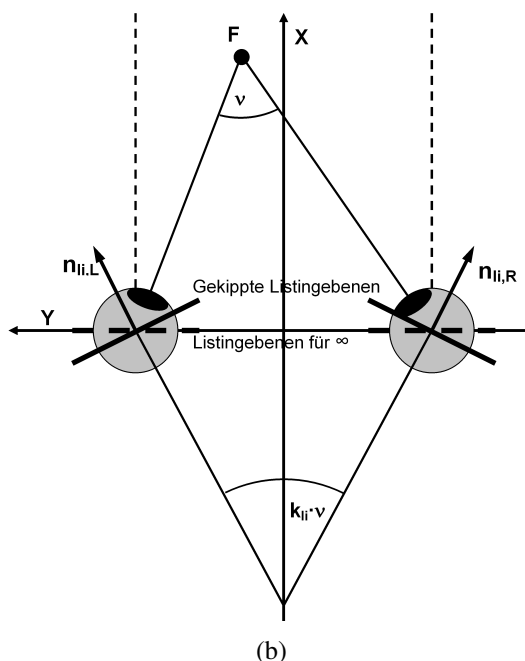


Abbildung 3.9: Beschreibung des Fixationspunktes im kartesischen Koordinatensystem und mit drei Heringkoordinaten v , θ und ϕ bezüglich der beiden mechanischen Augendrehpunkte R und L (a) sowie die Orientierung der listingschen Ebenen in Grundstellung (- -) und bei Betrachtung eines Objektes F (-) (b).

Richtungsvektors der Fixierlinie $\mathbf{d}_{f,L/R}$ findet wie folgt am Beispiel des rechten Auges statt ¹:

$$\mathbf{n}_{li} = \begin{pmatrix} \cos(k_{li} \cdot \frac{v}{2}) \\ \sin(k_{li} \cdot \frac{v}{2}) \\ 0 \end{pmatrix} \quad (3.22)$$

$$\mathbf{r}_{rot1} = (\mathbf{d}_f - \mathbf{d}_{f,0}) \times \mathbf{n}_{li} \quad (3.23)$$

$$\varphi_{rot} = \arccos \left(\frac{(\mathbf{r}_{rot1} \times \mathbf{d}_{f,0}) * (\mathbf{r}_{rot1} \times \mathbf{d}_f)}{\|\mathbf{r}_{rot1} \times \mathbf{d}_{f,0}\|^2} \right) \cdot \text{signum}((\mathbf{d}_{f,0} \times \mathbf{d}_f) * \mathbf{r}_{rot1}) \quad (3.24)$$

$$\mathbf{r}_{rot} = \frac{\tan(\frac{\varphi_{rot}}{2})}{\|\mathbf{r}_{rot1}\|} \cdot \mathbf{r}_{rot1} \quad (3.25)$$

Dadurch ist die dreidimensionale Orientierung der Augäpfel eindeutig festgelegt. Der für den Winkel zwischen den listingschen Ebenen relevante Faktor k_{li} beträgt ungefähr 0,5, weil genau dann der Zyklologenzwinkel $\Delta\psi$ (Formel 3.21) stets Null beträgt und der Aufwand beim Suchen korrespondierender Netzhautstellen minimiert ist.

¹Für die Funktion $\text{signum}(x)$ gilt: -1 für negatives Argument, sonst $+1$

Regelungstechnisches Modell

Weil mit einem Künstlichen Akkommodationssystem unter Verwendung der Augenbewegung eine weitere Verbindung zum Akkommodationsregelkreis besteht, muss die regelungstechnische Modellbildung beide Kreise umfassen [KB08]. Bisher existieren lediglich Modelle des Vergenzregelkreises allein [HSC86] oder der gekoppelten Kreise unter Vernachlässigung der Totzeiten [Hun92]. Ein neues Modell, welches statische und dynamische Eigenschaften von Akkommodation und Vergenz, deren Kopplung und den Einfluss des Probandenalters berücksichtigt, wird im Folgenden erstmals hergeleitet. Die Modellbildung der Blickwechsel (Sakkaden) erfolgt aufgrund der linear angenommenen gemeinsamen Regelstrecke als einzige Kopplung zwischen den Sakkaden und der Vergenz im Anschluss separat.

Das statische Verhalten der Vergenzbewegung weist zahlreiche Parallelen zur Akkommodation auf. Die tonische Vergenz² als Ruhelage beträgt etwa 0,6 MA [FCTS88]. Das Totzenglied ist mit etwa 5' ($\cong 0,02$ MA) sehr klein und die Steigung der linearen Kennlinie mit 0,98 sehr nahe an der Identität [SS75]. Die Vergenzbewegung funktioniert beim Menschen dadurch viel genauer als die Akkommodation. Zwar ist auch der Vergenzwinkel neuronal und anatomisch begrenzt, im interessanten Bereich und ohne künstliche optische Eingriffe wie durch Prismen ist diese Beschränkung jedoch nicht relevant. Die Interaktion mit der Akkommodation kann mit Hilfe von zwei Parametern beschrieben werden: Die akkommodative Vergenz als Einfluss der Akkommodation auf die Vergenz und die vergente Akkommodation als umgekehrten Einfluss (Abbildung 2.2). Beide äußerlich messbaren Verhältnisse ändern sich mit dem Alter [BAB95]. Sie können gemessen werden, indem jeweils in einem Teil der gekoppelten Regelkreise der Regelabgleich verhindert wird. Die vergente Akkommodation fällt mit dem Alter immer kleiner aus, bis sie mit dem Eintritt der Presbyopie ganz ausbleibt. Die Abnahme wird auf die reduzierte Akkommodationsamplitude zurückgeführt. Die auf den Stimulus bezogene akkommodative Vergenz fällt ebenfalls mit dem Alter leicht ab, bleibt aber auch bei Presbyopie erhalten [CRC97].

Die dynamischen Eigenschaften der Vergenzbewegung können mit einer Totzeit von 200 ms [RNSH06] und einer Zeitkonstante von ebenfalls 200 ms beschrieben werden. Die Vergenzbewegung ist daher nicht nur genauer, sondern auch etwas schneller als die Akkommodation. Die Totzeiten der interagierenden Komponenten entsprechen jeweils nahezu der Zielkomponente. Die Totzeit der akkommodativen Vergenz entspricht also jener der Vergenz und umgekehrt [HCS01a]. Die Zeitkonstante der vergenten Akkommodation ist wesentlich kleiner als die der akkommodativen Vergenz.

Aufgrund der dynamischen Eigenschaften der interagierenden Komponenten wurde die Struktur des zu modellierenden Regelkreises gegenüber jener in Abbildung 2.2 modifiziert. Durch eine Transformation kann erreicht werden, dass die Ein- und Ausgänge der interagierenden Komponenten jeweils vor dem Vergenz- und Akkommodationsregler liegen (Abbildung 3.10). Dann ist in den interagierenden Komponenten keine Anpassung der Totzeiten notwendig. Des Weiteren kann der dynamische Teil der Strecke mit jenem der Regler zusammengefasst werden. Der nichtlineare Anteil der Strecke der Akkommodation wird hier wesentlich einfacher mit einer nichtlinearen Sättigungskennlinie $\text{satw}_A(x)$ mit Begrenzung auf

²Die Einheit MA („meter angle“) für Vergenz entspricht beim Blick geradeaus dem Kehrwert der Objektdistanz. Die Zahlenwerte für Akkommodation und Vergenz sind im binokularen Fall dann gleich groß.

die altersabhängige Akkommodationsamplitude und dem Offset der Eingangsgröße in Höhe der tonischen Akkommodation modelliert. Bei einem Akkommodationsbedarf außerhalb der Akkommodationsamplitude ist die Regelabweichung sehr groß, die Stellgröße der akkommodativen Vergenz ist viel höher als sie in Wirklichkeit beobachtet werden kann. Deshalb ist an dieser Stelle ein degressives nichtlineares Glied $f_{AV}(x)$ erforderlich, welches innerhalb der Akkommodationsamplitude eine höhere Verstärkung aufweist als außerhalb. Es ergibt sich aus der Bedingung, dass im stationären Fall nach der Nichtlinearität bis auf die Schärfentiefe der Akkommodationsbedarf anliegt:

$$f_{AV}(x) = \left(\frac{1}{m_A} - 1 \right) \cdot \left(x + \text{satw}_A \left(\frac{m_A}{1 - m_A} \cdot x \right) \right) \quad (3.26)$$

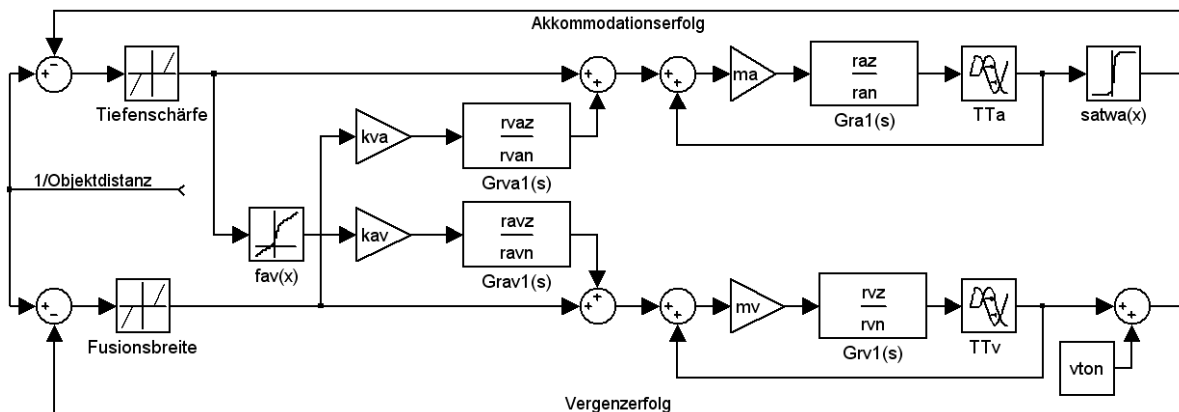


Abbildung 3.10: Neues Modell der gekoppelten geschlossenen Regelkreise von Akkommodation und Vergenz.

Aufgrund der hohen notwendigen Verstärkung im Vergenzregelkreis und der Totzeit ist eine adäquate Modellierung des Regelkreises ohne eine reglerinterne Rückführung der Totzeit kaum möglich. Die Reglerstruktur ist deshalb bei Akkommodation und Vergenz identisch. Aufgrund der interagierenden Komponenten ist die Einstellung der Reglerparameter durch direkte Übernahme der Zeitkonstanten in die Verzögerung des Reglers nicht mehr möglich. Die Reglerstruktur wird deshalb zu einem Übertragungsglied der dritten Ordnung erweitert, um mehr Freiheitsgrade zu erhalten. Die Übertragungsfunktionen der interagierenden Glieder sind hier erster Ordnung. Durch eine Parameteroptimierung zur Minimierung des Unterschieds zwischen dem erreichten Frequenzgang und dem aus dem gewünschten Übertragungsverhalten abgeleiteten Frequenzgang konnten die vorgegebenen dynamischen Parameter nahezu exakt eingehalten werden (Anhang A.6). Das Übertragungsverhalten im komplett geschlossenen Kreis wurde dabei stärker gewichtet als jenes bei einseitig geöffnetem Kreis. Die voreingestellten Werte der Parameter (teilweise abhängig vom Alter $t_{p,j}$) für das Modell sind in Tabelle 3.2 zusammengefasst. Simulationen mit anderen Werten, beispielsweise mit den individuellen Parametern eines Patienten, sind mit diesem Modell ebenso möglich. Die Simulationsergebnisse sind in Abbildung 3.11 dargestellt. Beim statischen Einstellfehler ist zu sehen, dass die Vergenzbewegung viel genauer ist als die Akkommodation. Im Bereich der

Beschreibung	Wert Akkommodation	Wert Vergenz
Tonische Lage	$A_{ton} = 4,1 \text{ dpt} - 0,075 \text{ dpt/a} \cdot t_{P,J}$ $0 \text{ dpt} \leq A_{ton} \leq 3 \text{ dpt}$	$V_{ton} = 0,6 \text{ MA}$
Totzone	$A_{ST} = 0,6 \text{ dpt}$	$V_{FB} = 0,02 \text{ MA}$
Max. Steigung	$m_A = 0,88$	$m_V = 0,98$
Begrenzung	$A_{min} = 0 \text{ dpt}, A_{max} = 15 \text{ dpt} - 0,275 \text{ dpt/a} \cdot t_{P,J}, 0 \text{ dpt} \leq A_{max} \leq 11 \text{ dpt}$	
Steig. Interaktion	$m_{VA} = 0,7 \text{ dpt/MA}$	$m_{AV} = 0,72 \text{ MA/dpt} - 0,006 \text{ MA/dpt} \cdot t_{P,J}$
Totzeit	$t_{T,A} = 350 \text{ ms}$	$t_{T,V} = 200 \text{ ms}$
Verzögerung	$\tau_A = 200 \text{ ms}$	$\tau_V = 200 \text{ ms}$
Interag. Verzög.	$\tau_{VA} = 300 \text{ ms}$	$\tau_{AV} = 500 \text{ ms}$

Tabelle 3.2: Standardmäßig vorgegebene Parameter für das Modell des gemeinsamen Regelkreises von Akkommodation und Vergenz

Schärfentiefe um die tonische Akkommodation wird der Einfluss der vergenteten Akkommodation deutlich. Der Einstellfehler der Akkommodation wächst in diesem Bereich langsamer als bei monokularer Betrachtung. Bei der Sprungantwort ist erkennbar, dass das gewünschte Modellverhalten, bestehend aus Totzeit und Zeitkonstante jeweils sehr genau erreicht werden konnte.

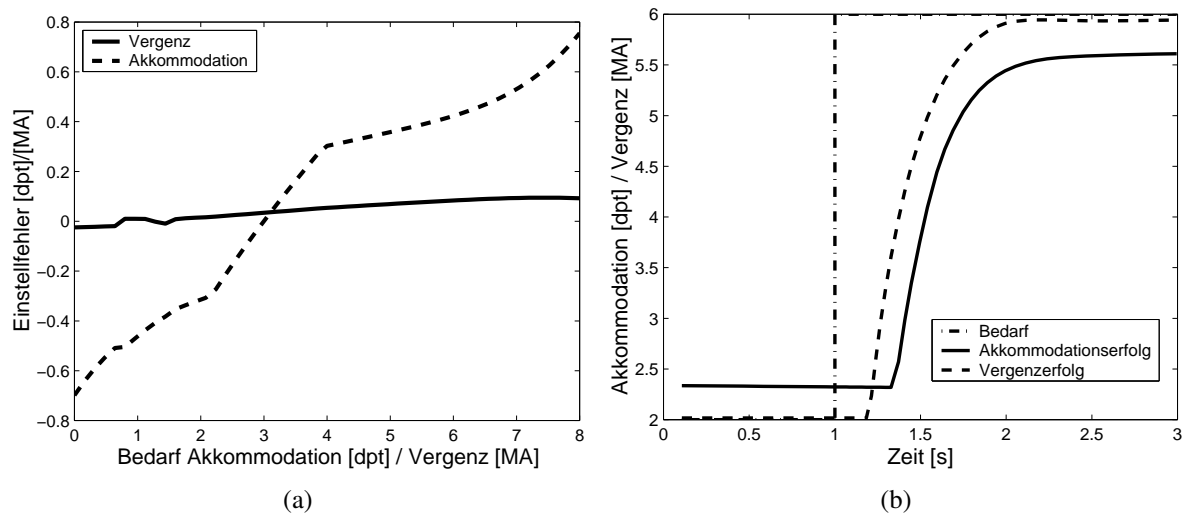


Abbildung 3.11: Simulation des statischen Einstellfehlers von Akkommodation und Vergenz bei einem 25-Jährigen (a) sowie die Antwort auf eine sprunghafte Bedarfsänderung bei $t = 1 \text{ s}$ (b).

Parallele Augenbewegungen (Versions- und Nickbewegungen) zur Blicksteuerung können in drei Klassen eingeteilt werden [JRV00]. Sich langsam bewegende Objekte können von den Augen direkt verfolgt werden. Bei schnellen Objekten oder bei einem Blickwechsel ist eine Sakkade notwendig. Die dritte Bewegungsart stellt die Kompensation von Kopfbewegungen

dar. Während der Fixation kommen Mikrobewegungen von maximal $10'$ hinzu, welche eine Rezeptorer müdung bei konstantem Bild umgehen. Die Sakkaden werden mit schnellen Rotationsbewegungen von bis zu $1000^\circ/s$ durchgeführt und vom Gehirn ab 100ms vor dem Beginn geplant. Bis 30ms vor dem geplanten Sakkadenbeginn kann sie noch abgebrochen werden. Die Gesamtdauer einer Sakkade beträgt $21\text{ms} + 2,2\text{ms}/^\circ$. Kurz vor und während einer Sakkade ist die visuelle Wahrnehmung stark eingeschränkt.

In [Rob73] ist die Möglichkeit eines regelungstechnischen Modells der Sakkadenbewegungen beschrieben. Eine wichtige Komponente des Modells stellt die Tatsache dar, dass eine Sakkadenbewegung erst 200ms nach Beendigung der letzten Sakkade erfolgen kann. Soll nach Ablauf dieser Frist eine Sakkade erfolgen, so wird für die Sakkadenlänge ein Puls der Sakkadendauer mit der Fläche der Sakkadenamplitude erzeugt. Der Rechteckpuls wird über einen Integrator in eine Rampe umgewandelt und über ein Verzögerungsglied mit einer Zeitkonstante von 7ms in eine Augenbewegung umgesetzt. Die Strecke ist zwar als Glied zweiter Ordnung modelliert, die größere Zeitkonstante mit 150ms wurde aber zuvor kompensiert. Weil die Sakkadenbewegung gesteuert wird, genügt für das Modell der Augenbewegung die Berücksichtigung der Zeitfrist, der Rampe und der Verzögerung erster Ordnung.

Mit dem beschriebenen Modell ist es erstmals gelungen, das statische und dynamische Verhalten der gekoppelten Regelkreise von Vergenz und Akkommodation vollständig darzustellen. In Verbindung mit dem kinematischen Modell und dem dynamischen Modell der Sakkadenbewegung ist eine umfassende Beschreibung der Augenbewegung möglich.

3.2.2 Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfs

Auf Basis der in Abschnitt 3.2.1 vorgestellten Modelle wird nun ein Verfahren hergeleitet, mit welchem der Akkommodationsbedarf aus der Augenbewegung möglichst genau rekonstruiert werden kann. Weil der Nickwinkel bei konstantem Vergenz- und Versionswinkel keinerlei Einfluss auf den Akkommodationsbedarf hat, kann die Berechnung in einem um die y -Achse gedrehten $x'y$ -Koordinatensystem durchgeführt werden, bei dem beide Achsen und die Fixierlinien in einer Ebene liegen. Die Koordinaten des Fixationspunktes betragen in Abhängigkeit des Abstandes b der mechanischen Augendrehpunkte und der Heringkoordinaten [Kli05]:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y \end{pmatrix} = \frac{b}{2 \cdot \sin(\nu)} \cdot \begin{pmatrix} \cos(2\theta) + \cos(\nu) \\ \sin(2\theta) \end{pmatrix} \quad (3.27)$$

Dabei wurde die Fixationsdisparität (Abbildung 3.11(a)), der Unterschied zwischen Vergenzbedarf und Vergenzerfolg, vernachlässigt. Unter Berücksichtigung des Koordinatenursprungs in der Mitte zwischen den mechanischen Augendrehpunkten lässt sich der Verbindungsvektor zwischen dem linken Drehpunkt und dem Fixationsobjekt aufstellen.

$$\mathbf{d}_{\text{LF}} = \frac{b}{2 \cdot \sin(\nu)} \cdot \begin{pmatrix} \cos(2\theta) + \cos(\nu) \\ \sin(2\theta) - \sin(\nu) \end{pmatrix} \quad (3.28)$$

Mit der euklidischen Norm des Vektors kann bereits der Akkommodationsbedarf des linken Auges bestimmt werden (Anhang A.9.1). Der für den Akkommodationsbedarf relevante Objektabstand bezieht sich aber auf den Hornhautscheitel. Deshalb muss von der Norm des

Vektors der Abstand $d_{MH} = 13,5 \text{ mm}$ subtrahiert und der Winkel χ zwischen der Fixierlinie und der optischen Achse berücksichtigt werden. Der Akkommodationsbedarf des rechten Auges ergibt sich durch eine Spiegelung an der x' -Achse oder durch Vorzeichenwechsel des Versionswinkels.

$$A_{b,L} = \frac{1}{\|\mathbf{d}_{LF}\| \cdot \cos(\chi) - d_{MH}} = \frac{1}{\frac{b \cdot \cos(\frac{\nu}{2} + \theta)}{\sin(\nu)} \cdot \cos(\chi) - d_{MH}} \quad (3.29)$$

$$A_{b,R} = \frac{1}{\|\mathbf{d}_{RF}\| \cdot \cos(\chi) - d_{MH}} = \frac{1}{\frac{b \cdot \cos(\frac{\nu}{2} - \theta)}{\sin(\nu)} \cdot \cos(\chi) - d_{MH}} \quad (3.30)$$

Für die dynamische Rekonstruktion können im Modell in Abbildung 3.10 der Akkommodationsregler und das Sättigungsglied entfernt werden. Statt dessen stellt das Künstliche Akkommodationssystem zwischen dem Vergenzerfolg und dem Akkommodationserfolg eine Verbindung her. Der Akkommodationserfolg hat dann über die akkommodative Vergenz eine Rückkopplung in den Vergenzregelkreis. Unter der Annahme, dass eine exakte Rekonstruktion möglich ist, beträgt die akkommodative Vergenz stets Null, der Vergenzregelkreis kann in diesem Fall separat betrachtet werden. Unter Berücksichtigung der Totzone und der Steigung der Reiz-Antwort-Kurve ergibt sich eine berechnete nichtlineare statische Zuordnungskennlinie, welche eine Fallunterscheidung notwendig macht. Dadurch wird die Fixationsdisparität vollständig kompensiert.

$$A_e = 1 \text{ dpt/MA} \cdot \begin{cases} V_{ton} - \frac{V_{FB}}{2} + \frac{V_e - V_{ton}}{m_V} & V_e < V_{ton} \\ V_{ton} + \frac{V_{FB}}{2} + \frac{V_e - V_{ton}}{m_V} & V_e \geq V_{ton} \end{cases} \quad (3.31)$$

Um aus dem Vergenzerfolg möglichst schnell auf den Vergenz- und Akkommodationsbedarf zu schließen, kann die Zeitkonstante des geschlossenen Vergenzregelkreises als inverses Glied eingefügt werden. Dann bleibt als einzige Verzögerung die Totzeit von 200 ms, welche nicht invertiert werden kann (Abbildung 3.12). Es ist deshalb möglich, ein auf der Augenbewegung basierendes Implantat zu bauen, welches wesentlich schneller reagiert als das natürliche Akkommodationssystem. Aufgrund der ohnehin schnellen Vergenzbewegung und der Rauschverstärkung eines Differenzierers wird auf die Inversion der Zeitkonstante verzichtet. Die Verstärkung des Messrauschens entspricht im Allgemeinen genau der Übertragungsfunktion des Implantats, weil bei Abweichungen kleiner der halben Schärfentiefe der Akkommodationsregelkreis nicht reagiert. Erst bei Abweichungen, welche über die geforderte Akkommodationsgenauigkeit der halben Schärfentiefe hinausgehen, ist mit einer Störungsrückkopplung zu rechnen.

Die Auswirkung des Implantats auf die Vergenzbewegung kann aufgrund der großen Reglerverstärkung als klein bezeichnet werden. Dennoch kann eine kleine Vergrößerung der Fixationsdisparität registriert werden, weil bei exakt eingestelltem Akkommodationserfolg keine Regelabweichung bleibt, und dadurch die akkommodative Vergenz keinen Beitrag mehr leistet. Die Ausregelung von statischen Fehlern im Akkommodationserfolg ist sehr gering, weil Abweichungen erst ab der halben Schärfentiefe und darüber hinaus nur zu 0,7 % kompensiert werden. Zwar könnte das Gehirn lernen, über eine zusätzliche Stellbewegung der Vergenz

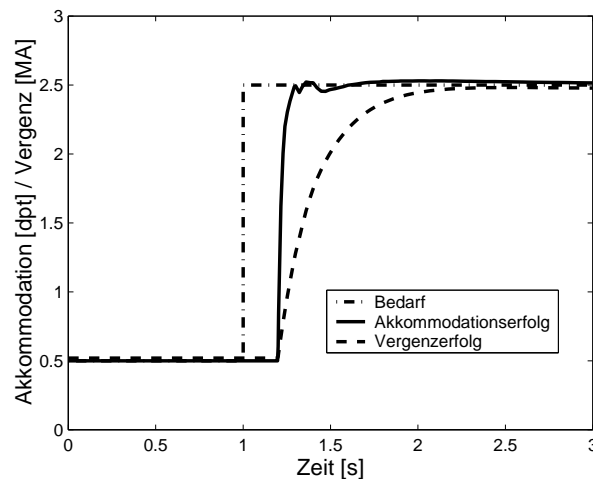


Abbildung 3.12: Antwort von Vergenz und des Künstlichen Akkommodationssystems auf eine sprunghafte Bedarfsänderung bei $t = 1$ s.

aktiv eine Fokussierung vorzunehmen. Eine solche Anpassung wird aber bereits nach kleinen Stellbewegungen zu Doppelbildern führen und ist deshalb weder wahrscheinlich noch erwünscht.

Die Rekonstruktion von Sakkaden ist zwar theoretisch über die Inversion der kleinen Zeitkonstante und die Abschätzung der Sakkadenamplitude anhand der mit der Amplitude zunehmenden Drehgeschwindigkeit möglich. Eine solche Rekonstruktion ist aber vage und aufgrund der sehr schnellen Sakkadenbewegung und dem geringen Einfluss auf den Akkommodationsbedarf auch nicht notwendig, sie wird deshalb hier nicht weiter behandelt.

3.2.3 Messung der Augenbewegung

Neues Verfahren zur Nutzung eines internen Wechsellmagnetfeldes

Wird im Implantat eines Auges ein Magnetfeld erzeugt, so kann es im Implantat des anderen Auges mit einem Magnetfeldsensor gemessen werden (Abbildung 3.13(a)). Bei der Augenbewegung ändern sich sowohl Lage als auch Orientierung des Magnetfeldsensors bezüglich des magnetfelderzeugenden Systems im anderen Auge. Durch eine Messung in einem Auge des sich ändernden Magnetfeldes des jeweils anderen Implantats kann auf die Augenbewegung und den Akkommodationsbedarf rückgeschlossen werden. Wechsellmagnetfelder sind zwar industrieller Standard und werden auch zur kontaktlosen Energieübertragung in der Medizintechnik eingesetzt, die Verwendung zur intraokularen Messung der Augenbewegung wurde bisher aber nicht diskutiert

Die Erzeugung eines Wechsellmagnetfeldes kann über eine mit Wechselstrom durchflossene Spule erfolgen. Das erzeugte Magnetfeld sollte dabei möglichst groß und der thermische Energieumsatz möglichst gering sein. Wird die Spule um die Optik angeordnet, ergibt sich eine große Spulenfläche, was sich positiv auf das messbare Magnetfeld auswirkt. Für einen geringen thermischen Energieumsatz bei vorgegebener Feldstärke muss der Leiterquerschnitt

möglichst groß sein. Um für andere Komponenten noch Volumen zur Verfügung stellen zu können, wird die axiale Länge der Spule auf 3 mm, der mittlere Radius auf 3,5 mm und die radiale Dicke auf 1,5 mm festgelegt. Bei einem Anteil an Isolationslack von 30 % ergibt sich ein Gesamtleiterquerschnitt von $3,2 \text{ mm}^2$ für eine Spulenhälfte. Sowohl für das erzeugte Magnetfeld als auch für den thermischen Energieumsatz hat die Anzahl der Windungen, in die der Gesamtquerschnitt aufgeteilt wird, keinen Einfluss. Im Folgenden wird dennoch von einer Spule ausgegangen, welche 400 Windungen und einen Drahtdurchmesser $100 \mu\text{m}$ hat. Der für den thermischen Umsatz maßgebliche ohmsche Widerstand der Spule beträgt bei Verwendung von Kupfer 20Ω . Wird der durchschnittliche Energieumsatz auf 1 mW begrenzt, so beträgt der Effektivwert der Stromstärke bei einem Betriebsanteil von 50 % maximal 10 mA.

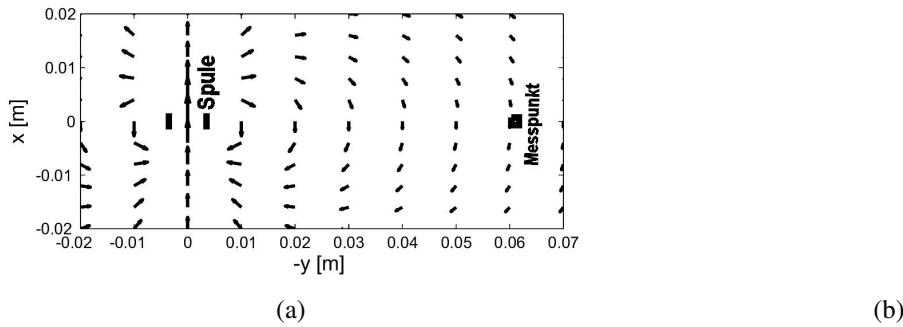


Abbildung 3.13: Feldlinien einer Spule im linken Auge mit Messpunkt im rechten Auge (a) sowie die Vektorkette und die Drehvektoren zwischen der Spule im linken und dem Messpunkt im rechten Auge (b).

Zur Berechnung der Feldstärke innerhalb von langen schlanken Spulen sind geschlossene Formeln bekannt, für Punkte weit außerhalb einer Spule, die kürzer ist als ihr Durchmesser, existieren solche Formeln nicht. Mit Hilfe des Gesetzes von Biot-Savart kann die Feldstärke \mathbf{H}_{Sp} eines stromdurchflossenen Drahtstückes an jedem beliebigen Messpunkt $(x_{MP} \ y_{MP} \ z_{MP})^T$ bestimmt werden [Mes04]. Eine Integration entlang des Spulenumfangs und der Spulenchse ergibt den Magnetfeldvektor in Abhängigkeit der Messpunktkoordinaten. Die Spulenchse entspricht dabei der x_{Sp} -Achse, der Symmetriepunkt liegt im Koordinatenursprung.

$$\mathbf{H}_{Sp} = \frac{I_{Sp} \cdot n_{Sp} \cdot r_{Sp}}{4\pi \cdot l_{Sp}} \int_{-\frac{l_{Sp}}{2}}^{\frac{l_{Sp}}{2}} \int_0^{2\pi} \frac{\begin{pmatrix} r_{Sp} - y_{MP} \cdot \cos(\varphi) - z_{MP} \cdot \sin(\varphi) \\ (x_{MP} - x_{Sp}) \cdot \cos(\varphi) \\ (x_{MP} - x_{Sp}) \cdot \sin(\varphi) \end{pmatrix}}{\left((x_{MP} - x_{Sp})^2 + (y_{MP} - r_{Sp} \cdot \cos(\varphi))^2 + (z_{MP} - r_{Sp} \cdot \sin(\varphi))^2 \right)^{\frac{3}{2}}} d\varphi dx_{Sp} \quad (3.32)$$

Die Berechnung der Lage und Orientierung bezüglich der Spule erfolgt in mehreren Schritten. Zunächst muss berücksichtigt werden, dass sich die Augen entsprechend der Fixierlinie ausrichten, das Implantat aber bezüglich der optischen Achse ausgerichtet ist. Die optische

Achse und Fixierlinie schneiden sich in Pupillenmitte und damit näherungsweise in Implantatmitte. Die Koordinatentransformation vom System, welches am Implantat und damit an der optischen Achse ausgerichtet ist, in jenes, welches an der Fixierlinie ausgerichtet ist, kann deshalb mit einer Drehung mit dem Drehvektor $\mathbf{r}_{\text{OAF,L/R}} = (0 \ 0 \ \pm \tan(\frac{\alpha}{2}))^T$ erfolgen. Zur Berechnung der Lage des rechten Messpunktes bezüglich der linken Spule werden außerdem der Vektor $\mathbf{d}_{\text{MP,R}}$ von der Implantatmitte zum Messpunkt, der Vektor $\mathbf{d}_{\text{I,L/R}}$ vom Augendrehpunkt zur Implantatmitte, der Verbindungsvektor \mathbf{d}_{LR} zwischen den Drehpunkten sowie die fixationspunktabhängigen Drehvektoren der beiden Augen benötigt (Abbildung 3.13(b)):

$$\mathbf{d}_{\text{MPR,SpL}} = \left(\left((\mathbf{d}_{\text{MP,R}} \otimes \mathbf{r}_{\text{OAF,R}} + \mathbf{d}_{\text{I,R}}) \otimes \mathbf{r}_{\text{rot,R}} + \mathbf{d}_{\text{LR}} \right) \otimes (-\mathbf{r}_{\text{rot,L}}) - \mathbf{d}_{\text{I,L}} \right) \otimes (-\mathbf{r}_{\text{OAF,L}}) \quad (3.33)$$

Der Operator \otimes bedeutet dabei, dass der vor dem Operator stehende Vektor um den nach dem Operator stehenden Vektor gedreht wird, was nach folgender Formel berechnet werden kann [Kli05]:

$$\mathbf{d}_2 = \mathbf{d}_1 \otimes \mathbf{r} = \mathbf{d}_1 + \frac{2}{1 + \|\mathbf{r}\|^2} \cdot ((\mathbf{r} \times \mathbf{d}_1) + \mathbf{r} \times (\mathbf{r} \times \mathbf{d}_1)) \quad (3.34)$$

Für die Orientierung des berechneten Magnetfeldes im implantatfesten Koordinatensystem des rechten Auges müssen nur noch die Drehvektoren berücksichtigt werden. Aufgrund der inversen Transformationsrichtung müssen alle Drehungen negiert werden:

$$\mathbf{H}_{\text{MP,R}} = \mathbf{H}_{\text{Sp}} \otimes (\mathbf{r}_{\text{OAF,L}} \circ \mathbf{r}_{\text{rot,L}} \circ (-\mathbf{r}_{\text{rot,R}}) \circ (-\mathbf{r}_{\text{OAF,R}})) \quad (3.35)$$

Hier können alle Drehungen über eine Verkettung \circ zu einer Transformation kombiniert werden. Zwei Drehvektoren können folgendermaßen verkettet werden:

$$\mathbf{r}_2 \circ \mathbf{r}_1 = \frac{\mathbf{r}_2 + \mathbf{r}_1 + \mathbf{r}_2 \times \mathbf{r}_1}{1 - \mathbf{r}_2 * \mathbf{r}_1} \quad (3.36)$$

Die Verkettung bedeutet, dass in einem raumfesten Koordinatensystem zuerst um \mathbf{r}_1 und dann um \mathbf{r}_2 gedreht wird. Ebenso kann wie oben verwendet eine Drehung in umgekehrter Reihenfolge um körperfeste Achsen verkettet werden, was auch als Drehung des Koordinatensystems interpretiert werden kann.

Dadurch können für jeden beliebigen Fixationspunkt die Magnetfeldvektoren bezüglich des an der optischen Achse ausgerichteten Implantats untersucht werden. Eine nasale Position des Messpunktes innerhalb des Kapselsacks erfährt im Durchschnitt das stärkste Magnetfeld und wird deshalb im Weiteren verwendet. In der Referenzorientierung der Augen liegen an beiden Messpunkten nach Formel 3.32 42 mA/m an. Bei der Augenbewegung ändert sich über die Drehung des Auges mit dem Messpunkt hauptsächlich die Orientierung des Magnetfeldes bezüglich des Sensors, bei einer Drehung des anderen Auges ändern sich sowohl die Größe als auch die Orientierung. Es besteht daher theoretisch die Möglichkeit, in jedem Auge jeweils Informationen über beide Augen zu erhalten. Die Approximation der Zuordnungsfunktion über ein Polynom zeigt aber, dass unter ausschließlicher Verwendung von Größen des eigenen Messpunktes der Akkommodationsbedarf des jeweiligen Auges nicht genau genug approximiert werden kann. Obwohl sich die Messgrößen in einem Auge mit der Orientierung beider Augen ändern, ist der Informationsgehalt zur Bestimmung des Akkommodationsbedarfs zu

gen, welche die Standardabweichung um Faktor 20 verringert, muss mit mindestens 2,4 MHz abgetastet werden. Zwar gibt es Sensoren, welche eine solch hohe Frequenz zulassen, die umgesetzte Energie im Sensor und den signalverarbeitenden Komponenten ist aber recht hoch, weil ein Betrieb mit kurzen Messpulsen nicht möglich ist.

Die Störempfindlichkeit des Systems ist trotz der geringen Feldstärken gering, weil das Umweltrauschen nochmals etwa zwei Größenordnungen darunter liegt [MG86] und der Frequenzabstand zu technischen Frequenzen mit hauptsächlich 50 Hz groß genug ist.

Die Masse des Systems ist deutlich größer als die der natürlichen Linse. Alleine die Kupferspule trägt mit 0,6 g zur Gesamtmasse bei und hat damit mehr Masse als die natürliche Linse. Die Befestigungsstruktur des Implantats muss deshalb sehr stabil ausgeführt sein, um ein Absinken des Implantats infolge der Gewichtskraft zu verhindern. Nach Abschluss der Kapselsackfibrose ist diese Gefahr nicht mehr gegeben. Weil die Messwerte aus beiden Implantaten zur Bestimmung des Akkommodationsbedarfs notwendig sind, müssen zum vollständigen Betrieb beide Augen mit einem Implantat versorgt sein. Darüber hinaus ist eine Informationsübertragung zwischen den beiden Implantaten notwendig. Eine Möglichkeit hierfür besteht in der Nutzung des Wechsellmagnetfeldes selbst (Abschnitt 5.1).

Neues Verfahren zur Nutzung des Erdmagnetfeldes

Die Erfassung der Augenbewegung bezüglich einer externen Referenzgröße stellt eine weitere Möglichkeit dar, Informationen über den Akkommodationsbedarf zu erhalten. Als Referenzgröße kann dabei das Erdmagnetfeld verwendet werden [KBG⁺07d], welches überall auf der Erde vorhanden ist. Dadurch besteht erstmals die Möglichkeit, die Orientierung der Augen durch das bloße Verwenden von Sensorik zu bestimmen. Am Äquator beträgt die Flussdichte ungefähr $30 \mu\text{T}$ und der Winkel zwischen Erdoberfläche und Feldlinie (Inklinationswinkel) 0° , an den Polen ist die Flussdichte doppelt so groß und der Inklinationswinkel beträgt 90° . Obwohl das Erdmagnetfeld durch vielerlei Störungen wie Magmaströme oder Erzvorkommen in der Erdkruste lokal stark variiert, kann es im lokalen Bereich des Kopfes dennoch als homogen angenommen werden. Im weiteren Verlauf werden die in Baden-Württemberg vorhandene lokale Flussdichte von $B_E = 47 \mu\text{T}$ [Sil02] und ein Inklinationswinkel von 64° vorausgesetzt.

Wird in jedem Auge ein zweiachsiger Magnetfeldsensor im Implantat untergebracht und beide Sensoren parallel zueinander ausgerichtet (Abbildung 3.15(a)), so kann damit die Richtung des Erdmagnetfeldes bezüglich des Implantats gemessen werden. Eine Achse soll dabei o.B.d.A. parallel zur Fixierlinie liegen, die andere orthogonal dazu und in Referenzorientierung der Augen parallel zur interokularen Achse. Das Feld \mathbf{B}_{SE} in der Sensorebene lässt sich dann mit Hilfe des Einheitsnormalenvektors \mathbf{n}_{SE} auf der Sensorebene berechnen:

$$\mathbf{B}_{SE} = \mathbf{B}_E - (\mathbf{B}_E * \mathbf{n}_{SE}) \cdot \mathbf{n}_{SE} \quad (3.37)$$

Aufgrund der lokalen Homogenität des Erdmagnetfeldes und der parallel ausgerichteten Sensoren ist die Komponente in beiden Sensorebenen identisch. Die Aufteilung in die zwei Achsrichtungen der Sensoren hängt nun von der Augenbewegung ab. Das Koordinatensystem des rechten Auges entspricht dem des linken Auges, wenn es genau um den Vergenzwinkel v

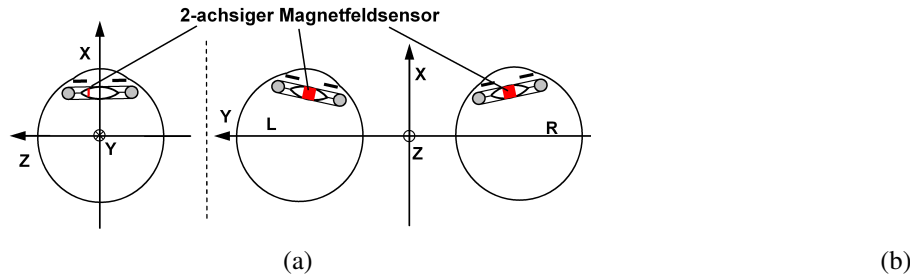


Abbildung 3.15: Positionierung der 2-achsigen Magnetfeldsensoren im Kapselsack (a) sowie die Komponente des Erdmagnetfeldes in der Sensorebene und deren Zerlegung in die zwei Messachsen (b).

nach links gedreht wird. Entsprechend hängen die vier messbaren Achskomponenten über eine Drehung zusammen [KGB07].

$$\begin{pmatrix} B_{LX} \\ B_{LY} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos v & -\sin v \\ \sin v & \cos v \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} B_{RX} \\ B_{RY} \end{pmatrix} \quad (3.38)$$

Diese Gleichung kann nach dem Vergenzwinkel für $-\pi < v \leq \pi$ aufgelöst werden:

$$v = \arccos \left(\frac{B_{LX} \cdot B_{RX} + B_{RY} \cdot B_{LY}}{B_{RX}^2 + B_{RY}^2} \right) \cdot \text{signum}(B_{RX} \cdot B_{LY} - B_{LX} \cdot B_{RY}) \quad (3.39)$$

Der Vergenzwinkel ist aufgrund der Bedingung sich vor dem Kopf schneidender Fixierlinien sowie neuronal und anatomisch auf $0 \leq v < 0,7$ begrenzt. Deshalb kann für $-\frac{\pi}{2} < v \leq \frac{\pi}{2}$ aus Formel 3.38 ein einfacherer Zusammenhang abgeleitet werden:

$$v = \arcsin \left(\frac{B_{RX} \cdot B_{LY} - B_{LX} \cdot B_{RY}}{B_{RX}^2 + B_{RY}^2} \right) \quad (3.40)$$

Dass die Formel auch für negative Vergenzwinkel gültig ist, ist für die Signalverarbeitung sehr wichtig, weil nur dann kleine negativ gemessene Vergenzwinkel zu fast Null korrigiert werden können (Abschnitt 2.4). Die Berechnung des Akkommodationsbedarfs mit den Formeln 3.29 und 3.30 ist jedoch nicht direkt möglich, weil keine Informationen über den Versionswinkel vorhanden sind. Zwar wird in beiden Augen der Gierwinkel bezüglich des Erdmagnetfeldes gemessen, weil aber die Orientierung des Erdmagnetfeldes bezüglich des Kopfes unbekannt ist, kann der Versionswinkel nicht ermittelt werden. Aufgrund der Symmetrie kann weder von einem positiven noch von einem negativen Versionswinkel ausgegangen werden. Deshalb

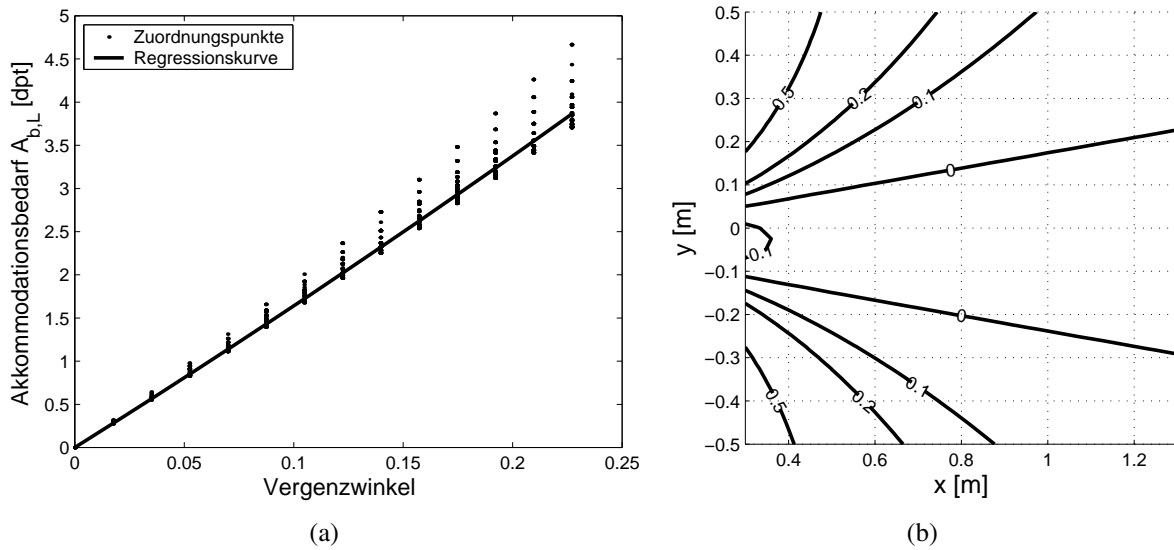


Abbildung 3.16: Akkommodationsbedarf und Vergenzwinkel für unterschiedliche Fixationspunkte im Raum und die zugehörige Regressionsparabel (a) sowie die aufgrund der Approximation entstandenen Fehler in Höhenliniendarstellung über der horizontalen Ebene (b).

besteht eine Möglichkeit, den Versionswinkel zu eliminieren, in der Annahme von $\theta = 0$. Die zweite Möglichkeit besteht in einer Regression, bei der ein parabolischer Zusammenhang

$$A_{ap} = 16,5 \text{ dpt} \cdot v + 4 \text{ dpt} \cdot v^2 \quad (3.41)$$

einen ausreichend genauen Zusammenhang zwischen Vergenzwinkel und Akkommodationsbedarf liefert, welcher für das linke und rechte Auge identisch ist. Abbildung 3.16(a) zeigt für unterschiedliche Vergenz- und Versionswinkel punktweise den zugehörigen Akkommodationsbedarf des linken Auges. Darin wird deutlich, dass eine eindeutige Zuordnung zwischen Vergenzwinkel und Akkommodationsbedarf nicht existieren kann, weil der Akkommodationsbedarf auch bei konstantem Vergenzwinkel mit dem Versionswinkel variiert. Statt dessen kann mit $\sigma_{A,ap} = 0,1 \text{ dpt}$ (Formel 2.13) eine sehr gute Approximation erreicht werden. Die Approximation weist in der Ferne und im Zentralbereich der Nähe nur kleine Fehler auf (Abbildung 3.16(b)), im peripheren Nahbereich werden die Fehler aber größer. Dennoch bleibt in 30cm Entfernung ein 30cm breiter Bereich, in welchem der Approximationsfehler unter 0,1 dpt liegt, was zum Lesen völlig ausreicht. Auch das natürliche Akkommodationssystem weist aufgrund der Konsensualität im peripheren Nahbereich Fehler auf. Der Unterschied zwischen dem Akkommodationsbedarf des linken und des rechten Auges beträgt in 30cm Entfernung und 20cm zur Seite bereits 0,3 dpt, der Akkommodationsfehler aufgrund der Konsensualität dann folglich jeweils 0,15 dpt.

Messfehler wirken sich aufgrund des nahezu linearen approximierten Zusammenhangs fast überall gleich auf den Akkommodationsfehler aus. Unter Berücksichtigung des Approximationsfehlers muss der Vergenzwinkel auf $0,0135 (\approx 0,77^\circ)$ genau gemessen werden. Unter der

Annahme, dass alle vier Messrichtungen dieselbe Genauigkeit aufweisen, kann die notwendige Messgenauigkeit berechnet werden.

$$\sigma_{A,m} = \frac{dA_{ap}}{dv} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^4 \frac{\partial v}{\partial B_i}} \cdot \sigma_{m,B} \quad (3.42)$$

Durch Umstellen ($\arcsin(x) \approx x \quad \forall x \ll 1$) zeigt sich, dass die Flussdichte in der Sensorebene auf etwa 1 % genau gemessen werden muss:

$$\frac{\sigma_{m,B}}{B_{SE}} \leq 0,0094 \quad (3.43)$$

Die Flussdichte in der Sensorebene hängt im Wesentlichen von der Blickrichtung bezüglich der Feldlinien des Erdmagnetfeldes ab. Sie ist am größten, wenn die Feldlinien parallel zur Sensorebene verlaufen. Kein Feld kann gemessen werden, wenn die Feldlinien senkrecht zur

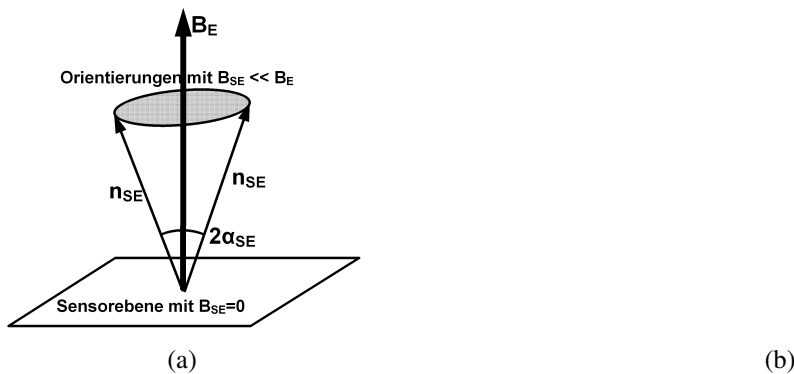


Abbildung 3.17: Die Orientierung der Augen zueinander kann nicht gemessen werden, wenn das Magnetfeld senkrecht auf beiden Fixierlinien steht (a). Möglichkeiten von Störungen bei der Erdmagnetfeldmessung und deren Folgen für die Bestimmung des Akkommodationsbedarfes (b).

Sensorebene und damit parallel zur Sensornormalen verlaufen (Gleichung 3.37, Abbildung 3.17(a)). Ist die Sensornormale nahezu parallel zu den Feldlinien ausgerichtet, ist die messbare Flussdichte zu klein, um den Akkommodationsbedarf genau genug messen zu können. Die Schar aller Sensornormalen mit zu kleinem Messwert bildet einen Kegel um den Feldlinienvektor mit dem Öffnungswinkel $2\alpha_{SE}$. Wird ein kleiner Kegel mit $\alpha_{SE} = 2^\circ$ toleriert, in welchem keine genaue Messung erfolgen kann, beträgt die mindestens erforderliche Messgenauigkeit $\sigma_{m,B} = 15 \text{ nT}$. Durch eine höhere Messgenauigkeit wird der Kegel zwar kleiner, er verschwindet aber nicht.

Aufgrund der Zeitkonstante der Vergenz- und Akkommodationsbewegung von 200 ms ist eine Abtastfrequenz von 10 Hz ausreichend. Wichtig dabei ist, dass alle vier Messwerte nahezu zeitgleich erfasst werden, weil ansonsten die Messung durch die Versionsbewegung gestört wird. Ist keine simultane Messung möglich, ist die erforderliche Abtastfrequenz mit 300 Hz deutlich größer.

Zur Messung von Magnetfeldern stehen eine Vielzahl unterschiedlicher Sensorarten zur Verfügung [Men03]. Die hohe geforderte Auflösung bei der Winkelbestimmung bezüglich des Erdmagnetfeldes erfüllen an klein bauenden Sensoren bislang nur anisotrope magnetoresistive (AMR) Sensoren. Bei diesen Sensoren wird ausgenutzt, dass bei bestimmten ferromagnetischen Stoffen der spezifische Widerstand vom Winkel zwischen der Magnetisierungsrichtung und dem Stromdichtevektor abhängt. Über die Widerstandsmessung kann dann auf das vorherrschende Magnetfeld rückgeschlossen werden [Die01]. Es gibt gehäuste mehrachsige Magnetfeldsensoren mit einer Größe von $3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$ mit einer Auflösung von 12 nT [Hona], welche prinzipiell direkt für ein Implantat verwendet werden können. Die Leistungsaufnahme eines solchen Sensors liegt allerdings bei mindestens 12 mW, welche das Implantat höchstwahrscheinlich nicht ohne dauerhafte Energieeinspeisung aufbringen kann. Bei simultaner Messung und mit kurzen Messpulsen von 1 ms kann die Leistungsaufnahme aber auf unter 1 mW gesenkt werden.

Das Erdmagnetfeld wird insbesondere durch technische Geräte weitreichend gestört. Durch das Betriebsnetz der Bahn mit $16\frac{2}{3}$ Hz oder aufgrund des allgemeinen Netzes mit 50 Hz können größere Störungen des Erdmagnetfeldes verursacht werden. Aufgrund der niedrigen notwendigen Ausgabegrenzfrequenz von 5 Hz können alle Störungen aufgrund von Wechselfeldern durch geeignete Filter aus dem Empfangssignal entfernt werden (Abbildung 3.17(b)). Aber auch Gleichfelder können, insbesondere bei Straßenbahnen, die Flussdichte um bis zu $350 \mu\text{T}$ verändern. Eine solche Störung ist nicht relevant, wenn sie bezogen auf den Abstand der Augen homogen ist. Dann verstärkt die Störung lediglich das Erdmagnetfeld. Bleibt unter Berücksichtigung der Ausrichtung des Erdmagnetfeldes und der Störung kein ausreichendes Feld in der Sensorebene, so kann dieser Zustand detektiert werden und über eine folglich hohe Messgenauigkeit gegebenenfalls die Fernsicht sichergestellt werden. Ebenso kann eine Störung detektiert werden, wenn das Feld inhomogen ist, und in beiden Augen ein unterschiedlicher Betrag der Flussdichte vorherrscht. Falls das Feld inhomogen, aber gleichen Betrages ist, so kann nur noch die Überprüfung vorgenommen werden, ob ein plausibler Vergenzwinkel gemessen wurde. Nur falls eine gleichgerichtete inhomogene Störung vorliegt, welche nur die Richtung des vorherrschenden Feldes geringfügig ändert, kann die Fernsicht nicht sichergestellt werden.

Da für die Berechnung des Akkommodationsbedarfs die Messwerte von allen vier Achsen benötigt werden, ist ein Betrieb erst möglich, wenn beide Augen mit einem Implantat versorgt sind. Darüber hinaus muss das System über ein Informationsübertragungssystem verfügen. Die Genauigkeit der Sensorausrichtung während der Implantation ist bei der dargestellten Messung bezüglich des Erdmagnetfeldes eine große Herausforderung. Unter der Verwendung von dreiachsigen Sensoren kann dieses Problem umgangen werden, indem durch eine Rotation stets die zwei benötigten Komponenten errechnet werden. Das Problem, dass die Fixierlinien senkrecht zu den Feldlinien verlaufen können, kann auch eine dritte Messrichtung nicht beseitigen.

Kopffestes Magnetfeld als Referenz zur Messung der Augenbewegungen

Die Verwendung eines kopffesten Referenzfeldes zur Messung der Augenbewegung bringt im Vergleich zum Erdmagnetfeld mehrere Vorteile mit sich. Das Magnetfeld ist dann immer mitgeführt und wirkt in konstanter Richtung bezüglich des Kopfes. Orientierungen, in denen keine Rotationsbewegung gemessen werden kann, gibt es deshalb bei geeigneter Ausführung nicht. Ebenso kann mit der Messung bezüglich eines kopffesten Referenzfeldes die Orientierung beider Augen bezüglich des Kopfes und dadurch neben dem Vergenz- auch der Versionswinkel gemessen werden. Dadurch können auch die Unterschiede im Akkommodationsbedarf zwischen dem linken und rechten Auge gemessen werden, was insbesondere im peripheren Nahbereich zu einer besseren Approximation führt. Des Weiteren kann das künstlich eingebrachte konstante Feld deutlich stärker sein als das Erdmagnetfeld, was zu einer geringeren erforderlichen Messgenauigkeit führt.

Bei der Auslegung eines kopffesten Hartmagneten muss berücksichtigt werden, dass das Erdmagnetfeld dann als homogene Störgröße in unbekannter Richtung wirkt (Abbildung 3.18). Weist das kopffeste Feld \mathbf{B}_{KF} in beiden Implantaten in eine unterschiedliche Richtung, so

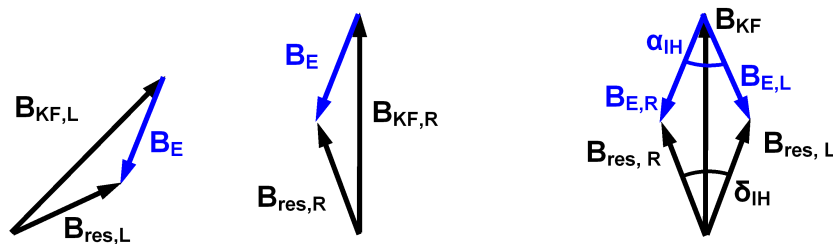


Abbildung 3.18: Das homogene Erdmagnetfeld hat in beiden Augen unterschiedliche Drehwinkel zur Folge (links). Durch eine Transformation ergibt sich ein homogenes kopffestes und ein inhomogenes Erdmagnetfeld (rechts).

bewirkt das Erdmagnetfeld eine Drehung in unterschiedliche Richtungen, was zu einer Fehlinterpretation des Vergenzwinkels führt. Durch eine Transformation, bei der die kopffesten Flussdichtevektoren identisch sind, kann das Erdmagnetfeld mit dem Inhomogenitätswinkel α_{IH} dargestellt werden. Dann wird deutlich, wie der wichtige Winkel δ_{IH} zwischen den resultierenden Flussdichtevektoren davon abhängt. Er entspricht dem zu erwartenden Winkelfehler bei der Bestimmung der Augenbewegung. Am größten ist die Auswirkung der Inhomogenität, wenn die Vektoraddition der dann inhomogenen Flussdichtevektoren des Erdmagnetfeldes genau dem kopffesten Magnetfeld entgegenwirkt. Daraus kann dann eine Bedingung formuliert werden, um wieviel das künstlich eingebrachte Feld stärker sein muss als das Erdmagnetfeld:

$$\frac{B_{KF}}{B_E} = \cos\left(\frac{\alpha_{IH}}{2}\right) + \frac{\sin\left(\frac{\alpha_{IH}}{2}\right)}{\tan\left(\frac{\delta_{IH}}{2}\right)} \quad (3.44)$$

Für die Berechnung des Feldes eines Hartmagneten kann die Formel 3.32 für Spulen verwendet werden. Der Magnetdurchmesser entspricht dem Spulendurchmesser, ebenso sind die Längen identisch. Die Stromstärke wird dabei so gewählt, dass im Inneren der Spule dieselbe Flussdichte vorherrscht wie im zu simulierenden Hartmagneten. Wird der Hartmagnet als

dünnes Scheibchen unter die Stirnhaut implantiert, so ergibt sich in Referenzorientierung der Augen ein Inhomogenitätswinkel von 86° , was zu einer mindestens erforderlichen Flussdichte von $B_{KF,min} = 7,4 \text{ mT}$ führt, wofür wiederum ein Scheibendurchmesser von 15 mm mit einer noch erhältlichen Remanenz von 1,4 T [Neo] notwendig ist.

Der Approximationsfehler ist bei ungestörten Bedingungen und unter Einbeziehung von jeweils allen drei Messachsen mit 0,005 dpt bei einem Polynom dritter Ordnung sehr klein, die erforderliche Messgenauigkeit ist mit $2,9 \mu\text{T}$ gut zu erreichen. Es kann deshalb davon ausgegangen werden, dass eine ausreichend genaue Messung mit sehr kurzen Pulsen und dadurch sehr energiesparend möglich ist. Außerdem wird das System aufgrund der hohen vorhandenen Flussdichte durch Störungen nur wenig beeinflusst.

Die Praxistauglichkeit ist jedoch nicht besonders groß. Zum einen muss die 15 mm große Platte auf der Stirn fest verankert werden, zum anderen sind die Kräfte des Magneten mit bis zu 22 N beim direkten Kontakt mit Eisen sehr hoch und bergen ein Verletzungsrisiko. Zwar könnte die gesamte hartmagnetische Oberfläche verringert werden, indem über jedem Auge ein Hartmagnet mit 5 mm Durchmesser implantiert wird, der Implantationsaufwand ist aber noch größer und der ästhetische Gewinn sehr fraglich.

Messung der Augenrotation mit Drehratensensoren

Die Rotationsbewegung der Augen kann mit Hilfe von Drehratensensoren (Gyroskopen) in beiden Augen erfasst werden. Durch eine Integration der Winkelgeschwindigkeit kann auf die Orientierung der Augen geschlossen werden. Aufgrund von unterschiedlichen Fehlerarten muss in regelmäßigen Abständen eine Kalibrierung und damit eine Korrektur des Offsets erfolgen. Zum einen kann nicht davon ausgegangen werden, dass ein reales Gyroskop statisch einen mathematisch exakten Ausgabewert liefert. Das Gyroskop wird deshalb auch ohne Drehung eine kleine Winkelgeschwindigkeit ausgeben, welche dann über lange Zeit aufintegriert zu einem großen Fehler führen kann. Als weitere Fehlerart ist das Rauschen zu nennen. Auch bei einer erwartungstreuen Ausgabe der Winkelgeschwindigkeit wird durch die Integration des Rauschens eine Art von Drift verursacht. In Abhängigkeit der Abtastfrequenz f_a , der gesamten Integrationsdauer t_{int} und der Standardabweichung der Winkelgeschwindigkeit σ_φ lässt sich die Standardabweichung des durch Integration berechneten Winkelwerts berechnen:

$$\sigma_\varphi = \sigma_\dot{\varphi} \cdot \sqrt{\frac{t_{int}}{f_a}} \quad (3.45)$$

Eine weitere Fehlerart kommt hinzu, falls nur die Rotationen um die Hochachse des Auges gemessen werden. Aufgrund der dreidimensionalen Augenbewegung entstehen kleine Fehler, welche sich unter zyklischen Bedingungen aufsummieren können. So tritt bei der Betrachtung des Randes eines DIN A4-Blattes in 30 cm Entfernung im Uhrzeigersinn eine Differenz zwischen integriertem Vergenzwinkel und tatsächlichem Vergenzwinkel von $0,4^\circ$ auf, wenn angenommen wird, dass die Augenrotation den kürzesten möglichen Rotationsvektor wählt. Zwar sind zyklische Betrachtungen selten, können in bestimmten Fällen, beispielsweise beim Betrachten einer Modelleisenbahn, aber durchaus von praktischer Relevanz sein. Eine Messung um alle drei Achsrichtungen kann diese Fehlerart beheben. Doch auch dann kann aufgrund

von unbekanntem überlagerten Kopfbewegungen nur auf den Vergenzwinkel geschlossen werden, was zu einem Approximationsfehler entsprechend Abbildung 3.16 führt.

Die Behebung der anderen beiden Fehler kann nur über eine regelmäßige Kalibrierung erfolgen. Da der Vergenzwinkel immer positiv ist, kann als Referenzgröße der niedrigste gemessene Vergenzwinkel der letzten Zeit t_{ref} verwendet werden. Das hat aber zur Folge, dass im Falle dauerhaften Lesens nach Ablauf der Zeit auf die Ferne fokussiert wird. Der Patient muss dann regelmäßig in die Ferne schauen, um neu zu kalibrieren. Wird t_{ref} auf mindestens 5 Minuten festgelegt, so ergibt sich zusammen mit der erforderlichen Abtastfrequenz von 300 Hz eine maximal zulässige Standardabweichung des Gyroskops von $\sigma_{\dot{\varphi}} = 0,78^\circ/s$. Der Messbereich liegt aufgrund der schnellen Augenbewegung bei $|\dot{\varphi}_{max}| = 1000^\circ/s$. Werden für die Informationsübertragung die bereits integrierten Winkelwerte gewählt, so genügt dort die Übertragung von 10 Werten je Sekunde.

Bisher existieren keine Gyroskope, welche die hohen Anforderungen an Genauigkeit, Bandbreite und Messbereich erfüllen. Es gibt aber in gehäuseter Form mit $7\text{ mm} \times 7\text{ mm}$ Gyroskope, welche die erforderliche Genauigkeit fast erreichen, aber im Messbereich mit $300^\circ/s$ noch deutlich darunter liegen [Ana]. Auch der Leistungsbedarf ist mit 18 mW je Achsrichtung recht groß und aufgrund der in Resonanz schwingenden rotationsträgen Masse kaum durch Pulsmessungen zu reduzieren. Forschungsarbeiten weisen zumindest auf kleinere und genauere Gyroskope hin [QFS⁺04].

Zwar ist die Verwendung von Gyroskopen zur Winkelmessung für den Patienten aufgrund der regelmäßig notwendigen Kalibrierung recht unkomfortabel, im Zusammenhang mit anderen störungsanfälligen Methoden beispielsweise der Nutzung des Erdmagnetfeldes, kann die Mittelung von beiden gemessenen Vergenzwinkeln (v_{mag} und v_{gyr}) mit zeitabhängiger Gewichtung (Formel 3.46) oder eine Datenfusion mittels Kalman-Filter eine sinnvolle Alternative sein, wenn bessere, kleinere und leistungsärmere Gyroskope zur Verfügung stehen.

$$v(s) = \frac{1}{1 + \tau \cdot s} \cdot v_{mag}(s) + \frac{\tau \cdot s}{1 + \tau \cdot s} \cdot v_{gyr}(s) \quad (3.46)$$

Dadurch wird das Gyroskop nur zur Detektion von Änderungen verwendet, der langfristige Abgleich des Offsets erfolgt mit den Magnetfeldsensoren. Kurzfristige Störungen des Magnetfeldes haben dann ebenso kaum Auswirkungen auf den berechneten Akkommodationsbedarf wie der fortlaufend integrierte Fehler von Gyroskopen.

Elektrostatische Messung der Augenorientierung

Das Auge weist zwischen Netzhaut und Hornhaut eine Potentialdifferenz von bis zu 20 mV auf, wobei die Hornhaut dem positiven Potential zugeordnet ist [JRV00]. Die Potentialdifferenz wirkt sich auch auf das unmittelbar umliegende Gewebe aus und kann dort mit Elektroden gemessen werden. In Abhängigkeit der Orientierung des Auges ändert sich die Spannung zwischen zwei angebrachten Elektroden. In der Medizin wird das Elektrokulogramm verwendet, um die Augenbewegung aufzuzeichnen.

Die Potentialdifferenz hängt aber stark vom Adaptionzustand der Netzhaut und vom Aufmerksamkeitsniveau ab. Während der Adaption, welche mehrere Minuten in Anspruch nimmt, ändert sich die Potentialdifferenz des Auges fortlaufend um das insgesamt bis zu 1,8-fache

[Lan98]. Für eine Messung vom Kapselsack aus kann die Potentialdifferenz nicht genutzt werden, weil sich der Feldvektor mit dem Auge und dem Implantat gleichermaßen dreht. Es müssen also um das Auge aktive Messelemente angebracht werden, was sowohl den Implantationsaufwand als auch die Systemkomplexität stark erhöht.

Distanzmessung zwischen augapfelfesten Punkten

Wird in beiden Augen ein Implantat mit einem Messpunkt untergebracht und ist der Abstand zwischen diesen beiden Punkten von jedem Implantat aus messbar, so kann aus dem gemessenen Abstand auf den Akkommodationsbedarf geschlossen werden [Kli05]. Bei einer Vergenzbewegung verkürzt sich dabei der Messabstand, bei einer Divergenzbewegung vergrößert er sich.

Die Lage der Messpunkte im Implantat kann wie bei der Nutzung des Erdmagnetfeldes bezüglich der Implantatmitte bestimmt werden. Da der optisch relevante Bereich für die Platzierung eines Messpunktes ausscheidet, bleibt im Wesentlichen die Winkellage um die optische Achse am Implantatrand als freier Parameter. Mit $\alpha_{MP,R}$ und mit $\alpha_{MP,L}$ wird der Winkel um die implantatfeste z_I -Achse festgelegt, bei jeweils Null befindet sich der Messpunkt auf der linken Seite auf der y_I -Achse. Bezüglich des kopffesten Koordinatensystems befindet sich der rechte Messpunkt in Abhängigkeit des orientierungsbeschreibenden Drehvektors $\mathbf{r}_{rot,R}$ des rechten Auges an der Position $\mathbf{d}_{MPR,KF}$.

$$d_{MPR,KF} = (\mathbf{d}_{MP,R} \otimes \mathbf{r}_{OAF,R} + \mathbf{d}_{I,R}) \otimes \mathbf{r}_{rot,R} + \mathbf{d}_R \quad (3.47)$$

Die Koordinaten des linken Messpunktes ergeben sich auf entsprechende Weise. Als Messgröße dient nun der Abstand zwischen den beiden Punkten:

$$\mathbf{d}_{MP,LR} = \|\mathbf{d}_{MPR,KF} - \mathbf{d}_{MPL,KF}\| \quad (3.48)$$

Weil für beide Implantate dieselbe Messstrecke zur Verfügung steht, ist eine unterschiedliche Zuordnung im Akkommodationsbedarf des rechten und linken Auges nicht möglich. Wie in Abbildung 3.19(a) gezeigt, kann der Akkommodationsbedarf sehr gut approximiert werden, der Approximationsfehler liegt bei 0,08 dpt. Hierfür muss die Winkellage der Messpunkte mit $\alpha_{MP,L} = \pm 75^\circ$ und $\alpha_{MP,R} = \pm 105^\circ$ symmetrisch gewählt werden. Werden die Messpunkte näher zur z_I -Achse gebracht, so verbessert sich die Approximation in der Ferne, die Punktwolke in Abbildung 3.19(a) wird zum niedrigen Akkommodationsbedarf hin sehr schmal, dafür bei hohem Akkommodationsbedarf etwas breiter. Werden die Messpunkte weiter nach außen gedreht, so ergibt sich der umgekehrte Effekt. Mit der Messpunktlage lässt sich also in Grenzen steuern, in welchem Sehfeldbereich die Approximation besser gelingen soll. Die Verteilung des Approximationsfehlers des linken Auges in der waagrechten Ebene ist in Abbildung 3.19(b) dargestellt. Es zeigt sich eine sehr gute Approximation im zentralen Gesichtsfeld. Die Abweichungen für das rechte Auge ergeben sich durch eine Spiegelung an der x -Achse. Die Verstärkung von Messfehlern beträgt etwa 2,23 dpt/mm und ist aufgrund der nahezu linearen Zuordnungskennlinie fast unabhängig vom Fixationspunkt. Die erforderliche Messgenauigkeit lässt sich entsprechend zu 100 μm berechnen.

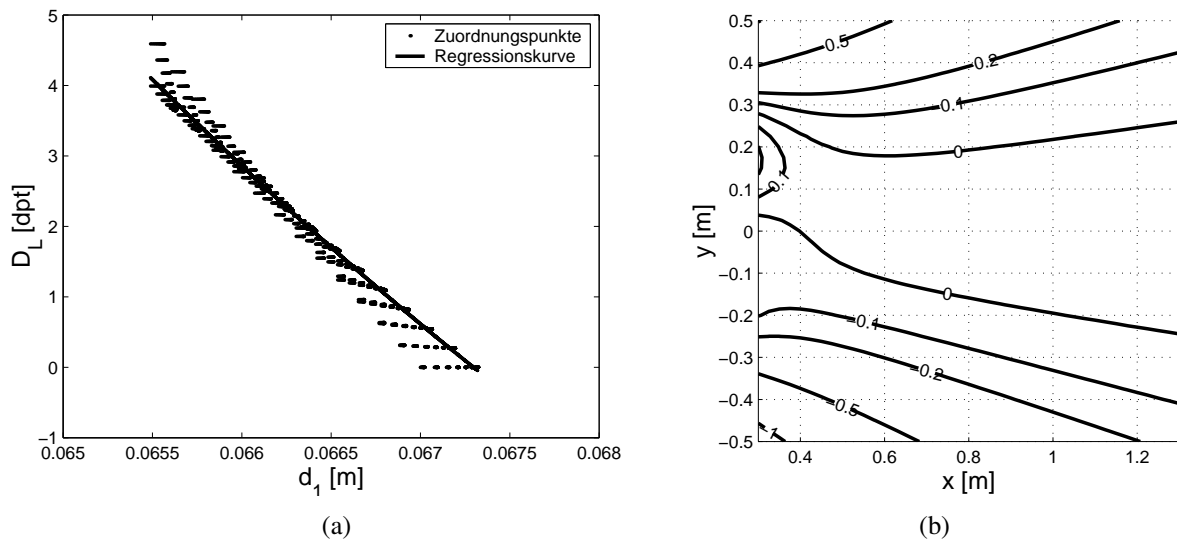


Abbildung 3.19: Akkommodationsbedarf und Messpunktastand für unterschiedliche Fixationspunkte im Raum und die zugehörige Regressionsparabel (a) sowie die aufgrund der Approximation am linken Auge entstandenen Fehler in Höhenliniendarstellung über der horizontalen Ebene (b).

Durch die Hinzunahme eines kopffesten Referenzpunktes stehen insgesamt drei Messstrecken zur Verfügung. Dadurch lässt sich der Approximationsfehler mit einem Polynom vierter Ordnung auf 0,006 dpt senken. Die notwendige Messgenauigkeit beträgt aber auch dann $100\mu\text{m}$ in allen drei Messstrecken. Wird allen drei Strecken derselbe Anteil an der Standardabweichung des ermittelten Akkommodationsbedarfs zugestanden, so müssen die Strecke zwischen den Augen auf $63\mu\text{m}$ genau und die Strecken zum Referenzpunkt auf 2,9 mm genau gemessen werden, was den geringen Informationsgewinn durch Hinzunahme der zusätzlichen Strecken zum Ausdruck bringt. Größer wird der Informationsgewinn erst, wenn auch sehr kurze Fixationsabstände mit einbezogen werden sollen. Dann steigt der Approximationsfehler der Strecke zwischen den Implantaten stark an und die zwei weiteren Strecken bringen einen nützlichen Informationsgewinn [Kli05].

Zur Messung des Abstandes zwischen den beiden Messpunkten sind Ultraschallwellen oder elektromagnetische Wellen denkbar. In beiden Fällen ist der Verlauf der Wellenausbreitung nur schwer vorherzusagen, weil sich innerhalb der Nase viele Lufteinschlüsse befinden (Abbildung 3.20). Bei optimistischer Betrachtungsweise kann die Strecke zwischen den Sendempfern aus 1 cm Weichgewebe (\approx Muskel), 4 cm Knochen und wieder 1 cm Weichgewebe modelliert werden. Bei einer Ultraschallfrequenz von 1 MHz beträgt der Verlust durch Absorption, insbesondere im Knochen bereits $q_{US,ab} = 9 \cdot 10^{-3}$. Weil die Frequenz bei der Absorption als Potenz eingeht, sollte die Frequenz möglichst niedrig gewählt werden. Um eine sehr niedrige Frequenz zu wählen, muss die Dicke der Piezokeramik aber entsprechend groß sein. Einen noch größeren Einfluss auf das Verhältnis zwischen Sendeleistung und Empfangsleistung hat allerdings der Raumwinkel, in den der größte Anteil der Wellenenergie fließt. Sind die Sendepplattenabmaße groß gegenüber der Wellenlänge, ist die Strahlaufweitung sehr gering.

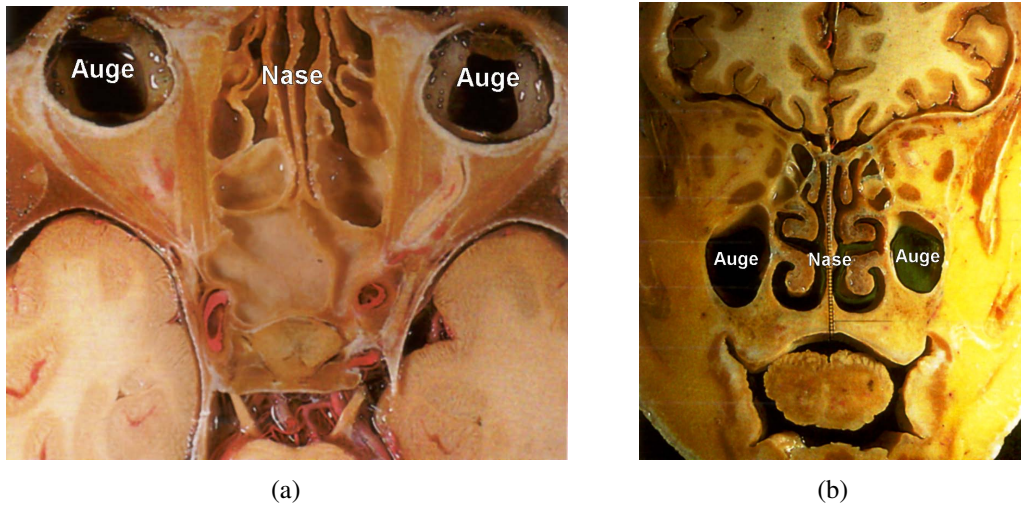


Abbildung 3.20: Anatomie des Bereiches zwischen den Augen in einem horizontalen Schnitt durch die (xy)-Ebene (a) sowie in einem vertikalen Schnitt durch die (xz)-Ebene (b)(beide aus [Lan95]).

Dann kann es aber passieren, dass durch die Augenbewegung der Empfänger nicht mehr im Senderstrahl liegt. Ist die Wellenlänge hingegen größer als die Senderabmessungen, findet die Abstrahlung über den kompletten Halbraum ($\rho = 2\pi$) statt und das dadurch entstandene Leistungsverhältnis beträgt $q_{US,\rho} = 2,7 \cdot 10^{-4}$. Es ergibt sich aus der Empfängerfläche und der Halbkugelfläche in gleichem Abstand. Die Reflektion zwischen Knochen und Weichgewebe hängt nur von der Impedanz und nicht von der Frequenz ab. Durch die zwei Reflektionen an den Grenzflächen von und zum Knochen entsteht deshalb ein konstanter Verlust um den Faktor $q_{US,\bar{R}} = 0,2$. Eine weitere Einschränkung stellt die maximale Spannung dar, mit der die Piezokeramik angetrieben wird. Sie wird auf 20V begrenzt. Dadurch bildet erst oberhalb von 1,5MHz die zulässige Druckamplitude von $\hat{p}_{US} = 150\text{kPa}$ die Beschränkung der Leistung. Für eine Piezokeramik mit einer Abstrahlfläche von $2\text{mm} \times 3\text{mm}$ ergibt sich eine global abnehmende Empfangsamplitude in Abhängigkeit der gewählten Frequenz (Abbildung 3.21(a)). Die Keramik weist dabei eine Dicke zwischen 1 mm und 5 mm auf. Die zwei Knicke entstehen durch das Unterschreiten der Wellenlänge jeweils einer Senderabmessung und der dadurch verbundenen Verringerung des Raumwinkels der Abstrahlung. Bei einer Frequenz von 700kHz scheint ein guter Kompromiss zwischen Senderabmessungen (Dicke 2,1 mm), Größe der Abstrahlkeule und Empfangsamplitude zu liegen. Im Vergleich zur Messung der Ziliarmuskelbewegung müssen die Sendepulse hier deutlich länger sein, weil die Frequenz viel niedriger ist. Bei einer Pulsbreite von $100\mu\text{s}$ sind noch 70 Schwingungen enthalten, in Zusammenhang mit einer minimalen Wiederholfrequenz von 10Hz ergibt sich eine durchschnittliche Leistungsaufnahme von $50\mu\text{W}$. Die Messung des Abstandes kann dadurch erfolgen, dass eine Seite ein Signal sendet und die andere Seite unmittelbar oder nach einer kurzen, festgelegten Zeit antwortet. Die Zeitaufösung müsste dann bei insgesamt 128 ns liegen, was bei etwa einem Zehntel der Periodendauer liegt. Als große Unsicherheit bei der Verwendung von Ultraschall zur Messung des Implantatabstandes bleibt aber die komplexe Gewebestruktur zwischen den

Implantaten und die sich mit der Augenbewegung ändernde Übertragungsstrecke. Auch Reflexionen an Knochen können durch Interferenz die Signalqualität deutlich einschränken. Ohne ein detailliertes Modell mit ebenso detaillierten Materialparametern oder in-vivo-Tests ist eine belastbare Aussage über die Eignung von Ultraschall zur Messung der Distanz zwischen den Implantaten nicht möglich. Dann erst können auch Aussagen über die eventuell nützliche Amplitudenabhängigkeit von der Augenbewegung getroffen werden.

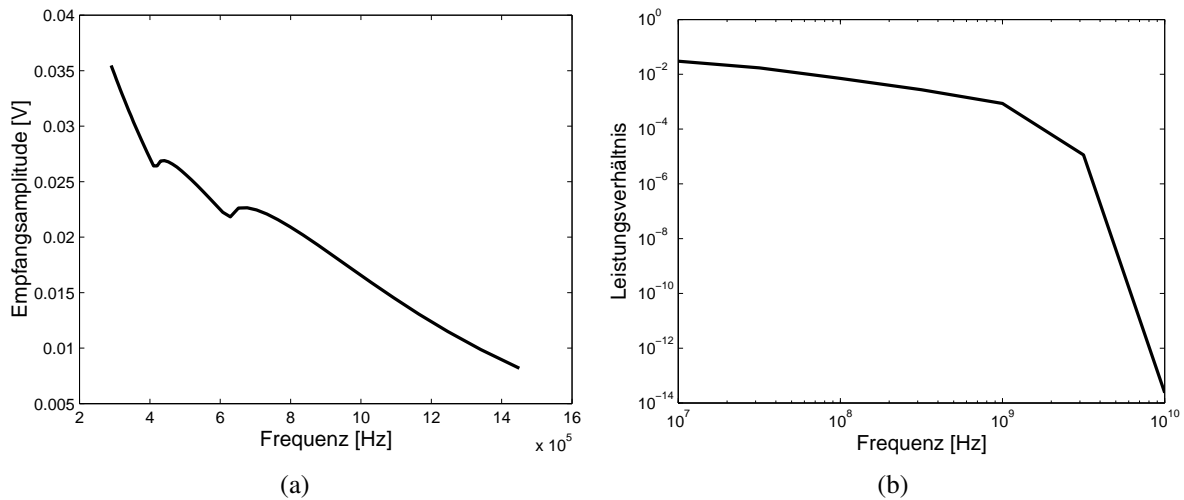


Abbildung 3.21: Empfangsamplitude eines Ultraschallempfängers in Abhängigkeit der verwendeten Frequenz (a) sowie das Verhältnis zwischen Sende- und Empfangsleistung bei elektromagnetischen Wellen (b).

Für die Auslegung eines elektromagnetischen Sendeempfängers kann ähnlich vorgegangen werden. Allerdings ist dabei ein Sender mit Abmessungen im Bereich der Wellenlänge nicht möglich, weil hochfrequente elektromagnetische Wellen im Gewebe stark gedämpft werden. Für dieselbe Übertragungsstrecke wie beim Ultraschall sinkt das Verhältnis zwischen Empfangs- und Sendeleistung deshalb mit der Frequenz stark ab (Abbildung 3.21(b), nach den Daten aus [AFP]). Auch um eine eventuell auftretende Gewebeschädigung in direkter Senderumgebung zu vermeiden, sollte die Frequenz nicht höher als 100 MHz liegen. An dieser Stelle wird auf die genaue Ausarbeitung eines elektromagnetischen Sendeempfängers verzichtet, weil eine Laufzeitmessung zur Einhaltung der geforderten Streckenmessgenauigkeit mit einer zeitlichen Auflösung von 21 ps erfolgen muss und die Anforderungen an die Elektronik sehr viel größer sind als beim Ultraschall. Darüber hinaus sind die Unsicherheiten im Modell der Übertragungsstrecke ähnlich groß wie beim Ultraschall.

3.3 Iriskontraktion

Neben der Ziliamuskelkontraktion findet unter Akkommodationsanstrengung auch eine Iriskontraktion statt. Im Irisdurchmesser sind deshalb auch Informationen über den Akkommodationsbedarf enthalten. Im folgenden Abschnitt werden die Eigenschaften von Signalquelle

(3) aus Abbildung 2.4 untersucht und unterschiedliche Messsysteme dafür konzipiert.

3.3.1 Neues Modell der Signalquelle

Statische Eigenschaften

Im Wesentlichen bestimmen zwei Größen den Irisdurchmesser. Sowohl der Pupillenlichtreflex als auch der Pupillennahreflex bewirken eine Verringerung des Irisdurchmessers [MBKS90]. Dadurch nimmt der Irisdurchmesser d_p sowohl mit steigender Umfeldleuchtdichte als auch mit steigendem Akkommodationsbedarf monoton ab (Abbildung 3.22(b)). Aufgrund der Monotonie entlang des Akkommodationsbedarfs ist es möglich, diesen bei bekannter Kennlinie aus dem Irisdurchmesser und der Umfeldleuchtdichte zu berechnen. Der Pupillenlichtreflex ist deshalb in die Modellbildung mit einzubeziehen.

Die Irisbewegung ist zu beiden Seiten hin begrenzt. Zu sehr kleinen Umfeldleuchtdichten hin nähert sich der Irisdurchmesser einem Grenzwert [DG52], welcher etwa dem pharmakologisch erzeugten maximal möglichen Durchmesser entspricht [YTB02]. Bei schwacher Beleuchtung nahe am Durchmessermaximum fällt auch der Pupillennahreflex geringer aus [Rot69]. Auch zu kleinen Durchmessern hin ist der Bewegungsbereich begrenzt. Beide Grenzen sinken mit dem Alter ab, die obere Grenze dabei etwas stärker als die untere Grenze. Als Standardparametrisierung wird unter Verwendung der angegebenen Literatur ein linearer Zusammenhang zwischen Patientenalter und der jeweiligen Grenze gewählt:

$$d_{p,max} = 9 \text{ mm} - 0,03 \text{ mm/a} \cdot t_{p,J} \quad d_{p,min} = 2,6 \text{ mm} - 0,01 \text{ mm/a} \cdot t_{p,J} \quad (3.49)$$

Am Rand des Bewegungsbereiches reagiert die Iris auf Stimulusänderungen nur noch sehr schwach, bei mittlerem Durchmesser am Stärksten. Die Pupillenreaktion über dem Durchmesser ist qualitativ unabhängig von der Stimulusart. Die Reaktion auf die Änderung des reinen Akkommodationsstimulus stimmt mit jener bei Änderung des Lichtstimulus [SS73] wie auch bei Änderung des Vergenzstimulus [SHS75] überein. Daraus kann geschlossen werden, dass die Nichtlinearität in der Strecke liegt und eine Größe existiert, welche eine Linearkombination der Stimuli darstellt und der Irisdurchmesser aus dieser Größe allein bestimmt werden kann. Die Größe wird an dieser Stelle erstmals als Irisstimulus S_I definiert (Gleichung 3.51). Unter binokularen Bedingungen können die nahreaktionsabhängigen Anteile zusammengefasst werden. Als Maß für die Retinabeleuchtung I_{Ret} kann das Produkt von Umfeldleuchtdichte L_U und Pupillenfläche in mm^2 verwendet werden, die Einheit wird dann als Troland (td) bezeichnet. Aufgrund des Weber-Fechner-Gesetzes reagiert der Körper ungefähr mit dem Logarithmus der physikalischen Eingangsgröße [Mes04]. Der einheitenlose Irisstimulus kann dann beliebigweise so definiert werden, dass im mittleren Durchmesserbereich eine Stimulusänderung von Eins eine Durchmesser verringering von 1 mm zur Folge hat.

$$I_{Ret} = L_U \cdot \frac{\pi}{4} \cdot 10^6 \cdot d_p^2 \quad (3.50)$$

$$S_I = k_{I,Ret} \cdot \log \left(\frac{I_{Ret}}{\text{td}} \right) + k_{I,A} \cdot A_b \quad (3.51)$$

$$d_p = \text{SATW}_p(S_I) \quad (3.52)$$

Als nichtlineare begrenzende Funktion wurde die glatte Sättigungskennlinie (Anhang A.2) mit dem Formparameter $e_{SAT} = 3$ gewählt. Der Faktor für die Lichtreaktion beträgt ungefähr $k_{I,Ret} = 0,8$ [Adr03], jener für den Nahreflex unabhängig vom Alter und damit auch nach Eintritt der Presbyopie $k_{I,A} = 0,4$. Bei älteren Menschen ist die nichtlineare statische Zuordnungskennlinie aber weiter nach links verschoben, so dass bei gleichem Stimulus die Iris bei älteren Menschen stärker kontrahiert ist als bei jüngeren (Abbildung 3.22(a)). Gut zu erkennen

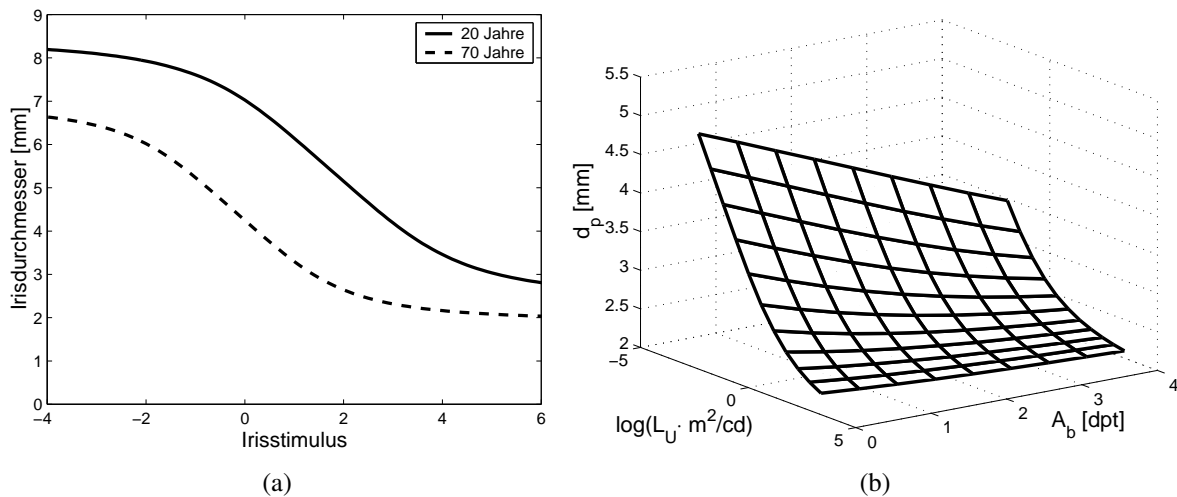


Abbildung 3.22: Zusammenhang zwischen Irisstimulus und Irisdurchmesser im Vergleich zwischen einem 20-jährigen und 70-jährigen (a) sowie der berechnete Irisdurchmesser als Funktion von Umfeldleuchtdichte und Akkommodationsbedarf eines 70-jährigen (b).

ist die starke Abnahme des Irisdurchmessers bei mittlerem Stimulus mit dem Alter, was dazu führt, dass der praktisch relevante Durchmesserbereich von älteren Menschen deutlich unterhalb des maximal möglichen Durchmessers liegt. Durch die Verschiebung der Kennlinie kann bei älteren Menschen im höheren Leuchtdichtebereich auch nur ein geringerer Lichtreflex gemessen werden [WWE94].

Der Irisdurchmesser ist implizit durch die Gleichungen 3.50 bis 3.52 in Abhängigkeit von Umfeldleuchtdichte und Akkommodationsbedarf gegeben. Abbildung 3.22(b) zeigt deutlich die Einflüsse der sättigenden Kennlinie. Während bei geringer Leuchtdichte der Pupillennahreflex noch sehr gut funktioniert, bleibt bei sehr hohen Leuchtdichten und nahezu komplett kontrahierter Iris kaum noch Bewegungsspielraum zur Nahkontraktion.

Beim vorgestellten Modell wurde vernachlässigt, dass Strahlen, welche im äußeren Bereich durch Hornhaut und Pupille verlaufen, die Zapfen wesentlich weniger anregen, als dies Strahlen durch die Pupillenmitte tun (Stiles-Crawford-Effekt, [SC33]). Da aber die Zapfen nur im photopischen Bereich alleine und im mesopischen Bereich teilweise arbeiten und dort der Pupillendurchmesser ohnehin geringer ist, kann der Stiles-Crawford-Effekt vernachlässigt werden. In sehr geringem Umfang konnte der Effekt auch bei Stäbchen gezeigt werden [vE75], er kann aber zumindest teilweise auf die höhere Absorption bedingt durch die größere Weglänge der Randstrahlen zurückgeführt werden. Ebenfalls nicht im Modell enthalten sind

sympathische Einflüsse auf den Irisdurchmesser. Die quantitative Erfassung von emotionalen Zuständen oder der Aufmerksamkeit ist nur schwer möglich.

Dynamische Eigenschaften

Der Pupillenreflex weist wie die Augenbewegung und die Akkommodation eine Totzeit auf. Mit dem Lichtreflex reagiert die Iris mit $t_{TI,L} = 0,25\text{ s}$ aber etwas schneller als mit dem Nahreflex, welcher erst $t_{TI,A} = 0,35\text{ s}$ nach Stimulusänderung beginnt [MS90]. Die weiteren dynamischen Eigenschaften sind stark von der Richtung der Stimulusänderung abhängig. Auf eine Stimuluserhöhung reagiert die Iris mit einer hohen Anfangsgeschwindigkeit, erst nach einem Überschwinger steigt der Irisdurchmesser wieder auf den neuen Endwert an. Bei einer Stimulusreduktion findet die Irisreaktion viel langsamer und ohne Überschwinger statt [SS73]. Die asymmetrische Dynamik der Irisreaktion kann mit den zwei antagonistisch angeordneten Muskeln der Iris zusammenhängen [HSS74]. Die in [HSS74] angegebenen Übertragungsfunktionen mit einem überdämpften PT_2 -Glied für jede Bewegungsrichtung ist aber nicht plausibel, weil dadurch keine Überschwinger realisiert werden können. Deshalb wird im Folgenden ein neues Modell entwickelt, welches statische und dynamische Aspekte sowie die Abhängigkeit vom Patientenalter berücksichtigt.

Neues Modell des Pupillenlicht- und -nahreflexes

Das Modell der Iris wird im Gegensatz zu den Modellen der Augenbewegung und der Akkommodation als Steuerung aufgebaut, weil sich dadurch ein einfacheres Modell ergibt und der geschlossene Regelkreis aufgrund der Unabhängigkeit des Pupillennahreflexes von der tatsächlich erfolgten Akkommodation durch das Künstliche Akkommodationssystem nicht verändert wird.

In einer eigenen Untersuchung mit kleinem Stichprobenumfang (fünf Messreihen mit 3 Probanden zwischen 27 und 53 Jahren) konnten folgende totzeitfreien Übertragungsfunktionen für den mittleren Bereich der statischen Kennlinie für Öffnungsbewegungen ($G_{p1,a}$) und Schließbewegungen ($G_{p1,z}$) ermittelt werden (Anhang A.7):

$$G_{p1,a} = \frac{1 + 0,68 \cdot s}{1 + 1,34 \cdot s + 0,76 \cdot s^2} \quad G_{p1,z} = \frac{1 + 0,97 \cdot s}{1 + 0,86 \cdot s + 0,51 \cdot s^2} \quad (3.53)$$

Die Parameter sind keine Durchschnittsparameter, weil der Stichprobenumfang hierzu zu klein und die Probandenstruktur zu homogen war. Dennoch wird mit diesen Übertragungsfunktionen ein plausibles und qualitativ mit in der Literatur gezeigten Messkurven übereinstimmendes Verhalten erreicht. Die ermittelten Übertragungsfunktionen werden deshalb als die eines Musterpatienten verwendet.

Es stellt sich die Frage nach der korrekten Reihenfolge von Bewegungsdynamik, Totzeit, Einflusskombination von Licht- und Nahreflex und der nichtlinearen Sättigungskennlinie. Die Totzeit muss dabei auf jeden Fall vor der Einflusskombination eingeführt werden, um die Unterschiede zwischen Lichtreflex und Nahreflex darstellen zu können. Die Bewegungsdynamik erfolgt sinnvollerweise nach der Einflusskombination, weil sie für beide Anteile identisch ist.

Abbildung 3.23: Struktur des Modells der Irisbewegung mit dem Akkommodationsbedarf und der Umfelleuchtdichte als Eingangsgrößen.

Die statische Sättigungskennlinie darf erst nach der Dynamik eingefügt werden, weil nur dadurch Überschwinger in einen zu kleinen Durchmesserbereich vermieden werden. In [KS85] konnte gezeigt werden, dass die Überschwinger beim Schließen der Iris nur schwach oder nicht auftreten, wenn sich die Iris ihrem Bewegungsrand nähert. Die im mittleren Bewegungsbereich gemessene Bewegungsdynamik muss deshalb auf den Irisstimulus angewandt werden. Bei der Berechnung des Stimulus muss aber bereits die Sättigungskennlinie verwendet werden, um auch die Änderung der Retinabeleuchtung bei der Iriskontraktion zu berücksichtigen und stets den korrekten statischen Stimulus zu berechnen. Die Reaktionen der Iris sind im Vergleich mit der Eingangsgrößenänderung ohnehin klein. Das Verhältnis von maximaler zu minimaler Pupillenfläche liegt nahezu unabhängig vom Alter zwischen 12 und 14, dafür ist aber eine Änderung der Umfelleuchtdichte um mehrere Größenordnungen notwendig. Den überwiegenden Anteil an Adaption an die Umfelleuchtdichte leisten also die Rezeptoren auf der Retina. Bei der Modellierung der richtungsabhängigen Bewegungsdynamik ist zu beachten, dass die Richtung anhand des Irisstimulus bestimmt wird, denn sonst wird auf dem Scheitelpunkt des Überschwingers auf die Dynamik einer sich öffnenden Iris umgeschaltet. Des Weiteren ist zu beachten, dass der Übergang stetig differenzierbar ist, weshalb beim Umschaltvorgang die Ausgabegröße sowie die erste Ableitung mit übergeben werden müssen. Knicke oder gar Sprünge im Verlauf des Irisdurchmessers wurden bisher nicht gemessen und erscheinen auch wenig sinnvoll. Bei einer Zustandsraumdarstellung mit einem Wechsel der Dynamikmatrix und stetigem Zustandsvektor ergibt sich zwar ein stetiges, aber kein stetig differenzierbares Ausgangsverhalten im Umschaltvorgang. Um ein häufiges Umschalten bei geringen Eingangsänderungen zu vermeiden, ist der Umschaltvorgang hysteresebefahet modelliert. Die Simulationsergebnisse zeigt Abbildung 3.24. Darin ist zu sehen, dass die Dynamik zwischen Öffnungs- und Schließvorgang deutlich unterschiedlich ist. Ebenso ist zu sehen, dass bei sehr hoher Leuchtdichte die Bewegungen bei gleicher Änderung des Akkommodationsbedarfs kleiner ausfallen und fast keine Überschwinger mehr vorhanden sind.

3.3.2 Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfs

Bei bekannten Parametern und konstanten Bedingungen kann der Akkommodationsbedarf durch eine Messung von Umfelleuchtdichte und Irisdurchmesser mit Hilfe der Gleichungen 3.50 bis 3.52 exakt rekonstruiert werden:

$$A_b = \frac{1}{k_{I,A}} \cdot \left(\text{SATW}_p^{-1}(d_p) - k_{I,Ret} \cdot \log \left(\frac{L_U \cdot \frac{\pi}{4} \cdot 10^6 \cdot d_p^2}{\text{td}} \right) \right) \quad (3.54)$$

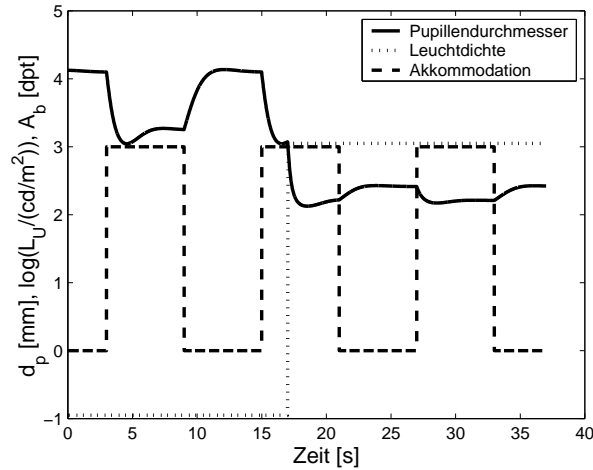


Abbildung 3.24: Simulation des Eingangs-/ Ausgangsverhaltens der Iris bei pulsartiger Änderung des Akkommodationsbedarfs und einem Sprung der Umfeldleuchtdichte.

Die Dynamik des damit erhaltenen Signals für den Akkommodationsbedarf ist jedoch unzureichend. Während die Zeit bis zum Erreichen von 63 % der Sprunghöhe bei einer Erhöhung des Akkommodationsbedarfs mit 750ms nur knapp über der Forderung liegt, ist die Öffnungsdynamik so langsam, dass bei einer Verringerung des Akkommodationsbedarfs erst nach 1230ms der 63 %-Wert erreicht wird. Darüber hinaus finden Überschwinger statt und es kommt insbesondere bei einer Leuchtdichteänderung zu größeren Abweichungen (Abbildung 3.25(a)). Die dynamische Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfs ist deshalb essenziell für die Nutzung dieser Signalquelle [KBG07c]. Hierfür muss nach der Berechnung des Irisstimulus die inverse Bewegungsdynamik eingefügt werden. Wichtig ist, dass die Detektion der Bewegungsrichtung erst nach der inversen Bewegungsdynamik erfolgt und dadurch die Überschwinger erkannt werden. Für x als Eingangsgröße und y als Ausgangsgröße ergibt sich dann aus Formel 3.53 folgender Zusammenhang, wobei die Parameter jenen von Tabelle A.2 entsprechen:

$$\dot{y}_a = \frac{1}{T_p} \cdot \left(x + \frac{2 \cdot \tilde{D}_{p,a}}{\omega_{p,a}} \cdot \dot{x} + \frac{\ddot{x}}{\omega_{p,a}^2} - y \right) \quad \dot{y}_z = \frac{1}{T_p} \cdot \left(x + \frac{2 \cdot \tilde{D}_{p,z}}{\omega_{p,z}} \cdot \dot{x} + \frac{\ddot{x}}{\omega_{p,z}^2} - y \right)$$

$$\dot{y} = \begin{cases} \dot{y}_a & \forall \dot{y}_a \leq 0 \cap \dot{y}_z \leq 0 \\ \dot{y}_z & \forall \dot{y}_a > 0 \cap \dot{y}_z > 0 \\ \frac{1}{2} \cdot (\dot{y}_z + \dot{y}_a) & \forall \dot{y}_a \cdot \dot{y}_z \leq 0 \end{cases} \quad (3.55)$$

Durch Integration lässt sich dann der statisch korrekte Irisstimulus berechnen. Die letzte Fallunterscheidung ist notwendig, um eine Instabilität zu vermeiden. Sonst besteht die Gefahr, dass jeweils die Berechnung von \dot{y} nach einem Fall jeweils die andere Variante ergibt. Weil die Erfassung der Umfeldleuchtdichte ohne Zeitverzögerung erfolgt, die Irisreaktion aber erst um die Totzeit später einsetzt, muss zwischen der Messung der Leuchtdichte und der Einflussselektion von Nahreflex und Lichtreflex eine Totzeit von 250ms eingefügt werden. Dann

lässt sich der Akkommodationsbedarf bis auf die Totzeit nahezu exakt rekonstruieren (Abbildung 3.25(b)). Für die Rekonstruktion wurden dabei dieselben Dynamikparameter im Modell verwendet und damit als exakt messbar vorausgesetzt. In der praktischen Ausführung einer

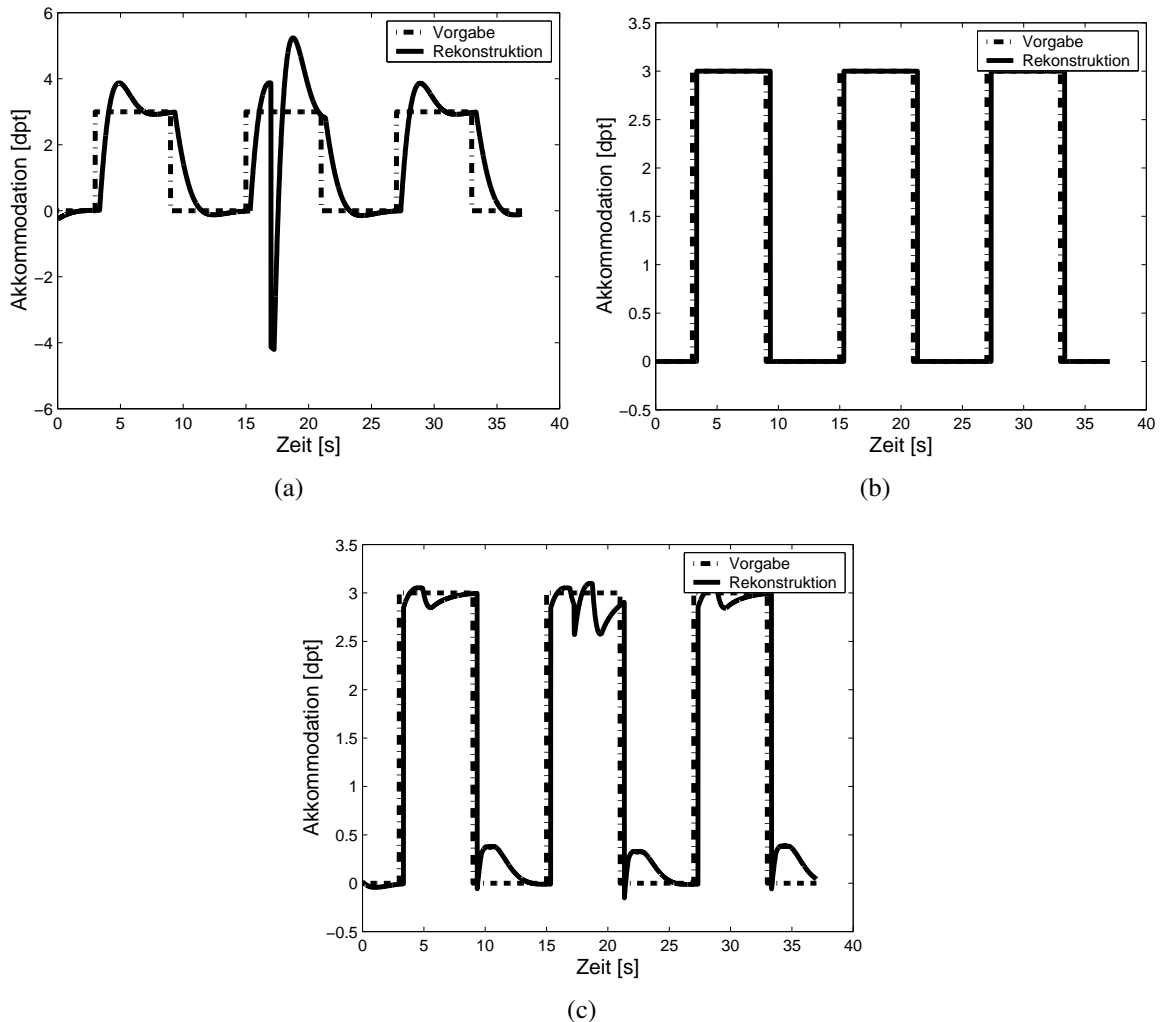


Abbildung 3.25: Simulation des Irisverhaltens und des rekonstruierten Akkommodationsbedarfes unter Verwendung des in Abbildung 3.24 gezeigten Testsignals ohne Berücksichtigung dynamischer Aspekte (a) sowie mit exakt bekannten Parametern (b) und mit gerundeten Parametern (c).

Kalibrierung sind die dynamischen Parameter nicht exakt bestimmbar und sind sicherlich auch vom Zustand des Patienten abhängig. Um die Auswirkung von Parameterfehlern zu simulieren, wurden die Dynamikparameter für die Rekonstruktion nicht wie in Gleichung 3.53 gewählt, sondern auf eine signifikante Stelle gerundet. Wie Abbildung 3.25(c) zeigt, sind die Ergebnisse selbst dann noch gut.

Bei jeder Messung tritt ein Messfehler auf, in der Messfolge kommt es dadurch zum Rauschen. Durch zwei Effekte findet eine starke Rauschverstärkung statt. Zum einen weist die

Sättigungskennlinie nahe des Bewegungsrandes der Iris eine geringe Steigung auf, ihr Kehrwert ist bei der Inversion umso größer. Zum anderen besitzt die Inversion der verzögernden Bewegungsdynamik differenziellen Charakter. Weitere Effekte von Rauschen sind die unklare Erkennung der Bewegungsrichtung aufgrund von ständigem Hin- und Herschalten sowie die Verschiebung des Mittelwertes aufgrund der nichtlinearen Sättigungskennlinie. Beides lässt sich durch geeignete Filter mindern oder beheben. Aufgrund der Verschiebung des Mittelwertes muss die Filterung vor der Inversion der Sättigung erfolgen. Des Weiteren kann der Filter mit einer variablen Grenzfrequenz ausgestattet sein, welche von der Steigung der Sättigungskennlinie abhängt. Dann wird im mittleren Bewegungsbereich der Iris nur schwach gefiltert, am Bewegungsrand, wo die Inversion eine große Verstärkung bedeutet, wird mit niedriger Grenzfrequenz gefiltert. Dadurch wird nur dann die unvermeidbare Verzögerung eines Filters in Kauf genommen, wenn er gebraucht wird. Einen Überblick über das neu entwickelte Modell der Irisbewegung und der entwickelten Methode zur Informationserfassung zeigt Abbildung 3.26.

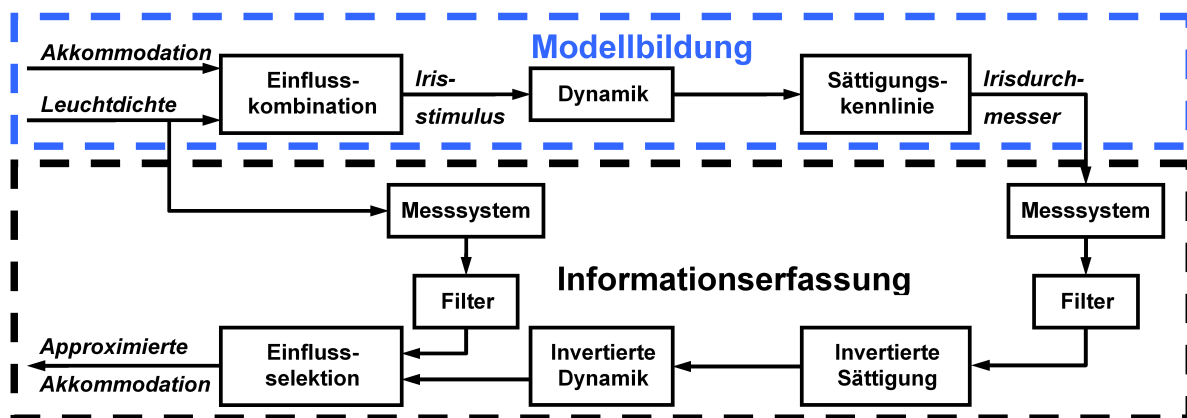


Abbildung 3.26: Blöcke der Modellierung der Irisbewegung aus Umfeldleuchtdichte und Akkommodationsbedarf sowie der Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfs durch die Informationserfassung.

Erforderliche Messgenauigkeit

Die erforderliche Messgenauigkeit lässt sich aus der Schärfentiefe ableiten. Als einzige Informationsquelle bietet die Nutzung der Iriskontraktion durch die Messung des Irisdurchmessers zuverlässige Informationen über die Schärfentiefe. Der Zusammenhang zwischen Pupillendurchmesser und Schärfentiefe ist nach [AS02] näherungsweise gegeben durch:

$$A_{ST} = \frac{1,8 \text{ dpt} \cdot \text{mm}}{d_p} \quad (3.56)$$

Die Messgenauigkeit darf nicht größer sein als die halbe Schärfentiefe, um keine spürbare Bildunschärfe zu erzeugen. Zum Bewegungsrand der Iris hin ist eine besonders hohe Auflösung der Durchmesser messung gefordert, weil dort eine Akkommodationsänderung nur

eine kleine Durchmesseränderung verursacht. Der Bereich mit großem Durchmesser ist dabei weniger relevant, weil die Iris bei älteren Menschen ohnehin stärker kontrahiert ist als bei jüngeren und im skotopischen Bereich keine Akkommodation möglich ist [AD58]. Zum kleinen Bewegungsrand ist die Pupille aber klein und die Schärfentiefe entsprechend groß, die Messfehler im Akkommodationsbedarf dürfen dort größer sein. Die Auswirkung von relativen Messfehlern der Umfeldleuchtdichte ist nahezu unabhängig vom Pupillendurchmesser, weil Akkommodationsbedarf und der Logarithmus der Retinabeleuchtung linear in den Irisstimulus eingehen. Wird die Umfeldleuchtdichte auf 13 % genau gemessen, so ergibt sich nach Gleichung 3.54 daraus ein Akkommodationsfehler von 0,1 dpt. Die Messung des Pupillendurchmessers kann zur Messung der Umfeldleuchtdichte als unkorreliert angenommen werden. Dann muss der Pupillendurchmesser je nach Umfeldleuchtdichte und Akkommodationsbedarf bei einem 70-jährigen auf etwa $12 \mu\text{m}$ genau gemessen werden (Abbildung 3.27(a)). Obwohl

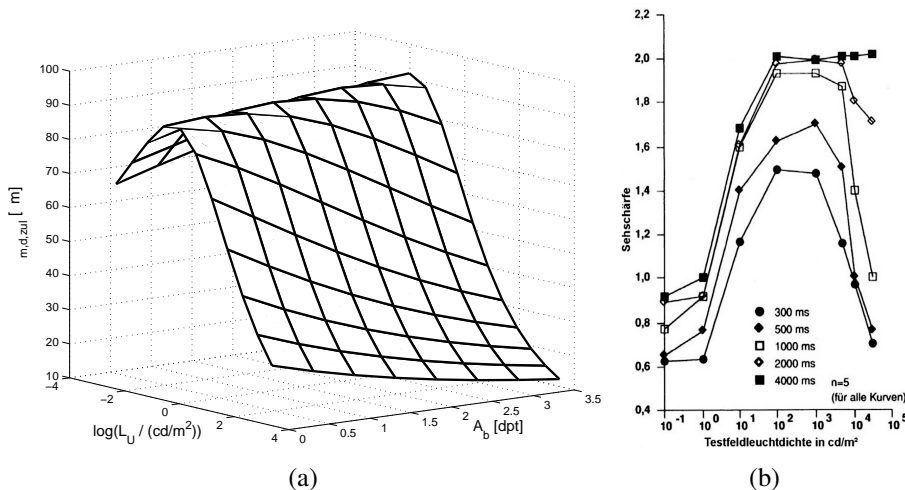


Abbildung 3.27: Die erforderliche Messgenauigkeit des Irisdurchmessers hängt von der Leuchtdichte und dem Akkommodationsbedarf ab (a). Die Sehschärfe in Abhängigkeit der Leuchtdichte und Darbietungszeit hat ein Maximum zwischen 100 cd/m^2 und 1000 cd/m^2 [HOZ92] (b).

die größte Schärfentiefe bei hoher Leuchtdichte und hohem Akkommodationsbedarf erreicht wird, ist dort die größte Messgenauigkeit erforderlich. Ein mittlerer zulässiger Messfehler ist hier wenig aussagekräftig, weil bei einem durchschnittlichen Akkommodationsfehler von 0,25 dpt bei sehr heller Umgebung der Akkommodationsfehler viel größer ist. Der Patient hat dann im Hellen keine Möglichkeit, durch sein Verhalten ein scharfes Bild zu bewirken. Wird die erforderliche Genauigkeit bei der Durchmesserbestimmung erreicht, ist aber die Genauigkeit des Akkommodationserfolgs in den meisten Fällen besser als gefordert. Der Messbereich zur Erfassung der Umfeldleuchtdichte liegt bei 10^{-1} cd/m^2 bis 10^4 cd/m^2 , der Irisdurchmesser liegt zwischen 1,6 mm und 6,7 mm.

Absorptionsfilter zur Verstärkung des Pupillennahreflexes

Der zulässige Messfehler kann durch das Einbringen eines variablen Absorptionsfilters im optischen System des Implantats vergrößert werden. Der Visus erreicht ab etwa 100cd/m^2 sein Maximum und nimmt ab 1000cd/m^2 in Abhängigkeit der Darbietungszeit eher wieder ab (Abbildung 3.27(b)). Daraus kann geschlossen werden, dass die Integration eines einstellbaren Filters, welcher ab 100cd/m^2 die darüber hinausgehende logarithmische Hälfte absorbiert, für den Patienten einen Visusvorteil bedeutet. Bei 100cd/m^2 ist der Filter dann gerade noch nicht aktiv, bei 1000cd/m^2 stellt sich eine Retinabeleuchtung ein, welche ohne Filter bei 316cd/m^2 erreicht wird. Durch den Filter bleibt die Iris auch bei hohen Umfeldleuchtdichten näher an der Mitte ihres Bewegungsbereiches und kann unter Akkommodationsbedarf noch stärker kontrahieren. Mit dem beschriebenen Filter lässt sich die erforderliche Messgenauigkeit auf $16\mu\text{m}$ erhöhen.

3.3.3 Messung von Pupillendurchmesser und Umfeldleuchtdichte

Neues Konzept zur berührungslosen simultanen Messung beider Größen mit einem Sensorarray

Bekannte Systeme zur Messung des Irisdurchmessers verwenden Infrarotstrahlung in Kombination mit einer Bildverarbeitung, um über den Kontrast die Pupille zu detektieren und daraus den Durchmesser zu bestimmen. Mit einem neuen Konzept kann eine simultane optische Messung von Irisdurchmesser und Umfeldleuchtdichte erfolgen, indem im oder vor dem optischen Element ein Array von optischen Sensoren eingebracht wird (Abbildung 3.28). Wird das Ar-

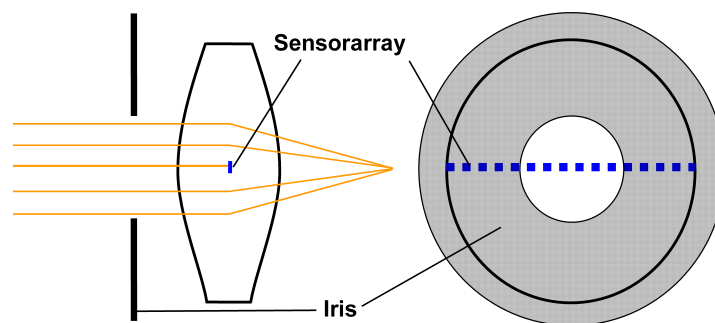


Abbildung 3.28: Schematische Darstellung des Konzeptes zur Erfassung von Umfeldleuchtdichte und Pupillendurchmesser mit einer Fotosensorenzeile.

ray nahe der Iris platziert, so wird nur der mittlere Bereich, welcher nicht von der Iris verdeckt wird, beleuchtet. Aus der Anzahl der beleuchteten Pixel kann der Irisdurchmesser bestimmt werden, aus der Beleuchtungsstärke der beleuchteten Pixel kann auf die Umfeldleuchtdichte rückgeschlossen werden [KBG⁺07e].

Wird die Umgebung des Betrachters mit homogener Umfeldleuchtdichte modelliert, so kann für die Berechnung der Beleuchtung eines Sensorpixels eine ebenso stark leuchtende Fläche innerhalb der Pupille verwendet werden. Weil die Pixelfläche parallel zur leuchtenden Pupillenfläche steht, kann der Lichtübertragungsfaktor [Kok03] vereinfacht werden. Die

Beleuchtung I_{Pi} des kleinen Pixels mit der Fläche A_{Pi} , welches sich bezüglich des implantatfesten Koordinatensystems an der Stelle $(x_{Ar} \ y_{Pi} \ z_{Pi})^T$ befindet, lässt sich dann mit Hilfe einer Integration über die Pupillenfläche berechnen:

$$I_{Pi} = L_U \cdot \int_0^{\frac{d_p}{2}} \int_0^{2\pi} \frac{(x_{Ar} - x_p)^2 \cdot r_p}{\left((x_{Ar} - x_p)^2 + (y_{Pi} - r_p \cdot \cos(\varphi_p))^2 + (z_{Pi} - r_p \cdot \sin(\varphi_p))^2 \right)^2} d\varphi_p dr_p \quad (3.57)$$

Die Pupillenmitte befindet sich dabei im Abstand $x_p - x_{Ar}$ vor dem Array. Das Ergebnis der Berechnung ist für unterschiedliche Abstände zwischen Array und Iris in Abbildung 3.29 dargestellt. Gut zu erkennen ist die scharfe Abgrenzung der Beleuchtung am Irisrand, wenn sich

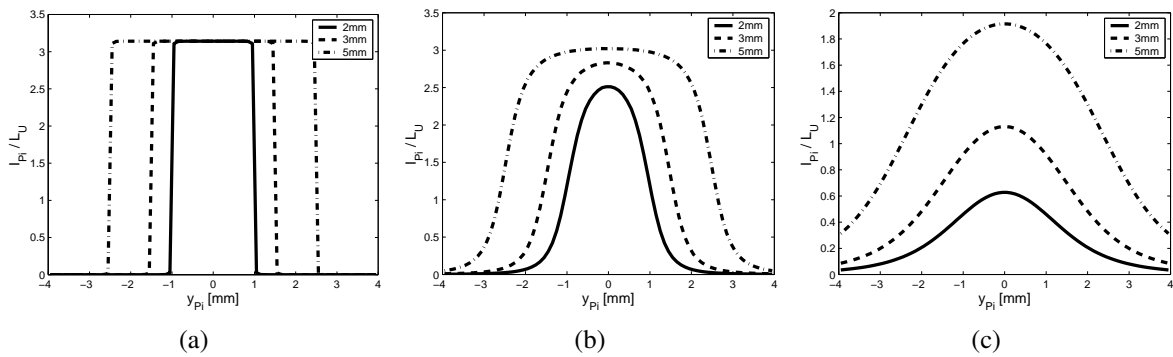


Abbildung 3.29: Relative Beleuchtung der Pixel über der Pixelposition für unterschiedliche Irisdurchmesser und einem Abstand zwischen Iris und Array von $10 \mu\text{m}$ (a), $0,5 \text{ mm}$ (b) und 2 mm (c).

das Array dicht hinter der Iris befindet. Je größer aber der Abstand zwischen Iris und Array im Verhältnis zum Irisdurchmesser, desto unschärfer werden die Kanten des Beleuchtungsrandes. Auch zu erkennen ist die Tatsache, dass sich bei einem größeren Abstand auch die Beleuchtung der zentralen Pixel mit dem Irisdurchmesser verändert. Das hängt mit dem Raumwinkel zusammen, den die Pupille vom Pixel aus gesehen aufspannt und welcher bei einer Position hinter der Iris von deren Durchmesser abhängt. Da sich das Integral in Gleichung 3.57 für eine Pixelposition hinter der Irismitte analytisch berechnen lässt, kann bei bekanntem Durchmesser dennoch auf die Leuchtdichte geschlossen werden:

$$I_{Pi,max} = \frac{L_U \cdot \pi}{1 + \left(\frac{2 \cdot x_{Ar}}{d_p} \right)^2} \quad (3.58)$$

Die Position des Arrays in der Optik stört die optische Abbildung. Zwar befindet sich das Array nicht in einer Fokusebene, so dass der Patient keinen dunklen Streifen wahrnehmen wird, es ergeben sich aber dennoch zwei Effekte, welche die Sehleistung beeinträchtigen können. Zum einen trifft weniger Licht auf die Netzhaut, was insbesondere bei geringer Umfeldleuchtdichte wichtig ist. Zum anderen findet am linienförmigen Array Beugung statt. Die

zusätzliche Beugung findet dabei nur orthogonal zur Sensorlinie statt, parallel zu ihr nicht. Die dadurch entstehenden Abbildungsfehler können deshalb mit denen eines Astigmatismus verglichen werden. Gleichwohl lässt sich der Abbildungsfehler natürlich nicht mit einer Astigmatismuskorrektur beseitigen. Tabelle 3.3 fasst die Auswirkungen des Arrays auf die optische Abbildung zusammen [KSG⁺07]. Die Sensorbreite, welche mit der Pixelhöhe identisch ist,

∅ Pupille	Sensorbreite	
	500 μm	50 μm
2 mm	0,5 dpt 68 %	0,1 dpt 97 %
4,5 mm	0,1 dpt 86 %	0,02 dpt 99 %

Tabelle 3.3: Vergleichbarer Astigmatismus und Transmissionsanteil bei unterschiedlicher Abschattungsbreite und Pupillendurchmesser.

hat dabei erheblichen Einfluss auf die Abbildungsveränderungen. Die Auswirkung auf die Transmission ist insbesondere bei kleiner Pupille groß, weil dann der Anteil der Sensorfläche an der Pupillenfläche am größten ist. Allerdings ist die Pupille nur bei ausreichender Helligkeit auf 2 mm verengt, so dass die Visusnachteile aufgrund der Transmission nur bei dunkler Umgebung bei dann größerer Pupille entstehen. Aber selbst bei einer Zeilenbreite von 500 μm beträgt die Lichtreduktion dann nur 14 %, wovon wiederum ein Anteil von 20 % durch die öffnende Korrektur der Iris kompensiert wird. Beim vergleichbaren Astigmatismus ist die Auswirkung des Pupillendurchmessers umgekehrt. Während die Astigmatismuswerte bei großer Pupille vernachlässigbar klein sind, wird bei kleiner Pupille ein großer Astigmatismus benötigt, um einen vergleichbaren Effekt zu erzielen. Allerdings beträgt die Schärfentiefe bei 2 mm Pupillendurchmesser 0,9 dpt, so dass ein Astigmatismus von 0,5 dpt nur zu einer vernachlässigbaren Verringerung der Sehleistung beiträgt.

Die Auswirkungen auf die optischen Eigenschaften können verringert werden, indem ein schmaler Spiegel in die Optik eingebracht wird, welcher Licht auf den Umfang des aktiv-optischen Systems auskoppelt, wo sich dann das Array befindet. Damit kann auch erreicht werden, dass die Abbildung des Pupillendurchmessers auf die Sensorzeile linear erfolgt (Herleitung und Beschreibung in Anhang A.8). Die optische Weglänge von der Pupille bis zum Sensor ist dann aber insbesondere in Pupillenmitte mit etwa 3 mm deutlich größer und die Abbildung des Irisrandes unschärfer als mit dem Array in der Optik.

Bisher zur Verfügung stehende gehäuste Sensoren sind zu groß, um in die Optik integriert zu werden. Ungehäust sind sie aber wesentlich kleiner. Beispielsweise hat der Sony ILX751B [Sonb] 2048 Pixel mit je einer Fläche von 14 $\mu\text{m} \times 14 \mu\text{m}$ und ist ungehäust inklusive Schieberegister nur 400 μm breit und dadurch schmal genug für eine Integration in die Optik. Andere Arrays bieten breitere Pixel, sind aber mit einer Gesamtlänge von 6,4 mm [Ham] für eine Implantation genau passend. Den geringsten Pixelabstand und damit die beste Ortsauflösung bietet derzeit der Sony ILX558K [Sona] mit Pixeln von 4 $\mu\text{m} \times 4 \mu\text{m}$. Alle Arrays haben aber einen Energieumsatz von mehr als 100 mW und sind deshalb für die direkte Verwendung

ungeeignet. Falls es gelingt, einen Sensor nur für je eine Integrationszeit anzuschalten und die verbleibende Zeit ruhen zu lassen, ist die Verwendung eines Sensorarrays dennoch in Betracht zu ziehen. Insbesondere der Volumenbedarf ist bei einem solchen System, welches durch seine Integrierbarkeit in das aktiv-optische Element vom Hohlzylinder kein Volumen benötigt, sehr gering. Der Bedarf an Rechenleistung ist aufgrund der vielen auszulesenden und auszuwertenden Pixel aber entsprechend hoch. Wie bei allen Systemen zur Messung der Umfeldleuchtdichte vom Kapselsack aus ist des Weiteren der Lidschlag zu berücksichtigen und entsprechend herauszufiltern.

Variante mit wenigen ausgedehnten Sensoren

Um die Auswertung des Irisdurchmessers zu vereinfachen, können anstatt vieler kleiner Pixel auch wenige ausgedehnte Sensoren verwendet werden. Eine mögliche Anordnung besteht aus 4 Elementen. Dabei befindet sich ein Element in Irismitte und die anderen drei Elemente verlaufen radial sternförmig nach außen (Abbildung 3.30(a)). Dann gibt das mittlere Element Aufschluss über die Umfeldleuchtdichte. Die anderen drei Elemente können Aufschluss über den projizierten Pupillenrand geben, wenn sie beispielsweise als Photoleiter aufgebaut sind. Dann ergibt sich deren elektrischer Widerstand aus einem unbeleuchteten Längenanteil in Reihe mit einem zweiten Teil, welcher mit bekannter Stärke beleuchtet wird.

Als Material für den Photoleiter kommt insbesondere Cadmiumsulfid (CdS) in Betracht, welches Licht im Bereich zwischen 450 nm und 670 nm absorbiert [Lud07]. Der Peak liegt mit 510 nm leicht unterhalb des Peaks der Rezeptoren der Netzhaut, durch Beimengen von CdSe lässt sich aber das Absorptionsmaximum gezielt zu größeren Wellenlängen hin verschieben. Die folgende Betrachtung bezieht sich aber dennoch auf reines CdS. Die auf die Beleuchtung bezogene Absorptionskonstante beträgt $a_{FL} = 10^7 \text{ 1/m}$ [MRS99], der wesentliche Teil der Fotoleitung findet deshalb in den ersten 100 nm der Schichtdicke des Widerstands statt. Ist die Fotoleiterschicht dicker, behält das Material darunter näherungsweise seine Dunkelleitfähigkeit bei. Die Dunkelleitfähigkeit lässt sich mit den in [MRS99] angegebenen Parametern zu $\kappa_{FL,0} = 1630 \text{ 1}/\Omega\text{m}$ berechnen. Die Fotoleitfähigkeit folgt dem Potenzgesetz [Sch92], der Exponent α_{FL} beträgt bei handelsüblichen Bauteilen etwa 0,87 [Wam]. Die an den Enden messbare Leitfähigkeit entspricht der Parallelschaltung der mit steigender Tiefe geringer beleuchteten Schichten:

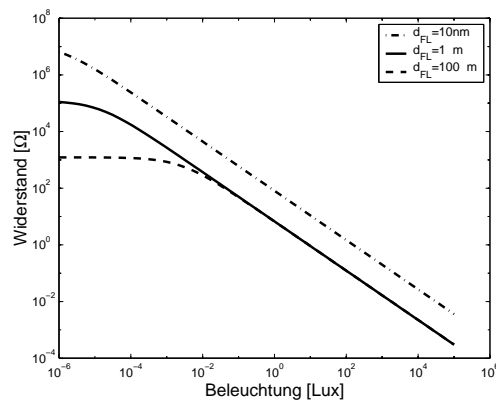
$$\begin{aligned}
 d_{FL} \cdot \overline{\kappa_{FL}} &= \int_0^{d_{FL}} \kappa_{FL,0} + k_{FL,1} \cdot (I_x(x))^{\alpha_{FL}} dx \\
 &= d_{FL} \cdot \kappa_{FL,0} + \underbrace{\frac{k_{FL,1}}{a_{FL}^{1+\alpha_{FL}} \cdot \alpha_{FL}}}_{k_{FL}} \cdot \left(1 - e^{-a_{FL} \cdot \alpha_{FL} \cdot d_{FL}}\right) \cdot I^{\alpha_{FL}} \quad (3.59)
 \end{aligned}$$

Der Faktor k_{FL} lässt sich nach Angaben in [Hee06] zu $3 \cdot 10^8 \text{ 1}/\text{lux}^{0,87}\Omega$ berechnen. Der Widerstand eines Fotoleiters der Länge l_{FL} , der Breite b_{FL} und der Schichtdicke d_{FL} lässt sich dann

in Abhängigkeit des Beleuchtungsverlaufs $I(l)$ berechnen:

$$R_{FL} = \int_0^{l_{FL}} \frac{dl}{b_{FL} \cdot (d_{FL} \cdot \kappa_{FL,0} + k_{FL} \cdot (1 - e^{-\alpha_{FL} \cdot d_{FL}}) \cdot I(l)^{\alpha_{FL}})} \quad (3.60)$$

Abbildung 3.30(b) zeigt den Widerstand in Abhängigkeit von nicht ortsvariabler Beleuchtung für unterschiedliche Schichtdicken. Es ist zu erkennen, dass sich der maximal erreichbare



(a)

(b)

Abbildung 3.30: Anordnung von vier ausgedehnten Fotowiderständen (a). Die Abhängigkeit eines Fotowiderstandes konstanter Breite und Länge von der ortskonstanten Beleuchtung und der Schichtdicke (b).

Widerstand (Dunkelwiderstand) erwartungsgemäß antiproportional zur Schichtdicke verhält. Bis zu einem Schwellwert an Beleuchtung ändert sich der Widerstand nur sehr wenig, weil die nicht durch die Fotoleitung beeinflusste untere Schicht überwiegt. Bei hoher Beleuchtung dominiert dagegen die dünne obere Schicht und der Widerstand nimmt entsprechend der Potenz α_{FL} ab. Dann ist wiederum die Schichtdicke des Fotowiderstandes nicht relevant. Erst mit Hilfe von Schichtdicken, welche unterhalb des Kehrwertes der Absorptionskonstante liegen, lässt sich der Widerstand bei hoher Beleuchtung beeinflussen. Die minimal detektierbare Beleuchtung bestimmt also die maximale Schichtdicke. Aber selbst mit $100 \mu\text{m}$ lassen sich Beleuchtungen ab $0,01 \text{ Lux}$ messen, darunter findet auch beim natürlichen System keine Akkommodation statt [AD58] es muss deshalb bei derartigen Beleuchtungen nicht gemessen werden. Zu dünnen Schichten hin besteht als einzige Begrenzung die Notwendigkeit einer gleichmäßigen und durchgehenden elektrischen Verbindung.

Werden die Fotowiderstände unmittelbar hinter der Blende angeordnet, so wirken im verdeckten Bereich der Dunkelwiderstand und im hellen Bereich ein bei entsprechend hoher Beleuchtung um mehrere Größenordnungen geringerer Widerstand in Reihe. Der Gesamtwiderstand verhält sich deshalb proportional zum verdeckten Bereich. Besteht zwischen Iris und Fotowiderstand ein realistischer Abstand von $0,5 \text{ mm}$, so ändern sich auch die äußeren Widerstände um mehrere Größenordnungen, weil selbst bei kleiner Pupille der äußere Rand

noch etwas beleuchtet wird. Sowohl für die außen als auch für den zentral angeordneten Widerstand sollte deshalb vor dem AD-Wandler ein analoger Logarithmierer eingesetzt werden. Der Zusammenhang zwischen dem Akkommodationsbedarf und den logarithmierten Widerstandswerten kann dann durch ein Approximationspolynom hergestellt werden. Bei einer Ordnung des Polynoms von $n_{ap} = 5$ beträgt der Approximationsfehler nur noch 0,026 dpt (Formel 2.13), was auf einen eindeutigen Zusammenhang hinweist. Die Auflösung des AD-Wandlers muss aber mindestens 10bit betragen, um in allen Zuständen den zulässigen Gesamtfehler der halben Schärfentiefe nicht zu überschreiten. Der Abstand zwischen den Widerständen und der Iris wirkt sich nur wenig auf den Approximationsfehler aus, die Auflösung bei der Widerstandsmessung muss aber bei größerem Abstand erhöht werden (11 bit bei 2 mm).

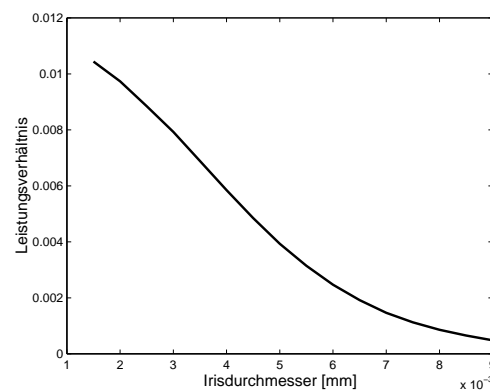
Mit Hilfe der Bedingung, dass das thermische Rauschen die notwendige Auflösung nicht überschreiten darf, kann die minimal notwendige Leistung berechnet werden. Unter der Annahme, dass je Widerstand in allen Zuständen derselbe Strom fließen soll und die anliegende Spannung gemessen wird, ergibt die dann maximal notwendige Leistung $4,3 \mu\text{W}$. Aufgrund des Messbereichs über mehrere Größenordnungen kann es bei der praktischen Ausführung aber dennoch sinnvoll sein, im oberen und im unteren Bereich der Beleuchtungsstärke eine unterschiedliche Stromstärke zu verwenden. Der Widerstandsbereich hängt insbesondere von den produzierbaren Linienbreiten und Schichtdicken ab. Die relative Messgenauigkeit und der Approximationsfehler bleiben davon unberührt.

Variante mit wenigen diskreten Sensoren

Der Widerstand radial ausgedehnter Photosensoren wird im Wesentlichen durch die Beleuchtung im äußeren Bereich bestimmt, weil dort der höchste spezifische Widerstand vorliegt, welcher bei einer Reihenschaltung mit dem niedrigeren weiter innen liegenden Widerstand den Gesamtwiderstand dominiert. Um den Beugungseinfluss zu reduzieren und die Herstellbarkeit zu erhöhen, können auch nur vier diskrete Sensoren verwendet werden. Einer davon befindet sich in Irismitte, die anderen auf identischem Radius weiter außen. Diese Anordnung stellt eine wesentliche Vereinfachung zu den vorangenannten Anordnungen dar. Hier können nun sowohl Fotodioden als auch Fotowiderstände zum Einsatz kommen. Die Berechnung erfolgt deshalb wieder mit der logarithmierten Beleuchtungsstärke. Mit 0,02 dpt ist der Approximationsfehler abermals vernachlässigbar gering. Die relative Messgenauigkeit und damit die Auflösung des Wandlers nach dem Logarithmierer muss auch bei mindestens 10bit liegen. Die Auswirkung der radialen Lage der äußeren Messpunkte auf den Approximationsfehler ist sehr gering. Bei einem Abstand zur Pupillenmitte von 2 mm erreicht die erforderliche Messgenauigkeit ein Minimum und nimmt zu kleinerem Abstand stark, zu größerem Abstand nur wenig zu. Die äußeren Sensorpunkte können deshalb auch bei 3 mm Abstand von der optischen Achse und damit ganz außerhalb des optisch relevanten Bereiches liegen. Die axiale Lage hat den selben Einfluss wie bei den verteilten Sensoren, so dass bei größerer Entfernung von der Iris eine höhere Auflösung notwendig ist. Im Vergleich zur Verwendung eines verfügbaren Sensorarrays erfordern einzelne Sensorpunkte mehr Entwicklungsarbeit, bieten aber die Möglichkeit eines pulsweisen Messbetriebs und dadurch einer Reduktion des Energieumsatzes.

Detektion des Irisdurchmessers mit einer Pulsaserdiode

In einem weiteren neuen Ansatz kann die Detektion des Irisdurchmessers auch mit einem aktiv betriebenen optischen System erfolgen. Hierzu wird nahe des Kapselsackäquators eine Pulsaserdiode eingebracht, welche hauptsächlich nach vorn in Richtung Irismitte abstrahlt. Symmetrisch zur optischen Achse befindet sich ein Empfänger, welcher die Lichtpulse detektieren kann (Abbildung 3.31(a)). An der Irisrückwand wird dabei ein Anteil der Strahlung absorbiert, der Rest wird reflektiert oder gestreut. Im Bereich der Pupillenöffnung entweicht wiederum der Großteil der Strahlung über die Hornhaut nach außen. Je größer die Pupillenöffnung, desto weniger Licht wird reflektiert oder gestreut. Die Pulsamplitude am Empfänger hängt deshalb vom Pupillendurchmesser ab. Die Erfassung erfolgt durch einen Fotosensor.



(a)

(b)

Abbildung 3.31: Anordnung von Sender und Empfänger des Pulslichtes bezüglich der Iris und der optischen Achse (a) sowie das Verhältnis zwischen Empfangs- und Sendeleistung in Abhängigkeit des Irisdurchmessers (b).

Er kann zentral in der Optik angeordnet werden und auch zur Messung der Umfeldleuchtdichte eingesetzt werden. Im Gegensatz zu den anderen Methoden kann die Ermittlung der Leuchtdichte aber hier auch mit einer weiteren, nach hinten ausgerichteten Fotodiode erfolgen. Dadurch wird direkt die Retinabeleuchtung erfasst. Im hier vorgestellten Fall ist keine Vergleichsbeleuchtung für weiter außen liegende Pixel oder Fotowiderstände notwendig.

Für die Modellbildung wird ein gleichmäßig in den Halbraum der Iris strahlender Sender angenommen. Die Irisrückfläche wird als Lambertstrahler mit einer Streurrate von 0,5 modelliert. Der Empfänger wird mit einer Fläche von 1 mm^2 so ausgerichtet, dass die Normale durch seine Mitte auch durch die Pupillenmitte verläuft. Die Empfangsleistung hängt dann im relevanten Bereich bis 6 mm in erster Näherung linear mit dem Pupillendurchmesser zusammen (Abbildung 3.31(b)).

Für die Lichtpulse werden am besten Infrarotlaserdioden verwendet. Sie bieten den Vorteil, dass sie mit sehr kurzen Pulsen von 5 ns betrieben werden können [Lasa]. Die Detektion kann mit einer PIN Photodiode erfolgen, welche eine sehr gute Auflösung ermöglicht [Lasb]. Mit der im Vergleich zum Modell sehr kleinen Empfängerfläche von $1960 \mu\text{m}^2$ ergibt sich ein um den Faktor 509 geringeres Leistungsverhältnis. Dennoch ist eine Peak-Sendeleistung von

620 μW ausreichend für die Messung des Pupillendurchmessers mit der geforderten Genauigkeit von 12 μm . Nach oben hin ist die Sendeleistung durch die Wahrnehmung der Retina begrenzt. Bei einer sehr geringen Umfeldleuchtdichte von 10^{-4}cd/m^2 beträgt der Lichtstrom durch die Pupille ungefähr $6,2 \cdot 10^{-9} \text{lm}$, welche auch vom Sender nicht überschritten werden darf. Da von einer diffusen Streuung und nicht von einer Projektion des Sendestrahls auf die Retina ausgegangen werden kann, beträgt die zulässige Sendeleistung unter Berücksichtigung der spektralen Empfindlichkeit (Abschnitt 3.4.2) in Abhängigkeit der verwendeten Wellenlänge zwischen 1,8 nW bei 700 nm und 74 mW bei 900 nm. Weil als Wiederholfrequenz der Pulse 100 Hz vollkommen ausreichen und dann auf der Retina eine zeitliche Mittelung des Lichtstroms erfolgt [NT97], beträgt die zulässige Peakleistung bereits bei 700 nm mit 3,6 mW mehr als die geforderte Sendeleistung von 0,9 mW. Um eine rötliche Wahrnehmung im Dunkeln ausschließen zu können, muss das Messsystem abgeschaltet werden, wenn die gemessene Umfeldleuchtdichte unterhalb der Wahrnehmungsschwelle liegt.

Das vorgestellte System mit einer Impulslaserdiode bietet die Möglichkeit einer Detektion des Pupillendurchmessers mit einem mittleren Energieumsatz im Bereich von 1 nW. Nicht zu vernachlässigen ist aber der elektronische Aufwand, welcher notwendig ist, um die kurzen Pulse zu generieren. Im Vergleich zu den passiven optischen Möglichkeiten zur Detektion des Pupillendurchmessers wird hier auch Volumen außerhalb des transparenten optischen Bereichs aus dem Hohlzylinder benötigt, wenngleich Sender und Empfänger zusammen mit ca. 2mm^3 nur einen geringen Anteil des zur Verfügung stehenden Volumens benötigen.

3.4 Distanzmessung zum Fixationsobjekt

Die Distanz zwischen Hornhautscheitel und Fixationsobjekt beinhaltet direkt die Information über den Akkommodationsbedarf. Deshalb wird im Folgenden Signalquelle (4) aus Abbildung 2.4 untersucht und ein Messsystem zu deren Nutzung konzipiert.

3.4.1 Eigenschaften der Signalquelle

Ist der Abstand zwischen Hornhautscheitel und Fixationsobjekt bekannt, so lässt sich nach Formel (2.1) direkt der Akkommodationsbedarf berechnen. Der Winkel zwischen optischer Achse und Fixierlinie liegt meist unter 5° und seine Auswirkung auf den Akkommodationsbedarf ist deshalb gering. Aufgrund der mit der Kehrwertbildung einhergehenden starken Nichtlinearität ergeben sich Eigenschaften der Signalquelle, welche in ihrer Form bei der Distanzmessung besonders stark ausgeprägt sind. So ist der zulässige Messfehler stark von der zu messenden Distanz abhängig. Der zulässige obere und untere Messwert bei gegebenem Akkommodationsbedarf ergibt sich aus dem Bereich, welcher innerhalb der Schärfentiefe liegt³:

$$d_{m,min} = \frac{1}{(A_b + \frac{1}{2} \cdot A_{ST}) \cdot \cos \chi} \quad d_{m,max} = \frac{1}{(A_b - \frac{1}{2} \cdot A_{ST}) \cdot \cos \chi} \quad (3.61)$$

³Die optische Dichte des Umgebungsmediums wird im Folgenden auf Eins gesetzt

Der Betrag des zulässigen Messfehlers in beide Richtungen ergibt sich dann durch Einsetzen von Gleichung (2.1) und dem Vergleich mit der tatsächlich vorhandenen Distanz:

$$d_{\Delta m-} = \frac{d_{HF}^2 \cdot A_{ST} \cdot \cos \chi}{2 + d_{HF} \cdot A_{ST} \cdot \cos \chi} \quad d_{\Delta m+} = \frac{d_{HF}^2 \cdot A_{ST} \cdot \cos \chi}{2 - d_{HF} \cdot A_{ST} \cdot \cos \chi} \quad \forall d_{HF} < \frac{2}{A_{ST} \cdot \cos \chi} \quad (3.62)$$

Während sich der zulässige Messfehler bei kurzen Distanzen in beide Richtungen nur wenig unterscheidet und quadratisch mit der Distanz wächst, unterscheiden sich die zulässigen Messfehler bei größerer Distanz deutlich (Abbildung 3.32(a)). Bei einer Objektentfernung von

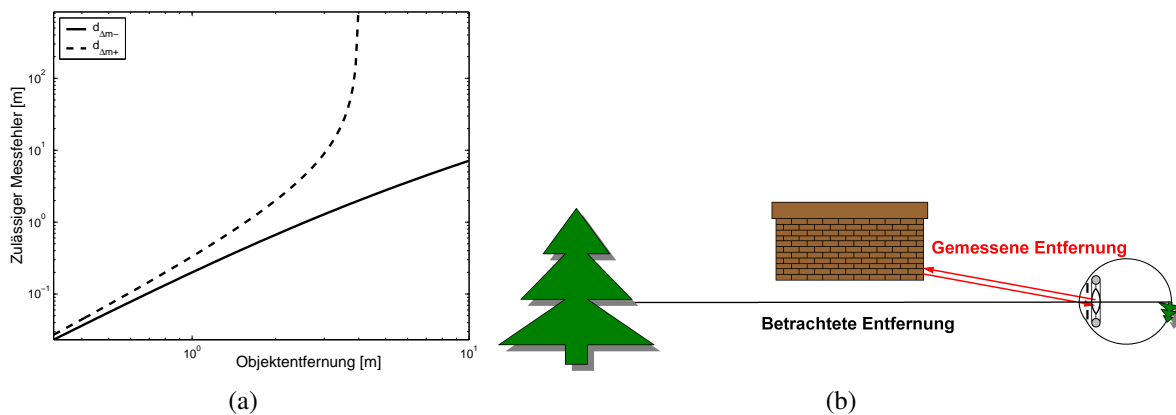


Abbildung 3.32: Richtungsabhängiger zulässiger Messfehler bei einer Schärfentiefe von 0,5dpt (a) sowie mögliche große Messfehler bei großen Ausrichtungsfehlern [KBB06b] (b).

30cm ist nach Gleichung 3.62 ein Messfehler von 2,1 cm bzw. 2,4cm zulässig. Eine Distanz von 4m darf beliebig zu groß und bis zu 2m zu klein gemessen werden. Der Messbereich beträgt theoretisch 30cm bis ∞ , kann aber auf den Bereich bis 4m beschränkt werden, wenn jenseits dieser Entfernung zuverlässig erkannt wird, dass sich im Bereich bis 4m kein Objekt befindet.

Eine weitere Eigenschaft der Kehrwertbildung ist die Veränderung des Erwartungswertes. Wird mit einer Messeinrichtung gemessen, deren Messfehler im Distanzbereich normalverteilt ist, so ergibt sich im Kehrwertbereich keine Normalverteilung mehr. Darüber hinaus entspricht der Erwartungswert des Akkommodationsbedarfs und damit der Erwartungswert des Kehrwerts nicht dem Kehrwert des Erwartungswertes. Selbst wenn die Objektdistanz erwartungstreu gemessen wird, ergibt sich aus deren Kehrwert kein erwartungstreuer Akkommodationsbedarf. Werden 30cm mit einer Standardabweichung von 2cm gemessen, so ergibt sich nach Gleichung (2.19) ein erwartungswertkorrigierter Akkommodationsbedarf von 3,4dpt, während bei einer Normalverteilung entlang des Akkommodationsbedarfs bei hohem Akkommodationsbedarf nach unten korrigiert wird, weil ein kleinerer Akkommodationsbedarf per se wahrscheinlicher ist.

Die Stelle des schärfsten Sehens ist die Zentralgrube, welche mit einem Durchmesser von 1,25 mm einen Kegel schärfsten Sehens mit $\alpha_{ZG} = 4,3^\circ$ und der Fixierlinie als Symmetrieachse aufspannt. Innerhalb dieses Kegels muss die Messung zum Fixationsobjekt erfolgen,

idealerweise auf der Fixierlinie selbst. Je größer der Winkel zwischen Messachse und Fixierlinie, desto größer die Gefahr, dass sich die Abstände zum Fixationsobjekt und zum ersten Objekt entlang der Messachse unterscheiden (Abbildung 3.32(b)). Ein schwieriger Fall ist zum Beispiel, wenn der Patient einen Faden durch ein Nadelöhr fädeln möchte, und das System auf die sich weit dahinter befindende Wand scharfstellt. Der Patient kann jedoch solche Fehler verhindern, indem der Faden direkt vor einem Gegenstand eingefädelt wird.

Die statischen und dynamischen Eigenschaften der Signalquelle können als perfekt betrachtet werden, weil das Signal selbst keine Verzögerung beinhaltet und die Berechnung des Akkommodationsbedarfs ohne Approximation erfolgt. Die Wiederholffrequenz bei der Abstandsmessung muss dennoch bei mindestens 2 Hz liegen.

3.4.2 Herleitung eines angepassten Messsystems

Die Distanzmessung zum Fixationsobjekt kann in einer praktischen Ausführung nur unter Verwendung von Wellen erfolgen. Der hohe Reflektionsanteil von Ultraschall am Übergang zwischen Gewebe und Luft führt dazu, dass Ultraschall für die Anwendung nicht geeignet ist. Bei elektromagnetischen Wellen ist das geeignete Spektrum stark eingeschränkt. Der sichtbare Bereich ist nicht geeignet, weil die ständige Abbildung eines Messpunktes auf dem Fixationsobjekt für den Patienten nicht zumutbar ist. Der UV-Bereich und noch kurzwelligere Strahlung ist aufgrund der Patientengefährdung nicht verwendbar. Langwellige Strahlung wird ab einer Wellenlänge von 1300 nm von der Hornhaut und dem Kammerwasser zu großen Anteilen absorbiert [AS02], erst ab Wellenlängen im Meterbereich nimmt die Absorptionsrate in Wasser wieder stark ab. Große Wellenlängen lassen sich im Auge aber nicht bündeln und eine mögliche Reflektion wird deshalb von allen Seiten detektiert werden. Darüber hinaus sind die Eigenschaften von Objekten bei langwelliger Strahlung stark unterschiedlich zum Verhalten im sichtbaren Licht, so dass Objekte mit hohem Transmissionsanteil nicht detektiert werden. Der potentielle Wellenlängenbereich ist deshalb auf den nahen Infrarotbereich zwischen 750 nm und 1300 nm beschränkt.

Die Messung der Objektdistanz kann, wie der Irisdurchmesser auch, mit Hilfe einer Infrarot-Pulslaserdiode und einer Photodiode erfolgen. Entfernungsmessgeräte mit Infrarotlasern sind aus dem gewerblichen Bereich bekannt. Im Folgenden wird erstmals die Konzeption eines miniaturisierten Messsystems für den Einsatz im Auge vorgenommen. Hierzu wird die Laserdiode außerhalb der Optik angebracht und ihre Strahlung wird über einen gekrümmten Spiegel, welcher mit $250\ \mu\text{m} \times 250\ \mu\text{m}$ ebenso groß ist wie die Sendediode, in die Fixierlinie eingekoppelt (Abbildung 3.33(a)). Der Spiegel wird dabei so gekrümmt, dass unter Berücksichtigung der Hornhautbrechkraft der Kegel schärfsten Sehens ungefähr abgedeckt wird.

Die Lebensdauer ($MTTF$) von Pulslaserdioden hängt von der maximalen Pulsleistung P_{max} , der Emitterlänge l_{Se} , der Pulsdauer t_{Pu} sowie der Wiederholffrequenz f_a ab [Ree04]:

$$MTTF = 1,62 \cdot 10^{26} \text{ N}^6 \text{ s}^2 \cdot \left(\frac{l_{Se}}{P_{max}} \right)^6 \cdot \frac{1}{t_{Pu}^2 \cdot f_a} \quad (3.63)$$

Bei einer Pulslänge von 5 ns, einer Wiederholffrequenz von 2 Hz und einer geforderten mittleren Lebensdauer von 20 Jahren beträgt die Maximalleistung 104 W. Die durchschnittliche Leistung ist aber selbst dann mit $1,04\ \mu\text{W}$ dennoch sehr gering.

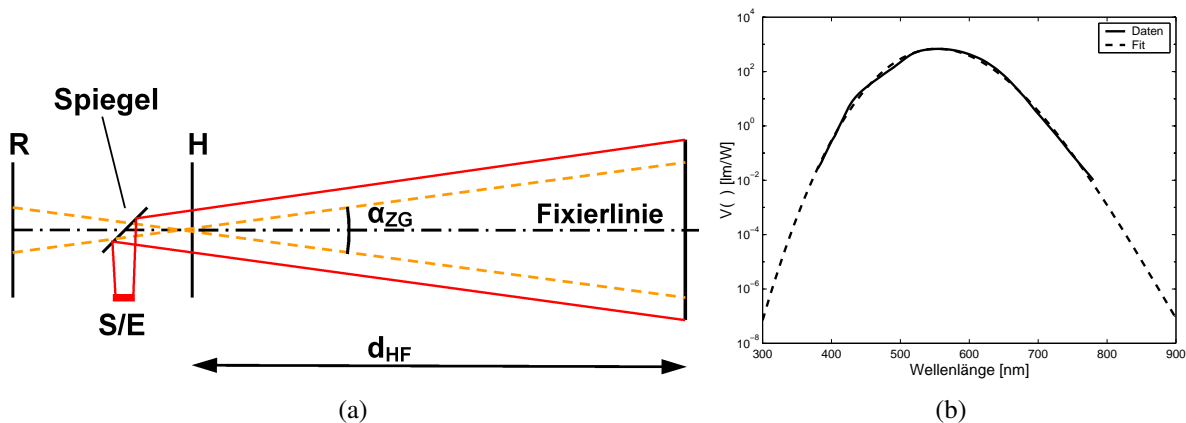


Abbildung 3.33: Aufbau einer Distanzmesseinrichtung mit Sender (S) und Empfänger (E) zwischen Retina (R) und Hornhaut (H) (a) sowie spektrale Empfindlichkeit der Retina nach [DIN82] und einer daran angepassten Funktion (b).

Die ausgesendeten Pulse müssen zwei Bedingungen genügen. Zum einen dürfen die Pulse vom Patienten selbst auch bei einem nahen Fixationsobjekt nicht bemerkt werden, zum anderen darf der Einkoppelspiegel von einem Gegenüber nicht als rötlich wahrgenommen werden. Die spektrale Empfindlichkeit der Retina darf dann bei höchstens $0,085 \text{ lm/w}$ bzw. $2,7 \cdot 10^{-8} \text{ lm/w}$ liegen. Zur Berechnung der zugehörigen Wellenlänge wurde die spektrale Empfindlichkeit nach DIN 5031 verwendet [DIN82]; weil der Wellenlängenbereich nicht ausreicht, wurde im Least-Squares-Verfahren anhand der Punktemenge folgende Kurve ermittelt:

$$V(\lambda) = e^{6,53 - 0,453 \cdot \left(\frac{\lambda}{555 \text{ nm}} - 1\right) - 88 \cdot \left(\frac{\lambda}{555 \text{ nm}} - 1\right)^2 + 47,7 \cdot \left(\frac{\lambda}{555 \text{ nm}} - 1\right)^3} \quad (3.64)$$

Sowohl die vorgegebene Punktemenge als auch die daran angepasste Funktion sind in Abbildung 3.33(b) dargestellt. Es wird angenommen, dass der Zusammenhang bis mindestens 900 nm näherungsweise gültig ist. Des Weiteren wird verwendet, dass bei Pulsen bis zu einer Wiederholfrequenz von 500 ms der Durchschnittswert der von der Retina empfangenen Lichtleistung relevant ist [NT97]. Die Mindestwellenlänge liegt demnach bei 911 nm .

Für die Leistung des Empfangssignals muss berücksichtigt werden, dass die Absorption in der Hornhaut (Transmission T_H) in beiden Richtungen auftritt. Das Fixationsobjekt wird als idealer Lambertstrahler mit dem Reflektionsgrad \tilde{R}_{IR} modelliert. Der Empfänger [Lasb] weist eine Fläche von $A_{Em} = 1960 \mu\text{m}^2$ auf. Die Empfangsleistung beträgt dann in Abhängigkeit der Objektdistanz:

$$P_E = P_{max} \cdot \frac{A_{Em} \cdot \tilde{R}_{IR} \cdot T_H^2}{\pi \cdot d_{HF}^2} \quad (3.65)$$

Bei einer maximal zu messenden Objektdistanz von 4 m beträgt die Empfangsleistung P_E nur $1,3 \text{ nW}$. Der dadurch induzierte Strom in der Photodiode liegt mit $1,2 \text{ nA}$ mehr als eine Größenordnung über ihrem Dunkelstrom. Die durch den Puls erzeugte Strahlungsleistung auf dem Fixationsobjekt beträgt 1440 W/m^2 , was nur unwesentlich oberhalb der maximalen Sonneneinstrahlung liegt. Im nahen Infrarotbereich beträgt die Spektraldichte der Sonne maximal

$800 \text{ W/m}^2 \mu\text{m}$ [Wik], durch einen Empfangsfilter mit einer Begrenzung auf $\pm 20 \text{ nm}$ wird die relevante Sonneneinstrahlung auf maximal 32 W/m^2 begrenzt. Das Signal-Rausch-Verhältnis beträgt dann mindestens 45 und kann als gut ausreichend gewertet werden. Ein noch besseres Signal-Rausch-Verhältnis kann erreicht werden, wenn der Strahlkegel verkleinert wird. Dann steigt aber die von einem Gegenüber wahrgenommene Leuchtdichte des Einkoppelspiegels und der mögliche Wellenlängenbereich wird entsprechend kleiner.

Bei einem hohen Bevölkerungsanteil, welcher mit einem Künstlichen Akkommodations-system versorgt werden wird, kann eine gegenseitige Störung durch die Pulsaserdiode nicht grundsätzlich ausgeschlossen werden. Durch die Benutzung unterschiedlicher Wellenlängen kann die Wahrscheinlichkeit einer Störung aber verringert werden. Die Halbwertsbreite des Wellenlängenbereiches von handelsüblichen Pulsaserdioden beträgt $\pm 5 \text{ nm}$. Unter der Annahme einer gaussverteilten Wellenlängenunschärfe können mit der Bedingung, dass zwei Personen mit einem Implantat unterschiedlicher Wellenlänge Blickkontakt aufnehmen können und das System dadurch nicht gestört ist, zwischen 911 nm und 1300 nm theoretisch bis zu 19 verschiedene Wellenlängen untergebracht werden. Gleichwohl werden bislang nur wenige diskrete Wellenlängen angeboten.

Die Berechnung der Objektdistanz erfolgt beim vorgesehenen Messbereich meist über mehrere Empfänger und eine geometrische Auswertung [Ree03]. Aufgrund des geringen zur Verfügung stehenden Volumens kann vom Kapselsack aus aber nur eine Laufzeitmessung erfolgen. Gemessen wird deshalb die Summe aus Hin- und Rücklaufzeit des Pulses. Bei 4 m beträgt die Laufzeit 13 ns , bei 30 cm nur noch 2 ns , so dass es zu einer Pulsüberschneidung kommt. Die notwendige Zeitauflösung hängt von der zu messenden Entfernung ab und beträgt bei 30 cm nur 160 ps . Bei der Messsignalauswertung ist zu beachten, dass Störsignale, wie der Reflektionsanteil an der Hornhautvorderfläche von $2,5 \%$ eliminiert werden müssen. Auch der Lidschlag muss detektiert werden. Des Weiteren ist zu beachten, dass die Leistung des reflektierten Pulses stark von der Objektentfernung abhängt. Weil der Reflektionsgrad des betrachteten Objektes unbekannt ist, kann aus der Amplitude nicht direkt auf die Entfernung geschlossen werden. Zur Plausibilitätsprüfung kann sie aber dennoch herangezogen werden. Störungen von außen wie auch durch andere Personen mit Implantat werden insbesondere durch das kurze Zeitfenster von 50 ns möglicher Reflektionssignale gering gehalten. Dennoch können leistungsstarke Infrarotstörungen wie offenes Feuer oder eine Stahlschmelze dadurch nicht eliminiert werden. Ein weitaus wichtigerer Störfaktor stellt Fensterglas dar. Die Transmission von handelsüblichem Glas ist zwar bis zu einer Wellenlänge von $2,5 \mu\text{m}$ sehr groß [Gau05], spezielle Beschichtungen zur Minimierung des Energiebedarfs von Gebäuden verursachen aber eine Reflektion von Infrarotstrahlung. Ein kritisches Beispiel für Reflektionen an Glas ist die Windschutzscheibe von Fahrzeugen. Falls es nicht gelingt, die durch Windschutzscheiben entstehende Störung zu eliminieren, kann das System keine sichere Anwendung bieten. Eine belastbare Beantwortung dieser Fragestellung wird aber nur in Praxisversuchen möglich sein.

Eine Beschädigung der Netzhaut durch den Reflektionsanteil auf der Hornhaut kann ausgeschlossen werden, weil die reflektierte Pulsenergie mit 13 nJ um mehrere Größenordnungen unterhalb dessen liegt, was bei einem auf die Netzhaut fokussierten Laserstrahl zu einer Gewebeschädigung führen kann [GHM77]. Darüber hinaus kann durch die Reflektion am kleinen Hornhautradius nicht von einer Fokussierung ausgegangen werden. Der zentrale Anteil wird

zurück über den Spiegel zur Diode reflektiert.

Der Aufwand für die Elektronik ist für die vorgestellte Messeinrichtung sehr hoch. Zum einen muss die notwendige Pulsleistung bereitgestellt werden, zum anderen muss die hohe Zeitauflösung bewerkstelligt werden. Dennoch ergibt sich ein Gesamtsystem, welches mit einem sehr geringen durchschnittlichen Energieumsatz und einem geringen Volumenbedarf eine verzögerungsarme Messung des Akkommodationsbedarfs ermöglicht. Der Implantationsaufwand ist aufgrund der erforderlichen Ausrichtung auf die Fixierlinie im Vergleich zu anderen Systemen erhöht. Bei einer geeigneten Integration mit der Elektronik ist auch eine Kommunikation mit einem externen Gerät möglich. Beispielsweise kann eine Pulsweitencodierung erfolgen.

3.5 Auswertung der Bildschärfe

Über die Auswertung der Bildschärfe kann ähnlich einer Autofokuskamera ein Autofokus implementiert werden. Im Folgenden wird Signalquelle (5) aus Abbildung 2.4 untersucht, und es werden Messkonzepte dafür entworfen.

3.5.1 Eigenschaften der Signalquelle

Die Verwendung der Schärfe des auf der Retina entstehenden Bildes hat den großen Vorteil, dass wie bei der Verwendung der Ziliarmuskelkontraktion ein geschlossener Regelkreis entsteht, welcher eine gute statische Genauigkeit weitestgehend garantiert. Unschärfe Bilder werden selbst dann erkannt, wenn sie durch künstliche optische Änderungen, beispielsweise einer Brille hervorgerufen werden. Weil das Bild auf der Retina auch jenem entspricht, welches der Patient wahrnimmt, wird durch ein bestmöglich scharfes Bild auf der Retina immer auch der Visus optimiert. Eine Verzögerung der Bildschärfe gegenüber anderen Signalquellen des Akkommodationsbedarfs ist nicht vorhanden.

Der relevante Bereich der Schärfewertmessung entspricht der Zentralgrube mit 200 000 Zapfen. Der Bildaufnehmer muss deshalb mindestens über dieselbe Anzahl an Detektoren verfügen, um einen ausreichenden Bildbereich abzudecken und dennoch die Bildschärfe im Bereich des bestmöglichen Retinabildes detektieren zu können. Für die Schärfemessung stehen die Wellenfronten zwischen der Beeinflussung durch das aktiv-optische Element und der Retina zur Verfügung. Eine Auswertung der Wellenfronten vor dem aktiv-optischen Element ist zwar prinzipiell auch möglich, wenn daraus sowohl Betrag als auch Vorzeichen des Defokus bestimmt werden können. Ein geschlossener Regelkreis ist dann aber nicht möglich. Im Folgenden beschränkt sich die Ausarbeitung deshalb auf die Wellenfront nach dem aktiv-optischen Element.

Als Maß für die Bildschärfe kann die Modulationsübertragungsfunktion (MTF) bei 555 nm verwendet werden [Smi98]. Sie stellt den Betrag der Fouriertransformierten der Punktspreizfunktion dar. Je stärker der Abfall der MTF mit der Frequenz, desto unschärfer das Bild. Während die MTF bei optimalem Fokus beugungsbegrenzt ist und auch bei 100 Lp/mm noch einen hohen Wert aufweist, besitzt das Bild auf der Retina bei einem Defokus von $0,25 \text{ dpt}$ kaum noch Anteile im hohen Frequenzbereich (Abbildung 3.34). Eine solche Unschärfe muss

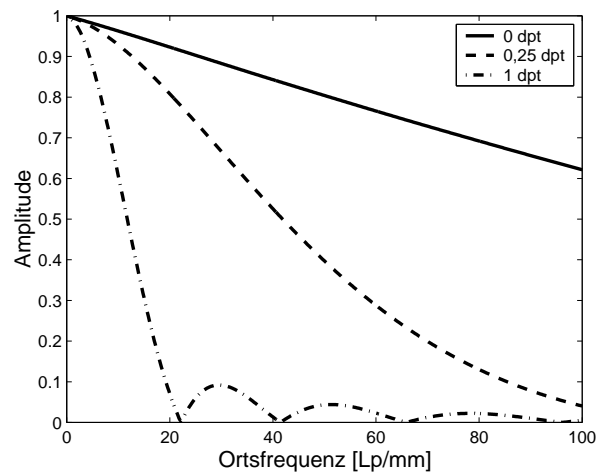


Abbildung 3.34: MTF der Abbildung auf die Retina bei unterschiedlichen Defokuswerten.

vom System bereits erkannt werden. Bei einem Defokus von 1 dpt fällt die MTF bereits bei kleinen Frequenzen sehr stark ab. Aufgrund der chromatischen Aberration ist die vom Patienten wahrgenommene Unschärfe im Bereich eines kleinen Defokus wesentlich geringer. Im Vergleich zu einer scharfen Abbildung des Grünanteils beträgt der Defokus im blauen Spektralbereich 2 dpt und im roten Spektralbereich 0,5 dpt [AS02].

3.5.2 Entwicklung von Konzepten für Messsysteme zur Erfassung der Bildschärfe

Neues System zur Erfassung der Wellenfront unmittelbar nach dem brechkraftbeeinflussenden Element

Direkt nach dem aktiv-optischen Element kann ein Teil der Strahlung mit einem Spiegel in Richtung Kapselsackäquator ausgekoppelt werden. Dann ergeben sich zwei Möglichkeiten: Zum einen kann das ausgekoppelte Licht auf einen Schirm abgebildet werden. Die Abbildung muss dann scharf sein, wenn auch das Bild auf der Retina scharf ist (Abbildung 3.35(a)). Durch eine iterative Anpassung der Aktorstellgröße kann das Optimum der Bildschärfe gefunden werden. Die andere Möglichkeit besteht in der Strahlteilung. Die Hälfte des ausgekoppelten Lichts wird auf einen Schirm abgebildet. Das Bild auf dem Schirm ist dann scharf, wenn der Akkommodationserfolg um 0,25 dpt zu gering ist. Der zweite Anteil wird scharf auf einen zweiten Schirm abgebildet, wenn der Akkommodationserfolg um 0,25 dpt zu hoch ist (3.35(b)). Aus den Schärfewerten der beiden Bilder lässt sich das Vorzeichen des Akkommodationsfehlers bestimmen und der Betrag abschätzen. Wenn die Bilder auf beiden Schirmen gleich unscharf sind, ist das Bild auf der Retina scharf. Im Vergleich zur iterativen Bestimmung des optimalen Fokus ergeben sich geringere Anforderungen an die Aktordynamik, der Volumenbedarf ist aber fast doppelt so groß.

Die Berechnung der MTF in einer optischen Simulation [Sie07b] zeigt aber, dass der Schärfewert auf einem Schirm nach einer Auskoppelung auch bei großen Defokuswerten nur ver-

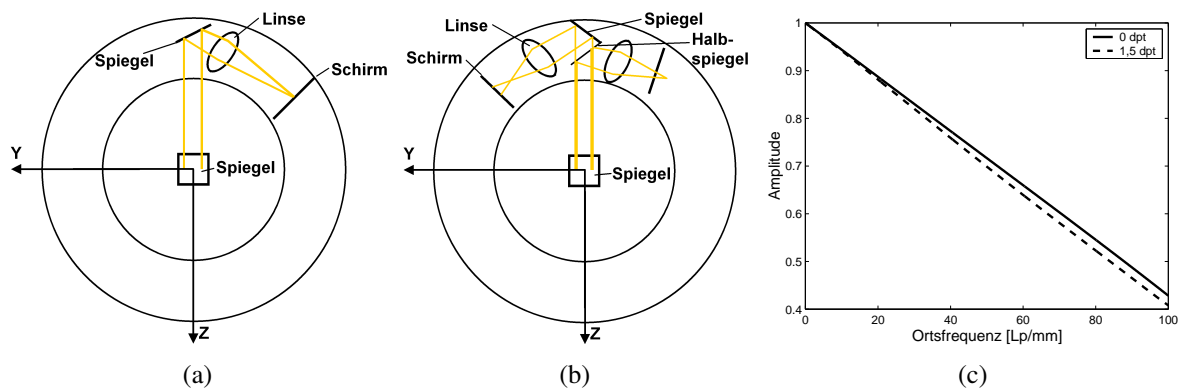


Abbildung 3.35: Aufbau aus Spiegeln und Linsen bei einer Auskoppelung der Zentralstrahlen auf einen Schirm (a) und auf zwei Schirme (b). Die MTF auf einem Schirm mit und ohne Defokus (c) [Sie07b].

nachlässigbar abfällt (Abbildung 3.35(c)). Aufgrund der nicht rotationsymmetrischen Abbildung wird bei jeder Frequenz der geometrische Mittelwert aus der tangentialen und der sagittalen Komponente verwendet. Der Schirm zur Bestimmung des Schärfewertes muss sowohl eine sehr hohe Ortsauflösung als auch eine sehr hohe Amplitudenauflösung aufweisen, um ein plausibles Ergebnis erzielen zu können. Die geringe Auswirkung von Defokuswerten auf die Schärfe auf dem Schirm ist insbesondere durch die hohe Schärfentiefe begründet, welche aus der geringen Apertur resultiert. Zwar kann der Auskoppelspiegel größer als die hier verwendeten $500\ \mu\text{m}$ gestaltet werden, um den Blendendurchmesser zu vergrößern. Dann steigen aber auch die Beugungs- und Abschattungseffekte beim Bild auf der Retina.

Erfassung des gestreuten Bildes auf der Retina

Das Bild auf der Retina wird dort nicht nur absorbiert, sondern vom Pigmentepithel auch reflektiert und gestreut. Bei einem Wellenfrontsensor für das Auge nach dem Hartmann-Shack Verfahren [Die03] wird die Funktionsweise bereits verwendet. Für die Schärfewertmessung kann das von der Retina zurückgestreute Bild auf einen Schirm im Implantat abgebildet werden und die Schärfe auf dem entstandenen Bild ausgewertet werden (Abbildung 3.36(a)). Die optische Simulation der MTF auf dem Schirm (Abbildung 3.36(b)) zeigt, dass das Bild durch die zweite Abbildung zwar unschärfer wird, aber dennoch bereits ein kleiner Defokus erkannt werden kann. Das System ist deshalb prinzipiell zur Messung der Bildschärfe geeignet. Für einen Abbildungsmaßstab im Bereich von 1:1 ist jedoch eine große Bildweite notwendig, so dass die gestreuten Lichtstrahlen mit mehreren Spiegeln um die aktive Optik geführt werden müssen, oder es müssen hochbrechende asphärische Optiken eingesetzt werden [Sie07a].

Die Messung der Bildschärfe auf dem Schirm ist sowohl bei der Erfassung der einfallenden Wellenfront als auch bei der Erfassung des gestreuten Bildes mit einem CCD-Chip wie bei einer Digitalkamera möglich. Die notwendige elektrische Gesamtleistung für ausreichend geringes Rauschen der Pixel ist aber zu hoch für den Einsatz im Implantat. Darüber hinaus ist ein hoher Rechenaufwand zum Auslesen der Pixel und zur Berechnung des Schärfewerts

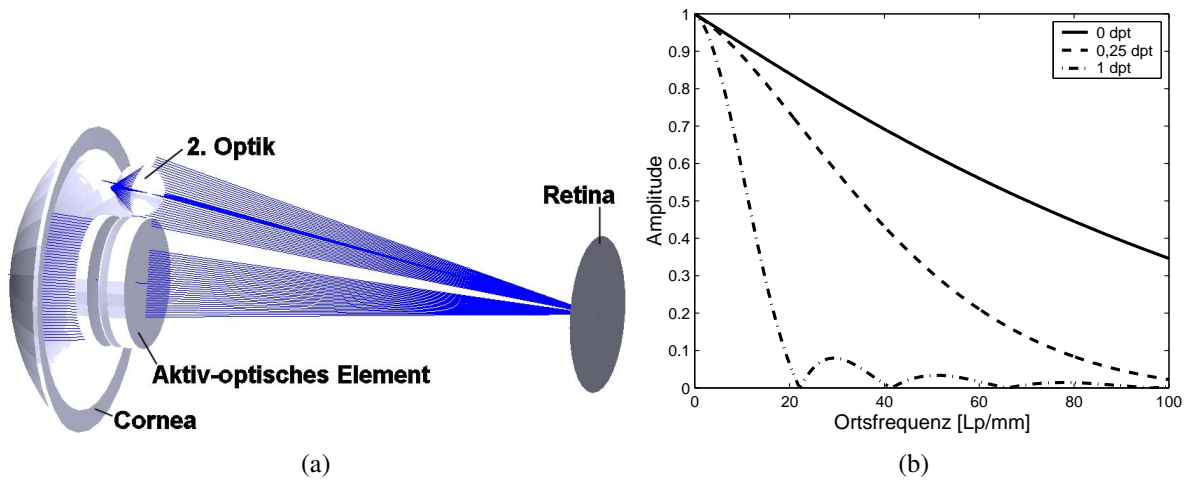


Abbildung 3.36: Aufbau und Strahlenverlauf über die Retina, Spiegel und Linse zu einem Schirm (nicht dargestellt) bei der Auswertung der Bildschärfe auf der Retina (a) sowie die MTF auf dem Schirm bei unterschiedlichen Defokuswerten (b) (beide aus [Sie07a]).

notwendig. Einfacher und mit weniger Energieaufwand kann die Schärfewertmessung mit einem neuartigen analogen Sensoraufbau erfolgen (Abbildung 3.37(a)). Hierzu werden immer paarweise zwei Photodioden in Reihe (alternativ können auch Fotoleiter verwendet werden) mit einer konstanten Spannung beaufschlagt. Parallel dazu wird wie bei einer Brückenschaltung ein zweiter Kreis aufgebaut, welcher über zwei entgegengesetzte Dioden verfügt und deren Enden identisches Potential aufweisen. Der Bereich zwischen den Fotodioden und den Dioden wird je Paar elektrisch verbunden. Werden nun zwei paarweise verschaltene Fotodioden unterschiedlich stark beleuchtet, so ändert sich das Potential des Leiters zwischen ihnen. Ist die Potentialänderung groß genug, fließt ein Strom durch eine der beiden anderen Dioden. Der Strom, welcher durch alle Dioden gleicher Orientierung fließt, kann jeweils in einer Parallelschaltung aufsummiert und gemessen werden. Die Summe der Beträge der gemessenen Werte ist ein Maß für die Schärfe des Bildes. Die Fotodiodenpaare werden abwechselnd horizontal und vertikal in einem Schachbrettmuster angeordnet (Abbildung 3.37(b)), dadurch geht die Schärfe in beide Richtungen in den Messwert ein. Ein großer Vorteil der analogen Auswertung liegt in der viel geringeren elektrischen Leistung, weil nur die Summe aller Pixel gemessen werden muss. Die Stromstärke je Diode kann deshalb gering sein. Wird der Schirm in einer Größe von $2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$ angefertigt, so darf ein Abstand zwischen den Fotodioden von $4,5\ \mu\text{m}$ nicht überschritten werden. Im Vergleich zur derzeitigen Halbleitertechnologie mit Strukturen im 90 nm -Bereich sind die geforderten Abstände groß. Die Verschaltung mit den anderen Dioden kann in einer Ebene hinter der absorbierenden Schirmebene erfolgen.

Die Abbildung des gestreuten Bildes von der Retina mit zwei optischen Systemen unterschiedlicher Fokallänge führt lediglich zu zwei gleich unscharfen Bildern, die Richtung der Unschärfe kann auch daraus nicht detektiert werden. Eine Möglichkeit, die iterative Optimierung des Akkommodationserfolgs zu vermeiden, ist die Verdoppelung der Pixelanzahl in

(a)

(b)

Abbildung 3.37: Aufbau aus Fotodioden und Dioden zur analogen Messung der Bildschärfe (a) sowie die paarweise Anordnung der Fotodioden in Schachbrettform (b).

Verbindung mit unterschiedlichen Absorptionsspektren. Beispielsweise können sowohl die Schärfewerte mit CdS-Fotoleitern als auch mit CdSe-Fotoleitern bestimmt werden. Aus dem Verhältnis der unterschiedlichen Bildschärfen bei zwei unterschiedlichen Farben kann dann aufgrund der chromatischen Aberration auf den Betrag und die Richtung der notwendigen Akkommodationskorrektur geschlossen werden.

Insgesamt bietet sich mit dem vorgestellten Verfahren die Möglichkeit, eine hochwertige Signalquelle unter geringem Leistungsbedarf zu verwenden. Die Qualität des rückgestreuten Bildes ist jedoch noch nicht vollständig geklärt. Insbesondere die Struktur der Retina mit unterschiedlichen Schichten und dem inhomogenen Aufbau können zu einer Verringerung der Bildqualität beitragen. Auch der große Volumenbedarf und die notwendige Ausrichtung auf die Zentralgrube stellen Nachteile der Schärfewertmessung dar.

3.6 Vergleich der unterschiedlichen Messsysteme

In den Abschnitten 3.1 bis 3.5 wurden die aussichtsreichen Signalquellen, welche Informationen über den Akkommodationsbedarf enthalten, untersucht und jeweils unterschiedliche Konzepte zu deren Nutzbarkeit entwickelt.

Die unterschiedlichen Konzepte werden mit mehreren Kriterien, welche sich aus den Anforderungen von Seite 19 ableiten lassen, einheitlich bewertet (Tabelle 3.4). Jedes Bewertungskriterium wird mit einem Gewichtungsfaktor versehen, die Summe aller Gewichtungsfaktoren ergibt Eins. Damit wird erstmals ein bewertender Vergleich zwischen unterschiedlichen Verfahren zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs für ein Künstliches Akkommodations-system vorgenommen. Die Bewertung erfolgt mit Punkten von 0=“ungenügend“ bis 5=“sehr gut“.

Zur Mittelwertbildung wurden das arithmetische gewichtete Mittel und das geometrische gewichtete Mittel aller Einzelwertungen einer Lösung berechnet. Das arithmetische Mittel

gibt den gewichteten Mittelwert der Punkte einer Lösung wieder. Dabei können aber einzelne nur schwer oder nicht erfüllbare Kriterien, welche zum Ausschluss oder zur deutlichen Abwertung führen müssen, durch andere Kriterien mit guter Bewertung aufgewogen werden. Um einer gleichmäßigen Bewertung über alle Kriterien eine bessere Gesamtbewertung zuzuordnen und um eine Abwertung bei einem Erfüllungsgrad nahe am Ausschlusskriterium zu erreichen, wird das geometrisch gewichtete Mittel als Gesamtbewertung festgelegt. Ist dann auch nur ein Kriterium nicht erfüllbar (0 Punkte), so ergibt sich eine Gesamtbewertung von 0 Punkten.

Für die Funktionserfüllung ist die statische Genauigkeit des Messsystems besonders wichtig und deshalb auch mit einem hohen Gewichtungsfaktor versehen. Die Ungenauigkeiten der Signalquelle, welche insbesondere bei der Ziliarmuskelbewegung vorhanden sind, werden dabei mit einbezogen. Für die dynamischen Eigenschaften des jeweiligen Systems ist im Wesentlichen die Signalquelle verantwortlich. Die Abschätzbarkeit der Lösungseigenschaften beschreibt die Genauigkeit, mit der Aussagen über die Signalquelle und das Messsystem anhand von Modellen und Berechnungen möglich sind. Insbesondere bei der Myografie des Ziliarmuskels ist eine zuverlässige Berechnung nicht möglich. Die Störanfälligkeit bezieht sich auf die Häufigkeit und den Umfang von Störungen, wie sie beispielweise beim Erdmagnetfeld auftreten. Positiv ist jedoch die Erkennbarkeit von Störungen zu werten. Die optische Qualität für den Patienten wird in den meisten Fällen nicht beeinträchtigt. Lediglich das Einbringen von kleinen Spiegeln oder Sensoren in das optische System führt zu Aberrationen und Verminderung an Lichtleistung.

Unter den medizinischen Aspekten ist insbesondere der Aufwand zur Implantation relevant. Hierbei spielen die Anzahl und Größe der Bauteile, aber auch eine notwendige Ausrichtung des Implantats eine Rolle. Die Patienteneinschränkung bezieht sich auf den Anteil der Bevölkerung, für welche das Messsystem geeignet ist. Insbesondere ist die Messung der Augenbewegung nur bei nicht schielenden Personen, welche zeitnah in beiden Augen ein Implantat einsetzen lassen, verwendbar. Bei der Verträglichkeit und Sicherheit für den Patienten ist insbesondere der starke notwendige Magnet bei einem kopffesten Magnetfeld als negativ zu werten.

Bei der Beurteilung der notwendigen Technologie ist der Aufwand bis zur voraussichtlichen Realisierung entscheidend. Die Entwicklungsarbeit für eine Einzelteilerfertigung ist ebenso mit einbezogen wie die Aussicht auf eine Realisierung eines großtechnischen Prozesses. Die Verwendung von Magnetfeldsensoren ist hier besonders vorteilhaft, ein analoger Schärfwertrechner stellt einen besonders hohen Entwicklungsaufwand dar.

Die Anforderungen an die anderen Komponenten des Gesamtsystems müssen so gering wie möglich sein. Wichtiges Kriterium hierbei ist der Leistungsbedarf. Eng damit verknüpft ist die Elektronik, welche auch Peakleistungen und Signale für das Messsystem eventuell bereitstellen muss. Dieses Kriterium beinhaltet auch die notwendige Rechenleistung zur Auswertung der Messsignale. Aufgrund der fortschreitenden Entwicklung in der Schaltungstechnik wird das Kriterium weniger stark gewichtet. Der Bauraum im Kapselsack steht nur für das Gesamtsystem zur Verfügung. Ein hoher Volumenbedarf beispielsweise von Spulen oder einer aufwändigen Optik im Hohlzylinder ist deshalb als schlechter zu bewerten. Für die Systemintegration ist positiv zu bewerten, wenn andere Funktionen mit übernommen werden können. Beispiele hierfür sind das Schließen des Regelkreises, der Wegfall einer aufwändigen Steue-

rung und Energieversorgung bei der Kapselsackverlagerung, das Erkennen von Schlaf- und Wachzuständen durch eine Diode oder die Möglichkeit zur Informationsübertragung mit einem externen Gerät.

Aus der Gesamtbewertung des geometrisch gewichteten Mittels ist ersichtlich, dass einzelne Sensorpunkte zur Detektion von Irisdurchmesser und Umfeldleuchtdichte am geeignetsten sind. Wesentlicher Vorteil dieser neu entwickelten und zum Patent [KBG⁺07e] angemeldeten Lösungsvariante ist die Integrierbarkeit der Sensoren in das optische System. Dadurch ergeben sich Vorteile für das Bauvolumen und die Implantierbarkeit. Ein Nachteil der Lösung besteht in der nur mäßigen, aber stark gewichteten statischen Genauigkeit, welche durch das Verhalten der Informationsquelle Pupillennahreflex und die nicht gesicherte Lernfähigkeit des Gehirns begründet ist. Dennoch müssen die Sensorpunkte als am besten bewertete Variante unbedingt weiterverfolgt werden.

Nahezu genauso gut geeignet ist die Direktumsetzung der Kapselsackverlagerung über einen Plattenkondensator und ein Electrowettingmodul. Die großen Vorteile dieser neu entwickelten und zum Patent angemeldeten Lösung [KBGB08] sind die Verwendung des natürlichen geschlossenen Akkommodationsregelkreises und die umfassende Reduktion der Anforderungen an die Steuerung und die Energieversorgung. Diese Vorteile bewirken im Vergleich zu den anderen Lösungen gute Bewertungen beim Energieverbrauch, der Rechenleistung und Elektronik sowie bei der Systemintegration. Nachteilig sind die vielen zu implantierenden Teile, was eine schlechte Bewertung des Implantationsaufwands mit sich bringt. Nach dem arithmetischen Mittel handelt es sich sogar um die am besten bewertete Lösung, aufgrund des stark unterschiedlichen Erfüllungsgrads bei den unterschiedlichen Kriterien erreicht diese Lösung nach dem für die Gesamtbewertung entscheidenden geometrischen Mittel aber nur den zweiten Platz. Auch sie muss weiter untersucht werden.

Die drittbeste Variante ist die Nutzung des Pupillennahreflexes mit einer Pulsaserdiode. Im Vergleich zur Verwendung derselben Signalquelle mit Sensorpunkten bestehen die Vorteile in der uneingeschränkten Qualität des optischen Systems und dem geringen Energiebedarf. Im Vergleich nachteilig ist jedoch, dass Bauraum aus dem Hohlzylinder um die aktive Optik herum benötigt wird. Aufgrund des geringen Abstands zur bestplatzierten Lösung in der Gesamtbewertung wird auch diese Variante uneingeschränkt empfohlen.

Auch geeignet sind die Schärfewertmessung des Bildes auf der Retina, die Messung der Ziliarmuskelbewegung mit Ultraschall, die Nutzung des Pupillennahreflexes mit ausgedehnten Photosensoren und das zum Patent angemeldete neue Verfahren zur Messung des Vergenzwinkels mit Kompassensoren. Sie werden aufgrund der in Tabelle 3.4 erkennbaren Nachteilen nur bedingt empfohlen. Im Zuge der weiteren Entwicklung des Gesamtsystems oder von neuen Technologien können sie aber zukünftig interessant werden.

Weniger gut geeignet sind die Impedanzmessung sowie die Myografie des Ziliarmuskels, die Messung der Augenbewegung mit einem Wechselmagnetfeld, mit einem kopffesten Referenzmagnetfeld, einem Gyroskop oder mit Hilfe der Abstandmessung, die Nutzung des Pupillennahreflexes mit einem Sensorarray und die Messung der Objektdistanz mit einer Pulsaserdiode. Bei den genannten Lösungsvorschlägen wird die signifikante Verbesserung durch externe Weiterentwicklungen, welche zu einer der ersten Positionen führt, als sehr unwahrscheinlich betrachtet. Sie werden deshalb nicht zur weiteren Untersuchung empfohlen.

Am wenigsten geeignet ist die Schärfewertbestimmung der eintreffenden Strahlen nach

Tabelle 3.4: Bewertung der einzelnen Lösungsansätze zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs für unterschiedlich gewichtete Kriterien. Eine sehr gute Bewertung führt zu 5 Punkten, eine ungenügende Bewertung zu 0 Punkten. Das Gesamturteil entspricht dem gewichteten geometrischen Mittel.

dem aktiv-optischen Element. Die völlig unzureichenden statischen Eigenschaften führen bei diesem Bewertungskriterium zu Null Punkten. Obwohl die anderen Kriterien eher durchschnittlich erfüllt sind, lautet das geometrisch gewichtete Gesamtergebnis bei völliger Nichterfüllung eines Kriteriums nach dem Ausschlussprinzip ebenfalls Null Punkte. Von weiteren Untersuchungen wird deshalb abgeraten.

In Kapitel 3 wurden Messsysteme für die in Abschnitt 2.2 als potentiell geeignet eingestufteten Signalquellen entwickelt. Die Entwicklung fand anhand der in Abschnitt 2.3 hergeleiteten einheitlichen Methodik statt.

Die Eigenschaften der Ziliarmuskelkontraktion als Signalquelle wurden detailliert untersucht. Hierzu wurde ein neues Modell des geschlossenen Akkommodationsregelkreises aufgestellt. Es besteht aus einem mechanischen sowie einem optischen Modell und einem Regler, welcher an die statischen und dynamischen Eigenschaften des geschlossenen Kreises angepasst wurde. Die Abhängigkeit der Modellparameter vom Alter des Patienten wurde berücksichtigt. Mit diesem Modell wurde erstmals das Verhalten des Akkommodationsregelkreises unter den geänderten Bedingungen untersucht, welche sich durch ein Künstliches Akkommodationssystem ergeben. Es konnte gezeigt werden, dass das statische Verhalten der Signalquelle besser ist als das Verhalten des natürlichen Akkommodationssystems. Zur Vermeidung eines schwingenden Systems ist aber eine Dämpfung notwendig, was zu mäßigen dynamischen Eigenschaften führt. Für die Messung der Ziliarmuskelbewegung wurde ein Sendeempfänger zur Laufzeitmessung mit Ultraschall konzipiert. Er benötigt wenig Bauraum und ist mit geringer Leistung betreibbar. Die elektrostatische Detektion des Kontraktionszustands des Ziliarmuskels ist nur schwer abschätzbar und von geringer Signalamplitude. Im Gegensatz dazu ist die elektrodynamische Messung geeignet, wenn außen auf dem Augapfel Kabel und Elektroden angebracht werden. Der Implantationsaufwand ist aber entsprechend groß. Ein neues Konzept wurde entwickelt, um die unter einer künstlich eingebrachten Längskraft vorhandene Kapselsackverlagerung direkt als Aktorstellgröße für ein Electrowettingmodul zu verwenden. Hierzu muss ein Plattenkondensator mit implantiert werden, bei welchem sich der Plattenabstand mit der Verlagerung verändert. Eine optimierte Federkinematik zur Realisierung der Längskraft wurde entworfen, um den Gesamthub möglichst groß und die Kennlinie möglichst linear zu gestalten.

Für die Bewertung der Augapfelrotation als Signalquelle wurde ein neues Modell der gekoppelten Regelkreise von Akkommodation und Vergenz aufgestellt. In Verbindung mit dem kinematischen Modell der Augapfelrotation wurde ein Modell zur vollständigen Beschreibung der Augenbewegung erstellt. Mit diesem Modell konnte gezeigt werden, dass die Augapfelrotation zur Detektion des Akkommodationsbedarfs sowohl dynamisch als auch statisch sehr gut geeignet ist. Zur Messung der Augenorientierung wurde ein Verfahren mit augapfelfesten Wechsellagemagnetfeldern konzipiert. Ein geringer Energiebedarf und eine hohe Messgenauigkeit sind jedoch nicht vereinbar. Ein neues und einfaches Verfahren zur Nutzung des Erdmagnetfeldes als externe Referenzgröße wurde entwickelt. Es ist zwar anfällig für Störungen, diese sind aber detektierbar. Die Verwendung von kopffesten Referenzmagneten stellt eine unkom-

fortable, aber störungssichere Erweiterung des Verfahrens dar. Mit Drehratensensoren kann die Augapfelbewegung ebenfalls gemessen werden. Sie benötigen aber zu viel Energie und sind als alleinige Sensoren aufgrund der fortlaufend notwendigen Integration zu ungenau. Die elektrostatische Messung der Augenbewegung wurde erwähnt, wird aber aus messtechnischen Gründen ausgeschlossen. Aus der Distanz zwischen augapfelfesten Punkten kann zwar auf den Akkommodationsbedarf geschlossen werden, eine Messung ist aber aufgrund der Gewebeeigenschaften zwischen den Augen nur schwer möglich. Bei allen Verfahren mit der Augenbewegung als Signalquelle ist eine Informationsübertragung zwischen den zwei Implantaten notwendig.

Zur Beschreibung der Pupillenkontraktion wurde ein neues Modell des Pupillennah- und -lichtreflexes entwickelt. Es besteht aus einer neu definierten Irisanregung zur Verknüpfung beider Einflüsse, einer statischen Kennlinie und einer richtungsabhängigen Dynamik. Obwohl die Dynamik der Iris als Signalquelle unzureichend ist, konnte mit dem Modell gezeigt werden, dass eine bis auf die Totzeit verzögerungsfreie Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfs aus der Umfeldleuchtdichte und dem Irisdurchmesser möglich ist. Zur simultanen optischen Messung beider Größen wurden drei unterschiedliche Varianten aus Photosensoren entwickelt. Eine davon als Array, eine mit ausgedehnten Sensoren und eine mit einzelnen Sensorpunkten. Alle drei Varianten sind bezüglich ihres geringen benötigten Bauvolumens hervorragend. Das Array ist zwar einfacher zu implementieren, wenige Elemente sind aber einfacher auszuwerten. Auch ein aktives System mit einer Pulsaserdiode zur Ermittlung des Irisdurchmessers wurde konzipiert.

Aus der Distanz zum Fixationsobjekt kann direkt auf den Akkommodationsbedarf geschlossen werden. Durch die Kehrwertbildung ist der Zusammenhang aber nichtlinear, was zu einem stark entfernungsabhängigen zulässigen Messfehler führt. Es ist eine genaue Ausrichtung des Implantats im Kapselsack erforderlich, um Messachse und Fixierlinie möglichst zusammen zu legen. Ein Messsystem zur Erfassung der Objektdistanz wurde konzipiert. Es besteht aus einer Pulsaserdiode, deren Licht am Objekt reflektiert und über die Laufzeit bis zur Erfassung der Reflektion auf den Abstand geschlossen werden kann. Durch eine Wellenlänge im Infrarotbereich werden weder der Implantatträger selbst noch andere durch den Laser gestört.

Neben der Ziliarmuskelbewegung ermöglicht die Erfassung der Bildschärfe hinter dem aktiv-optischen Element einen geschlossenen Regelkreis. Eine Auskopplung der Strahlen direkt nach dem Element ist aber aufgrund der begrenzten Apertur und der daraus resultierenden großen Schärfentiefe nicht geeignet. Die Erfassung des von der Retina gestreuten Bildes ist aber möglich. Zur Erfassung der Bildschärfe mit geringem Rechen- und Energieaufwand wurde eine Anordnung von Photosensoren konzipiert. Die Qualität des gestreuten Bildes ist aber nicht gesichert.

Im letzten Abschnitt des Kapitels wurden alle entwickelten Messsysteme anhand der gestellten Anforderungen beurteilt und verglichen. Aus der Gesamtbewertung ergeben sich die besten drei Lösungsvarianten, welche weiterverfolgt werden müssen.

4 Entwicklung von Testumgebungen für ausgewählte Signalquellen

Die in Kapitel 3 entwickelten Messsysteme müssen vor einem Einsatz im Künstlichen Akkommodationssystem auch auf ihre Praxistauglichkeit und Realisierbarkeit überprüft werden. Hierzu sind Aufbauten notwendig, mit denen die Funktion von Lösungsansätzen überprüft und die Grenzen beim Stand der Technik aufgezeigt werden können. Weil die Nachbildung von biologischem Gewebe und dessen Eigenschaften nur mit viel Aufwand und selbst dann nur unzureichend möglich ist, wird auf die Nachbildung der Ziliarmuskelkontraktion und damit auf den Aufbau der für diese Signalquelle konzipierten Messsysteme verzichtet. Während die Schärfewertmessung bereits in unterschiedlichen auf dem Markt erhältlichen Systemen implementiert ist, ist der Aufwand zur Realisierung des in Abschnitt 3.5.2 konzipierten Systems zur leistungsarmen Auswertung der Bildschärfe mit geringem Rechenaufwand sehr hoch. Die Gesamtbewertung für die Pulsaserdiode ist für eine Realisierung in einem Versuchsaufbau nicht ausreichend (Tabelle 3.4). In diesem Kapitel werden für zwei unterschiedliche Signalquellen die realisierten Testaufbauten und jeweils der Test eines Messsystems beschrieben. Im ersten Abschnitt wird ein modularer Aufbau entwickelt, mit welchem Systeme zur Erfassung der Augapfelrotation getestet werden können. Ein in Abschnitt 3.2.3 entwickeltes Lösungskonzept, bestehend aus zwei Kompassensoren, wird aufgebaut und mit Hilfe des Aufbaus getestet. Hierzu müssen die Sensoren kalibriert werden und ein Auswertalgorithmus entworfen werden. Erst dann sind Messungen unter Alltagsbedingungen und bei definierten Störeinflüssen möglich. Im zweiten Abschnitt wird ein Aufbau entwickelt, mit welchem Systeme zur Messung von Umfeldleuchtdichte und Irisdurchmesser getestet werden. Mit einem Sensorarray wird ein in Abschnitt 3.3.3 konzipiertes System aufgebaut und eine geeignete Umgebung zum Betrieb des Arrays entwickelt. Schließlich werden drei verschiedene Möglichkeiten getestet und verglichen, die Sensorsignale auszuwerten. Mit beiden Aufbauten wird gezeigt, dass die in Kapitel 3 entwickelten Konzepte realisierbar sind und auch unter praxisnahen Bedingungen bestehen.

4.1 Messung der Augenbewegung

Die Signalquelle der Augenbewegung ist zur Ermittlung des Akkommodationsbedarfs sehr gut geeignet (Abschnitt 3.2.2). Im Folgenden wird deshalb ein modularer Testaufbau für Messsysteme entwickelt, welche eine intraokulare Messung der Augenbewegung ermöglichen. Die Methode der Kompassensoren ist zur Nutzung dieser Signalquelle am besten geeignet und hat einen geringen Realisierungsaufwand. Diese Messmethode wird mit Hilfe des entwickelten Aufbaus getestet.

Modularer Aufbau einer Testumgebung

Ein Aufbau, mit welchem Systeme zur Messung der Augenbewegung getestet werden können, muss im Wesentlichen die Augenbewegung nachbilden. Ein freier Platz an dem Ort der Testumgebung, wo sich beim Menschen das Implantat befinden würde, kann dann mit unterschiedlichen Messsystemen belegt werden. Die entwickelte Testumgebung besteht aus einer Grundplatte und zwei darauf aufbauenden Gelenkanordnungen, welche die Augendrehung abbilden. Durch Drehungen um die zwei Achsen senkrecht zur Grundplatte (Hochachse) kann der Vergenz- und der Versionswinkel verändert werden. Senkrecht zu den vertikalen Achsen kann jeweils um die Fixierlinie gedreht werden. Die beiden Drehachsen jeder Seite schneiden sich. Der Abstand beider Schnittpunkte liegt mit 65 mm im Bereich möglicher Abstände zwischen den mechanischen Augendrehpunkten. Kopfbewegungen und der Nickwinkel können durch eine Rotation des gesamten Aufbaus im Raum nachgebildet werden. Dadurch ist ein Winkelsystem nach Helmholtz vorgegeben, bei dem zunächst um die interokulare Achse, dann um die mitgedrehte vertikale Achse und zuletzt um die mitgedrehte Fixierlinie gedreht werden kann (Abbildung 4.1(a)). Alle Drehlager wurden als lange Gleitlager konzipiert, so dass die Winkelfehler durch Lagerspiel maximal $0,1^\circ$ betragen. Mit der Testumgebung lassen sich daher alle möglichen Augenorientierungen in ausreichender Genauigkeit darstellen. An den vertikalen Drehwinkeln ist ein Nonius angebracht, so dass der wichtige Vergenzwinkel mit einer Genauigkeit besser als 1° mechanisch eingestellt werden kann. Im Abstand von 7,5 mm ab dem Drehachsenschnittpunkt in Richtung der horizontalen Drehachse können dann unterschiedliche Messsysteme angebracht und kinematisch an der Position eines möglichen Implantats getestet werden.

Konzeption und Realisierung eines Systems zur Magnetfeldmessung

Der modulare Testaufbau wurde genutzt, um die Messung der Vergenzbewegung bezüglich Magnetfeldern zu untersuchen. Als Sensoren sind insbesondere AMR-Sensoren (auf dem anisotropen magnetoresistiven Effekt beruhend) geeignet, da sie über die notwendige Messgenauigkeit verfügen. Ausgewählt wurde der 2-achsige Magnetfeldsensor HMC6352 von Honeywell [Honb]. Der Sensor ist mit $6,5\text{ mm} \times 6,5\text{ mm}$ zwar etwas größer als die kleinsten verfügbaren Sensoren, auch die Genauigkeit ist etwas geringer, er bietet aber den Vorteil, dass ein Teil der Auswertelektronik mit in den Sensor integriert ist und dadurch die Messwerte in digitaler Form ausgegeben werden. Die Kommunikation mit dem Sensor erfolgt mit einem I²C-Bus. Als Verbindungsglied zwischen den Sensoren und dem PC dient der USB-I²C-Wandler Connii Multi-Master (Connii MM) [Con] (Abbildung 4.1(c)). Die Auswertung und Speicherung der Daten im PC erfolgt mit der Software LabView. Beide Sensoren werden zusammen von drei AA-Batterien mit Energie versorgt.

Der Sensor kann in verschiedenen Modi betrieben werden. Zum einen kann nach der Art des Ausgabewertes unterschieden werden. Im „heading mode“ wird ein Wert zwischen 0 und 3599 für den Winkel ausgegeben, welchen der in die Sensorebene projizierte Flussdichtektor eines Magnetfeldes mit dem sensorinternen Koordinatensystem einnimmt. Der Betrag der gemessenen Flussdichte hat dann auf den Ausgabewert keinen Einfluss. Im „raw magnetometer x-mode“ und im „raw magnetometer y-mode“ wird ein 10 bit-Wert für den Betrag

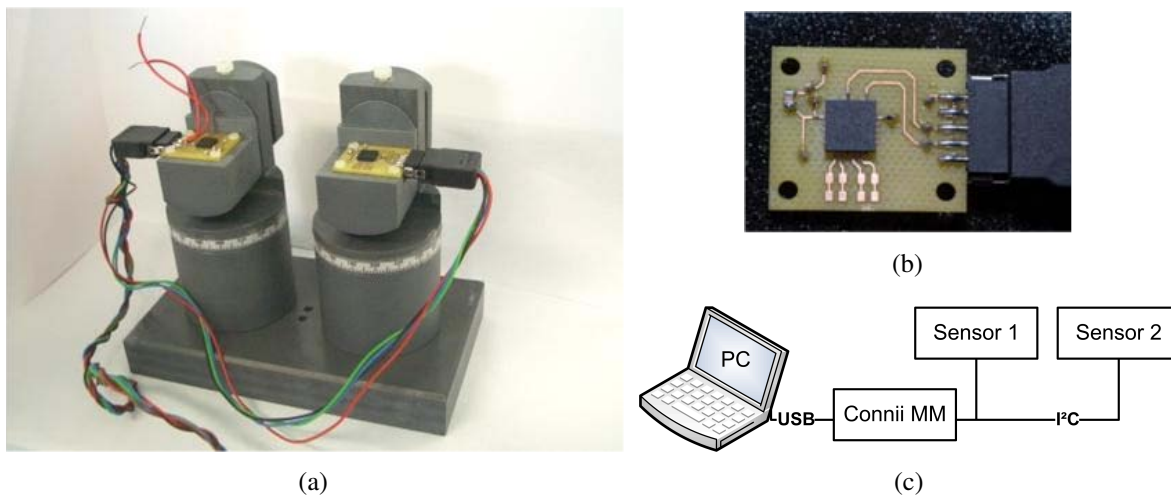


Abbildung 4.1: Aufbau zur Nachbildung der Augenbewegung mit montierten Kompassensoren (a) und die Kompassensoren auf der Platine mit Stecker (b). Die Messwertübergabe an den PC erfolgt über I²C-Bus und USB (c) (alle nach [Gre07])

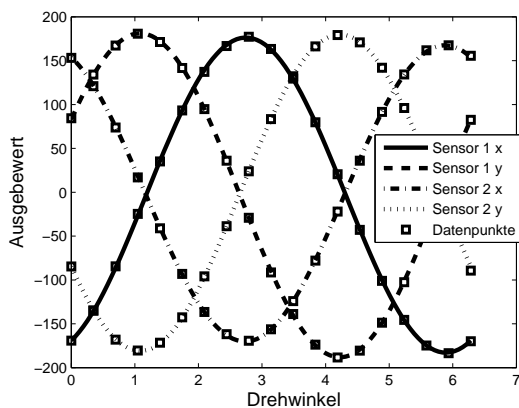
der Flussdichte in der jeweiligen Richtung ausgegeben. Im „magnetometer x mode“ und im „magnetometer y mode“ werden die Messdaten vor der Ausgabe mit einem Offset und einem Skalierungsfaktor korrigiert. Die Korrekturparameter werden in einer Kalibrierungsroutine festgelegt. Dabei wird der Sensor innerhalb von ungefähr 20s zwei mal um die Hochachse gedreht. Der minimal und der maximal erreichte Wert bestimmen dann den Offset und den Skalierungsfaktor. Für die Sensordatenabfrage sind drei unterschiedliche Modi verfügbar. Im „standby mode“ wird ausschließlich nach einer Aufforderung gemessen, im „query mode“ wird immer nach einer Messwertabfrage ein neuer Messwert geschrieben. Im „continuous mode“ werden die Messwerte in festlegbaren regelmäßigen Zeitabständen zwischen 50ms und 1s erneuert.

Kalibrierung und Signalauswertung

Die Auswertung der Signale im „heading mode“ kann durch Differenzbildung der beiden ausgegebenen Winkelwerte erfolgen. Dabei muss als Offset der Vergenzwinkel subtrahiert werden, welcher bei einer Vergenzeinstellung von 0° gemessen wird. Dadurch werden Justagefehler beim Fertigen der Platine, des Aufbaus und der Ausrichtung der sensorinternen Messachsen korrigiert. Eine weitere Korrektur um $\pm 2\pi$ muss erfolgen, wenn sich der berechnete Vergenzwinkel nicht im gewünschten Bereich $-\pi < \nu \leq \pi$ befindet. Aufgrund der ungefähr im Winkel von 180° zueinander montierten Platinen (Abbildung 4.1(a)) beträgt die Winkelkorrektur 178°. Die Messung kann im „continuous mode“ mit einer Abtastfrequenz von 20Hz erfolgen. Der dynamische Fehler und damit die Standardabweichung unter konstanten Bedingungen liegt bei 0,51° [Gre07], was für die geforderte Genauigkeit völlig ausreicht. Bei einer Rotation des gesamten Aufbaus um die Hochachse bei konstant eingestelltem Vergenzwinkel sollte sich der gemessene Vergenzwinkel nicht verändern. Die statischen Ab-

weichungen gegenüber dem eingestellten Vergenzwinkel betragen aber bis zu $4,6^\circ$, was einer ausreichend genauen Bestimmung des Akkommodationsbedarfs nicht genügt.

Werden die x- und y-Werte ausgelesen, stehen zur Berechnung des Vergenzwinkels insgesamt vier Messwerte zur Verfügung. Bei einer Drehung des gesamten Aufbaus um die vertikale Achse müssen alle vier Messwerte eine sinusförmige Kurve aufzeichnen. Bei exakt parallel ausgerichteten Sensoren und orthogonalen Messachsen kommen dabei zwei übereinanderliegende und zwei um 90° verschobene Kurven zu Stande. Die Messungen wurden unter anderem im Freien und damit fernab jeglicher magnetischer Störungen durchgeführt. Im Abstand von 20° über eine Umdrehung wurden jeweils mindestens 20 Messwerte aufgenommen (Abbildung 4.2(a)). An die Kurven wurde mit Hilfe einer Linearisierung im Least-Squares-



(a)

(b)

Abbildung 4.2: Die Messwerte aller vier Messachsen über eine Umdrehung und die angepassten Sinusfunktionen (a) sowie die daraus geschlossene Ausrichtung der Messachsen und die Koordinatentransformation vom sensorinternen zum fixierlinienfesten Koordinatensystem am Beispiel von Sensor 2 (b).

Verfahren iterativ eine Sinusfunktion mit fester Frequenz, aber variabler Amplitude, Phase und Offset angepasst. Als Gütemaß wurde die Summe der quadratischen Abweichungen zwischen Messwert und Sinuskurve verwendet. Dabei zeigt sich, dass sich die Amplituden der vier Messrichtungen um bis zu 7,4 % unterscheiden. Auch nach einer durchgeführten Kalibrierung zeigen die gemessenen Werte einen Offset, welcher sich zwischen unterschiedlichen Orten nur wenig unterscheidet [Gre07]. Beide Eigenschaften können mit einer Subtraktion des Offsets und einem Skalierungsfaktor eliminiert werden. Ein Skalierungsfaktor kann dabei willkürlich auf Eins gesetzt werden (Tabelle 4.1). Die Phasen lassen sich nicht als Absolutwerte verwenden, weil für den Gesamtaufbau keine Referenzrichtung existiert. Willkürlich wird die x-Achse von Sensor 2 als feste Bezugsgröße verwendet (Abbildung 4.2(b)). Die x-Achse des zweiten Sensors ist um $\beta_{12} = 177,42^\circ$ phasenverschoben. Die y-Achse der Sensoren ist zur x-Achse um etwa 95° phasenverschoben, so dass der von der Orthogonalität abweichende Winkel β_{xy} jeweils ungefähr 5° beträgt. Die Umrechnung der gemessenen y-Komponente in

eine Komponente orthogonal zur x-Achse erfolgt folgendermaßen:

$$M_{y\perp} = \frac{M_y}{\cos \beta_{xy}} + M_x \cdot \tan \beta_{xy} \quad (4.1)$$

Um ein Koordinatensystem zu erlangen, welches mit jenem in Abbildung 3.15(b) übereinstimmt, müssen darüber hinaus jeweils die beiden Komponenten der Sensoren vertauscht werden. Die vollständig korrigierten Messwerte lassen sich für die verbauten Sensoren dann

	Sensor 1		Sensor 2	
	x	y	x	y
Offset M_O	-3,68	-3,18	-1,84	0,03
Skalierung M_q	1,031	1	1,074	1,006
Orthogonalenabweichung β_{xy}	5,46°		4,02°	
Sensorausrichtung β_{12}	177,42°			

Tabelle 4.1: Parameter zur Korrektur der gemessenen Flussdichten (nach [Gre07]).

folgendermaßen berechnen:

$$\begin{pmatrix} M_{1x,korr} \\ M_{1y,korr} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\beta_{12}) \cdot \tan(\beta_{1xy}) + \sin(\beta_{12}) & \frac{\cos(\beta_{12})}{\cos(\beta_{1xy})} \\ -\sin(\beta_{12}) \cdot \tan(\beta_{1xy}) + \cos(\beta_{12}) & -\frac{\sin(\beta_{12})}{\cos(\beta_{1xy})} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} (M_{1x} - M_{O1x}) \cdot M_{q1x} \\ (M_{1y} - M_{O1y}) \cdot M_{q1y} \end{pmatrix} \quad (4.2)$$

$$\begin{pmatrix} M_{2x,korr} \\ M_{2y,korr} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \tan(\beta_{2xy}) & \frac{1}{\cos(\beta_{2xy})} \\ 1 & 0 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} (M_{2x} - M_{O2x}) \cdot M_{q2x} \\ (M_{2y} - M_{O2y}) \cdot M_{q2y} \end{pmatrix} \quad (4.3)$$

Die Berechnung des Vergenzwinkels aus den vier korrigierten Messgrößen erfolgt dann ähnlich wie in Formel 3.40, als einzige Änderung wird im Nenner das geometrische Mittel der Beträge beider Sensoren verwendet. Dadurch bleibt der Betrag des Quotienten kleiner oder gleich Eins und die Berechenbarkeit des inversen Sinus ist auch dann gesichert, wenn aufgrund von Fehlern oder Störungen in beiden Sensoren unterschiedliche Beträge der Flussdichtevektoren vorherrschen.

$$v = \arcsin \left(\frac{M_{2x,korr} \cdot M_{1y,korr} - M_{1x,korr} \cdot M_{2y,korr}}{\sqrt{M_{1x,korr}^2 + M_{1y,korr}^2} \cdot \sqrt{M_{2x,korr}^2 + M_{2y,korr}^2}} \right) \quad (4.4)$$

Die Wiederholfrequenz der Messungen beträgt maximal 4 Hz, weil laufend der Modus zwischen x-Richtung und y-Richtung gewechselt werden muss. Die Standardabweichung bei der Bestimmung des Vergenzwinkels bei konstanter Sensororientierung liegt mit 0,65° nur knapp oberhalb der Messungen im „heading mode“. Die statischen Abweichungen sind aber mit 1,6° wesentlich geringer. Der über alle Zustände einer Umdrehung quadratisch gemittelte statische Fehler entspricht mit 0,76° einem Akkommodationsfehler von 0,2 dpt. Der quadratisch gemittelte Gesamtfehler liegt mit 0,26 dpt knapp außerhalb des Zielbereiches von 0,25 dpt.

Messergebnisse und Untersuchung von Störeinflüssen

Um praxisnahe Messergebnisse zu erzielen, wurde der gesamte Aufbau in einem Rucksack verstaut und über einen Laptop weiter betrieben, welcher die Daten kontinuierlich aufzeichnet. Dadurch ergibt sich zwar nicht dieselbe Bewegung wie mit den Augen, dennoch folgt der Aufbau allen Körperbewegungen und die Magnetfeldzustände im Rucksack können mit jenen am Kopf als gleichwertig betrachtet werden. Gemessen wurde stets abwechselnd im „magnetometer x mode“ und im „magnetometer y mode“, weil durch die Auswertung der Einzelkomponenten eine bessere Genauigkeit als beim „heading mode“ erreicht wird. Der eingestellte Vergenzwinkel bleibt bei allen Messungen konstant und beträgt 5° .

Für die Messungen wurden bewusst Bereiche ausgewählt, in welchen die Störungswahrscheinlichkeit als hoch betrachtet wird. Zunächst wurde eine Messung beim Gehen im Labor mit einer anschließenden Fahrstuhlfahrt durchgeführt (Abbildung 4.3). Dabei zeigt sich, dass die Abweichung bei schnelleren Drehungen wesentlich größer ist als in Ruhe. Die Fehler können mit der nicht simultanen Messung der vier Größen erklärt werden. Da die maximale

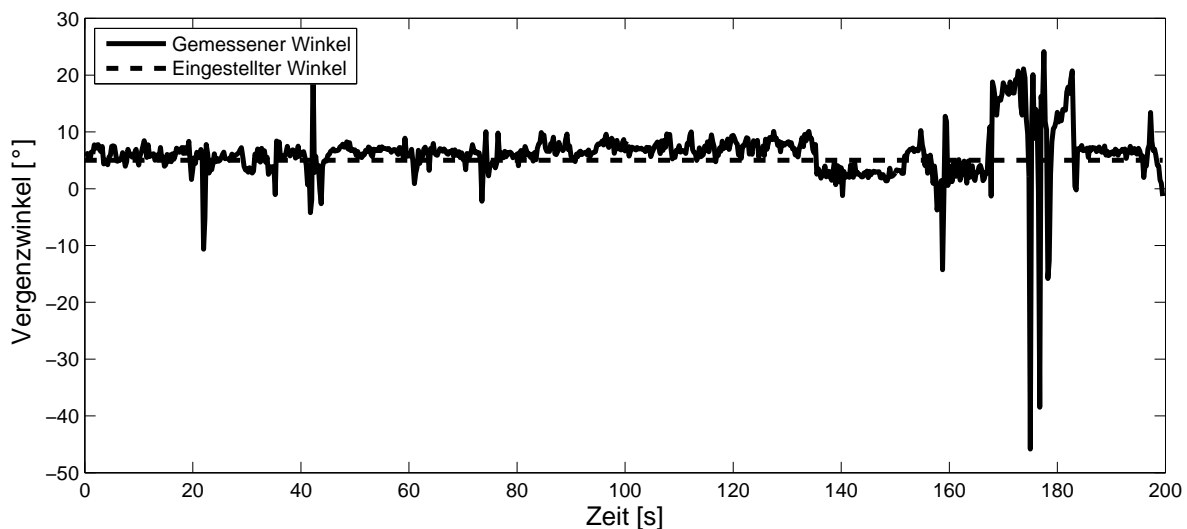


Abbildung 4.3: Aufgezeichnete Vergenzwinkeldaten beim Gehen durch das Labor mit schnellen Drehungen (bis $t \approx 140$ s) mit einer anschließenden Fahrt im Fahrstuhl (nach [Gre07]).

Wiederholffrequenz bei 4 Hz liegt, beträgt die Zeit zwischen einer Messung der x-Komponente und der y-Komponente 125 ms. Bei einer schnellen Drehung entstammen beide Messwerte einer unterschiedlichen Position, die mit den Messwerten ausgeführte Berechnung des Vergenzwinkels muss dann fehlerbehaftet sein. Das Auftreten des Fehlers bekräftigt nochmals die Forderung nach einer simultanen Messung aller vier Messwerte oder einer wesentlich gesteigerten Abtastfrequenz. Bei der Fahrstuhlfahrt ist zu erkennen, dass kein brauchbarer Messwert mehr vorliegt. In diesem Fall kann die Signalverarbeitung nur noch mit einer Sicherstellung der Fernsicht reagieren, die Akkommodation ist dann nicht mehr möglich.

Bei einer der weiteren Messungen wird eine Besonderheit des Karlsruher Verkehrsnetzes ausgenutzt. Dasselbe Fahrzeug kann im Netz der Deutschen Bahn (DB) als auch im Netz

der Verkehrsbetriebe Karlsruhe (VBK) fahren. Während das Netz der DB mit $16\frac{2}{3}$ Hz und 15 kV betrieben wird, beträgt die Gleichspannung im Bereich der VBK 750 V. Die Fahrt führt vom DB-Bereich in den VBK-Bereich (Abbildung 4.4). Darin ist zu sehen, dass die Schwan-

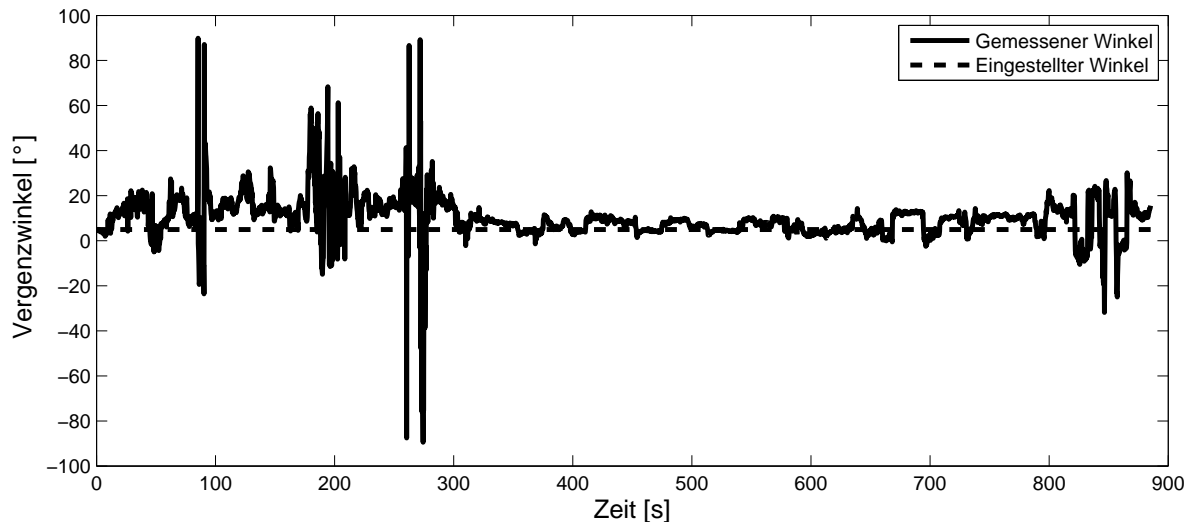


Abbildung 4.4: Aufgezeichnete Vergenzwinkelndaten bei einer Fahrt in der S-Bahn in Karlsruhe im Netz der DB (bis $t \approx 270$ s) und einer Weiterfahrt im Netz der VBK (nach [Gre07]).

kungen im DB-Netz wesentlich größer sind als im Bereich der VBK, obwohl die erwartete magnetische Feldstärke im Netz der VBK aufgrund der geringeren Spannung höher ist. Eine Erklärung hierfür kann die geringe Abtastfrequenz von 4 Hz sein; nach dem bereits sensorintern getätigten Abtastvorgang ist Aliasing bereits aufgetreten und kann danach nicht mehr eliminiert werden. Mit einem analogen Sensor und einem analogen Filter vor der Abtastung kann Aliasing vermieden werden. Die größten Ausreißer traten beim Umschaltvorgang zwischen den beiden Netzen auf; sie sind aber von geringer praktischer Bedeutung. Bei weiteren Messungen in Zügen der DB war die Abweichung geringer als bei Messungen in der S-Bahn im Netz der DB [Gre07].

Bei weiteren Messungen mit ferromagnetischen Alltagsgegenständen wurde festgestellt, dass ein Stahlschrank weitreichende Feldstörungen bis über 50 cm Entfernung hinaus verursacht [Gre07]. Eine Schere hingegen verursacht jedoch erst unterhalb einer Entfernung von 20 cm relevante Störungen, was für die Praxis als ausreichend betrachtet werden kann. Ein kritisches Beispiel sind wiederum Mobiltelefone. Bei einer Entfernung zum Aufbau von 10 cm ergeben sich Abweichungen von bis zu 7° , was hauptsächlich mit dem eingebauten Lautsprecher begründet werden kann. Dennoch kann in der Praxis nicht von einem funktionsfähigen System ausgegangen werden, wenn die Person ihr Mobiltelefon ans Ohr hält; lediglich eine Fernsicht ist dann möglich.

Die Messungen mit den Kompassensoren ergaben, dass eine Vergenzwinkelmessung prinzipiell möglich ist. Es existieren jedoch vielfältige Einflussgrößen auf das Magnetfeld, die eine genaue Winkelmessung stören. Durch eine simultane Abtastung und eine analoge Vorfilterung können voraussichtlich die Störungen zumindest teilweise verringert werden.

4.2 Messung von Irisdurchmesser und Umfeldleuchtdichte

Die Signalquelle der Iriskontraktion hat für alle vier entwickelten Messsysteme eine gute bis sehr gute Gesamtbewertung erreicht (Tabelle 3.4). Im Folgenden wird deshalb eine Testumgebung entwickelt, mit welcher diese Systeme an einem praktischen Aufbau untersucht werden können. Aufgrund des geringen Realisierungsaufwands wird ein Messsystem mit einem Sensorarray aufgebaut und daran getestet.

Modularer Aufbau einer Testumgebung

Eine Testumgebung, welche für mehrere Messsysteme zur Nutzung des Pupillennahreflexes geeignet ist, muss als zentrales Bauteil eine Blende mit variablem rundem Öffnungsdurchmesser enthalten, welche das Modell der Iris darstellt. Die verwendete Blende ist aus zwei Lamellenpaketen aufgebaut und dadurch vollständig schließend. Ihr Öffnungsdurchmesser kann mechanisch eingestellt werden, der maximale Durchmesser liegt bei 37 mm. Des Weiteren muss zur Nachbildung unterschiedlicher Umfeldleuchtdichten eine variable Beleuchtung auf einer Seite der Blende installiert werden. Die Beleuchtung muss ab Blendenmitte über einen großen Raumwinkelbereich in einer möglichst gleichmäßigen Leuchtdichte erfolgen. Realisiert ist die Beleuchtung mit einer Halogenlampe, deren Licht über einen Spiegelkasten auf einen Diffusionsschirm der Größe $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ fällt. Die Halogenlampe wird über ein Labornetzgerät wahlweise mit einer einstellbaren Spannung oder einer einstellbaren Stromstärke versorgt. Dadurch kann die Leuchtdichte des Schirms verändert werden. Das Spektrum der Halogenlampe entspricht nur bei voller Beleuchtung ungefähr dem von Tageslicht. Im gedimmten Fall ergibt sich eine Verschiebung zu größeren Wellenlängen, welche auch Infrarotanteile umfasst. Aus diesem Grund ist zwischen Diffusionsfilter und Blende ein Infrarotfilter eingebaut. Ein Sensorhalter kann mit einer jeweils leicht anzufertigenden Zwischenplatte mit unterschiedlichen Sensoren bestückt werden. Alle Teile sind auf einer optischen Bank montiert (Abbildung 4.5).

Konzeption und Realisierung eines Systems zur optischen Messung eines Blendendurchmessers und der dahinter vorherrschenden Umfeldleuchtdichte

Aufgrund der guten Verfügbarkeit wurde als Testsystem ein Array von Photosensoren ausgewählt. Das CCD-Sensorarray ILX751B [Sonb] verfügt über 2048 Pixel mit je $14\ \mu\text{m} \times 14\ \mu\text{m}$ und als Besonderheit einen Shutter, mit welchem sich die Integrationszeit erheblich verkürzen lässt [Nag06]. Dadurch lässt sich ein Messumfang von mehr als sieben Größenordnungen realisieren. Mehr als drei Größenordnungen sind davon allein durch den Bereich zwischen Dunkelspannung und Sättigung realisiert, alle weiteren Änderungen müssen durch eine Anpassung der Integrationszeit erfolgen. Solange das Shuttergate geschlossen ist, werden im CCD-Array Photoelektronen gesammelt und bei Ansteuerung des Readoutgates in ein Schieberegister transferiert. Von dort können sie seriell ausgelesen werden. Zur Digital-Analog-Wandlung wird ein Video-Signal-Prozessor (VSP) mit einer Auflösung von 14 bit eingesetzt. Die digitalen Ausgangssignale werden von einem Mikrocontroller in ein Register geschrieben, von wo sie via USB zur Visualisierung an den PC übertragen werden (Abbildung 4.6(b)).

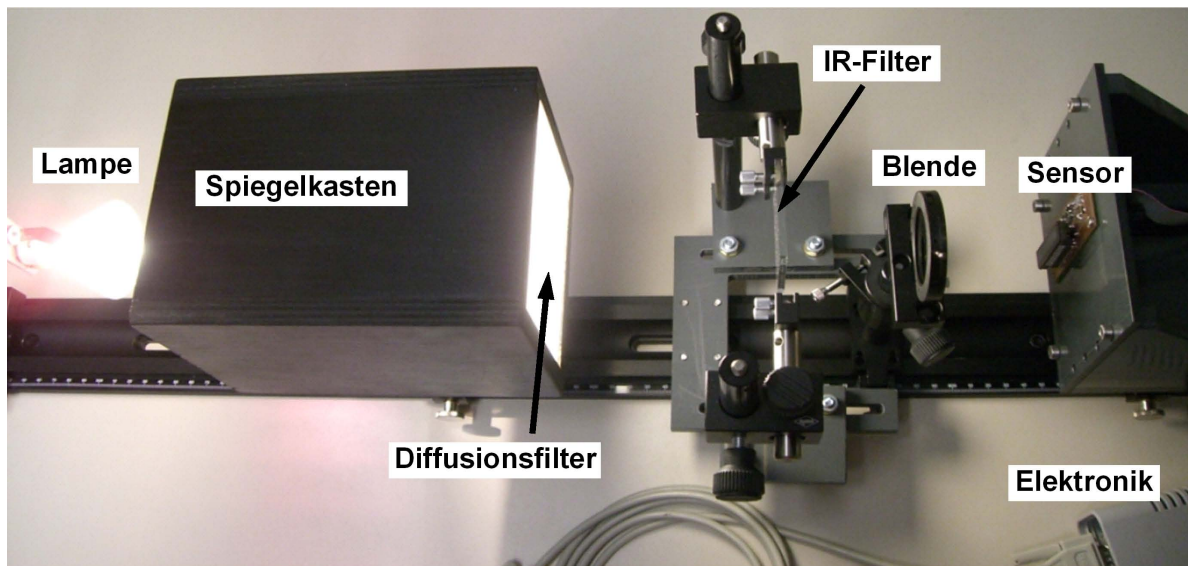


Abbildung 4.5: Aufbau zum Test von Messsystemen zur Nutzung des Pupillennahreflexes mit montiertem CCD-Sensor. Zur besseren Übersichtlichkeit sind die Teile auseinandergerückt (nach [Nag06])

Der Mikrocontroller stellt die für den VSP notwendigen Signale zur Verfügung, sie können

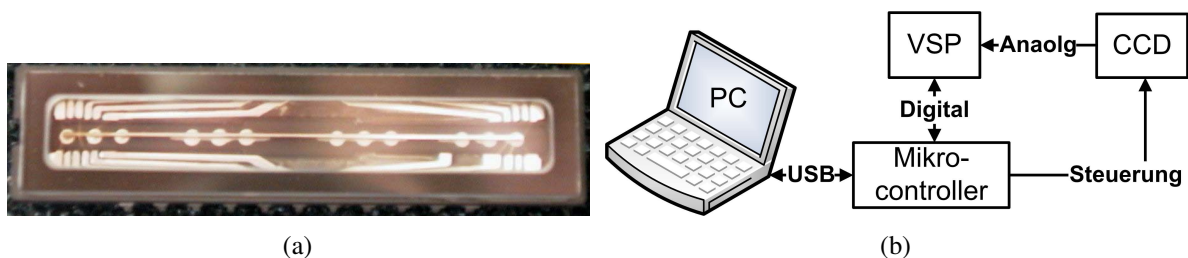


Abbildung 4.6: Die mit Schieberegister $400\mu\text{m}$ breite CCD Sensorzeile im Gehäuse (a) sowie die Struktur der Signalauswertung (b) (nach [Nag06]).

mit Hilfe eines integrierten PWM-Controllers (Pulsweitenmodulation) generiert werden. Der CCD-Sensor benötigt neben der Clock zum Auslesen des Schieberegisters die Signale für das Shuttergate und das Readoutgate. Ist die Integrationszeit kleiner als die Auslesezeit des Arrays, entspricht die Zeit zwischen Schließen des Shuttergates und Öffnen des Readoutgates der Integrationszeit. Beide Signale können ebenfalls mit dem PWM-Controller realisiert werden [Nag06]. Weil bei geöffnetem Shutter nur 99 % der Elektronen über das Gate abfließen und die restlichen 1 % mit ausgelesen werden, muss auf den Shutter möglichst verzichtet werden und über einen erneuten Auslesevorgang eine neue Integration gestartet werden. Die Auslewiederholfrequenz beträgt deshalb bis zu 500Hz und damit wesentlich mehr als für ein solches System gefordert ist.

Die Integrationszeit muss geregelt werden, um bei allen Beleuchtungsstärken ein gutes Sensorsignal zu erhalten. Die zu regelnde Strecke, der Sensor, kann in einem Modell abgebildet

werden, welches die Eingangsgröße Integrationszeit mit der Störgröße Beleuchtungsstärke multipliziert. Die Verstärkung entspricht der Sensorempfindlichkeit von $40 \text{ V/lx}\cdot\text{s}$, die Ausgabe erfolgt nur zwischen den Grenzen der Dunkelspannung und der Sättigungsspannung $U_{sat} = 1,8 \text{ V}$. Je größer die Ausgabespannung, desto größer ist das Signal-Rausch-Verhältnis. Je näher aber die Spannung an der Sättigungsgrenze, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass bei einer Änderung der Beleuchtungsstärke der nächste Ausgabewert der Sättigung entspricht und damit ungeeignet ist. Als Kompromiss zwischen Rauschen und Dynamik wird die Sollspannung auf das 0,8-fache der Sättigungsspannung festgelegt. Als Maß für die maximale Beleuchtung wird der Mittelwert U_{mitt} der mittleren und damit der am stärksten beleuchteten acht Pixel verwendet. Mit der Annahme einer gleichen maximalen Beleuchtungsstärke lässt sich dann die nächste Integrationszeit aus der letzten Integrationszeit und dem Verhältnis aus Sollspannung und Istspannung berechnen. Dadurch passt sich die Integrationszeit kontinuierlichen Veränderungen bestens an. Bei großen Sprüngen der Beleuchtungsstärke um mehrere Größenordnungen nach oben folgt die Integrationszeit nur langsam, weil in jedem Schritt die Integrationszeit selbst bei einer Sättigung der Sensorspannung maximal um den Faktor 0,8 verkürzt wird. Die zur Berechnung der Integrationszeit verwendete Sensorspannung wird an den Bereichsrändern der Integrationszeit deshalb so modifiziert, dass bei Eintritt von 90 % der Sättigungsspannung sofort eine Korrektur um 3 Größenordnungen erfolgt. Eine schrittweise Erhöhung des Korrekturfaktors ist zwar besser, die Rechenzeit ist aber hierfür zu lang [Nag06]. Selbst bei einer sprunghaften Änderung um fünf Größenordnungen liegt dann nach drei Messungen wieder ein gültiger Messwert an, nach einem weiteren Durchlauf die Sollspannung. Nach unten muss die Korrektur derart erfolgen, dass der Quantisierungsfehler des Wandlers ($\pm 55 \mu\text{V}$) keinesfalls dazu führt, dass nach dem nächsten Durchlauf mehr als 90 % der Sättigungsspannung erreicht werden. Die zur Berechnung verwendete Spannung U_{virt} wird deshalb mit $U_{virt,min} = 15 \text{ mV}$ beschränkt. Die maximale Änderung in einem Schritt beträgt dann in beide Richtungen drei Größenordnungen.

$$U_{virt} = \begin{cases} U_{virt,min} & U_{mitt} < U_{virt,min} \\ U_{mitt} & U_{min} \leq U_{mitt} \leq 0,9 \cdot U_{sat} \\ 800 \cdot U_{sat} & U_{mitt} > 0,9 \cdot U_{sat} \end{cases} \quad t_{int,i+1} = \frac{0,8 \cdot U_{sat}}{U_{virt,i}} \cdot t_{int,i} \quad (4.5)$$

Die daraus berechnete Integrationszeit wird schließlich noch nach unten mit der aufgrund des Timers minimal möglichen Integrationszeit von 17 ns sowie nach oben mit der gerade noch sinnvollen Integrationszeit von 100 ms beschränkt. Dadurch ist gewährleistet, dass in regelmäßigen Abständen auch bei schwacher Beleuchtung ein Messwert vorliegt, wenn auch nicht so genau wie es möglich ist. Durch die Beschränkung wird auch verhindert, dass bei völliger Dunkelheit die Integrationszeit sehr groß wird und bei plötzlich auftretender Beleuchtung mehrere sehr lange Integrationszeiten abgewartet werden müssen, bis wieder ein brauchbarer Messwert vorhanden ist. Die Struktur des Integrationszeitreglers und der Strecke sind in Abbildung 4.7 zusammengefasst.

Messergebnisse

Die Messergebnisse zeigen, dass sich qualitativ ein Verlauf einstellt, welcher den Berechnungen aus Abbildung 3.29 ungefähr folgt. Im Vergleich zu den Berechnungen muss aber festge-

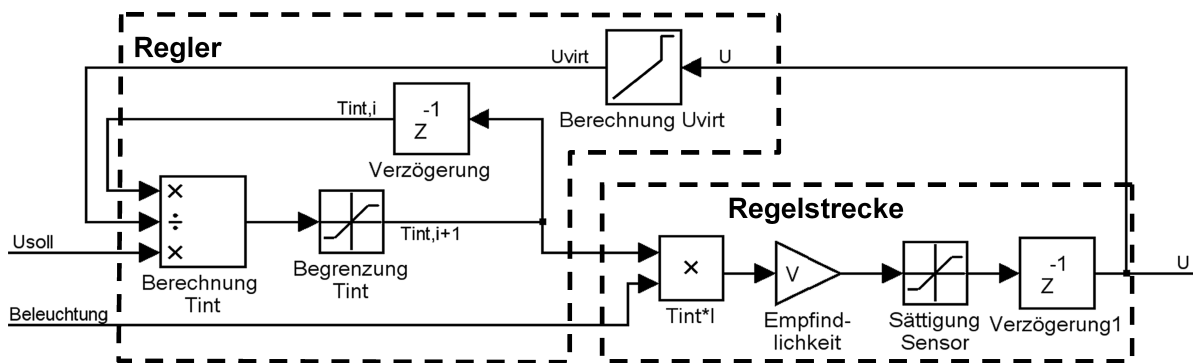


Abbildung 4.7: Struktur des Sensors als Regelstrecke sowie der Integrationszeitregelung.

stellt werden, dass eine Positionierung des Sensors sehr nahe an der Blende nicht möglich ist, weil der Rand der Blende eine axiale Länge von insgesamt 9 mm hat. Darüber hinaus beträgt der Abstand zwischen der Glasscheibe des gehäuseten Sensors und der Sensorzeile ungefähr 1,9 mm. Der geringste Abstand zwischen Sensor und Blendenmitte beträgt deshalb 6,4 mm und dadurch selbst im Verhältnis zum Blendendurchmesser deutlich mehr als es bei einem Implantat im Kapselsack möglich ist. Die Beleuchtungsverteilung entlang der Sensorzeile ist

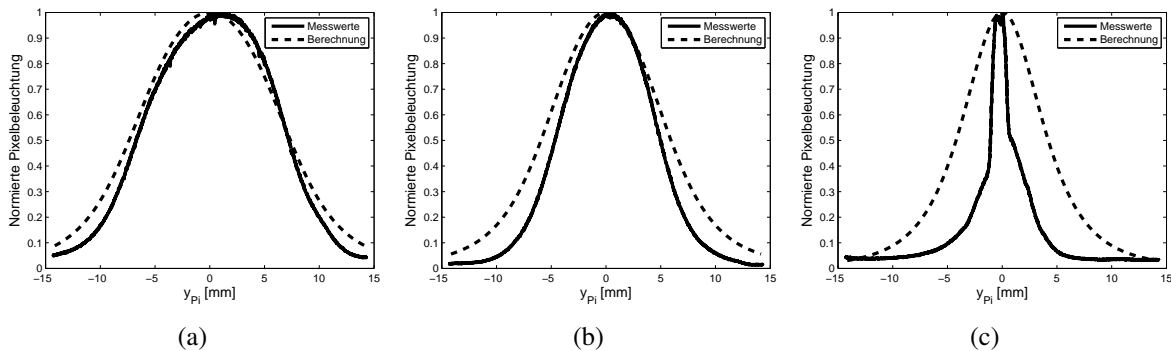


Abbildung 4.8: Vergleich zwischen gemessener und berechneter Pixelbeleuchtung bei einem Abstand zur Blende von 6,5 mm und einem Blendendurchmesser 14 mm (a), 10 mm (b) und 1 mm (c). Die Maximalwerte sind zum besseren Vergleich auf Eins normiert.

zwar in der Mitte wie erwartet stark abgerundet, nimmt aber insbesondere bei kleiner Blendeneröffnung zum Rand hin stärker ab, als die Berechnungen für solche Fälle ergeben (Abbildung 4.8). Der Grund hierfür sind die zwei Lamellenpakete der Blende, welche den Raumwinkelbereich eines Pixels insbesondere am Sensorrand und bei kleinem Blendendurchmesser stärker einschränken als bei einer einfachen Blende.

Ein weiterer Effekt tritt bei sehr kleinen Blendendurchmessern auf (Abbildung 4.8(c)). Die Pixelbeleuchtung fällt ab der Mitte zu beiden Seiten stark ab, verläuft dann aber je mit einem Knick asymmetrisch flacher. Der Grund hierfür sind wieder die zwei Lamellenpakete, welche nur bei Durchsicht entlang der optischen Achse eine runde Begrenzung erzeugen. Jede

Öffnung für sich entspricht eher einer sich zum Blendenrand hin zuspitzenden Blattform. Je nach Position des Pixels wird der Raumwinkel dann durch die weiter entfernte Öffnung mit der Folge eines glatteren Signalverlaufs oder aber vom näher liegenden Paket beschränkt.

Auswertung des Sensorsignals

Aus den gemessenen Sensorsignalen kann auf den Blendendurchmesser und die Umfeldleuchtdichte geschlossen werden. Der tatsächliche Durchmesser und die tatsächliche Umfeldleuchtdichte ist dabei von geringerer Bedeutung. Wichtig ist vielmehr, dass eine Größe bestimmbar ist, welche eindeutig mit dem Blendendurchmesser zusammenhängt. Ob sich der tatsächliche Durchmesser dann über einen Offset oder gar eine Nichtlinearität berechnen lässt, ist im Hinblick auf die geplante Anwendung unbedeutend, weil eine Kalibrierung zwischen den gemessenen Größen und dem Akkommodationsbedarf ohnehin notwendig ist.

Als Testdaten wurden bei insgesamt 72 Blende-Lampenspannung-Kombinationen jeweils drei Messkurven aufgenommen. Weil an der Blende ab Werk keine Maßeinteilung angebracht ist, wurde sie durch Abgleich mit einem Messschieber erstellt. Die Einstellgenauigkeit der Blende liegt deshalb bei maximal $100\ \mu\text{m}$. Um dennoch eine Vergleichbarkeit der Messungen zu erreichen, wurden alle Messungen zum selben Blendendurchmesser fortlaufend durchgeführt. Anhand der aufgezeichneten Beleuchtungskurven werden folgende drei Auswerteverfahren zur Ermittlung der Leuchtdichte und des Blendendurchmessers getestet und im Folgenden auf Reproduzierbarkeit, Robustheit und Rechenleistungsbedarf hin verglichen:

- „Wendetangentenmethode“
- „Maximum-Halbe-Methode“
- „Summenmethode“

Die zur Abschätzung der Umfeldleuchtdichte relevante maximale Beleuchtung erfolgt über das Mittel der 16 am stärksten beleuchteten Pixel und der Integrationszeit. Da die Integrationszeit geregelt ist, wird nur beim Erreichen der minimalen Integrationszeit ein von 80 % der Sättigungsspannung abweichender Wert errechnet. Die Berechnung des Blendendurchmessers erfolgt bei der „Wendetangentenmethode“ durch Falten des Sensorsignals an einem 32 Pixel breiten Rechteckfilter, was zu einer Glättung des Verlaufs führt. Dann erfolgt eine Ableitung entlang der Pixel. Faltung und Ableitung können auch durch Differenzbildung derjenigen Pixel mit einem Abstand von 32 zusammengefasst werden. Die Stelle der höchsten und der niedrigsten Ableitungen ergibt die Punkte, an denen die Wendetangente anliegt. Je größer der Blendendurchmesser, desto weiter liegen die Wendepunkte auseinander. Bei der „Maximum-Halbe-Methode“ werden alle Pixel in einer Umgebung von $\pm 1\%$ der Hälfte des berechneten durchschnittlichen Maximalwertes extrahiert. Diese Gruppe wird nach der Pixelposition sortiert und in eine untere sowie in eine obere Hälfte aufgeteilt. Jeweils der Median der beiden Hälften wird gebildet. Die Differenz beider Werte entspricht dem damit berechneten Blendendurchmesser. Bei der „Summenmethode“ werden alle Pixelwerte aufsummiert und die Summe durch den berechneten Maximalwert dividiert. Je breiter die Kurve, desto größer der damit erhaltene Wert.

Die Auswertung der Berechnungen zeigt, dass die verwendete Integrationszeit bei den jeweils drei Messkurven unter gleichen Bedingungen gut übereinstimmt, was sich in Abbildung 4.9(a) daran zeigt, dass jeweils alle drei Punkte aufeinander liegen. Die Reproduzierbarkeit des Maximums ist daher sehr genau. Der Verlauf der Integrationszeit zur Lampenspannung ist ungefähr exponentiell. Bei größeren Blendendurchmessern fällt die Integrationszeit ab einer bestimmten Spannung, welche vom Blendendurchmesser abhängt, sprunghaft auf die minimale Integrationszeit von 17 ns ab. Das Verhalten kann mit der nicht vollständigen Durch-

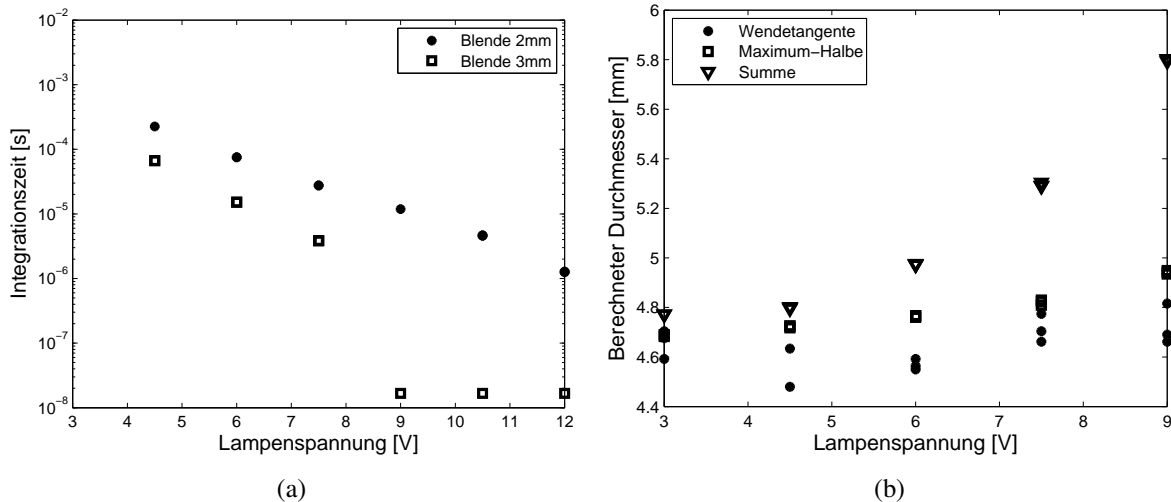


Abbildung 4.9: Auswirkung der Lampenspannung auf die Integrationszeit des CCD Sensors bei unterschiedlichen Blendendurchmessern (a) sowie berechnete Blendendurchmesser bei einer fest eingestellten Blende von 3 mm bei unterschiedlichen Berechnungsmethoden (b).

lässigkeit des Shuttergates begründet werden. Im sehr hellen Bereich beträgt die Integrationszeit nur noch einen Bruchteil der Auslesezeit. Die während geöffnetem Shuttergate trotzdem gesammelten Elektronen werden mit ausgewertet und überwiegen unterhalb einer dadurch festgelegten Integrationszeit die gesammelte Elektronenladung. Übersteigt die Lampenspannung also diejenige Grenze, bei der bereits bei geöffnetem Shutter die Sättigungsspannung erreicht wird, fährt der Integrationszeitregler die Integrationszeit auf das Minimum zurück. Aufgrund der überwiegenden parasitären Elektronen bestehen aber keine Auswirkungen auf das Messergebnis. Einige Pixel erreichen dann die Sättigungsspannung. Während die Messkurven bei geringem Sättigungsanteil der Pixel noch gut auswertbar sind, ist dies bei nahezu vollständiger Sättigung nicht mehr möglich.

Die Auswirkung der Lampenspannung auf den berechneten Blendendurchmesser ist in Abbildung 4.9(b) dargestellt. Bei allen Berechnungsmethoden hängt der berechnete Blendendurchmesser von der Lampenspannung ab, obwohl der wahre Blendendurchmesser konstant gehalten wird. Des Weiteren ist in Abbildung 4.10(a) zu sehen, dass alle Methoden kleine Durchmesser eher zu groß berechnen. Zumindest bei der „Summenmethode“ kann diese Tatsache mit der Dunkelspannung erklärt werden, welche mit aufsummiert wird. Bei einem

kleinen Blendendurchmesser sind dann entsprechend viele Pixel nahe dem Dunkelwert vorhanden. Beim kleinsten Durchmesser von 1 mm mit seiner asymmetrischen Kurve ist keine der

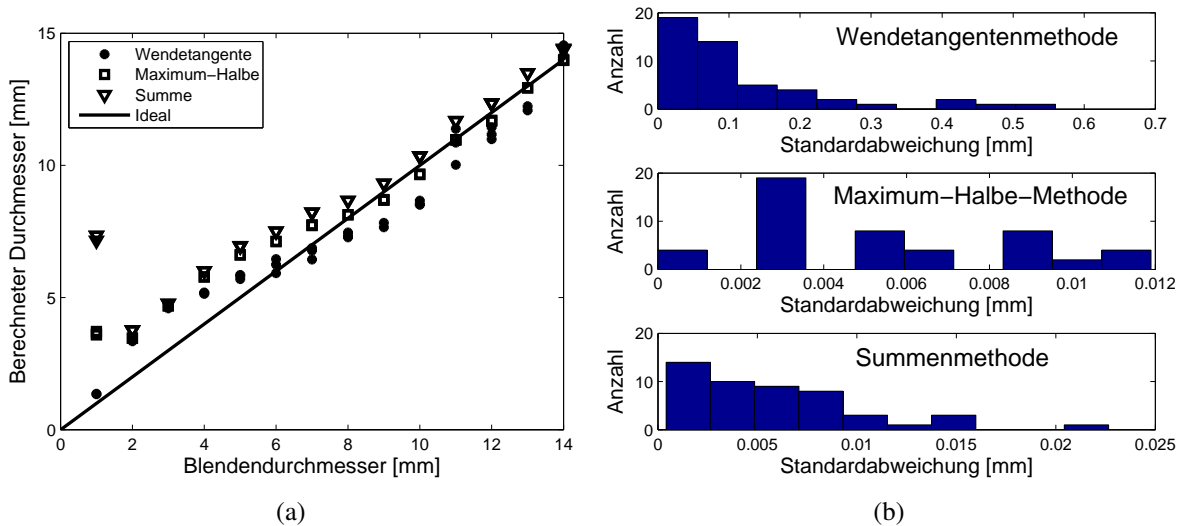


Abbildung 4.10: Zusammenhang zwischen eingestelltem und berechnetem Blendendurchmesser bei konstanter Lampenspannung von 3 V (a) sowie die Histogramme der Wiederholgenauigkeit der drei Methoden (b).

Methoden gut geeignet. Das extreme Verhältnis zwischen Durchmesser und Abstand zwischen Blende und Sensor kann im Kapselsack aber nicht auftreten. Nur der monotone Bereich ab 2 mm kann bei einer Kalibrierung zum Einsatz kommen. Da die Maximalbeleuchtung ohnehin berechnet werden muss, erfolgt in der Praxis anstatt der Zuordnung zwischen Irisdurchmesser, Umfeldleuchtdichte und Akkommodationsbedarf die Kalibrierung zwischen den zwei berechneten Größen und dem Akkommodationsbedarf.

Die für die Messgenauigkeit des Blendendurchmessers wichtige Wiederholgenauigkeit unter konstanten Bedingungen ist in Abbildung 4.10(b) dargestellt. Darin ist ersichtlich, dass die „Wendetangentenmethode“ mit einer quadratisch gemittelten Standardabweichung von $174\ \mu\text{m}$ völlig ungeeignet ist. Die „Maximum-Halbe-Methode“ mit $6,4\ \mu\text{m}$ und die „Summenmethode“ mit $7,4\ \mu\text{m}$ erreichen gut die geforderte Genauigkeit bei der Durchmesserbestimmung. Dabei wurden nur Messdaten verwendet, bei denen weniger als 100 Pixel die Sättigung erreichten. Die „Summenmethode“ ist insgesamt robuster als die „Maximum-Halbe-Methode“, weil beim kleinsten Durchmesser und stark asymmetrischer Kurve teilweise mehr als 75 % der Pixel im Bereich des halben Maximums auf einer Seite liegen. Der berechnete Durchmesser liegt dann sehr genau und reproduzierbar nahe Null, ein brauchbarer Messwert liegt dann aber nicht vor.

Die Abschätzung des Rechenbedarfs erfolgt über die Rechenzeit, die Matlab für die unterschiedlichen Berechnungen benötigt. Die Berechnung nach der „Wendetangentenmethode“ braucht demnach mit 2,3 ms am längsten. Nur etwas schneller ist die „Maximum-Halbe-Methode“ mit 1,3 ms. Mit Abstand am schnellsten wird die Berechnung mit der „Summenmethode“ mit durchschnittlich $46\ \mu\text{s}$ ausgeführt. Wenngleich diese Werte mit einem PC erzielt

wurden und von der jeweiligen Ausstattung abhängen, so ist die Aussage über den relativen Rechenzeitbedarf der unterschiedlichen Methoden dennoch repräsentativ.

Zusammenfassend kann die „Maximum-Halbe-Methode“ als die genaueste Methode herausgestellt werden. Die „Summenmethode“ ist aber nur wenig ungenauer und dafür robuster und mit deutlich geringerem Rechenbedarf zu realisieren. Sie wird für die weitere technische Umsetzung empfohlen.

In Kapitel 4 wurden zwei Testumgebungen entwickelt, mit welchen die in Kapitel 3 konzipierten Messsysteme getestet werden können. Mit zwei Kompassensoren wurde ein Versuchsaufbau entwickelt, mit welchem die Messung der Vergenzbewegung wie im Implantat möglich ist. Hierzu wurden Sensoren ausgewählt und eine Auswertungssoftware realisiert. Um die Ungenauigkeiten des Sensors zu kompensieren, wurde eine Kalibrierungsmethode entwickelt. Durch die mobile Ausführung konnten Messungen unter Alltagsbedingungen stattfinden. Die Messergebnisse bestätigen die Funktionsweise des Konzepts. Bei Messungen unter größeren Störungseinflüssen zeigt sich jedoch die große Anfälligkeit bei der Nutzung des Erdmagnetfelds als Referenz. Für einen Aufbau zur Nutzung des Pupillennahreflexes wurde ein optischer Nachbau des Messsystems im Auge realisiert. Getestet wurde ein Sensorarray, für welches eine Ansteuerung inklusive Integrationszeitregelung entworfen und realisiert wurde. Die Messergebnisse zeigen bei sehr kleinem Blendendurchmesser aufgrund der besonderen Blendenform nur geringe Übereinstimmung mit den berechneten Kurven. Dennoch wurden drei Methoden entwickelt, um aus dem Messsignal den Blendendurchmesser und die Umfeldleuchtdichte zu bestimmen. Sie wurden insbesondere auf Rechenbedarf und Wiederholgenauigkeit hin verglichen. Mit der „Summenmethode“ ist eine schnelle und ausreichend genaue Auswertung des Sensorsignals möglich. Mit beiden modularen Aufbauten besteht für zukünftige Arbeiten die Möglichkeit, auch andere konzipierte Messsysteme zu testen.

5 Erste Konzepte für die Informationsübertragung und die Energieversorgung

Das Künstliche Akkommodationssystem besteht aus den in Abschnitt 1.3.2 vorgestellten Teilsystemen. Für das aktiv-optische Element bestehen bereits Lösungskonzepte, auch für die Aktorik bestehen Ansätze. Für die Komponente der Informationserfassung wurden in Kapitel 3 Lösungen entwickelt, bewertet und verglichen. Der Algorithmus für die Steuerungseinheit kann erst entworfen werden, wenn alle Komponenten des Systems fest ausgewählt sind. Der entsprechende Teilalgorithmus zur Berechnung des Akkommodationsbedarfs ergibt sich signalquellen- und messsystemspezifisch aus der jeweiligen Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfs aus dem Messsignal. Die Komponente der Haltestruktur lässt sich entsprechend der Funktion aufteilen in die Bereiche Abdichtung und Abschirmung, Verbindung der Bauteile und die Fixierung des Gesamtsystems im Kapselsack. Während für die Fixierung im Kapselsack bereits existierende Lösungen von Intraokularlinsen verwendet werden können, sind Lösungen für die anderen Teilfunktionen erst nach Festlegung der anderen Systemkomponenten möglich. Die Entwicklung einer Informationsübertragung und einer Energieversorgung ist dagegen bereits jetzt möglich. Im vorliegenden Kapitel werden deshalb für beide Komponenten erste Konzepte vorgestellt. Im ersten Teil werden Möglichkeiten untersucht, wie Informationen zwischen zwei Implantaten, eines in jedem Auge, übertragen werden können. Im zweiten Teil wird dann die Konzeption einer Energiespeicher- und Übertragungseinheit vorgestellt.

5.1 Informationsübertragung zwischen den Implantaten

Wird die Augenbewegung zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs verwendet, dann ist eine Übertragung von Messdaten unerlässlich, um den Akkommodationsbedarf berechnen und die Funktion gewährleisten zu können. In den anderen Fällen kann eine Informationsübertragung zwischen zwei Implantaten zumindest unterstützend wirken [KGBG07]. Beispielsweise kann verwendet werden, dass sich der Akkommodationsbedarf in beiden Augen meist nur wenig unterscheidet. Ein zu großer Unterschied deutet mit großer Wahrscheinlichkeit auf eine vorhandene Störung hin. Um nach der Operation eine Parameteranpassung und Kalibrierung durchführen zu können, ist auch eine Informationsübertragung mit einem externen Gerät sinnvoll.

Im diesem Abschnitt werden deshalb erstmals Möglichkeiten zur Informationsübertragung zwischen zwei Implantaten in je einem Auge konzipiert, bewertet und verglichen. Die Aus-

legung erfolgt am Beispiel von Kompassensoren mit einer Übertragung von einem Winkelwert mit 10bit Auflösung. Mit einer Abtastfrequenz von 10Hz ergibt sich eine Datenrate von 100 bit/s . Da eine Ausführung in Vollduplex (gleichzeitiges Senden und Empfangen) nicht sinnvoll erscheint, muss die Datenrate mindestens das Doppelte betragen, inklusive Protokoll wird die notwendige Datenrate mit 1000 bit/s abgeschätzt. Die maximal mögliche Datenrate $\tilde{C}_{IT,max}$ einer Übertragungseinheit unter Störungen hängt von der Bandbreite \tilde{B}_{IT} und dem Verhältnis aus Empfangsleistung und Rauschleistung (SNR) ab [Sha98]:

$$\tilde{C}_{IT,max} = \tilde{B}_{IT} \cdot \text{ld}(1 + SNR) \quad (5.1)$$

Dabei kann davon ausgegangen werden, dass die Rauschleistung proportional zur Bandbreite (bereichsweise konstante Rauschleistungsdichte $N_{\tilde{B}}$) ist. Unter der Bedingung einer zu übermittelnden Datenmenge bei freier Sendeleistung und Bandbreite ergibt sich, dass mit möglichst geringer Leistung und dann niedriger Datenrate zu senden ist. Daraus kann geschlossen werden, dass die zur Verfügung stehende Zeit zum Senden voll ausgenutzt werden sollte. Mit der Beschränkung der Datenrate nach unten ergibt sich, dass die notwendige Empfangsleistung mit der Bandbreite monoton abfällt.

$$P_{IT,E} \geq N_{\tilde{B}} \cdot \tilde{B}_{IT} \cdot \left(2^{\frac{\tilde{C}_{IT,erf}}{\tilde{B}_{IT}}} - 1 \right) \quad (5.2)$$

Mit einer Bandbreite in Höhe der Datenrate beträgt die erforderliche Empfangssignalleistung das 1,44-fache des minimal Möglichen. Die Empfangsleistung muss dann mindestens der Rauschleistung entsprechen. Weitere Erhöhungen der Bandbreite verringern deshalb den Leistungsbedarf nur unwesentlich. Bei einfachen Modulationsverfahren entspricht die notwendige Bandbreite der Datenrate [Mer07]. Im Folgenden werden vier Trägersignalarten untersucht:

- Elektrostatisches Feld
- Magnetostatisches Feld
- Elektromagnetische Wellen
- Ultraschallwellen

Die Möglichkeit der Informationsübertragung mit einer Pulsaserdiode unter Ausnutzung der Reflektion am Fixationsobjekt wird nicht näher betrachtet, weil eine ausreichende Signalstärke bei beliebig weit entfernt liegenden Objekten nicht gesichert ist.

Quasistatisches elektrisches Feld

Mit einer statischen Größe können keine Informationen übertragen werden. Trotzdem kann das elektrische Feld als statisch betrachtet werden, wenn sich der Empfänger im Bereich des Nahfelds befindet ($\lambda > 2\pi \cdot d$ [MG86]). Bei einer zu überbrückenden Distanz von 65 mm kann für Frequenzen bis ¹ 734 Mhz das elektrische und das magnetische Feld separat betrachtet werden. Als Modell werden im Kapselsack je oben und unten eine Kugel mit Radius $r_{ES} = 1 \text{ mm}$

¹Berechnet für Vakuum, Wellenlänge im Gewebe abhängig von der Gewebeart

eingbracht, welche mit einem elektrischen Wechselstrom beaufschlagt werden (Abbildung 5.1). Durch die entgegengesetzte Ladung in den Kugeln ist auch im Kapselsack des anderen

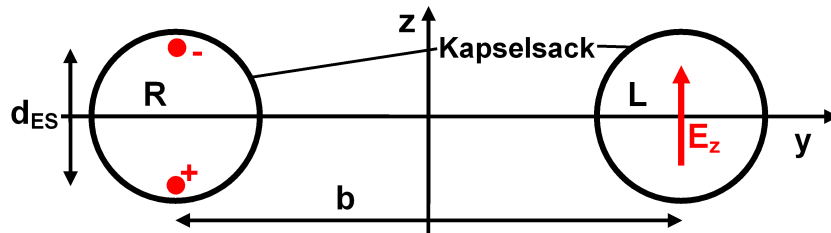


Abbildung 5.1: Zwei geladene Kugeln und das resultierende Feld im gegenüberliegenden Kapselsack.

Auges ein elektrisches Feld messbar. Die Feldstärke auf der Empfängerseite E_z kann durch vektorielle Superposition nach dem Coulomb-Gesetz [Mes04] berechnet werden und beträgt dann in Abhängigkeit des Potentialunterschieds zwischen den Sendekugeln:

$$E_z \approx \frac{U_{ES} \cdot r_{ES} \cdot d_{ES}}{2 \cdot b^3} \quad (5.3)$$

Mit einer maximal verträglichen Spannung von 20 V ergibt sich dann ein Feld von 0,29 V/m, was bei Frequenzen zwischen 10 kHz und 100 kHz dem hundertfachen der Rauschfeldstärke entspricht.

Der Leistungsbedarf des Systems lässt sich aus der Leitfähigkeit des umliegenden Stoffes herleiten. Die größten dielektrischen Verluste treten dabei direkt in der Umgebung der geladenen Kugel auf. Durch Einbringen von insgesamt zwei konzipierten Kugeln in Körperflüssigkeit (1,5 S/m) und der maximal möglichen Spannung von 20 V ergibt sich eine Verlustleistung von 12 W. Nur durch Senken der Betriebsspannung auf 0,18 V lassen sich die dielektrischen Verluste auf unter 1 mW reduzieren. Das Anbringen eines nichtleitenden Dielektrikums an den Kugeln führt zwar auch zu einer Reduktion der notwendigen Leistung, ein Großteil der Spannung fällt dann aber auch am Dielektrikum ab und die messbare Feldstärke sinkt entsprechend. In beiden Fällen liegt die detektierbare Feldstärke knapp unterhalb des Rauschlevels.

Quasistatisches magnetisches Feld

Für das magnetostatische Feld kann die Konzeption der Messung der Augenbewegung mit einem magnetischen Feld (Seite 65 ff) verwendet werden. Als Freiheitsgrad bleibt die Anzahl der Windungen der Spule. Sowohl der ohmsche Spulenwiderstand als auch die Induktivität wachsen quadratisch mit der Windungszahl, wenn der für alle Windungen zur Verfügung stehende Querschnitt konstant bleibt und sich der Querschnitt eines Leiters antiproportional zur Windungszahl verhält. Die Induktivität \tilde{L}_{Sp} einer kurzen Spule lässt sich sowohl über die Energie im Magnetfeld (Integration über das Volumen V) als auch über das Induktionsgesetz (Integration über den Spulenquerschnitt A_{Sp}) berechnen [Mes04]:

$$\tilde{L}_{Sp} = \frac{\mu_0}{I_{Sp}^2} \cdot \int_V H_{Sp}^2 dV = \frac{\mu_0 \cdot n_{Sp}}{I_{Sp}} \cdot \int_{A_{Sp}} H_{Sp} dA \quad (5.4)$$

Bei einer Windungszahl von $n_{Sp} = 400$ ergibt sich nach beiden Berechnungsvarianten eine Induktivität von $9,3 \cdot 10^{-4}$ H. Wird die Sendespule in Kombination mit einem Kondensator als Schwingkreis betrieben, so lässt sich das Dämpfungsmaß nur noch über die Eigenfrequenz verändern, weil das Verhältnis zwischen ohmschem Widerstand und Induktivität unabhängig von der Windungszahl konstant bleibt. Wird der Abfall der Amplitude innerhalb einer Periode auf einen Faktor q_{MS} begrenzt, so lässt sich daraus die mindestens erforderliche Eigenfrequenz des Schwingkreises bestimmen:

$$f_{MS0,min} = \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{R_{Sp}}{L_{Sp}} \cdot \sqrt{1 + \left(\frac{2\pi}{\ln(q_{MS})} \right)^2} \quad (5.5)$$

Bei einem tolerierten Amplitudenrückgang um 10 % ($q_{MS} = 0,9$) muss die Eigenfrequenz bei mindestens 101 kHz liegen, bei 1 MHz beträgt der Rückgang nur noch 1 % ($q_{MS} = 0,99$).

Die Energie im Magnetfeld der Spule ist unabhängig von der gewählten Eigenfrequenz und der Windungszahl. Die maximale Energie im Kondensator entspricht der maximalen Feldenergie. Je größer die maximale Spannung im Kondensator sein darf, desto geringer kann dessen Kapazität ausfallen. Bei einer zulässigen Spannung von 20 V ergibt sich eine notwendige Kapazität von 150 pF. Die dazugehörige Windungszahl der Spule lässt sich dann mit Hilfe der erforderlichen Eigenfrequenz und der notwendigen Spuleninduktivität berechnen. Bei einer Auslegung auf $f_{MS0} = 400$ kHz ergibt sich eine Spule mit 423 Windungen und einem Drahtdurchmesser von 100 μ m. Bei einer höheren Eigenfrequenz ist auch die Windungszahl höher, allerdings ist ab etwa 2 MHz der Skin-Effekt [MG86] zu beachten, bei dem nicht mehr der volle Leitungsquerschnitt verwendet werden kann. Außerdem wird die Stromstärke entsprechend größer und der periphere Aufbau muss für die größeren Stromstärken ausgelegt werden.

Die Messung des Empfangssignals muss mit Kompassensoren erfolgen. Eine Nutzung der jeweils nicht sendenden Spule als induktiver Empfänger ist nicht möglich, weil das Feld im Empfängerraum von der Augenorientierung abhängt und realistische Orientierungen existieren, bei denen die Flussdichte keine Komponente in Richtung der Empfängerspulenachse hat.

Die Informationsübertragung mit einem magnetostatischen Feld ist prinzipiell möglich, hat aber den Nachteil eines großen Volumen- und Energiebedarfs für die Spule und deren ohmsche Verluste. Als Vorteil kann gewertet werden, dass die Empfangsamplitude Rückschlüsse über den Akkommodationsbedarf zulässt (Seite 65 ff) und die Informationsübertragung von und zu einem externen Gerät möglich ist. Darüber hinaus ist auch die Übertragung von Energie von einem externen Gerät möglich (Abschnitt 5.2).

Elektromagnetische Wellen

Für eine Nutzung von elektromagnetischen Wellen muss im Vergleich zur getrennten Betrachtung der Felder bei niederen Frequenzen darauf geachtet werden, dass sich der Empfänger im Bereich des Fernfeldes befindet. Mögliche Frequenzen befinden sich deshalb oberhalb von 734 MHz. Die Absorption im Gewebe nimmt mit steigender Frequenz stark zu, so dass eine möglichst niedrige Frequenz verwendet werden sollte (Abbildung 3.21(b)). Freie ISM-Frequenzbänder (industrial, scientific and medical) sind zwischen 433 MHz und 2,45 GHz

jedoch nicht vorhanden [Reg03], so dass nur diese beiden Frequenzbänder sinnvoll erscheinen. Zwischen 402 MHz und 406 MHz steht gesondert ein Frequenzband für medizinische Anwendungen mit geringer Sendeleistung zur Verfügung. Der obere Frequenzbereich um 2,45 GHz entspricht aber genau der Frequenz von Haushalts- Mikrowellengeräten, so dass dadurch entstehende Störungen nicht ausgeschlossen werden können. Darüber hinaus ist die Empfangsleistung bei 2,45 GHz gegenüber der Sendeleistung um 4 Größenordnungen geringer, was hauptsächlich auf den hohen Absorptionskoeffizienten im Gewebe zurückzuführen ist. Der überwiegende Anteil an im Gewebe absorbierte Leistung wird in direkter Senderumgebung in Wärme umgewandelt und kann zu einer Gewebeerwärmung führen.

Soll das untere Frequenzband um 433 MHz zum Einsatz kommen, muss beachtet werden, dass bereits eine Vielzahl von Anwendungen diesen Frequenzbereich nutzt. Der Absorptionskoeffizient ist wesentlich geringer, das Verhältnis zwischen Empfangs- zu Sendeleistung entsprechend größer. Allerdings genügt das zur Verfügung stehende Volumen des Hohlzylinders nicht, um einen Dipol in der Länge der halben Wellenlänge unterzubringen. Es handelt sich dann um eine kurze und entsprechend elektrisch verlängerte Antenne. Darüber hinaus befindet sich der Empfänger in der Übergangszone zwischen Nah- und Fernbereich. Für zuverlässige Aussagen ist eine praktische Erprobung notwendig. Im 433 MHz- und im 402 MHz-Band stehen bereits miniaturisierte Kommunikationsmittel zur Verfügung [Zar]. Die erzielbare Datenrate ist ebenso wie der Leistungsbedarf für die geplante Anwendung aber zu hoch. Durch nur kurzzeitigen Betrieb kann eine Reduktion des Leistungsbedarfs aber möglich sein.

Die Verwendung von elektromagnetischen Wellen zur Informationsübertragung zwischen zwei Implantaten ist prinzipiell möglich, die Variabilität und Optimierbarkeit ist aufgrund des Frequenznutzungsplans aber stark eingeschränkt. Die Informationsübertragung zu einem externen Gerät ist ebenso möglich, eine Einspeisung von Energie ist aufgrund der hohen Gewebeabsorption und einer möglichen Schädigung aber ausgeschlossen.

Ultraschallwellen

Im Abschnitt 3.2.3 ist eine Möglichkeit beschrieben, den Abstand zwischen zwei augapfel-festen Punkten mit Hilfe von Ultraschall zu messen. Dieselbe Einrichtung lässt sich auch verwenden, um Informationen zwischen den beiden Implantaten zu übertragen. Aufgrund des komplexen Gewebenaufbaus zwischen den Augen bleibt aber die Fragestellung von Interferenzen durch unterschiedliche mögliche Ausbreitungswege bestehen. Eine ausreichend genaue Ermittlung von möglichen Datenraten ist deshalb erst nach praktischen Versuchen möglich. Die Übertragung von Informationen von oder zu einem externen Gerät ist bei Ultraschall nur schwer möglich, weil an der Grenzfläche Luft/Gewebe ein hoher Leistungsanteil reflektiert wird und deshalb nur ein externes Gerät mit direktem Gewebekontakt eine ausreichende Ankopplung ermöglicht.

Vergleich der Verfahren

Im Vergleich der vier prinzipiell unterschiedlichen Verfahren bleibt festzuhalten, dass die elektrostatische Variante aufgrund des hohen Energiebedarfs nicht geeignet ist. Des Weiteren ist die Informationsübertragung mit Ultraschallwellen nur schwer zu simulieren, so dass prakti-

sche Versuche durchgeführt werden müssen. Unter den zwei verbleibenden Verfahren benötigt das magnetostatische Feld mehr Volumen, hat aber den Vorteil, dass die dafür konzipierte Spule auch für andere Zwecke verwendet werden kann. Ein elektromagnetischer Sendeempfänger ist hingegen leichter miniaturisierbar und voraussichtlich mit einer geringeren elektrischen Leistung betreibbar.

Die Schwierigkeiten bei der Informationsübertragung stellen für alle Informationserfassungskonzepte einen Nachteil dar, welche auf eine Informationsübertragung angewiesen sind. Dies betrifft insbesondere die Messung der Augenbewegung. In einigen Fällen lassen sich beide Systeme jedoch kombinieren. Bei einer Distanzmessung zwischen zwei augapfelfesten Punkten mit Ultraschallwellen können gleichzeitig Daten übertragen werden und bei einer Informationsübertragung mit einer Spule als Sender und einem Kompasssensor als Empfänger können sowohl der Kompasssensor in seiner vorgesehenen Funktion als auch die damit ermittelte Empfangsamplitude zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs beitragen.

5.2 Konzept für eine Energieversorgungseinheit

Bei der Energieversorgungseinheit können vier unterschiedliche Konzepte unterschieden werden [KBG⁺07b]. Zum einen gibt es die Möglichkeit, die notwendige Energie für die gesamte Implantatlebensdauer mit zu implantieren. Ein Beispiel hierfür ist ein nuklearer Energiewandler. Er ist aber von einer Realisierung sehr weit entfernt und hat eine geringe Patientenakzeptanz. Als zweite Möglichkeit kann aber auch dauerhaft externe oder körpereigene Energie gewandelt werden. So kann mit einem Schwingungsgenerator die Bewegung der Augen genutzt werden, um mechanische in elektrische Energie zu wandeln. In den bisherigen Fällen wird ein kleiner Energiespeicher zur Kompensation von Leistungsspitzen genügen. Ein größerer Energiespeicher wird benötigt, wenn auf die laufende Energiewandlung verzichtet wird und in regelmäßigen Abständen, beispielsweise ein Mal je Woche, der Speicher wieder aufgeladen werden muss. Komplette ohne internen Speicher kommt ein System aus, welches kontinuierlich von außen mit Energie versorgt wird, beispielsweise durch Einkopplung elektromagnetischer Strahlung. Das unkomfortable Tragen eines externen Akkus ist dann aber notwendig.

Als guter Kompromiss zwischen Patientenkomfort und zur Verfügung stehender Leistung wird im Folgenden eine Energieversorgungseinheit mit Speicher und regelmäßiger Aufladung konzipiert. Ein Energieumsatz von bis zu $100\ \mu\text{W}$ lässt sich mit Hilfe eines Lithium-Ionen-Akkus und wöchentlicher Aufladung speisen [KBG⁺07a]. In einer Woche ($6 \cdot 10^5\ \text{s}$) müssen mit einem solchen System $60\ \text{J}$ gespeichert werden. Mit einer Energiedichte von $180\ \text{Wh/kg}$ oder $370\ \text{Wh/l}$ [Bec04] beträgt die Gesamtmasse des Akkus $93\ \text{mg}$, das Volumen $45\ \text{mm}^3$. Ein solcher Akku kann im freien Volumen um die Optik untergebracht werden. In den nächsten Jahren ist durch die technische Entwicklung mit weiteren Steigerungen der Leistungsfähigkeit von Akkus zu rechnen [Gol], wodurch mehr elektrische Energie zur Verfügung steht oder die Periodendauer eines Ladezyklus vergrößert werden kann. Zum Aufladen des Akkus kann unter anderem die Induktion einer Spule genutzt werden. Es soll dabei die Spule verwendet werden, welche auch für die Informationsübertragung oder zur Messung der Augenbewegung zum Einsatz kommen kann.

Zur Aufladung wird eine externe Spule vor das Auge gehalten und mit einem harmonischen

Wechselstrom (ω_{EV}) betrieben. Die sich harmonisch ändernde Flussdichte mit der Amplitude B_{EV} an der Sekundärspule im Auge führt dort zu einer induzierten Spannung [Mes04]:

$$U_{ind}(t) = n_{Sp} \cdot A_{Sp} \cdot \dot{B}_{EV} = \underbrace{n_{Sp} \cdot A_{Sp} \cdot \omega_{EV} \cdot B_{EV}}_{U_{EV,1}} \cdot \sin(\omega_{EV} \cdot t) \quad (5.6)$$

Selbst mit einem Gleichrichter versehen kann jeweils nur ein Teil der positiven und negativen Halbwelle verwendet werden. Immer dann, wenn die an der Spule anliegende Spannung größer ist als die Spannung $U_{EV,2}$ am Akku, kann ein Ladestrom fließen. Der Ladekreis kann modelliert werden mit einer Wechselspannungsquelle, einer Induktivität, einem Widerstand und einem idealen Gleichrichter. Der mindestens vorhandene Ladewiderstand entspricht mit 22Ω jenem der Spule. Bei niedriger Frequenz ($f_{EV} \ll 3400\text{Hz}$, bei großem Innenwiderstand des Akkus kann sie auch höher liegen) kann der Blindwiderstand der Spule gegenüber dem ohmschen Widerstand vernachlässigt werden. Mit steigendem Verhältnis zwischen induzierter Spannungsamplitude zu Akkuspannung nehmen sowohl der Zeitanteil, in dem geladen wird, als auch die Stromstärkenamplitude zu. Aber auch der im ohmschen Widerstand zu Wärme umgesetzte Leistungsanteil nimmt deutlich zu. Beide Durchschnittsleistungen lassen sich durch eine Integration über eine Periode berechnen und ergeben sich aus beiden Spannungen sowie dem Widerstand. Auf gleichem Wege lässt sich auch die über einen Zyklus gemittelte Wärmeleistung $W_{\emptyset EV}$ berechnen (Anhang A.9.3).

$$P_{\emptyset EV} = \frac{U_{EV,2}^2}{\pi \cdot R_{EV}} \cdot \left(2 \cdot \sqrt{\left(\frac{U_{EV,1}}{U_{EV,2}}\right)^2 - 1} - \pi + 2 \cdot \arcsin\left(\frac{U_{EV,2}}{U_{EV,1}}\right) \right) \quad (5.7)$$

$$W_{\emptyset EV} = \frac{U_{EV,2}^2}{\pi \cdot R_{EV}} \cdot \left(\left(\frac{U_{EV,1}^2}{2 \cdot U_{EV,2}^2} + 1\right) \cdot \left(\pi - 2 \cdot \arcsin\left(\frac{U_{EV,2}}{U_{EV,1}}\right)\right) - 3 \cdot \sqrt{\left(\frac{U_{EV,1}}{U_{EV,2}}\right)^2 - 1} \right) \quad (5.8)$$

Das Verhältnis der Wärme- und Ladeleistung zur maximal entnehmbaren Leistung über dem Verhältnis der beiden Spannungen ist in Abbildung 5.2(a) dargestellt. Die Ladeleistung erreicht bei einer Akkuspannung der 0,4-fachen Induktionsamplitude ein Maximum. Allerdings ist die Wärmeleistung dann sogar noch etwas höher. Je höher die Akkuspannung, desto geringer ist das Verhältnis von Wärme- zu Ladeleistung. Die Ladeleistung sollte mindestens 100mW betragen, um den Akku in 10 Minuten wieder voll laden zu können. Andererseits darf die Wärmeleistung nicht mehr als 10mW betragen, um das umliegende Gewebe nicht zu stark zu erwärmen. Um beiden Bedingungen zu genügen, muss die Akkuspannung mindestens der 0,9-fachen Induktionsamplitude entsprechen. Der Zeitanteil, in dem ein Ladestrom fließt, beträgt dann höchstens 28 % (Gleichung A.51). Je größer beide Spannungen, desto geringer ist der notwendige Ladestrom und desto geringer die Wärmeleistung. Eine hohe Spannung erleichtert deshalb die Auslegung der Aufladeeinheit. Aus Sicherheitsgründen muss die Akkuspannung aber auf 20V beschränkt werden. Der Innenwiderstand des Akku darf dann 64Ω nicht überschreiten. Liegt kein Innenwiderstand vor, so muss die Akkuspannung mindestens 10V betragen. Um bei 1000Hz eine Induktionsamplitude von 11V zu erreichen, ist eine Flussdichteamplitude durch die Sekundärspule im Auge von 100mT notwendig.

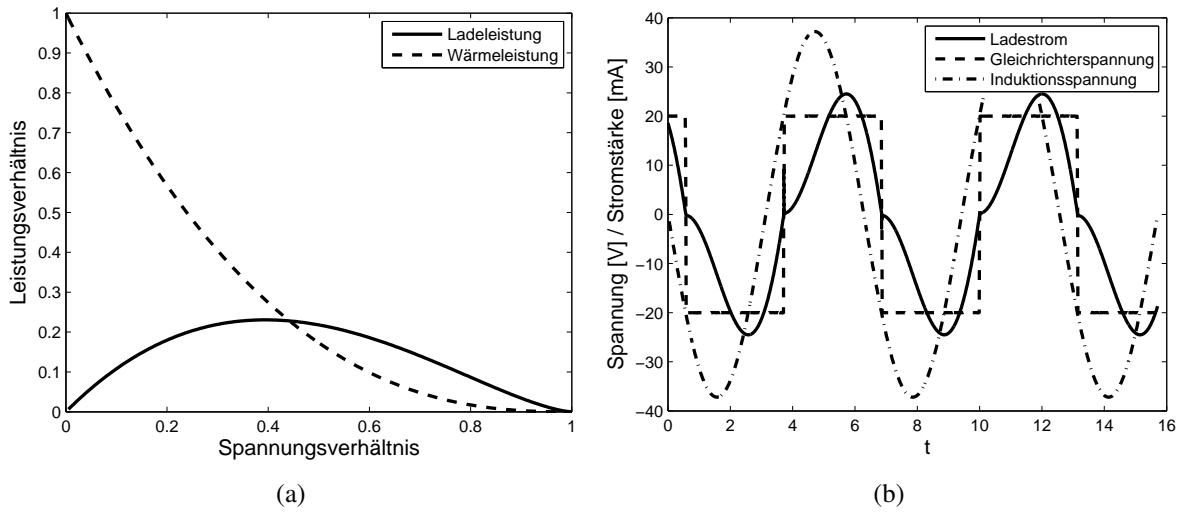


Abbildung 5.2: Das Verhältnis der Leistungen zur maximal möglichen Wärmeleistung über dem Verhältnis aus Akkuspannung zu Induktionsspannung bei niedriger Frequenz (a) sowie der Zeitverlauf bei hoher Frequenz der Spannungen und des Ladestroms (b).

Wird eine hohe Frequenz gewählt, so kann der ohmsche Widerstand gegenüber dem Blindwiderstand der Induktivität vernachlässigt werden. Beim Durchlauf einer Periode beginnt der Strom dann zu fließen, wenn die Induktionsspannung die Akkuspannung dem Betrag nach übertrifft. Die Differenzspannung liegt dann an der Induktivität an und eine Stromstärke wird aufgebaut, welche ihr Maximum erreicht, wenn die Induktionsspannung zum nächsten Mal der Akkuspannung entspricht. Im weiteren Verlauf wird der Ladestrom mit einer entgegengesetzten Spannung wieder abgebaut. Je größer das Verhältnis zwischen Induktionsamplitude zu Akkuspannung, desto länger dauert die Abbauphase. Der Ladestrom sollte aber vollständig abgebaut sein, wenn der Stromaufbau in entgegengesetzter Polung beginnt. Das Verhältnis darf deshalb maximal

$$\frac{U_{EV,1}}{U_{EV,2}} \leq \sqrt{1 + \frac{\pi^2}{4}} \approx 1,86 \quad (5.9)$$

betragen (Herleitung in Anhang A.9.4). Bei einem geringeren Spannungsverhältnis existieren Phasen ohne Stromfluss, bei maximalem Verhältnis schneidet die Stromkurve die Nulllinie in einem Punkt (Abbildung 5.2(b)). Die hohe induzierte Spannungsamplitude von 37 V tritt nur rechnerisch auf, weil sie im Implantat nur in Summe mit der Spannung an der Induktivität auftreten kann. Die für den Grenzfall erreichte Ladeleistung ergibt dann (Herleitung in Anhang A.9.4):

$$P_{\emptyset EV} = \frac{2 \cdot U_{EV,2}^2}{\pi \cdot \omega_{EV} \cdot L_{Sp}} \quad (5.10)$$

$$W_{\emptyset EV} = R_{EV} \cdot \left(\frac{5}{24} \pi^2 - \frac{3}{2} \right) \cdot \frac{U_{EV,2}^2}{(\omega_{EV} \cdot L_{Sp})^2} \quad (5.11)$$

Die Wärmeleistung verhält sich proportional zum im Vergleich zum Blindwiderstand kleinen ohmschen Widerstand R_{EV} . Mit der Bedingung an die mindestens erforderliche Ladeleistung ergibt sich eine Frequenz von höchstens 436 kHz (Gleichung 5.10). Aufgrund der mit der Frequenz quadratisch fallenden Wärmeleistung wird diese maximal mögliche Frequenz gewählt. Der zulässige ohmsche Widerstand zur Einhaltung der zulässigen Wärmeleistung beträgt dann 290Ω . Er ist selbst in diesem Fall klein gegenüber dem Blindwiderstand von 2550Ω . Der zulässige ohmsche Widerstand ist im Vergleich zum Betrieb bei niedrigen Frequenzen hier höher, weil durch die Induktivität der Stromfluss über eine größere Zeitspanne verteilt wird. Auch ist die notwendige Amplitude der Flussdichte mit $830\mu\text{T}$ am Ort der Sekundärspule wesentlich geringer als bei niedriger Frequenz.

Aufgrund der geringeren notwendigen Flussdichte und des höheren zulässigen Widerstandes ist im konzipierten Fall die Benutzung von hohen Einkoppelfrequenzen vorzuziehen. Wird die Spule nur zur Energieeinspeisung verwendet, existiert nicht die Bindung an die Windungszahl, wie sie zur Informationsübertragung notwendig ist. Zwar lässt sich mit einer höheren Windungszahl die notwendige Flussdichteamplitude senken, aber dann steigt auch der ohmsche Widerstand der Spule und damit nimmt die notwendige Ladezeit zu. Nur mit einer Langzeitladung über Nacht und einer Spule mit hoher Windungszahl lässt sich der Volumenbedarf einer Induktionsspule zur Energieeinspeisung verringern.

In Kapitel 5 wurden die Komponenten des Künstlichen Akkommodationssystems betrachtet, für welche noch keine Lösungsansätze bestanden. Für das aktiv-optische Element sowie für die Informationserfassung als Schwerpunkt dieser Arbeit existieren bereits Konzepte. Im ersten Teil des Kapitels wurden Konzepte zur Informationsübertragung zwischen zwei Implantaten entwickelt. Untersucht wurde die Übertragung mit elektrostatischen und magnetischen Feldern sowie mit elektromagnetischen Wellen und Ultraschallwellen. Ein Vergleich zeigt, dass elektrostatische Felder und Ultraschallwellen am wenigsten geeignet sind. Bei der Verwendung von magnetischen Feldern und von elektromagnetischen Wellen ist das Potential zur Nutzung für den interokularen Informationsaustausch vorhanden.

Im zweiten Teil des Kapitels wurden grundsätzliche Möglichkeiten der Energieversorgung erörtert. Als effektive Lösung stellte sich die Variante mit Energiespeicher und regelmäßiger Aufladung heraus. Die beim induktiven Aufladen entstehende Wärmeleistung muss zum Schutz des umliegenden Gewebes begrenzt werden. Beispielhaft wurde eine Spule vorausgesetzt, welche im Künstlichen Akkommodationssystem auch für andere Zwecke genutzt werden kann. Dabei zeigt sich, dass Aufladefrequenzen im Bereich von wenigen hundert Kilohertz am besten geeignet sind. Weitere Entwicklungen auf dem Gebiet der Energieversorgung und -speicherung sind notwendig, sie sind Gegenstand aktueller Arbeiten.

6 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit bestand in der Konzeption, Bewertung und Auslegung von Systemen zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs im menschlichen Auge. Mit einem solchen Messsystem ist es möglich, dass zukünftig implantierbare Künstliche Akkommodationsysteme hergestellt werden können, welche in den Kapselsack implantiert die Akkommodationsfähigkeit von altersweitsichtigen Personen oder solchen mit Grauem Star wieder herstellen. Das in der vorliegenden Dissertation entwickelte Informationserfassungs- und Verarbeitungssystem stellt einen wesentlichen Beitrag für die Herstellung eines Künstlichen Akkommodationssystems dar, welches wiederum beim Einsatz das Alltagsleben älterer sehgeschädigter Menschen positiv beeinflusst. Insbesondere im Hinblick auf die zu erwartende demografische Entwicklung kann damit auch in Zukunft die Lebensqualität von immer mehr Menschen deutlich verbessert werden.

In Kapitel 2 wurde hierzu eine Anforderungsliste für ein System zur Messung des Akkommodationsbedarfs abgeleitet. Es wurden alle Quellen bestimmt, welche Informationen über den Akkommodationsbedarf beinhalten. Die als potentiell geeignet identifizierten Signalquellen sind: Die Ziliarmuskelaktivität, die Augenbewegung, die Iriskontraktion, der Abstand zum Fixationsobjekt und die Bildschärfe. Darüber hinaus wurde eine neue einheitliche Methodik entwickelt, anhand der verschiedene Messsysteme zur Nutzung der Signalquellen konzipiert, bewertet und verglichen wurden. Die Methodik umfasst dabei die Modellbildung der Signalquelle, die Rekonstruktion des Akkommodationsbedarfs aus den Signalen, die Wahl der Messgröße, das Ableiten von Anforderungen zur Erfassung und Nutzung der Messgröße, die Konzeption von Systemen zur Erfassung der Messgröße und die Bewertung der konzipierten Systeme anhand der Anforderungen. Wie mit bekannten Messverfahren verfahren werden muss, wurde mit Hilfe von Häufigkeitsdichtefunktionen hergeleitet und ein neues Modell zur Sicherstellung der guten Fernsicht vorgestellt. Dadurch wird die Sicherheit für den Patienten wesentlich erhöht.

In Kapitel 3 wurden alle geeigneten Signalquellen anhand der in Kapitel 2 entwickelten einheitlichen Methodik detailliert untersucht und verschiedene Messsysteme konzipiert und bewertet. Die Simulation mit dem hergeleiteten neuen Modell des Akkommodationsregelkreises ergab, dass auf die Stabilität des Regelkreises durch Anpassung von Verstärkung und Dämpfung im Implantat geachtet werden muss. Für die Detektion der Ziliarmuskelbewegung wurde die Lagemessung mit einem Ultraschall-Sendeempfänger, die Potentialmessung und die Impedanzmessung untersucht. Eine geeignete Vorspannung zur axialen Auslenkung für den Kapselsack wurde entwickelt. Mit einem kapazitiven Aufnehmer kann erstmals ein Electrowettingmodul ohne Steuerung und Aktor sowie sehr geringem Energieumsatz betrieben werden. Mit dem ausgearbeiteten Modell der gekoppelten Regelkreise von Akkommodation und Vergenz konnten die Auswirkungen der Nutzung der Vergenzbewegung untersucht werden. Die Ergebnisse zeigen, dass nur geringe Rückkopplungseffekte zu erwarten sind. Die

Augenbewegung kann über ein Wechsellmagnetfeld gemessen werden oder auch über eine Abstandsmessung zwischen zwei augapfelfesten Punkten erfolgen. Ein neues Verfahren zur Nutzung des Erdmagnetfeldes als Referenz für die Vergenzwinkelmessung wurde entwickelt und zum Patent angemeldet. Es kann durch kopffeste Referenzmagnete erweitert werden. Mit einem neuen Modell der Pupillenlicht- und -nahreaktion konnte erstmals gezeigt werden, dass die unzureichenden dynamischen Eigenschaften der Iriskontraktion bei geeigneter Signalaufbereitung kompensiert werden können. Die Irisreaktion muss zusammen mit der Umfeldleuchtdichte erfasst werden. In einem neuen optischen Verfahren können beide erforderlichen Größen simultan ermittelt werden. Es wurden drei Ausführungsformen entworfen und ausgelegt, welche die Abbildung des Pupillenrandes auf das Implantat verwenden. Darüber hinaus ist die Messung des Irisdurchmessers mit einer Pulsaserdiode möglich. Eine Abstandsmessung zum Fixationsobjekt kann sinnvollerweise nur mit einer Pulsaserdiode über die Pulslaufzeit erfolgen, ein miniaturisiertes Messsystem wurde dafür ausgelegt. Die Schärfewertmessung kann sowohl mit eintreffendem als auch mit von der Retina gestreutem Licht erfolgen. Ein neues Verfahren zur analogen Messung der Bildschärfe wurde entwickelt. Die vergleichende Bewertung aller konzipierter Systeme unter Berücksichtigung der Funktion, des Gesamtsystems, der Realisierbarkeit und von medizinischen Aspekten ergibt, dass die Nutzung des Pupillennahreflexes mit diskreten Sensorpunkten am besten geeignet ist. Gut geeignet sind auch die kapazitive Nutzung der Kapselsackverlagerung und die Messung des Irisdurchmessers mit einer Pulsaserdiode.

In Kapitel 4 wurden makroskopische Aufbauten entwickelt, mit denen Messsysteme getestet werden können. An einem Aufbau zum Test von Systemen zur Messung der Augenbewegung konnte die Magnetfeldmessung mit Kompassensoren unter Alltagsbedingungen getestet und die Störempfindlichkeit bestimmt werden. Das Funktionsprinzip wurde dabei nachgewiesen, vielfältige Störungen erfordern aber einen hohen Signalverarbeitungsaufwand. Mit einem weiteren Aufbau zum Test von optischen Verfahren zur Nutzung des Pupillennahreflexes sind Messreihen mit einer Sensorzeile durchgeführt worden. Die Extraktion der Messgrößen wurde anhand von drei unterschiedlichen Verfahren untersucht und verglichen. Es wurde gezeigt, dass sich ein geringer Rechenaufwand und eine hohe Genauigkeit vereinen lassen.

In Kapitel 5 wurden Möglichkeiten zur Informationsübertragung zwischen zwei Implantaten untersucht. Als geeignet werden elektromagnetische Wellen und magnetische Felder eingestuft. Des Weiteren wurde ein Konzept zur Energiespeicherung und zur Energieeinspeisung von einem externen Gerät entwickelt.

Mit den im Rahmen der vorliegenden Dissertation entwickelten Messsystemen wurde ein deutlicher Fortschritt gegenüber dem Stand der Technik realisiert. Die wesentlichen Ergebnisse der Dissertation sind:

1. Entwicklung einer einheitlichen Methodik zur Konzeption und Bewertung von Systemen zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs.
2. Aufbau einer Entscheidungslogik zur wahrscheinlichkeitstheoretisch optimalen Korrektur von Messwerten und zur Sicherstellung der Fernsicht.
3. Herleitung eines Modells des Akkommodationsregelkreises unter Einbeziehung stati-

scher und dynamischer Eigenschaften und eines detaillierten Streckenmodells, um das Verhalten nach einer Implantation eines Künstlichen Akkommodationssystems vorherzusagen zu können.

4. Entwicklung eines Konzeptes für ein neues, auf der Kapselsackverlagerung und dem Electrowettingprinzip beruhendes Gesamtsystem, welches ohne Aktor und Steuerung funktioniert sowie einen sehr geringen Energieumsatz besitzt.
5. Ableitung eines Modells der gekoppelten Regelkreise von Akkommodation und Vergenz, welches sowohl statische als auch dynamische Eigenschaften abbildet.
6. Aufbau eines Vergenzmesssystems unter Nutzung des Erdmagnetfeldes und erstmaliger Nachweis der Funktionsfähigkeit sowie Evaluation der Störanfälligkeit an einer modularen Testeinrichtung.
7. Herleitung eines statischen und dynamischen Modells des Pupillennah- und -lichtreflexes unter Einbeziehung altersabhängiger Parameter.
8. Entwicklung eines Konzepts zur berührungslosen Messung von Umfeldleuchtdichte und Irisdurchmesser und Nachweis des Prinzips an einem modularen Testaufbau.
9. Ableitung von Aussagen zur Leistungsfähigkeit der verschiedenen Lösungsmöglichkeiten zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs und Ermittlung der Nutzung des Pupillennahreflexes mit diskreten Fotosensoren als leistungsfähigste Methode.
10. Erarbeitung von Konzepten für Verfahren zum interokularen Informationsaustausch.

Ausgehend von der vorliegenden Dissertation sind einige Weiterentwicklungen zur Realisierung des Künstlichen Akkommodationssystems möglich. Für die Komponente Messsystem des Künstlichen Akkommodationssystems sollte die am besten bewertete Variante der diskreten Photosensoren zur Nutzung des Pupillennahreflexes an einem Labormuster aufgebaut werden. Daran können zunächst Tests unter Laborbedingungen durchgeführt werden. Im Anschluss daran sind weitere Tests im Hinblick auf die Praxistauglichkeit erforderlich. Des Weiteren sind vor einer Implantation praktische Tests mit Aufbauten notwendig, welche die Nutzung des Pupillennahreflexes mit einem externen Gerät ermöglichen. Hierzu müssen die Umfeldleuchtdichte und der Irisdurchmesser eines presbyopen Probanden erfasst und die Refraktion entsprechend extern angepasst werden.

Für die am besten geeigneten aktiv-optischen Elemente sollten Aktoren entwickelt werden. Erst wenn die Eigenschaften aller anderen Komponenten weitestgehend bekannt sind, kann die genaue Ausarbeitung einer passenden Energieversorgungseinheit erfolgen. Schließlich muss ein Verfahren entwickelt werden, mit welchem alle Bauteile zu einem Implantat integriert werden können.

A Anhang

A.1 Abschätzung der Implantaterwärmung

Jede Wärmeleistung im Implantat führt zu einer Erwärmung des Implantats und eine dauerhafte Leistung zu einem dauerhaften Temperaturanstieg. Weil der Großteil der Implantatleistung als letzte Energieform in Wärme umgewandelt wird, kann über die zulässige Implantaterwärmung die maximal zulässige Implantatleistung berechnet werden. Die Wärme im Implantat kann mit vier unterschiedlichen Effekten an die Umgebung abgegeben werden: Strahlung, Stofftransport, Konvektion und Wärmeleitung. Während die Strahlungsenergie und die Konvektion des Kammerwassers nur schwer abzuschätzen ist, lassen sich für die Wärmeleitung und den Stofftransport einfache Modelle finden, mit denen die Wärmeabgabe abgeschätzt werden kann.

Der Kammerwasserstrom beträgt ungefähr $3,3 \cdot 10^{-5}$ g/s und besitzt (als Wasser modelliert) eine spezifische Wärmekapazität von $4,2$ J/g·K. Das Produkt aus beiden Größen ergibt eine äquivalente Wärmeleitfähigkeit von $140 \mu\text{W/K}$.

Zur Abschätzung der Wärmeleitfähigkeit wird das Implantat als Kugel mit dem Radius $r_{WL,K} = 4$ mm modelliert. Sie hat dann eine gleich große Oberfläche wie der Zylinder eines Implantats in Maximalgröße. Die Temperaturdifferenz dT an einer Platte mit der spezifischen Wärmeleitfähigkeit κ_{WL} und der Fläche A lässt sich aus deren Dicke und der Wärmeleistung W berechnen:

$$dT = \frac{W}{\kappa_{WL} \cdot A} \cdot dx \quad (\text{A.1})$$

Die Temperaturdifferenz zwischen einer Kugel und einer weit entfernten Referenz ergibt sich dann durch eine Integration entlang des Radius:

$$\Delta T = \int dT = \int_{r_{WL,K}}^{r_{max}} \frac{W}{\kappa_{WL} \cdot 4 \cdot \pi \cdot r^2} \cdot dr \approx \frac{W}{\kappa_{WL} \cdot 4 \cdot \pi \cdot r_{WL,K}} \quad (\text{A.2})$$

Die spezifische Wärmeleitfähigkeit von unterschiedlichen Gewebearten liegt zwischen $0,21$ W/K·m (Fett) und $0,57$ W/K·m (Zerebrospinalflüssigkeit) [SbP⁺06]. Mit einem mittleren Wert von $0,4$ W/K·m ergibt sich dann eine Wärmeleitfähigkeit von 20 mW/K .

Von beiden Effekten überwiegt die Wärmeleitung eindeutig. Wird eine maximale Temperaturerhöhung von $0,5$ K toleriert, so beträgt die maximal mögliche Implantatleistung ungefähr 10 mW .

A.2 Glatter Sättigungsübergang

In dieser Arbeit besteht mehrfach der Bedarf nach einer glatten Funktion, welche eine Sättigung beschreibt und einen definierbar weichen Übergang liefert. Eine solche, parametrisierbare Funktion wird im Folgenden hergeleitet. Die standardmäßige SAT-Funktion ist dabei folgendermaßen definiert:

$$\text{SAT}(x) = \begin{cases} -1 & x < -1 \\ x & -1 \leq x \leq 1 \\ 1 & x > 1 \end{cases} \quad (\text{A.3})$$

Um eine Funktion zu bekommen, welche als Minimum S_{min} und als Maximum S_{max} aufweist sowie mit der Steigung m_S über den Symmetriepunkt bei $x = x_{mS}$ hinweggeht, kann die SAT-Funktion linear abgebildet werden:

$$f(x) = \frac{S_{max} - S_{min}}{2} \cdot \text{SAT} \left(\frac{2 \cdot m_S}{S_{max} - S_{min}} \cdot (x - x_{mS}) \right) + \frac{S_{max} + S_{min}}{2} \quad (\text{A.4})$$

Ein weicher Übergang zur Vermeidung der unnatürlichen Knicke ist dadurch aber nicht erreicht. Durch die lineare Abbildung der inversen Tangensfunktion $\arctan(x)$ ergibt sich eine glatte Funktion, welche den Bedingungen prinzipiell genügt. Ein Parameter, wie nahe die Funktion an der SAT-Funktion verlaufen soll, ist dadurch jedoch nicht gegeben. Dieses Ziel kann erreicht werden, indem der inversen Tangensfunktion eine Taylorentwicklung des Tangens bis zum n_{SAT} -ten Glied übergeben wird:

$$f(x) = \arctan \left(\sum_{i=1}^{n_{SAT}} \left[\frac{d^i \tan(x)}{dx^i} \right]_{x=0} \cdot \frac{x^i}{i!} \right) \quad (\text{A.5})$$

Weil alle Glieder der Reihenentwicklung punktsymmetrisch sind und ein positives Vorzeichen aufweisen, geht diese Funktion mit steigender Ordnung gegen eine entsprechend abgebildete SAT-Funktion. Der Nachteil dieser Parametrisierung liegt aber darin, dass eine weichere Funktion als der inverse Tangens nicht möglich ist und zum harten Übergang hin nur diskrete Schritte gewählt werden können.

Um eine kontinuierlich parametrisierbare glatte Sättigungsfunktion zu finden, wird zunächst die Ableitung der SAT-Funktion betrachtet, sie entspricht der Rechteckfunktion. Eine weiche Rechteckfunktion kann mit Hilfe folgender Funktion gebildet werden:

$$f(x) = \frac{1}{1 + |x|^{e_{SAT}}} \quad (\text{A.6})$$

Dabei entspricht $e_{SAT} = 1$ einer sehr weich verlaufenden Funktion und für $e_{SAT} \rightarrow \infty$ entspricht die Funktion der Rechteckfunktion. Durch Integration und mit Hilfe einer linearen Abbildung (Verschieben und Strecken der Kurve entlang beider Koordinatenachsen mit den Parametern a_{SAT} , b_{SAT} , c_{SAT} und d_{SAT}) ergibt sich dann eine analog parametrisierte weiche Sättigungsfunktion:

$$\text{SATW}(x) = \int_0^x \frac{a_{SAT}}{1 + |b_{SAT} \cdot (\xi - c_{SAT})|^{e_{SAT}}} d\xi + d_{SAT} \quad (\text{A.7})$$

Der Formfaktor e_{SAT} muss größer als Eins gewählt werden, um eine Sättigung zu erreichen. Für Werte kleiner oder gleich Eins konvergiert das Integral für $x \rightarrow \pm\infty$ nicht. Bei Zwei entspricht die dadurch erreichte Funktion der inversen Tangensfunktion, bei $e_{SAT} \rightarrow \infty$ der SAT-Funktion. Der gesamte Hub der Funktion $SATW(x)$ ergibt sich durch das Integral über den gesamten Bereich, welches aufgrund der Symmetrieeigenschaft vereinfacht und berechnet [BSMM95] werden kann:

$$\begin{aligned} S_{max} - S_{min} &= \int_{-\infty}^{\infty} \frac{a_{SAT}}{1 + |b_{SAT} \cdot (\xi - c_{SAT})|^{e_{SAT}}} d\xi \\ &= \frac{2 \cdot a_{SAT}}{b_{SAT}} \cdot \int_0^{\infty} \frac{1}{1 + |\xi|^{e_{SAT}}} d\xi = \frac{2 \cdot \pi \cdot a_{SAT}}{b_{SAT} \cdot e_{SAT} \cdot \sin\left(\frac{\pi}{e_{SAT}}\right)} \end{aligned} \quad (A.8)$$

Zur vollständigen Definition der Funktion $SATW(x)$ werden die Parameter in Gleichung (A.7) wie folgt belegt:

$$\begin{aligned} a_{SAT} &= m_S \\ b_{SAT} &= \frac{2 \cdot \pi \cdot m_S}{(S_{max} - S_{min}) \cdot e_{SAT} \cdot \sin\left(\frac{\pi}{e_{SAT}}\right)} \\ c_{SAT} &= x_{mS} \\ d_{SAT} &= \frac{S_{max} + S_{min}}{2} \\ e_{SAT} &\text{ wählbar } 1 < e_{SAT} < \infty \end{aligned} \quad (A.9)$$

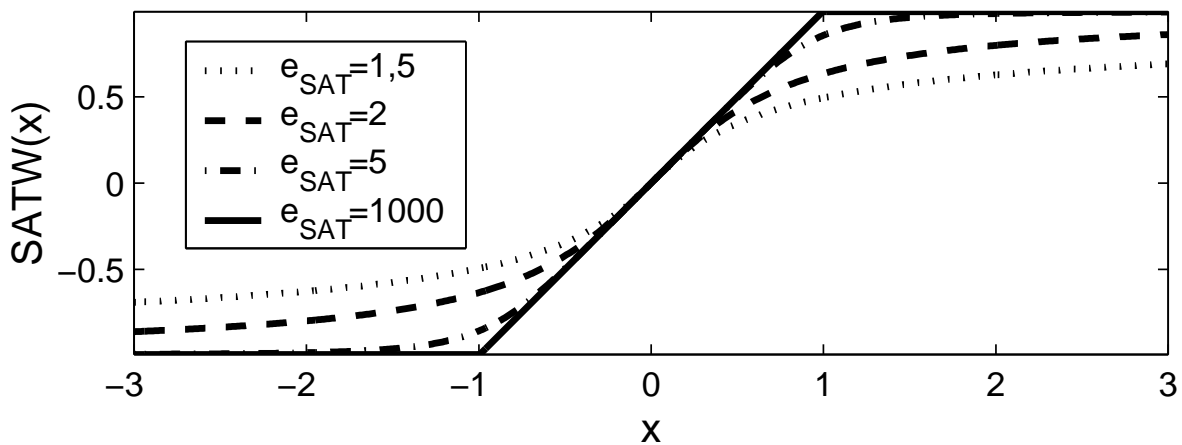


Abbildung A.1: Verhalten der weichen Sättigungsfunktion $SATW(x)$ bei unterschiedlicher Belegung des Formparameters e_{SAT} .

Das Verhalten der gewählten weichen Sättigungsfunktion aus Gleichung (A.7) ist in Anlehnung an die SAT-Funktion für $S_{min} = -1$, $S_{max} = m_S = 1$ und $x_{mS} = 0$ in Abbildung A.1 für unterschiedliche Parameter dargestellt.

A.3 Verformungsmodell der menschlichen Linse

Mit einem Modell der Linse soll ein Zusammenhang zwischen Änderung des Linsenradius und der Brechkraftänderung einer homogenen Linse hergeleitet werden. Dafür wird angenommen, dass die Linse aus zwei Halbellipsoiden mit gemeinsamer runder Planfläche besteht, deren Volumen sich bei einer Verformung nicht ändert. Die gewählte Bemaßung der Linsen-

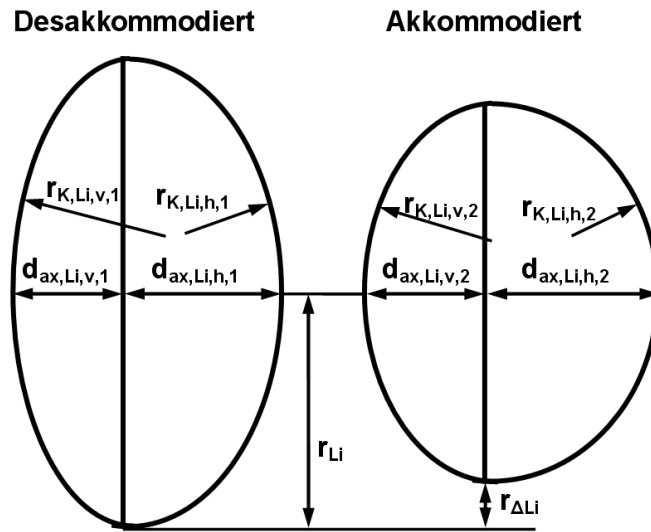


Abbildung A.2: Modell der Linse und dessen Bemaßung im desakkommodierten (links) und akkommodierten Zustand (rechts).

querschnitte ist in Abbildung A.2 enthalten. Aus der Volumenkonstanz lassen sich direkt die axialen Dicken der Halbellipsoiden berechnen:

$$d_{ax,Li,v,2} = \frac{d_{ax,Li,v,1}}{\left(1 - \frac{r_{\Delta Li}}{r_{Li}}\right)^2} \quad d_{ax,Li,h,2} = \frac{d_{ax,Li,h,1}}{\left(1 - \frac{r_{\Delta Li}}{r_{Li}}\right)^2} \quad (\text{A.10})$$

Die Krümmungsradien sind mit Hilfe der großen und kleinen Halbachse berechenbar [BSMM95]:

$$r_{K,Li,v} = \frac{r_{Li}^2}{d_{ax,Li,v}} \quad r_{K,Li,h} = \frac{r_{Li}^2}{d_{ax,Li,h}} \quad (\text{A.11})$$

Bei einer dünnen Linse (vereinfachend wird dieser Umstand hier angenommen) bestimmen die Krümmungsradien sowie der Brechzahlunterschied (hier aus Kammerwasser n_{KW} und

Linse n_{Li} gebildet) die Brechkraft [Mes04]:

$$\begin{aligned}
 D_{Li,1} &= (n_{Li} - n_{KW}) \cdot \left(\frac{1}{r_{K,Li,v,1}} + \frac{1}{r_{K,Li,h,1}} \right) \\
 &= (n_{Li} - n_{KW}) \cdot \frac{d_{ax,Li,v,1} + d_{ax,Li,h,1}}{r_{Li}^2} \\
 D_{Li,2} &= (n_{Li} - n_{KW}) \cdot \left(\frac{1}{r_{K,Li,v,2}} + \frac{1}{r_{K,Li,h,2}} \right) \\
 &= (n_{Li} - n_{KW}) \cdot \frac{r_{Li}^2 \cdot (d_{ax,Li,v,1} + d_{ax,Li,h,1})}{(r_{Li} - r_{\Delta Li})^4}
 \end{aligned} \tag{A.12}$$

Damit ergibt sich der erzielte Brechkraftunterschied zu:

$$\begin{aligned}
 D_{\Delta,Li} &= D_{Li,2} - D_{Li,1} \\
 &= (n_{Li} - n_{KW}) \cdot \frac{d_{ax,Li,v,1} + d_{ax,Li,h,1}}{r_{Li}^2} \cdot \left(\frac{1}{\left(1 - \frac{r_{\Delta Li}}{r_{Li}}\right)^4} - 1 \right) \\
 &= D_{Li,1} \cdot \left(\frac{1}{\left(1 - \frac{r_{\Delta Li}}{r_{Li}}\right)^4} - 1 \right)
 \end{aligned} \tag{A.13}$$

Der Zusammenhang zwischen Änderung des Linsenradius und Linsenbrechkraft ist damit hergestellt.

A.4 Verringerung der Rauschvarianz durch einen diskreten Filter erster Ordnung

Angenommen wird ein IIR-Filter mit der Verzögerung τ , dem Eingang x und dem Ausgang y , welcher bei einer Abtastzeit t_a betrieben wird:

$$y_n + \frac{\tau}{t_a} \cdot (y_n - y_{n-1}) = x_n \tag{A.14}$$

Durch Umstellen ergibt sich:

$$y_n \cdot \left(1 + \frac{\tau}{t_a} \right) = x_n + \frac{\tau}{t_a} \cdot y_{n-1} \tag{A.15}$$

Quadrieren und Bilden des Erwartungswertes liefert:

$$\left(1 + \frac{\tau}{t_a} \right)^2 \cdot E\{y_n^2\} = E\{x_n^2\} + 2 \cdot \frac{\tau}{t_a} \cdot E\{x_n \cdot y_{n-1}\} + \left(\frac{\tau}{t_a} \right)^2 \cdot E\{y_{n-1}^2\} \tag{A.16}$$

Da bei unkorreliertem Eingang bei diesem Filter der vorige Ausgang mit dem jetzigen Eingang unkorreliert ist, entfällt der mittlere Term auf der rechten Seite. Unter der Annahme, dass o.B.d.A. die Ein- und die Ausgangsgröße mittelwertfrei sind, lassen sich die Erwartungswerte als Varianz schreiben:

$$E\{y_n^2\} = E\{y_{n-1}^2\} = \sigma_y^2 \quad E\{x_n^2\} = \sigma_x^2 \quad (\text{A.17})$$

Dann lässt sich die Varianz der Ausgangsgröße aus der Varianz der Eingangsgröße, der Abtastfrequenz t_a und der Verzögerung T berechnen:

$$\sigma_y^2 = \frac{\sigma_x^2}{1 + \frac{2 \cdot T}{t_a}} \quad (\text{A.18})$$

A.5 Formeln und Parameter zur Beschreibung eines Electrowettingmoduls

Charakteristische Größen des statischen Zustandes eines Electrowettingmoduls sind die angelegte Spannung U_{EM} , der Winkel an der Dreiphasengrenze β_{DPG} und die axiale Lage der Dreiphasengrenze x_{DPG} . Die Größen hängen wie folgt zusammen [Ber07]:

$$\beta_{DPG}(U_{EM}) = \arccos \left(\frac{\underbrace{\gamma_{SG} - \gamma_{SL}}_{\cos(\beta_{DPG,0})} + \frac{\epsilon_0 \cdot \epsilon_{r,EM} \cdot U_{EM}^2}{2 \cdot \gamma_{LG} \cdot r_{EM} \cdot \ln \left(1 + \frac{d_{\epsilon,EM}}{r_{EM}} \right)}}{\cos(\beta_{DPG,0})} \right) \quad (\text{A.19})$$

$$x_{DPG}(\beta_{DPG}) = x_{DPG,0} + \frac{r_{EM}}{3} \cdot \left(\frac{(1 - \sin(\beta_{DPG}))^2 \cdot (2 + \sin(\beta_{DPG}))}{\cos^3(\beta_{DPG})} - \frac{(1 - \sin(\beta_{DPG,0}))^2 \cdot (2 + \sin(\beta_{DPG,0}))}{\cos^3(\beta_{DPG,0})} \right) \quad (\text{A.20})$$

Die Parameter werden unter Berücksichtigung von [Ber07] wie in Tabelle A.1 angegeben gewählt¹.

Bei bestimmten Parametern kann es erforderlich sein, $x_{DPG,0} > 0$ zu wählen, um zu verhindern, dass die sphärische Grenzfläche an eine der beiden axialen Begrenzungen stößt. Bei den hier gewählten Parametern ist es aber nicht erforderlich. Die maximale Spannung, welche im Electrowettingmodul benötigt wird berechnet sich durch Umstellen von Gleichung A.19 zu:

$$U_{EM,max} = \sqrt{\frac{2 \cdot \gamma_{LG} \cdot r_{EM} \cdot \ln \left(1 + \frac{d_{\epsilon,EM}}{r_{EM}} \right)}{\epsilon_0 \cdot \epsilon_{r,EM}} \cdot (\cos(\beta_{DPG,0} - \beta_{\Delta DPG,max}) - \cos(\beta_{DPG,0}))} \quad (\text{A.21})$$

$$= 21 \text{ V}$$

Mit den Werten aus Tabelle A.1 ergibt sich eine maximale Spannung von $U_{EM,max} = 21 \text{ V}$.

¹Die in [Ber07] angegebenen $\gamma_{LG} = 30 \mu\text{J}/\text{m}^2$ erscheinen sehr unrealistisch, weshalb $30 \text{ mJ}/\text{m}^2$ gewählt wurden

Beschreibung	Parameter	Wert
Dreiphasenwinkel im Ausgangszustand	$\beta_{DPG,0}$	1,5
Maximale Winkeländerung	$\beta_{\Delta DPG,max}$	0,15
Oberflächenenergie zwischen den Fluiden	γ_{LG}	30 mJ/m ²
Radius des Electrowettingzylinders	r_{EM}	5 mm
Dicke des Dielektrikums	$d_{\varepsilon,EM}$	1 μ m
Permittivität des Dielektrikums	$\varepsilon_{r,EM}$	3

Tabelle A.1: Parameter des Electrowettingmoduls.

A.6 Optimierung des Frequenzgangs für Vergenz und Akkommodation

Um das gewünschte Übertragungsverhalten von Akkommodation und Vergenz zu erreichen, müssen die Parameter der Regler und der interagierenden dynamischen Glieder optimiert werden. Hierfür werden die Totzonenglieder vernachlässigt und die nichtlinearen Glieder linearisiert. Bei der Begrenzung der Akkommodationsamplitude erfolgt die Linearisierung über den mittleren Bereich. Bei der nichtlinearen Funktion der akkommodativen Vergenz wurde die durchschnittliche Steigung im Arbeitsbereich gewählt. Die Übertragungsfunktionen der interagierenden Glieder ergeben sich dann folgendermaßen:

$$G_{R,VA} = k_{VA} \cdot \frac{1 + a_{VA,z} \cdot s}{1 + a_{VA,n} \cdot s} \quad G_{R,AV} = k_{f_{av}} \cdot k_{AV} \cdot \frac{1 + a_{AV,z} \cdot s}{1 + a_{AV,n} \cdot s} \quad (\text{A.22})$$

Für die Übertragungsfunktionen der um die Strecke erweiterten Regler müssen zunächst die zu optimierenden Polynome definiert werden:

$$G_{R,A,1} = \frac{1 + \sum_{i=1}^{n_r} a_{A,z,i} \cdot s^i}{1 + \sum_{i=1}^{n_r} a_{A,n,i} \cdot s^i} \quad G_{R,V,1} = \frac{1 + \sum_{i=1}^{n_r} a_{V,z,i} \cdot s^i}{1 + \sum_{i=1}^{n_r} a_{V,n,i} \cdot s^i} \quad (\text{A.23})$$

$$G_{R,A} = \frac{m_A \cdot e^{-t_{T,A} \cdot s}}{1 + G_{R,A,1} + m_A \cdot e^{-t_{T,A} \cdot s}} \quad G_{R,V} = \frac{m_V \cdot e^{-t_{T,V} \cdot s}}{1 + G_{R,V,1} + m_V \cdot e^{-t_{T,V} \cdot s}} \quad (\text{A.24})$$

Die Übertragungsfunktion für eine gemeinsame Anregungsfunktion $E_{A+V}(s)$ lassen sich dann mit Hilfe der obigen Komponenten berechnen (Abbildung A.3):

$$G_A = \frac{G_{R,A} + G_{R,V} \cdot G_{R,A} + G_{R,VA} \cdot G_{R,A} - G_{R,VA} \cdot G_{R,AV} \cdot G_{R,A} \cdot G_{R,V}}{1 + G_{R,A} + G_{R,V} + G_{R,V} \cdot G_{R,A} - G_{R,VA} \cdot G_{R,AV} \cdot G_{R,A} \cdot G_{R,V}} \quad (\text{A.25})$$

$$G_V = \frac{G_{R,V} + G_{R,A} \cdot G_{R,V} + G_{R,AV} \cdot G_{R,V} - G_{R,VA} \cdot G_{R,AV} \cdot G_{R,A} \cdot G_{R,V}}{1 + G_{R,A} + G_{R,V} + G_{R,V} \cdot G_{R,A} - G_{R,VA} \cdot G_{R,AV} \cdot G_{R,A} \cdot G_{R,V}} \quad (\text{A.26})$$

Abbildung A.3: Vereinfachte Struktur der gekoppelten regelkreise von Akkommodation und Vergenz.

Die Übertragungsfunktionen bei einseitig offenem Kreis (jeweils $G_{R,V} = 0$ oder $G_{R,A} = 0$) betragen entsprechend:

$$G_{VA} = \frac{G_{R,VA} \cdot G_{R,A}}{1 + G_{R,V}} \quad (\text{A.27})$$

$$G_{AV} = \frac{G_{R,AV} \cdot G_{R,V}}{1 + G_{R,A}} \quad (\text{A.28})$$

Als Fehler wird der Betrag zwischen gewünschtem und erreichtem Frequenzgang definiert:

$$F_A(\omega) = \left| G_A(j \cdot \omega) - \frac{G_A(0)}{1 + \tau_A} \cdot e^{-j \cdot \omega t_{T,A}} \right| \quad (\text{A.29})$$

$$F_V(\omega) = \left| G_V(j \cdot \omega) - \frac{G_V(0)}{1 + \tau_V} \cdot e^{-j \cdot \omega t_{T,V}} \right| \quad (\text{A.30})$$

$$F_{VA}(\omega) = \left| G_{VA}(j \cdot \omega) - \frac{G_{VA}(0)}{1 + \tau_{VA}} \cdot e^{-j \cdot \omega t_{T,A}} \right| \quad (\text{A.31})$$

$$F_{AV}(\omega) = \left| G_{AV}(j \cdot \omega) - \frac{G_{AV}(0)}{1 + \tau_{AV}} \cdot e^{-j \cdot \omega t_{T,V}} \right| \quad (\text{A.32})$$

$$(\text{A.33})$$

Als Gütemaß wurde die Summe der quadratischen Fehler gewählt. Die Funktionen wurden hierzu an logarithmisch äquidistanten Punkten der Winkelgeschwindigkeit ausgewertet. Aufgrund der wesentlich größeren praktischen Relevanz wurde das Übertragungsverhalten im gekoppelten Kreis stärker gewichtet als das bei einseitig geöffnetem Regelkreis.

$$J_{A+V} = \sum_i 9 \cdot F_A(\omega_i)^2 + 9 \cdot F_V(\omega_i)^2 + F_{VA}(\omega_i)^2 + F_{AV}(\omega_i)^2 \quad (\text{A.34})$$

Das definierte Gütemaß wurde minimiert und die optimalen Parameter bestimmt. Bei der Optimierung konnten Polstellen nur einen negativen Realteil annehmen, womit mindestens

die Stabilität der entworfenen Unterglieder gesichert ist. Die Ordnung der Reglerpolynome scheint mit drei ausreichend zu sein, weil dann bereits eine ausreichend gute Übereinstimmung von vorgegebenem und durch die Optimierung erreichtem Frequenzgang erreicht wird. Für einen 25-jährigen Probanden mit Standardparametern wurden mit der Optimierungstoolbox von Matlab folgende Übertragungsfunktionen der Unterregler bestimmt:

$$G_{R,VA,1} = \frac{1 + 0,38 \cdot s}{1 + 2,4 \cdot s} \quad G_{R,AV,1} = \frac{1 + 3,3 \cdot s}{1 + 0,51 \cdot s} \quad (\text{A.35})$$

$$G_{R,A,1} = \frac{1 + 2,3 \cdot s + 0,2 \cdot s^2}{1 + 4,2 \cdot s + 1,5 \cdot s^2 + 0,07 \cdot s^3} \quad G_{R,V,1} = \frac{1 + 1,1 \cdot s + 0,12 \cdot s^2}{1 + 1,3 \cdot s + 0,47 \cdot s^2 + 0,03 \cdot s^3} \quad (\text{A.36})$$

Die Ordnung der Zähler wurde analog zu den Nennern mit der Ordnung drei vorgegeben. Eine Zeitkonstante im Zähler, und damit auch das höchste Glied des Zählerpolynoms sind jeweils vernachlässigbar klein. Ein Vergleich zwischen erreichtem und vorgegebenem Frequenzgang ist in Abbildung A.4 dargestellt. Aus Darstellungsgründen wurde die Totzeit bei der optimierten und bei der gewünschten Übertragungsfunktion nicht berücksichtigt.

A.7 Bestimmung der Bewegungsdynamik der Iris

Mit einem Plusoptix Autorefraktometer der Universitätsaugenklinik Rostock wurden der Pupillendurchmesser, die Vergenz und die Helligkeit simultan aufgezeichnet. Die Umfeldleuchtdichte konnte durch An- und Abschalten der Raumbeleuchtung, der Akkommodationsbedarf durch Fixation auf ein 30cm oder 250cm weit entferntes Objekt geändert werden. Mit drei Probanden im Alter zwischen 27 und 53 Jahren wurden in fünf Durchläufen in zehn Zuständen jeweils alle direkt benachbarten Zustandsänderungen in beiden Richtungen durchlaufen (Abbildung A.5(a)). Beispielsweise wurde von Zustand 1 nach Zustand 2 das fern liegende Objekt betrachtet und dabei die Beleuchtung angeschaltet. Für die Offlineauswertung wurde zur Detektion der Distanzänderung die Änderung des detektierten Vergenzwinkels verwendet, das An- und Abschalten des Lichts konnte durch die sprunghafte Änderung der gemessenen Helligkeit ermittelt werden. Als allgemeine Übertragungsfunktion wurde ein nicht sprunghafes Glied zweiter Ordnung gewählt, welches für jede Zustandsänderung mit neuen Parametern belegbar ist:

$$G_{p1} = \frac{1 + T_p \cdot s}{1 + \frac{2 \cdot \tilde{D}_p}{\omega_p} \cdot s + \frac{s^2}{\omega_p^2}} \quad (\text{A.37})$$

In einem Least-Squares-Verfahren wurde die Übertragungsfunktion an die Sprungantworten angepasst. Ein Beispiel für den gemessenen Verlauf des Pupillendurchmessers und die daran angepassten Sprungantworten zeigt Abbildung A.5(b). Im Mittel ergaben sich die in Tabelle A.2 angegebenen Parameter für den Öffnungs- und Schließvorgang der Iris.

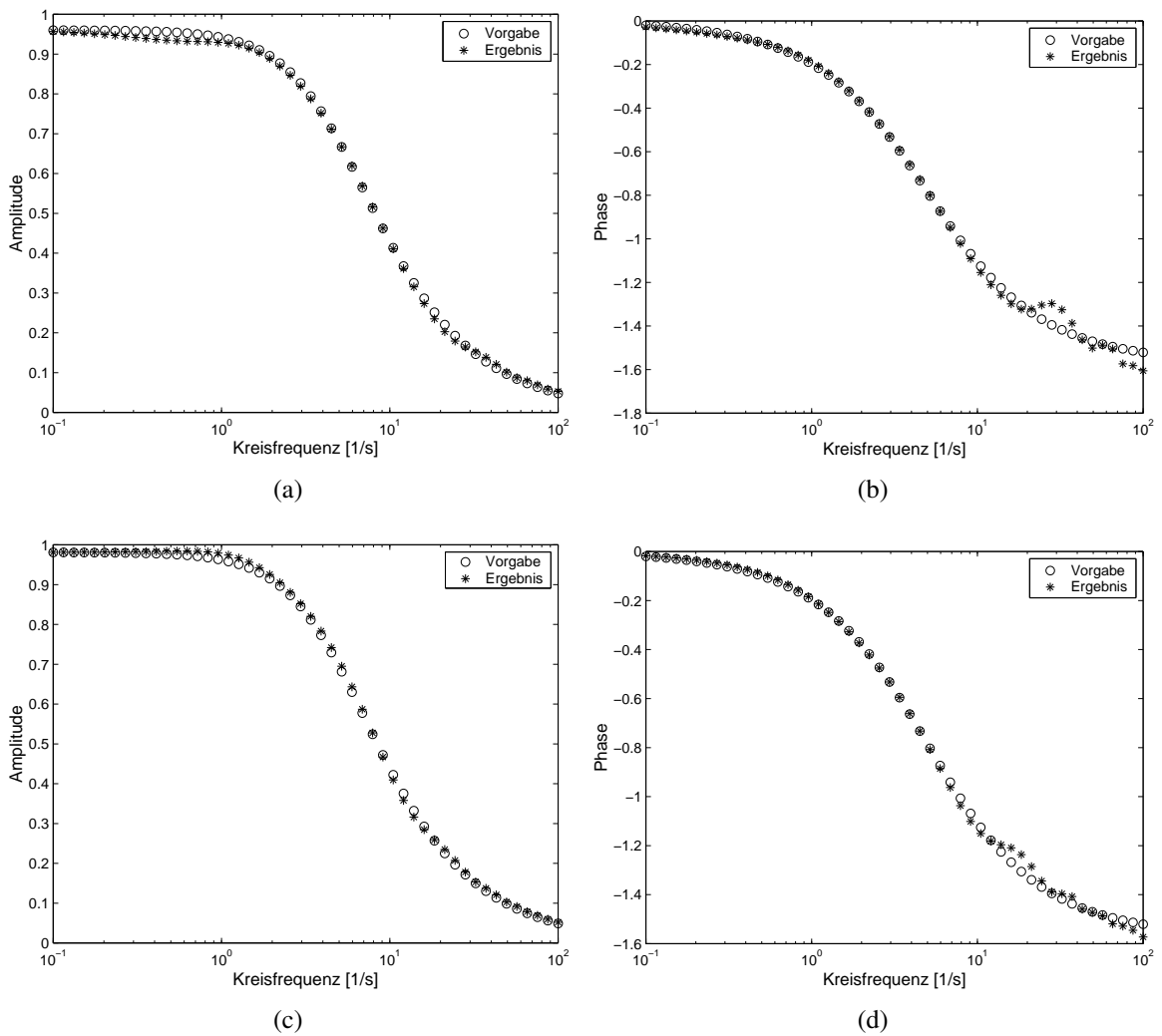


Abbildung A.4: Amplituden- und Phasengang (ohne Totzeit) bei einem 25-jährigen Probanden im Vergleich der Vorgabe mit dem Ergebnis. Oben: Akkommodation, unten: Vergenz, links: Amplitude, rechts: Phase.

(a) (b)

Abbildung A.5: Ablauf der Zustände beim Versuchsdurchlauf (a) sowie beispielhaft ein Verlauf des Irisdurchmessers (b).

Richtung	T_p	\tilde{D}_p	ω_p
Öffnen	0,68 s	0,77	1,14 1/s
Schließen	0,97 s	0,6	1,4 1/s

Tabelle A.2: Ermittelte Parameter der Dynamik der Irisbewegung.

A.8 Besondere Formen von Auskoppelspiegeln für ein Sensorarray am Äquator der Optik

Wird ein gerader Spiegel zur Auskopplung von Licht aus dem Strahlengang zu einem Sensorarray am Äquator der Optik verwendet, dann ist der Zusammenhang zwischen Pupillendurchmesser und beleuchteter Zeilenstrecke am Äquator stark nichtlinear. Durch eine gebogene Spiegelform kann erreicht werden, dass die Zuordnungsfunktion zwischen Pupillendurchmesser und beleuchtetem Äquator nahezu beliebig gewählt werden kann. Die Lagebeschreibung der Punkte auf dem Spiegel P und auf dem Sensor erfolgen in Polarkoordinaten:

$$P = r \cdot \begin{pmatrix} \cos(\varphi) \\ \sin(\varphi) \end{pmatrix} \quad S = R \cdot \begin{pmatrix} \cos(\Phi) \\ \sin(\Phi) \end{pmatrix} \quad (\text{A.38})$$

Im folgenden Beispiel wird ein linearer Zusammenhang zwischen Abstand des Spiegelpunktes zur x -Achse und der Sensorstrecke am Umfang zwischen $\Phi = 0$ und $\Phi = \Phi_{max}$ gewählt.

$$\Phi = \frac{r}{R} \cdot \Phi_{max} \quad (\text{A.39})$$

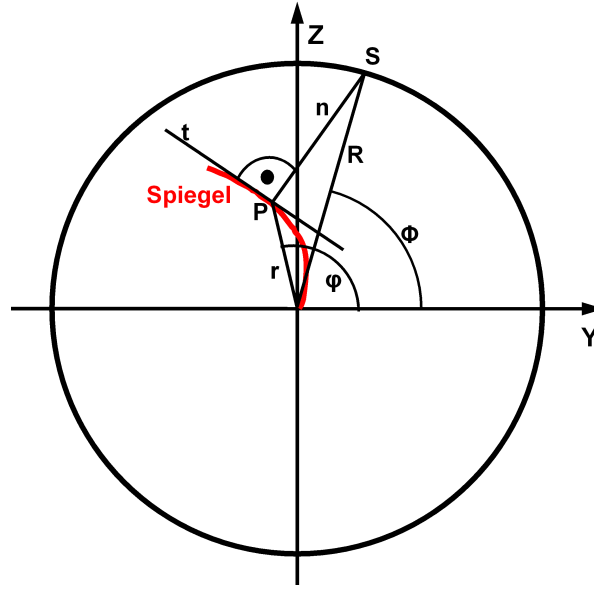


Abbildung A.6: Lage des Spiegelpunktes P und des Sensorpunktes S und die Normale auf der von vorn betrachteten Spiegellinie bei einem Schnitt orthogonal zur optischen Achse.

Nun kann die Bedingung formuliert werden, dass die Normale auf der Spiegellinie in radialer Richtung den Sensorpunkt schneidet:

$$\begin{pmatrix} r \cdot \cos(\varphi) \\ r \cdot \sin(\varphi) \end{pmatrix} + k \cdot \begin{pmatrix} r \cdot \cos(\varphi) \cdot \varphi' + \sin(\varphi) \\ r \cdot \sin(\varphi) \cdot \varphi' + \cos(\varphi) \end{pmatrix} S = R \cdot \begin{pmatrix} \cos\left(\frac{r}{R} \cdot \Phi_{max}\right) \\ \sin\left(\frac{r}{R} \cdot \Phi_{max}\right) \end{pmatrix} \quad (\text{A.40})$$

Die Elimination von k führt zur Differentialgleichung

$$r - R \cdot \cos\left(\frac{r}{R} \cdot \Phi_{max} - \varphi\right) = r \cdot R \cdot \sin\left(\frac{r}{R} \cdot \Phi_{max} - \varphi\right) \cdot \frac{d\varphi}{dr} \quad (\text{A.41})$$

Wird ein Radius auf den gesamten Umfang abgebildet ($\Phi_{max} = 2\pi$), so ergibt sich die in Abbildung A.7(a) dargestellte Form des Spiegels. Bei einer zeitabhängigen Verlagerung des Implantates ergibt sich dann aber auch eine zeitabhängige Projektion auf den Sensor. Wird ein Radius nur auf die Hälfte des Umfangs projiziert, so kann mit einer zweiten Spiegellinie ein zweiter Radius auf die andere Umfangshälfte projiziert werden (A.7(b)). Dadurch können Verschiebungen des Implantats in einer Richtung vollständig und in die andere Richtung bei kleinen Abweichungen toleriert werden, ohne dass dadurch die Messergebnisse beeinflusst werden. Vollständig unabhängig von der Implantatlage wird das System, wenn drei Punkte des Pupillenrandes auf den Umfang projiziert werden (Abbildung A.7(c)). Allerdings beträgt der Winkel zwischen der Liniennormalen und der Sensorfläche bis zu 90° , was eine geringe Lichtausbeute mit sich bringt. Ein guter Kompromiss stellt die Projektion auf zwei Hälften des Umfangs dar, eine Durchmesseränderung wird dabei auf das π -fache des Umfangs abgebildet, was die erforderliche Ortsauflösung des Arrays senkt.

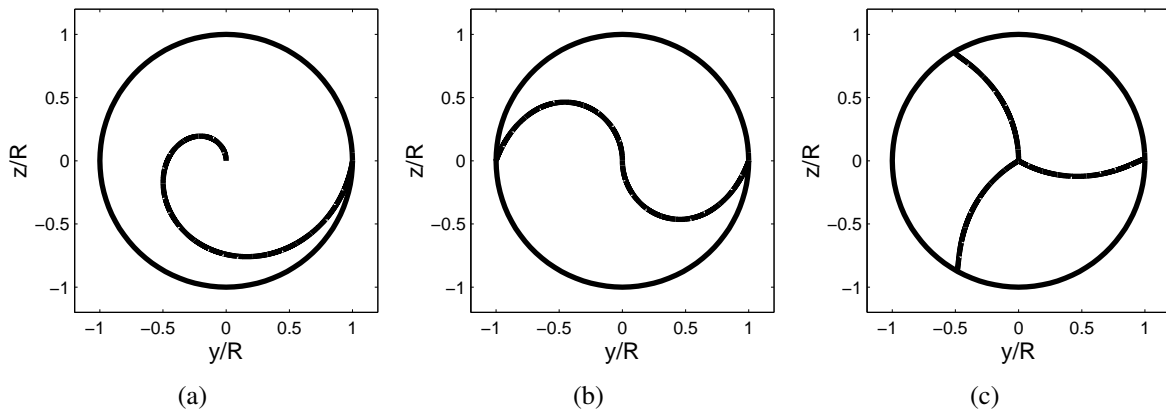


Abbildung A.7: Gekrümmter Spiegel in der Optik für eine lineare Projektion des Radius auf den Umfang in einem Abschnitt (a), in zwei Abschnitten (b) und in drei Abschnitten (c).

A.9 Herleitungen

A.9.1 Berechnung des Akkommodationsbedarfs aus Heringkoordinaten

Durch die Angabe von Versions- und Vergenzwinkel ist die Lage des Fixationspunktes innerhalb der Ebene, welche auch die beiden Fixierlinien enthält, eindeutig festgelegt (Abbildung A.8). Nach Formel 3.28 lässt sich der Verbindungsvektor zwischen dem linken Auge und dem Fixationspunkt folgendermaßen darstellen:

$$\mathbf{d}_{\text{LF}} = \frac{b}{2 \cdot \sin(\nu)} \cdot \begin{pmatrix} \cos(2\theta) + \cos(\nu) \\ \sin(2\theta) - \sin(\nu) \end{pmatrix} \quad (\text{A.42})$$

Der Abstand zwischen dem mechanischen Augendrehpunkt und dem Fixationsobjekt ergibt sich dann aus der euklidischen Norm des Vektors [BSMM95]:

$$\begin{aligned} \|\mathbf{d}_{\text{LF}}\| &= \frac{b}{2 \cdot \sin(\nu)} \cdot \sqrt{2 \cdot (1 + \cos(2\theta)) \cdot \cos(\nu) + \sin(2\theta) \cdot \sin(\nu)} \\ &= \frac{b}{2 \cdot \sin(\nu)} \cdot 2 \cdot \sqrt{\frac{1}{2} \cdot (1 + \cos(2\theta + \nu))} \\ &= \frac{b \cdot \cos\left(\frac{\nu}{2} + \theta\right)}{\sin(\nu)} \end{aligned} \quad (\text{A.43})$$

Die für den Akkommodationsbedarf relevante Gegenstandsweite entspricht dem Abstand zwischen dem Hornhautscheitel und dem auf die optische Achse projizierten Fixationsobjekt. Deshalb muss der Winkel χ zwischen der optischen Achse und der Fixierlinie berücksichtigt werden. Des Weiteren ist der Abstand zwischen dem mechanischen Augendrehpunkt und dem Hornhautscheitel zu subtrahieren. Erst der Kehrwert des dann erhaltenen Wertes entspricht

dem Akkommodationsbedarf:

$$A_{b,L} = \frac{1}{\frac{b \cdot \cos\left(\frac{\nu}{2} + \theta\right)}{\sin(\nu)} \cdot \cos(\chi) - d_{MH}} \quad (\text{A.44})$$

Der Akkommodationsbedarf des rechten Auges entspricht aus Symmetriegründen jenem des linken Auges, wenn das Vorzeichen des Versionswinkels gewechselt wird.

A.9.2 Koordinatentransformation zwischen Heringkoordinaten und dem Akkommodationsbedarf mit Hilfsvariable

Mit Hilfe von Formel 3.29 lässt sich der Akkommodationsbedarf aus dem Vergenzwinkel ν und dem Versionswinkel θ eindeutig bestimmen. Das Ziel dieses Unterabschnitts ist eine Inversion des funktionalen Zusammenhangs, die Berechnung von Vergenz- und Versionswinkel in Abhängigkeit des Akkommodationsbedarfs und einer Hilfsvariable. Beliebigerweise wird die Berechnung für den Akkommodationsbedarf des linken Auges durchgeführt. Auf analoge Weise ergibt sich der Zusammenhang für den Akkommodationsbedarf des rechten Auges.

Für eine einfache Berechnung der Koordinatentransformation ist eine bijektive Abbildung wünschenswert. Da der Nickwinkel keinerlei Auswirkungen auf den Akkommodationsbedarf hat, kann o.B.d.A. von einem festen Nickwinkel ausgegangen werden. Dadurch ist eine ebene Problemstellung in der $x'y$ -Ebene gegeben, welche beide Fixierlinien enthält. Mit einer gegebenen Kombination von Versions- und Vergenzwinkel ist die Lage des Fixationspunktes innerhalb einer Halbebene (welche durch die Tatsache festgelegt ist, dass sich Fixationspunkte nur vor der interokularen Achse befinden können) eindeutig festgelegt. Für eine bijektive Koordinatentransformation wird deshalb eine weitere Variable benötigt, welche in Kombination mit dem linken Akkommodationsbedarf den Ort innerhalb dieser Halbebene ebenso eindeutig festlegt. Mit dem Akkommodationsbedarf ist der Abstand des Fixationspunktes F zum linken Auge festgelegt, was einen Halbkreis möglicher Fixationspunkte mit sich bringt. Als Hilfsvariable wird deshalb der Gierwinkel des linken Auges $\theta_L = \theta - \frac{\nu}{2}$ gewählt, mit dessen Hilfe der Punkt auf dem Kreis und dadurch innerhalb der Ebene festgelegt ist.

Die Vektoren zwischen dem jeweiligen Auge und dem Fixationsobjekt lassen sich folgendermaßen angeben (Abbildung A.8):

$$\mathbf{d}_{\mathbf{LF}} = \begin{pmatrix} d_{LF} \cdot \cos(\theta_L) \\ d_{LF} \cdot \sin(\theta_L) \end{pmatrix} \quad \mathbf{d}_{\mathbf{RF}} = \begin{pmatrix} d_{LF} \cdot \cos(\theta_L) \\ b + d_{LF} \cdot \sin(\theta_L) \end{pmatrix} \quad (\text{A.45})$$

Der Vergenzwinkel entspricht genau dem Winkel zwischen den beiden Vektoren, deshalb gilt:

$$\cos(\nu) = \frac{\mathbf{d}_{\mathbf{LF}} * \mathbf{d}_{\mathbf{RF}}}{\|\mathbf{d}_{\mathbf{LF}}\| \cdot \|\mathbf{d}_{\mathbf{RF}}\|} \quad (\text{A.46})$$

$$= \frac{1 + \frac{b}{d_{LF}} \cdot \sin(\theta_L)}{\sqrt{1 + 2 \cdot \frac{b}{d_{LF}} \cdot \sin(\theta_L) + \left(\frac{b}{d_{LF}}\right)^2}} \quad (\text{A.47})$$

Abbildung A.8: Eindeutig definierter Fixationspunkt F unter Angabe der Winkel ν und θ oder durch Angabe des Abstands d_{LF} und des Winkels θ_L .

Mit Hilfe von Formel 3.29 lässt sich der Quotient ersetzen durch:

$$\frac{b}{d_{LF}} = \frac{b \cdot \cos(\chi) \cdot A_{b,L}}{1 + d_{MH} \cdot A_{b,L}} \quad (\text{A.48})$$

Damit lässt sich der gesuchte Vergenzwinkel und mit dessen Hilfe wiederum der Versionswinkel berechnen:

$$\nu(A_{b,L}, \theta_L) = \arccos \left(\frac{1 + \frac{b \cdot A_{b,L} \cdot \cos(\chi)}{1 + A_{b,L} \cdot d_{MH}} \cdot \sin(\theta_L)}{\sqrt{1 + \frac{2b \cdot A_{b,L} \cdot \cos(\chi)}{1 + A_{b,L} \cdot d_{MH}} \cdot \sin(\theta_L) + \left(\frac{b \cdot A_{b,L} \cdot \cos(\chi)}{1 + A_{b,L} \cdot d_{MH}} \right)^2}} \right) \quad (\text{A.49})$$

$$\theta(A_{b,L}, \theta_L) = \frac{1}{2} \cdot \arccos \left(\frac{1 + \frac{b \cdot A_{b,L} \cdot \cos(\chi)}{1 + A_{b,L} \cdot d_{MH}} \cdot \sin(\theta_L)}{\sqrt{1 + \frac{2b \cdot A_{b,L} \cdot \cos(\chi)}{1 + A_{b,L} \cdot d_{MH}} \cdot \sin(\theta_L) + \left(\frac{b \cdot A_{b,L} \cdot \cos(\chi)}{1 + A_{b,L} \cdot d_{MH}} \right)^2}} \right) + \theta_L \quad (\text{A.50})$$

Beide Formeln stellen den gesuchten Gesamtzusammenhang für die Koordinatentransformation her.

A.9.3 Lade- und Wärmeleistung bei niederfrequenter induktiver Energieübertragung

Bei der induktiven Energieübertragung ist bei kleinen Frequenzen ($f_{EV} \ll 3400\text{Hz}$) der induktive Blindwiderstand gegenüber dem ohmschen Widerstand vernachlässigbar. Ein Ladestrom

fließt in jeder positiven und negativen Halbwelle der Induktionsspannung, wenn die Induktionsspannung dem Betrag nach die Akkuspannung überschritten hat. Aus Symmetriegründen genügt die Betrachtung einer Halbwelle (Abbildung A.9). In der positiven Halbwelle fließt

Abbildung A.9: Sinusförmige Induktionsspannung mit der Akkuspannung als untere Begrenzung für den Zeitanteil mit Ladestrom.

nur zwischen den beiden Zeitpunkten t_1 und t_2 mit

$$t_1 = \frac{\arcsin\left(\frac{U_{EV,2}}{U_{EV,1}}\right)}{\omega_{EV}} \quad t_2 = \frac{\pi - \arcsin\left(\frac{U_{EV,2}}{U_{EV,1}}\right)}{\omega_{EV}} \quad (\text{A.51})$$

ein Ladestrom. Die Stromstärke in diesem Bereich ergibt sich aus der Differenz aus Induktions- und Akkuspannung sowie dem Innenwiderstand R_{EV} :

$$I_{EV}(t) = \frac{U_{EV,1} \cdot \sin(\omega \cdot t) - U_{EV,2}}{R_{EV}} \quad (\text{A.52})$$

Die durchschnittliche Ladeleistung $P_{\emptyset EV}$ ergibt sich dann aus der innerhalb einer Halbwelle geflossenen Ladung, der Akkuspannung und der Zeitdauer einer Halbwelle:

$$\begin{aligned} P_{\emptyset EV} &= \frac{\omega_{EV} \cdot U_{EV,2}}{\pi \cdot R_{EV}} \cdot \int_{t_1}^{t_2} U_{EV,1} \cdot \sin(\omega \cdot t) - U_{EV,2} dt \\ &= \frac{U_{EV,2}^2}{\pi \cdot R_{EV}} \cdot \left(2 \cdot \sqrt{\left(\frac{U_{EV,1}}{U_{EV,2}}\right)^2 - 1} - \pi + 2 \cdot \arcsin\left(\frac{U_{EV,2}}{U_{EV,1}}\right) \right) \end{aligned} \quad (\text{A.53})$$

Die momentane Wärmeleistung ergibt sich aus dem Innenwiderstand und dem quadratischen Ladestrom. Mit Hilfe einer Integration über eine Halbwelle lässt sich auch die durchschnittliche Wärmeleistung berechnen:

$$\begin{aligned} W_{\emptyset EV} &= \frac{\omega_{EV}}{\pi \cdot R_{EV}} \cdot \int_{t_1}^{t_2} (U_{EV,1} \cdot \sin(\omega \cdot t) - U_{EV,2})^2 dt \\ &= \frac{U_{EV,2}^2}{\pi \cdot R_{EV}} \cdot \left(\left(\frac{U_{EV,1}^2}{2 \cdot U_{EV,2}^2} + 1 \right) \cdot \left(\pi - 2 \cdot \arcsin\left(\frac{U_{EV,2}}{U_{EV,1}}\right) \right) - 3 \cdot \sqrt{\left(\frac{U_{EV,1}}{U_{EV,2}}\right)^2 - 1} \right) \end{aligned} \quad (\text{A.54})$$

A.9.4 Lade- und Wärmeleistung bei höherfrequenter induktiver Energieübertragung

Im höherfrequenten Bereich ($f_{EV} \gg 3400\text{Hz}$) überwiegt bei der induktiven Energieübertragung der Blindwiderstand der Spule gegenüber dem ohmschen Widerstand. Übersteigt die Induktionsspannung in einer positiven Halbwelle die Akkuspannung, so beginnt der Ladestrom zu fließen. Während im niederfrequenten Bereich die Differenz beider Spannungen am ohmschen Widerstand anliegt und dadurch die Stromstärke proportional zur Spannungsdifferenz ist und der Stromfluss mit dem nächsten Schnittpunkt beider Spannungen endet, liegt im höherfrequenten Bereich die gesamte Spannungsdifferenz an der Induktivität an. Dadurch baut sich der Ladestrom langsam auf. Er erreicht ein Maximum, wenn die Induktionsspannung abfällt und wieder die Akkuspannung erreicht (Abbildung 5.2(b)). Erst im weiteren Verlauf wird der Ladestrom durch eine entgegengesetzte Spannung an der Induktivität wieder auf Null zurückgeführt.

Mit der Bedingung, dass der Ladestrom, welcher in der positiven Halbwelle beginnt, abgeklungen ist, bis der Ladezyklus der negativen Halbwelle beginnt, kann auch vorausgesetzt werden, dass der Ladestrom der vorhergehenden negativen Halbwelle abgeklungen ist. Dann genügt eine Betrachtung innerhalb der Zeiten t_1 und t_2 mit

$$t_1 = \frac{\arcsin\left(\frac{U_{EV,2}}{U_{EV,1}}\right)}{\omega_{EV}} \quad t_2 = \frac{\pi + \arcsin\left(\frac{U_{EV,2}}{U_{EV,1}}\right)}{\omega_{EV}} \quad (\text{A.55})$$

Sie stellen genau die Grenzen eines Ladezyklus der positiven Halbwelle dar. Die Bedingung des abgeklungenen Ladestroms lässt sich dann folgendermaßen stellen:

$$\begin{aligned} 0 &\geq \int_{t_1}^{t_2} U_{EV,1} \cdot \sin(\omega_{EV} \cdot t) - U_{EV,2} dt \\ &= \frac{2 \cdot U_{EV,1}}{\omega_{EV}} \cdot \sqrt{1 - \left(\frac{U_{EV,2}}{U_{EV,1}}\right)^2} - U_{EV,2} \cdot \frac{\pi}{\omega_{EV}} \end{aligned} \quad (\text{A.56})$$

Durch Umstellen ergibt sich daraus eine Bedingung für das Verhältnis von Induktionsspannungsamplitude zu Akkuspannung:

$$\frac{U_{EV,1}}{U_{EV,2}} \leq \sqrt{1 + \frac{\pi^2}{4}} \approx 1,86 \quad (\text{A.57})$$

Für den Grenzfall ergibt sich dann folgender Verlauf der Stromstärke zwischen zwei Nulldurchgängen ($t_1 < t < t_2$) des Ladestroms:

$$\begin{aligned} I_{EV}(t) &= \frac{1}{L_{Sp}} \cdot \int_{t_1}^t U_{EV,2} \cdot \sqrt{1 + \frac{\pi^2}{4}} \cdot \sin(\omega_{EV} \cdot t) - U_{EV,2} dt \\ &= \frac{U_{EV,2}}{\omega \cdot L_{Sp}} \cdot \left(\frac{\pi}{2} + \arcsin\left(\frac{1}{\sqrt{1 + \frac{\pi^2}{4}}}\right) - \sqrt{1 + \frac{\pi^2}{4}} \cdot \cos(\omega_{EV} \cdot t) - \omega_{EV} \cdot t \right) \end{aligned} \quad (\text{A.58})$$

Die dadurch eingebrachte Ladung ergibt sich über eine Integration des Ladestroms über die Zeit. Die durchschnittliche Ladeleistung kann mit Hilfe von Ladung, Periodendauer und Akkuspannung berechnet werden.

$$\begin{aligned}
 P_{\emptyset EV} &= \frac{\omega_{EV}}{\pi} \cdot U_{EV,2} \cdot \int_{t_1}^{t_2} I_{EV}(t) dt \\
 &= \frac{2 \cdot U_{EV,2}^2}{\pi \cdot \omega_{EV} \cdot L_{Sp}}
 \end{aligned}
 \tag{A.59}$$

Die durchschnittliche Wärmeleistung ergibt sich ebenfalls aus dem Verlauf des Ladestroms und dem im Vergleich zum Blindwiderstand kleinen ohmschen Widerstand im Ladekreis:

$$\begin{aligned}
 W_{\emptyset EV} &= \frac{\omega_{EV}}{\pi} \cdot R_{EV} \cdot \int_{t_1}^{t_2} I_{EV}^2(t) dt \\
 &= R_{EV} \cdot \left(\frac{5}{24} \pi^2 - \frac{3}{2} \right) \cdot \frac{U_{EV,2}^2}{(\omega_{EV} \cdot L_{Sp})^2}
 \end{aligned}
 \tag{A.60}$$

Literaturverzeichnis

- [Acr] *Monofokale Optik*. <http://www.acritec.de/index.php?id=48>, Abruf: 14. August 2007
- [AD58] ALPERN, M. ; DAVID, H.: Effects of illuminance quantity on accommodation of the eyes. In: *Industrial Medicine and Surgery* 27 (1958), Nr. 11, S. 551–555
- [Adr03] ADRIAN, W.: Spectral sensitivity of the pupillary system. In: *Clinical and Experimental Optometry* 86 (2003), Nr. 4, S. 235–238
- [AFP] ANDREUCETTI, D. ; FUSSI, R. ; PERTRUCCI, C.: *Dielectric properties of body tissues*. <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.htm>, Abruf: 12. November 2007
- [Ana] ANALOG DEVICES (Hrsg.): *ADXRS610*. Analog Devices, http://www.analog.com/UploadedFiles/Data_Sheets/ADXRS610.pdf, Abruf: 26.11.2007. – Datenblatt
- [AS02] ATCHISON, D. ; SMITH, G.: *Optics of the human eye*. 1. Edinburgh : Butterworth-Heinemann, 2002
- [Atc95] ATCHISON, D.: Accommodation and presbyopia. In: *Ophthalmic and Physiological Optics* 15 (1995), Nr. 4, S. 325–329
- [Aza03] Schutzrecht US 006638304B2 (2003). AZAR, D. (Erfinder).
- [BAB95] BRUCE, A. ; ATCHISON, D. ; BHOOLA, H.: Accommodation-convergence relationships and age. In: *Investigative Ophthalmology and Visual Science* 36 (1995), Nr. 2, S. 406–413
- [Bau] Bausch&Lomb: *Wie Augen funktionieren - Der Aufbau des Auges*. http://www.bausch-lomb.de/pharma/auge/wunder_des_sehens/aufbau_auge.htm, Abruf: 3. August 2007
- [BBG⁺05] BRETTHAUER, G. ; BERGEMANN, M. ; GENGENBACH, U. ; KOKER, T. ; RÜCKERT, W. ; GUTHOFF, R.: *Artificial accommodation system*. Internes Dokument des Forschungszentrums Karlsruhe, 2005. – Patentanmeldung 102005038542.7
- [BD97] BROWN, P. ; DAY, B.: Eye acceleration during large horizontal saccades. In: *Experimental Brain Research* 113 (1997), Nr. 1, S. 153–157

- [Bec04] BECK ELEKTRONIK: *Elektronik Magazin*. 2004. – Firmenzeitschrift
- [Ber00] BERKE, A.: Augenmuskeln und Augenbewegungen. In: *Optometrie* (2000), Nr. 1, S. 13–27
- [Ber07] BERGEMANN, M.: *Neues mechatronisches System für die Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit*. Karlsruhe, Universität Karlsruhe, Diss., 2007
- [BKBG06] BERGEMANN, M. ; KLINK, S. ; BRETTHAUER, G. ; GUTHOFF, R.: Ausgewählte Lösungsansätze zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs für ein mechatronisches Mikrosystem. In: *Biomedizinische Technik Supplement*. Zürich, 2006
- [Ble06] BLESINGER, G.: *Konzeption der Energieversorgung eines Augenimplantats*, Forschungszentrum Karlsruhe, Diplomarbeit, 2006
- [Bn06] BEN-NUN, J.: The NuLens accommodating intraocular lens. In: *Ophthalmology Clinics of North America* 19 (2006), Nr. 1, S. 129–134
- [BSMM95] BRONSTEIN, I. ; SEMENDJAJEW, K. ; MUSIOL, G. ; MÜHLIG, H.: *Taschenbuch der Mathematik*. 2. Thun, Frankfurt am Main : Harri Deutsch Verlag, 1995
- [Bv94] BEERS, A. ; VAN DER HEIJDE, G.: In vivo determination of the biomechanical properties of the component elements of the accommodation mechanism. In: *Vision Research* 34 (1994), Nr. 21, S. 2897–2905
- [Bv96] BEERS, A. ; VAN DER HEIJDE, G.: Age-related changes in the accommodation mechanism. In: *Optometry and Vision Science* 73 (1996), Nr. 4, S. 235–242
- [Ciu98] CIUFFREDA, K.: Accommodation, the pupil and presbyopia. In: BENJAMIN, W. (Hrsg.) ; BORISH, J. (Hrsg.): *Clinical refraction: Principle and practice*. Philadelphia : Saunders, 1998, Kapitel 4, S. 77–120
- [Con] Telos: *Connii Multimaster 2.0*. <http://www.telos.info/Connii-MM-2-0.820.0.html>, Abruf: 30. Dezember 2007. – Datenblatt
- [CRC97] CIUFFREDA, K. ; ROSENFELD, M. ; CHEN, H.-W.: The AC/A ratio, age and presbyopia. In: *Ophthalmic and Physiological Optics* 17 (1997), Nr. 4, S. 307–315
- [CT78] CHARMAN, W. ; TUCKER, J.: Accommodation and color. In: *Journal of the Optical Society of America* 68 (1978), Nr. 4, S. 459–471
- [DG52] DE GROOT, S. ; GEBHARD, J.: Pupil size as determined by adapting luminance. In: *Journal of the Optical Society of America* 42 (1952), Nr. 7, S. 492–495
- [Die01] DIETMAYER, K.: Magnetische Sensoren auf Basis des AMR-Effekts. In: *Technisches Messen* 68 (2001), Nr. 6, S. 269–279

- [Die03] DIETRICH, D.: *Wellenfrontsensor nach dem Hartmann-Shack Prinzip*. Lehrstuhl für Schaltungstechnik und Simulation, Universität Mannheim, 2003 <http://sus.ti.uni-mannheim.de/Lehre/Seminar03/10.pdf>. – Präsentationsfolien zum Seminar
- [DIN82] Norm DIN 5031 Teil 3 März 1982. *Strahlungsphysik im optischen Bereich und Lichttechnik*
- [Dua12] DUANE, A.: Normal values of the accommodation at all ages. In: *Journal of the American Medical Association* 59 (1912), S. 1010–1013
- [EBG06] ECKARD, A. ; BECK, R. ; GUTHOFF, R.: Vergleich der Kontrastsensitivität nach Multifokallinsen und Monofokallinsenimplantation im Rahmen einer Kataraktoperation. In: *Klinische Monatsblätter der Augenheilkunde* Bd. 223, 2006
- [ESP⁺01] ECKERT, G. ; SOERGEL, F. ; PECHHOLD, W. ; MEYER, C. ; WEEBER, H.: Dynamic mechanical properties of porcine and human lenses. In: GUTHOFF, R. (Hrsg.) ; LUDWIG, K. (Hrsg.): *Current aspects of human accommodation*. Heidelberg : Kaden, 2001, Kapitel 4, S. 37–52
- [FCTS88] FISHER, S. ; CIUFFREDA, K. ; TANNEN, B. ; SUPER, P.: Stability of tonic vergence. In: *Investigative Ophthalmology and visual science* 29 (1988), Nr. 10, S. 1577–1581
- [Fis71] FISHER, R.: The elastic constants of the human lens. In: *Journal of Physiology* 212 (1971), Nr. 1, S. 147–180
- [Fis77] FISHER, R.: The force of contraction of the human ciliary muscle during accommodation. In: *Journal of Physiology* 270 (1977), Nr. 1, S. 51–74
- [FJM92] FLITCROFT, D. ; JUDGE, S. ; MORLEY, J.: Binocular interactions in accommodation control: Effects of anisometric stimuli. In: *Journal of Neuroscience* 12 (1992), Nr. 1, S. 188–203
- [Gau05] GAUCKLER, L.: *Materialwissenschaft I*. Department of Materials, ETH Zürich, 2005 http://www.nonmet.mat.ethz.ch/education/courses/Materialwissenschaft_1/chap5.pdf. – Skript zur Vorlesung
- [Göb02] GÖBEL, G.: *Entwicklung von Ultraschallsensorarrays mit miniaturisierten Komponenten*, Forschungszentrum Karlsruhe, Diplomarbeit, 2002
- [GB05] GENGENBACH, U. ; BRETTHAUER, G.: Künstliches Akkommodationssystem auf Basis von Mikro- und Nanotechnologie. In: *Mikrosystemtechnik-Kongress 2005*. Berlin, Offenbach : VDE-Verlag, 2005, S. 411–414

- [GC99] GLASSER, A. ; CAMPBELL, M.: Biometric, optical and physical changes in the isolated human crystalline lens with age in relation to presbyopia. In: *Vision Research* 39 (1999), Nr. 11, S. 1991–2015
- [Geg] GEGENFURTNER, K.: *Farbwahrnehmung*. <http://www.allpsych.uni-giessen.de/karl/teach/farbe.html>, Abruf: 13. August 2007
- [GHM77] GOLDMAN, A. ; HAM, W. ; MUELLER, H.: Ocular damage thresholds and mechanisms for ultrashort pulses of both visible and infrared laser radiation in the rhesus monkey. In: *Experimental eye research* 24 (1977), Nr. 1, S. 45–56
- [Gil95] GILMARTIN, B.: The aetiology of presbyopia: A summary of the role of lenticular and extralenticular structures. In: *Ophthalmic and Physiological Optics* 15 (1995), Nr. 5, S. 431–437
- [Gla01] GLASSER, A.: Edinger-Westphal stimulated accommodation in monkeys. In: GUTHOFF, R. (Hrsg.) ; LUDWIG, K. (Hrsg.): *Current aspects of human accommodation*. Heidelberg : Kaden, 2001, Kapitel 5, S. 53–69
- [Gol] *Akkus der Zukunft: Strom aus einem Stück Papier*. <http://golem.de/0708/54119.html>, Abruf: 30. September 2007
- [GRB⁺07] GERTEN, G. ; RIPKEN, T. ; BREITENFELD, P. ; KRUEGER, R. ; KERMANI, O. ; LUBATSCHOWSKI, H. ; OBERHEIDE, U.: In-vitro- und In-vivo-Untersuchungen zur Presbyopiebehandlung mit Femtosekundenlasern. In: *Der Ophthalmologe* 104 (2007), Nr. 1, S. 40–46
- [Gre03] GREHN, F.: *Augenheilkunde*. 28. Heidelberg, New York, Berlin : Springer Verlag, 2003
- [Gre07] GRETHER, J.: *Aufbau einer Testumgebung zur Messung des Vergenzwinkels mittels Magnetfeldern und Bewertung des Verfahrens*, Forschungszentrum Karlsruhe, Diplomarbeit, 2007
- [Gut05] GUTHOFF, R.: Anatomie des Menschlichen Auges. In: *Protokoll zum 2. Workshop Künstliches Akkommodationssystem*, 2005. – Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe und der Universitätsaugenklinik Rostock
- [Gut06] GUTHOFF, R.: Stand der Forschung zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit. In: *Protokoll zum 5. Workshop Künstliches Akkommodationssystem*, 2006. – Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe und der Universitätsaugenklinik Rostock
- [Ham] Hamamatsu: *CMOS linear image sensor S9227*. http://jp.hamamatsu.com/resources/products/ssd/pdf/s9227_kmpd1074e04.pdf, Abruf: 9. Dezember 2007. – Datenblatt

- [HC04] HERON, G. ; CHARMAN, W.: Accommodation as a function of age and the linearity of the response dynamics. In: *Vision Research* 44 (2004), Nr. 27, S. 3119–3130
- [HCKJ02] HUNG, G. ; CIUFFREDA, K. ; KHOSROYANI, M. ; JIANG, B.-C.: Models of accommodation. In: HUNG, G. (Hrsg.) ; CIUFFREDA, K. (Hrsg.): *Models of the visual system*. Kluwer Academic Publishers, 2002, Kapitel 8, S. 287–339
- [HCS01a] HERON, G. ; CHARMAN, W. ; SCHOR, C.: Age changes the interactions between the accommodation and vergence systems. In: *Optometry and Vision Science* 78 (2001), Nr. 10, S. 754–762
- [HCS01b] HERON, G. ; CHARMAN, W. ; SCHOR, C.: Dynamics of the accommodation response to abrupt changes in target vergence as a function of age. In: *Vision Research* 41 (2001), Nr. 4, S. 507–519
- [HCS02] HERON, G. ; CHARMAN, W. ; SCHOR, C.: Accommodation dynamics as a function of age. In: *Ophthalmic and Physiological Optics* 22 (2002), Nr. 5, S. 389–396
- [Hee06] HEERING, W.: *Optoelektronik II*. Lichttechnisches Institut, Universität Karlsruhe, 2006. – Präsentationsfolien zur Vorlesung
- [HHE97] HOFFMANN, P. ; HÜTZ, W. ; ECKHARDT, H.: Bedeutung der Formelwahl für die postoperative Refraktion nach Kataraktoperation. In: *Klinische Monatsblätter der Augenheilkunde* 211 (1997), Nr. 3, S. 168–177
- [Hona] HONEYWELL (Hrsg.): *3-axis magnetic sensor HMC1043*. Honeywell, <http://www.ssec.honeywell.com/magnetic/datasheets/hmc1043.pdf>, Abruf: 25.11.2007. – Datenblatt
- [Honb] HONEYWELL (Hrsg.): *Digital compass solution HMC6352*. Honeywell, <http://www.ssec.honeywell.com/magnetic/datasheets/hmc6352.pdf>, Abruf: 30. Dezember 2007. – Datenblatt
- [HOZ92] HAUSER, B. ; OCHSNER, H. ; ZRENNER, E.: Der Blendvisus. In: *Klinische Monatsblätter der Augenheilkunde* 200 (1992), S. 105–109
- [HS80] HUNG, G. ; SEMMLOW, J.: Static behaviour of accommodation and vergence: Computer simulation of an interactive dual-feedback system. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 27 (1980), Nr. 8, S. 439–447
- [HSC86] HUNG, G. ; SEMMLOW, J. ; CIUFFREDA, K.: A dual-mode model of the vergence eye movement system. In: *IEEE Transaction on Biomedical Engineering* 33 (1986), Nr. 11, S. 1021–1028

- [HSS74] HANSMANN, D. ; SEMMLOW, J. ; STARK, L.: A physiological basis of pupillary dynamics. In: JANISSE, M. (Hrsg.): *Pupillary dynamics and behavior*. New York : Plenum, 1974, Kapitel 3, S. 39–79
- [Hun92] HUNG, G.: Adaption model of accommodation and vergence. In: *Ophthalmic and Physiological Optics* 12 (1992), S. 319–326
- [JRV00] JOOS, M. ; RÖTTING, M. ; VELICHKOVSKY, B.: Bewegungen des menschlichen Auges: Fakten, Methoden und innovative Anwendungen. In: HERRMANN, T. (Hrsg.) ; DEUTSCH, S. (Hrsg.) ; RICKHEIT, G. (Hrsg.): *Handbuch der Psycholinguistik*. Berlin : De Greyter, 2000, Kapitel 10, S. 142–167
- [KB08] KLINK, S. ; BRETTHAUER, G.: Modellierung der gekoppelten Regelkreise der Nahreaktion des menschlichen Auges. In: *42. Regelungstechnisches Kolloquium*. Boppard, 2008, S. 22–23
- [KBB06a] KLINK, S. ; BERGEMANN, M. ; BRETTHAUER, G.: Simulation of a mechatronic microsystem's intervention into the human accommodation system. In: *MECHATRONICS 2006 - 4th IFAC-Symposium on Mechatronic Systems*. Heidelberg, 2006, S. 484–489
- [KBB06b] KLINK, S. ; BERGEMANN, M. ; BRETTHAUER, G.: Welche Signalquellen sind für ein Künstliches Akkommodationssystem geeignet? In: *104. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*. Berlin, 2006
- [KBG⁺07a] KLINK, S. ; BERGEMANN, M. ; GENGENBACH, U. ; GUTH, H. ; RÜCKERT, W. ; SIEBER, I. ; BRETTHAUER, G. ; GUTHOFF, R.: Konzept für ein mechatronisches Mikrosystem zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit. In: *105. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*. Berlin, 2007
- [KBG⁺07b] KLINK, S. ; BERGEMANN, M. ; GENGENBACH, U. ; GUTH, H. ; RÜCKERT, W. ; SIEBER, I. ; BRETTHAUER, G. ; GUTHOFF, R.: Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit durch Implantation eines mechatronischen Mikrosystems. In: *105. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*. Berlin, 2007
- [KBG07c] KLINK, S. ; BRETTHAUER, G. ; GUTHOFF, R.: Eignung des Pupillennahreflexes zur Bestimmung des Akkommodationsbedarfs. In: *Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin*. München, 2007, S. 31–32
- [KBG⁺07d] KLINK, S. ; BRETTHAUER, G. ; GUTHOFF, R. ; GENGENBACH, U. ; BERGEMANN, M. ; KOKER, T. ; RÜCKERT, W.: *Implantierbares System zur Bestimmung des Akkommodationsbedarfs durch Messung der Augapfelorientierung unter Nutzung eines externen Magnetfelds*. Internes Dokument des Forschungszentrums Karlsruhe, 2007. – Patentanmeldung 102007008374.4

- [KBG⁺07e] KLINK, S. ; BRETTHAUER, G. ; GUTHOFF, R. ; GENGENBACH, U. ; BERGEMANN, M. ; KOKER, T. ; RÜCKERT, W.: *Implantierbares System zur Bestimmung des Akkommodationsbedarfs durch optische Messung des Pupillendurchmessers und der Umfeldleuchtdichte*. Internes Dokument des Forschungszentrums Karlsruhe, 2007. – Patentanmeldung 102007008375.2
- [KBGB08] KLINK, S. ; BRETTHAUER, G. ; GUTHOFF, R. ; BERGEMANN, M.: *Implantierbares System zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit unter Nutzung interner Energie*. Internes Dokument des Forschungszentrums Karlsruhe, 2008. – Patentanmeldung 102008023726.4
- [KGB07] KLINK, S. ; GENGENBACH, U. ; BRETTHAUER, G.: Approximation of the accommodation demand for an Artificial Accommodation System by means of the terrestrial magnetic field and eyeball movements. In: *World Congress on Bioengineering*. Bangkok, 2007
- [KGBG07] KLINK, S. ; GENGENBACH, U. ; BRETTHAUER, G. ; GUTHOFF, R.: A signal transmission for two intraocular implants. In: *International Journal for Artificial Organs* 30 (2007), Nr. 8, S. 709
- [KH02] KHOSROYANI, M. ; HUNG, G.: A dual-mode dynamic model of the human accommodation system. In: *Bulletin of mathematical biology* 64 (2002), Nr. 2, S. 285–299
- [Kli05] KLINK, S.: *Theoretische Untersuchung eines Verfahrens zur Approximation des Akkommodationsbedarfes auf Basis der Bewegung des Augenpaares*, Forschungszentrum Karlsruhe, Diplomarbeit, 2005
- [Kli07] KLINK, S.: Im Alter sehen wie ein Jugendlicher? Mechatronisches System zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit. In: *Ophthalmologische Nachrichten* (2007), Nr. 11
- [Kok03] KOKOSCHKA, S.: *Grundlagen der Lichttechnik*. Lichttechnisches Institut, Universität Karlsruhe, 2003. – Skript zur Vorlesung
- [Kok06] KOKER, T.: *Konzeption und Realisierung einer neuen Prozesskette zur Integration von Kohlenstoff-Nanoröhren über Handhabung in technische Anwendungen*. Karlsruhe, Universität Karlsruhe, Diss., 2006
- [Kon05] KONRAD, P.: *EMG-Fibel*. September 2005
- [KPS73] KRISHNAN, V. ; PHILLIPS, S. ; STARK, L.: Frequency analysis of accommodation, accommodative vergence and disparity vergence. In: *Vision Research* 13 (1973), Nr. 8, S. 1545–1554
- [KS85] KRENZ, W. ; STARK, L.: Systems model for pupil size effect. In: *Biological Cybernetics* 51 (1985), Nr. 6, S. 391–397

- [KSG⁺07] KLINK, S. ; SIEBER, I. ; GENGENBACH, U. ; BRETTHAUER, G. ; GUTHOFF, R.: Kontaktlose Erfassung des Akkommodationsbedarfes durch Nutzung des Pupillennahreflexes. In: *41. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik*. Aachen, 2007
- [KTB⁺03] KOOPMANS, S. ; TERWEE, T. ; BARKHOF, J. ; HAITJEMA, H. ; KOOIJMAN, A.: Polymer refilling of presbyopic human lenses in vitro restores the ability to undergo accommodative changes. In: *Investigative Ophthalmology and Visual Science* 44 (2003), Nr. 1, S. 250–257
- [KTG⁺06] KOOPMANS, S. ; TERWEE, T. ; GLASSER, A. ; WENDT, M. ; VILIPURU, A. ; VAN KOOTEN, T. ; NORRBY, S. ; HAITJEMA, H. ; KOOIJMAN, A.: Accommodative lens refilling in rhesus monkeys. In: *Investigative Ophthalmology and Visual Science* 47 (2006), Nr. 7, S. 2976–2984
- [KVG02] KASTHURIRANGAN, S. ; VILUPURU, A. ; GLASSER, A.: Amplitude dependent accommodative dynamics in humans. In: *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* 240 (2002), Nr. 11, S. 906–912
- [KVG03] KASTHURIRANGAN, S. ; VILUPURU, A. ; GLASSER, A.: Amplitude dependent accommodative dynamics in humans. In: *Vision Research* 43 (2003), Nr. 27, S. 2945–2956
- [Lan95] LANG, J.: *Skull base and related structures*. 1. Stuttgart : Schattauer, 1995
- [Lan98] LANG, G.: *Augenheilkunde*. Stuttgart, New York : Thieme, 1998
- [Lasa] Laser Components: *High power pulsed laser diodes 905D3J08-series*. http://www.lasercomponents.com/de/fileadmin/user_upload/home/Datasheets/lcc/highpower_905d3j08.pdf, Abruf: 14. Dezember 2007. – Datenblatt
- [Lasb] Laser Components: *InGaAs PIN photodiode P50C1-1-1*. http://www.lasercomponents.com/de/fileadmin/user_upload/home/Datasheets/hhi/p50c1-1-1.pdf, Abruf: 14. Dezember 2007. – Datenblatt
- [LD01] LÜTJEN-DRECOLL, E.: Morphology and age-related changes of the accommodation apparatus. In: GUTHOFF, R. (Hrsg.) ; LUDWIG, K. (Hrsg.): *Current aspects of human accommodation*. Heidelberg : Kaden, 2001, Kapitel 3, S. 25–35
- [Leh04] LEHMANN, G.: *Statistik*. Berlin, Heidelberg : Spektrum Akademischer Verlag, 2004
- [Lud01] LUDWIG, K.: Zonular apparatus; anatomy, biomechanics and coupling to the lens. In: GUTHOFF, R. (Hrsg.) ; LUDWIG, K. (Hrsg.): *Current aspects of human accommodation*. Heidelberg : Kaden, 2001, Kapitel 6, S. 71–92

- [Lud07] LUDWIG, F.: *Optische Sensoren*. Institut für Elektrische Messtechnik und Grundlagen der Elektrotechnik, Universität Braunschweig, 2007. – Präsentationsfolien zur Vorlesung
- [Mac] MACEVOY, B.: *Colormaking attributes*. <http://www.handprint.com/HP/WCL/color3.html>, Abruf: 13. August 2007
- [Mar06] MARTIN, T.: *Konzeption, Aufbau und experimentelle Erprobung eines Aktormoduls zur Verformung einer elastischen Linse variabler Fokusslänge*, Forschungszentrum Karlsruhe, Studienarbeit, 2006
- [Mar07] MARTIN, H.: *Bimechanische Untersuchungen von akkommodationsfähigen Linsenimplantaten im humanen Auge*, Universität Rostock, Habilitationsschrift, 2007
- [MBKS90] MYERS, G. ; BAREZ, S. ; KRENZ, W. ; STARK, L.: Light and target distance interact to control pupil size. In: *American Journal of Physiology* 258 (1990), Nr. 3, S. 813–819
- [MC97] MORDI, J. ; CIUFFREDA, K.: Static aspects of accommodation: Age and presbyopia. In: *Vision Research* 38 (1997), Nr. 11, S. 1643–1653
- [MC04] MORDI, J. ; CIUFFREDA, K.: Dynamic aspects of accommodation: Age and presbyopia. In: *Vision Research* 44 (2004), Nr. 6, S. 591–601
- [Men03] MENESKLOU, W.: *Sensoren*. Institut für Werkstoffe der Elektrotechnik, Universität Karlsruhe, 2003. – Skript zur Vorlesung
- [Mer07] MERKLIN, B.: *Vergleich von drahtlosen Verfahren zur Informationsübertragung*, Forschungszentrum Karlsruhe, Studienarbeit, 2007
- [Mes04] MESCHEDÉ, D.: *Gerthsen Physik*. 22. Berlin, Heidelberg : Springer-Verlag, 2004
- [Mey02] MEYER, J.-U.: Retina implant - a bioMEMS challenge. In: *Sensors and Actuators A* 97-98 (2002), S. 1–9
- [MG86] MEINKE, H. ; GRUNDLACH, F. ; LANGE, K. (Hrsg.) ; LÖCHERER, K. (Hrsg.): *Taschenbuch der Hochfrequenztechnik*. 4. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo : Springer-Verlag, 1986
- [MRS99] MADELUNG, U. (Hrsg.) ; RÖSSLER, U. (Hrsg.) ; SCHULZ, M. (Hrsg.): *Landolt-Börnstein Semiconductors*. Berlin, Heidelberg : Springer-Verlag, 1999
- [MS90] MYERS, G. ; STARK, L.: Topology of the near response triad. In: *Ophthalmic and Physiological Optics* 10 (1990), S. 175–181

- [MTF⁺07] MASTROPASQUA, L. ; TOTO, L. ; FALCONIO, G. ; NUBILE, M. ; CARPINETO, P. ; CIANCAGLINI, M. ; NICOLA, M. D. ; BALLONE, E.: Longterm results of 1CU accommodative intraocular lens implantation: 2-year follow-up study. In: *Acta Ophthalmologica Scandinavica* 85 (2007), Nr. 14, S. 409–414
- [Nag06] NAGEL, J.: *Konzeption und Aufbau einer Testumgebung zur Messung eines Blendendurchmessers und der dahinter vorherrschenden Umfeldleuchtdichte*, Forschungszentrum Karlsruhe, Studienarbeit, 2006
- [Neo] HKCM ENGINEERING (Hrsg.): HKCM Engineering, <http://www.monstermagnete.de>, Abruf: 26.11.2007
- [NSHR07] NAHRSTAEDT, H. ; SCHAUER, T. ; HESSE, S. ; RAISCH, J.: Geregelter Fallfußstimulator für Schlaganfallpatienten basierend auf Bioimpedanzmessung des Gelenkwinkels. In: *Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin*. München, 2007, S. 59–60
- [NT97] NIWA, K. ; TOKORO, T.: Measurement of temporal summation of visual acuity with use of modified tachistoscope. In: *Japanese Journal of Ophthalmology* 41 (1997), Nr. 6, S. 403–408
- [Pre99] Schutzrecht WO 00/45745 (1999). PREUSSNER, P.-R. (Erfinder).
- [Pre06] PREUSSNER, P.-R.: Die optische Qualität des menschlichen Auges: Was ist wünschenswert, was ist erreichbar? In: *104. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*. Berlin, 2006
- [Pre07] PREUSSNER, P.-R.: Genauigkeitsgrenzen bei der IOL-Berechnung: aktueller Stand. In: *105. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*. Berlin, 2007
- [Pro04] Pro Optik: *Augenoptiker mit Umsatzknick*. <http://www.prooptik.de/portal/pdf/Umsatzknick.pdf>. Version: 2004, Abruf: 26. April 2008. – Pressemitteilung
- [QFS⁺04] QU, H. ; FANG, D. ; SADAT, A. ; YUAN, P. ; XIE, H.: High-resolution integrated micro-gyroscope for space applications. (2004)
- [RBPL06] RIEDERLE, F. ; BUCHWALD, H.-J. ; PREISINGER, C. ; LANG, G.: Refraktive Gesichtspunkte moderner Kataraktchirurgie. In: *Klinische Monatsblätter der Augenheilkunde* (2006), Nr. 223, S. 943–951
- [Rüc08] RÜCKERT, W.: *Beitrag zur Entwicklung einer elastischen Linse variabler Fokusslänge*, Forschungszentrum Karlsruhe, Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik, 2008

- [RCC95] ROSENFELD, M. ; CIUFFREDA, K. ; CHEN, H.-W.: Effect of age on the interaction between the AC/A and CA/C ratios. In: *Ophthalmic and Physiological Optics* 15 (1995), Nr. 5, S. 451–455
- [Ree03] REEB, W.: Über Kimme und Korn. In: *Laser+Photonik* (2003), Nr. 2, S. 52–55
- [Ree04] REEB, W.: Impuls der Zeit – Pulsaserdioden für industrielle Anwednungen. In: *Photonik* (2004), Nr. 3, S. 64–66
- [Reg03] Regulierungsbehörde für Telekommunikation und Post: *Frequenznutzungsplan*. 2003
- [Ren03] RENTSCH, F.: Kapselsackfibrose: Ursachen, Folgen, Prävention. In: *17. Jahrestagung der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen-Implantation*. Ludwigshafen, 2003
- [RNSH06] RAMBOLD, H. ; NEUMANN, G. ; SANDER, T. ; HELMCHEN, C.: Age-related changes of vergence under natural viewing conditions. In: *Neurobiology of aging* 27 (2006), Nr. 1, S. 163–172
- [Rob73] ROBINSON, D.: Models of the saccadic eye movement control system. In: *Kybernetik* 14 (1973), Nr. 2, S. 71–83
- [Rot69] ROTH, Niles: Effect of reduced retinal illuminance on the pupillary near reflex. In: *Vision Research* 9 (1969), Nr. 10, S. 1259–1266
- [Rut02] RUTTEN, W.: Selective electrical interfaces with the nervous system. In: *Annual Review of Biomedical Engineering* 4 (2002), S. 407–452
- [SbP⁺06] SCHMID, G. ; ÜBERBACHER, R. ; PREINER, P. ; SAMARAS, T. ; MAZAL, P. ; JAPPEL, A. ; BAUMGARTNER, W. ; TSCHABITSCHER, M.: *Bestimmung der Expositionsverteilung von HF Feldern im menschlichen Körper, unter Berücksichtigung kleiner Strukturen und thermophysiological relevanter Parameter*. 2006. – Abschlussbericht. – Bundesamt für Strahlenschutz
- [SC33] STILES, W. ; CRAWFORD, B.: The luminous efficiency of rays entering the eye pupil at different points. In: *Proceedings of the Royal Society* (1933), Nr. B 112, S. 428–450
- [Sch92] SCHAUMBURG, H.: *Sensoren*. Stuttgart : Teubner, 1992
- [Sch93] SCHIERZ, C.: *Wirkung von Linienspektren auf die Akkommodation des Auges*, ETH Zürich, Diss., 1993
- [Sha98] SHANNON, C.: Communication in the presence of noise. In: *Proceedings of the IEEE* 86 (1998), Nr. 2, S. 447–457
- [SHS75] SEMMLOW, J. ; HANSMANN, D. ; STARK, L.: Variation in pupillomotor responsiveness with mean pupil size. In: *Vision Research* 15 (1975), Nr. 1, S. 85–90

- [Sie07a] SIEBER, I.: *Optische Simulation der Schärfewertmessung durch Retinareflexion*. Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe, 2007
- [Sie07b] SIEBER, I.: *Schärfewertmessung durch Auskopplung der Zentralstrahlen*. Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe, 2007
- [Sil02] SILNY, J.: *Elektromagnetische Felder im Alltag*. Mannheim, 2002. – Landesamt für Umweltschutz Baden-Württemberg. ISSN 0949–0280
- [SKMG01] STACHS, O. ; KIRCHHOFF, A. ; MARTIN, H. ; GUTHOFF, R.: 3-D ultrasonic imaging of the ciliary body region. In: GUTHOFF, R. (Hrsg.) ; LUDWIG, K. (Hrsg.): *Current aspects of human accommodation*. Heidelberg : Kaden, 2001, Kapitel 8, S. 103–117
- [Smi98] SMITH, G.: *Practical computer-aided lens design*. 1. Virginia : Willmann-Bell, 1998
- [SMS94] SCHOR, C. ; MAXWELL, J. ; STEVENSON, S.: Isovergence surfaces: The conjugacy of vertical eye movements in tertiary positions of gaze. In: *Ophthalmic and Physiological Optics* 14 (1994), Nr. 3, S. 279–286
- [SO68] SWEGMARK, G. ; OLSSON, T.: Impedance cyclography: A new method for accommodation recording. In: *Acta Ophthalmologica* 46 (1968), S. 946–968
- [Sona] SONY: *ILX558K, 5340-pixel x 3-line CCD Linear Sensor (Color)*. <http://pdf1.alldatasheet.net/datasheet-pdf/view/96662/SONY/ILX558K.html>, Abruf: 9. Dezember 2007. – Datenblatt
- [Sonb] SONY: *ILX751B, 2048-pixel CCD Linear Sensor (B/W) Datasheet*. products.sel.sony.com/semi/PDF/ILX751B.pdf, Abruf: 9. Dezember 2007. – Datenblatt
- [Spe04] Spectaris - Deutscher Industrieverband für optische, medizinische und mechatronische Technologien e.V.: *Carl Zeiss Meditec und Calhoun Vision beschließen Partnerschaft bei neuer Intraokularlinsen-Technologie*. http://www.deutsche-medizintechnik.de/mediletter/archiv/2004_6/zeiss_1.php. Version: 2004, Abruf: 26. April 2008
- [SS73] SEMMLOW, J. ; STARK, L.: Pupil movements to light and accommodative stimulation: A comparative study. In: *Vision Research* 13 (1973), Nr. 6, S. 1087–1100
- [SS75] SHEEDY, J. ; SALADIN, J.: Exophoria at near in presbyopia. In: *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 52 (1975), Nr. 7, S. 474–481

- [SSS⁺99] STRENK, B. ; SEMMLOW, J. ; STRENK, L. ; MUNOZ, P. ; GRONLUND-JACOB, J. ; DEMARCO, J.: Age-related changes in human ciliary muscle and lens: A magnetic resonance imaging study. In: *Investigative Ophthalmology and Visual Science* 40 (1999), Nr. 6, S. 1162–1169
- [SSS06] SCHÜNKE, M. ; SCHULTE, E. ; SCHUMACHER, U.: *Prometheus - Kopf und Neuroanatomie*. 1. Stuttgart : Thieme Verlag, 2006
- [Str02] STREUFERT, D.: Intraokulares Drucksensorsystem zur kontinuierlichen Messung des Augeninnendrucks (IODS). In: *Infobörse Mikrosystemtechnik* 31 (2002), Nr. 1, S. 1–4
- [SVR06] SIMONOV, A. ; VDOVIN, G. ; ROMBACH, M.: Cubic optical elements for an accommodative intraocular lens. In: *Optics Express* 14 (2006), Nr. 17, S. 7757–7775
- [Swe69] SWEGMARK, G.: Studies with impedance cyclography of human ocular accommodation at different ages. In: *Acta Ophthalmologica* 47 (1969), S. 1186–1206
- [vE75] VAN LOO, J. ; ENOCH, J.: The scotopic Stiles-Crawford effect. In: *Vision Research* 15 (1975), Nr. 8-9, S. 1005–1009
- [vG91] VAN ALPHEN, G. ; GRAEBEL, W.: Elasticity of tissues involved in accommodation. In: *Vision Research* 31 (1991), Nr. 7-8, S. 1417–1438
- [vH06] VON EICKEN, J. ; HÖH, H.: 2-Jahresergebnisse nach Implantation der Dual-optic Intraocularlinse Synchrony. In: *104. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*. Berlin, 2006
- [Vol] VOLGUSHEV, M.: *Sehen und Sehbahn*. http://www.neurop.ruhr-uni-bochum.de/~maxim/Downloads/MaxSehen_BNS.pdf, Abruf: 10. August 2007
- [Wal] *Anatomie*. <http://www.daischerja.ch/anatomie.htm>, Abruf: 8. August 2007
- [Wam] WAMISTER, B.: *Fotowiderstand, LDR*. <http://www.wamister.ch/arbeitsbl/Elektrotechnik/LDR.pdf>, Abruf: 10. Dezember 2007. – Datenblatt
- [Wei06] WEITZ, M.: *Messung und Analyse myoelektrischer Signale*, Universität Kassel, Diplomarbeit, 2006
- [Wik] *Sonnenstrahlung*. <http://de.wikipedia.org/wiki/Sonnenstrahlung>, Abruf: 16. Dezember 2007
- [WM01] WEEBER, H. ; MARTIN, H.: Finite elements simulation of accommodation. In: GUTHOFF, R. (Hrsg.) ; LUDWIG, K. (Hrsg.): *Current aspects of human accommodation*. Heidelberg : Kaden, 2001, Kapitel 10, S. 135–144

- [WWE94] WINN, B. ; WHITAKER, D. ; ELLIOTT, D. ; PHILLIPS, N.: Factors affecting light-adapted pupil size in normal human subjects. In: *Investigative Ophthalmology and Visual Science* 35 (1994), Nr. 3, S. 1132–1137
- [YTB02] YANG, Y. ; THOMPSON, K. ; BURNS, S.: Pupil location under mesopic, photopic and pharmacologically dilated conditions. In: *Investigative Ophthalmology and Visual Science* 43 (2002), Nr. 7, S. 2508–2512
- [Zar] Zarlink Semiconductor: *ZL70101 medical implantable RF transceiver*. http://assets.zarlink.com/PP/ZL70101_Product_Preview_0907.pdf, Abruf: 23. Dezember 2007. – Datenblatt

Lebenslauf

Zur Person

Name	Simon Klink
Geburt	am 26. April 1981 in Nagold

Schule

1987-1991	Grundschule in Nagold-Gündringen
1991-2000	Otto-Hahn-Gymnasium Nagold, Abitur

Hochschule

2001-2005	Studium des Maschinenbaus und der Mechatronik an der Universität Karlsruhe
2003	Vordiplom
2004	Grashof-Preis für hervorragende Leistungen im Vordiplom
2004	Forschungsprojekt in Kyoto, Japan
2004-2005	Stipendium der Studienstiftung des Deutschen Volkes
2004-2008	Stipendium bei E-fellows
2005	Preis der Jubiläums-Staatsstiftung für hervorragende Leistungen im Vordiplom
2005	Diplom mit Auszeichnung
2006	Dr.-Phil. Goerg-Preis für hervorragende Leistungen im Hauptdiplom

Promotion

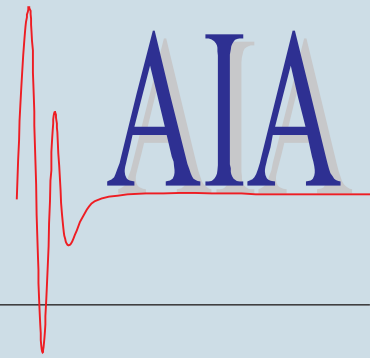
2005-2008	Promotionsstudium im Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe
2008	Promotion zum Dr.-Ing. an der Universität Karlsruhe - mit Auszeichnung bestanden

**Bereits veröffentlicht wurden in der Schriftenreihe des
Instituts für Angewandte Informatik / Automatisierungstechnik im
Universitätsverlag Karlsruhe:**

- Nr. 1: BECK, S.: Ein Konzept zur automatischen Lösung von Entscheidungsproblemen bei Unsicherheit mittels der Theorie der unscharfen Mengen und der Evidenztheorie, 2005
- Nr. 2: MARTIN, J.: Ein Beitrag zur Integration von Sensoren in eine anthropomorphe künstliche Hand mit flexiblen Fluidaktoren, 2004
- Nr. 3: TRAICHEL, A.: Neue Verfahren zur Modellierung nichtlinearer thermodynamischer Prozesse in einem Druckbehälter mit siedendem Wasser-Dampf Gemisch bei negativen Drucktransienten, 2005
- Nr. 4: LOOSE, T.: Konzept für eine modellgestützte Diagnostik mittels Data Mining am Beispiel der Bewegungsanalyse, 2004
- Nr. 5: MATTHES, J.: Eine neue Methode zur Quellenlokalisierung auf der Basis räumlich verteilter, punktwiser Konzentrationsmessungen, 2004
- Nr. 6: MIKUT, R.; REISCHL, M.: Proceedings – 14. Workshop Fuzzy-Systeme und Computational Intelligence: Dortmund, 10. - 12. November 2004, 2004
- Nr. 7: ZIPSER, S.: Beitrag zur modellbasierten Regelung von Verbrennungsprozessen, 2004
- Nr. 8: STADLER, A.: Ein Beitrag zur Ableitung regelbasierter Modelle aus Zeitreihen, 2005
- Nr. 9: MIKUT, R.; REISCHL, M.: Proceedings – 15. Workshop Computational Intelligence: Dortmund, 16. - 18. November 2005, 2005
- Nr. 10: BÄR, M.: μ FEMOS – Mikro-Fertigungstechniken für hybride mikrooptische Sensoren, 2005
- Nr. 11: SCHAUDEL, F.: Entropie- und Störungssensitivität als neues Kriterium zum Vergleich verschiedener Entscheidungskalküle, 2006
- Nr. 12: SCHABLOWSKI-TRAUTMANN, M.: Konzept zur Analyse der Lokomotion auf dem Laufband bei inkompletter Querschnittlähmung mit Verfahren der nichtlinearen Dynamik, 2006
- Nr. 13: REISCHL, M.: Ein Verfahren zum automatischen Entwurf von Mensch-Maschine-Schnittstellen am Beispiel myoelektrischer Handprothesen, 2006
- Nr. 14: KOKER, T.: Konzeption und Realisierung einer neuen Prozesskette zur Integration von Kohlenstoff-Nanoröhren über Handhabung in technische Anwendungen, 2007
- Nr. 15: MIKUT, R.; REISCHL, M.: Proceedings – 16. Workshop Computational Intelligence: Dortmund, 29. November - 1. Dezember 2006
- Nr. 16: LI, S.: Entwicklung eines Verfahrens zur Automatisierung der CAD/CAM-Kette in der Einzelfertigung am Beispiel von Mauerwerksteinen, 2007

- Nr. 17: BERGEMANN, M.: Neues mechatronisches System für die Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit des menschlichen Auges, 2007
- Nr. 18: HEINTZ, R.: Neues Verfahren zur invarianten Objekterkennung und -lokalisierung auf der Basis lokaler Merkmale, 2007
- Nr. 19: RUCHTER, M.: A New Concept for Mobile Environmental Education, 2007
- Nr. 20: MIKUT, R.; REISCHL, M.: Proceedings – 17. Workshop Computational Intelligence: Dortmund, 5. - 7. Dezember 2007
- Nr. 21: LEHMANN, A.: Neues Konzept zur Planung, Ausführung und Überwachung von Roboterarbeiten mit hierarchischen Petri-Netzen, 2008
- Nr. 22: MIKUT, R.: Data Mining in der Medizin und Medizintechnik, 2008

Die Schriften sind als PDF frei verfügbar, eine Nachbestellung der Printversion ist möglich.
Nähere Informationen unter www.uvka.de.



Ein bisher ungelöstes Problem der Augenheilkunde ist die Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit nach einer Kataraktoperation oder im Fall der Altersweitsichtigkeit. Ein neuer Ansatz stellt das Künstliche Akkommodationssystem dar. Es soll die versteifte oder trübe menschliche Augenlinse ersetzen und so für eine stets klare und scharfe Sicht sorgen. In dieser Arbeit werden für die unerlässliche Komponente zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs Lösungen entwickelt. Anhand einer neuen einheitlichen Methodik werden potentielle Signalquellen ausgewählt und modelliert. Für die geeigneten Quellen werden Messsysteme konzipiert und experimentell erprobt. Jedes entwickelte System wird hinsichtlich der Eignung für das Gesamtsystem bewertet. Durch den Vergleich ergeben sich die am besten geeigneten Lösungen.