

# **Entwicklung eines neuen Konzeptes für die Nutzung des Pupillennahreflexes für das Künstliche Akkommodationssystem**

Zur Erlangung des akademischen Grades eines

**Doktors der Ingenieurwissenschaften (Dr.-Ing.)**

von der KIT-Fakultät für Maschinenbau des  
Karlsruher Instituts für Technologie (KIT)  
angenommene

**DISSERTATION**

von

**Dipl.-Ing. Jan Rothmund**

Tag der mündlichen Prüfung: 08. November 2019

Hauptreferent: Prof. Dr.-Ing. Georg Bretthauer  
Korreferenten: Prof. Dr.-Ing. Barbara Deml  
Prof. Dr. med. Helmut Wilhelm

## Kurzzusammenfassung

Das Künstliche Akkommodationssystem ist eine mechatronische Intraokularlinse, die am Karlsruher Institut für Technologie (KIT) zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit nach Kataraktoperationen und bei Altersweitsichtigkeit entwickelt wurde. Das System verfügt unter anderem über eine Optik mit veränderbarer Brechkraft und eine Aktorik, die die Linsenbrechkraft anpassen kann. Zusätzlich wird eine Sensorik benötigt, die die Betrachtungsentfernung ermitteln kann und daraus die notwendige Brechkraftanpassung der Linse, also den Akkommodationsbedarf, berechnet. Die zugrundeliegende Idee der vorliegenden Arbeit war, den Pupillennahreflex, eine nahsichtbegleitende Pupillenkonstriktion, als Entfernungssindikator zu verwenden. Ziel der Arbeit war die Entwicklung eines Konzeptes, die Pupille für das Künstliche Akkommodationssystem zur Regelung der Brechkraft nutzbar zu machen. Wesentliche wissenschaftliche Zwischenschritte dafür waren die Entwicklung eines Modells zum Einfluss der Pupillenweite auf die Abbildungsqualität, Ableiten eines Modells zur Reaktion der Pupille auf eine Kombination von Einflüssen aus experimentellen Daten, Entwicklung von Soft- und Hardware für einen neuen Versuchsaufbau und die Durchführung von experimentellen Untersuchungen zum Nachweis der Nutzbarkeit des Pupillennahreflexes. Anhand der gewonnenen Daten wurde statistisch nachgewiesen, dass Menschen, ähnlich der natürlichen Akkommodation, grundsätzlich mit der Pupille mit Hilfe einer geeigneten Steuerung die Brechkraft einer Linse so regeln können, dass die Defokussierung reduziert wird.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>iii</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>v</b>
<b>Notation</b>	<b>vii</b>
<b>Symbolverzeichnis lateinischer Formelzeichen</b>	<b>ix</b>
<b>Symbolverzeichnis griechischer Formelzeichen</b>	<b>xv</b>
<b>Fachbegriffe</b>	<b>xvii</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Bedeutung des Pupillennahreflexes für das Künstliche Akkommodationssystem . . . . .	5
1.2 Darstellung des Entwicklungsstandes . . . . .	6
1.3 Ziele und Aufgaben . . . . .	8
<b>2 Grundlagen der Pupillenreflexe</b>	<b>11</b>
2.1 Anatomie und Innervierung . . . . .	11
2.2 Reflexbögen der Pupille . . . . .	13
2.2.1 Pupillenlichtreflex . . . . .	13
2.2.2 Pupillennahreflex . . . . .	14
2.2.3 Reflexdilataion . . . . .	14
2.3 Ableiten von Hypothesen zu den Wirkzusammenhängen des Pupillennahreflexes . . . . .	14
2.4 Störeinflüsse . . . . .	18
2.4.1 Einflüsse auf die Pupillenweite . . . . .	18
2.4.2 Reflexreaktion verschleiende Einflüsse . . . . .	19
2.4.3 Änderungen des Reflexverlaufs . . . . .	21
2.5 Adaption der Pupillenreflexreaktionen . . . . .	23
2.6 Zusammenfassung . . . . .	24
<b>3 Neues Modell zum Einfluss der Pupillenweite auf die Abbildungsqualität</b>	<b>25</b>
3.1 Punktverwaschungsfunktion . . . . .	26
3.2 Zusammenführen von mehreren Punktverwaschungsfunktionen	26
3.3 Abbildungsfunktion als Tiefpassfilter . . . . .	28
3.4 Beschreibung über Winkel . . . . .	28
3.5 Beugung an der Iris . . . . .	30
3.5.1 Bestimmung der Proportionalitätskonstanten . . . . .	31
3.5.2 Graphische Darstellung . . . . .	34

3.6	Sehzellenbegrenzung der Auflösung . . . . .	34
3.7	Gesamtauflösung . . . . .	36
3.8	Zusammenhang von Defokus und Visus . . . . .	39
3.9	Vergleich mit realen Messdaten und Bestimmung der Konstanten $c_3$	41
3.9.1	Messdaten zur Sehschärfe in Bezug zur Refraktion . . . . .	41
3.9.2	Sehschärfe in Bezug zu Defokussierung und Pupillenweite	44
3.10	Abhängigkeit der Schärfentiefe von der Pupillenweite . . . . .	45
3.10.1	Modellierung der Schärfentiefe . . . . .	46
3.10.2	Vergleich der neuen Funktion für die Schärfentiefe mit Messdaten aus der Literatur . . . . .	48
3.11	Ergebnisse und Schlussfolgerungen aus dem Gleichungszusammenhang . . . . .	52
3.11.1	Optimale Pupillenweite für Auflösung . . . . .	52
3.11.2	Einfluss der Pupille bei defokussiertem Bild . . . . .	54
3.12	Zusammenfassung . . . . .	55
<b>4</b>	<b>Neue Auswertung von Messdaten von Pupillenweitenuntersuchungen</b>	<b>57</b>
4.1	Beschreibung der Untersuchung . . . . .	57
4.2	Modellieren der Einflüsse auf die Pupillenweite . . . . .	58
4.2.1	Auswirkung von Alter, Beleuchtung und Nahsehen auf die Pupillenweite . . . . .	60
4.2.2	Nachweis der Zulässigkeit der Parameterreduktion . . . . .	64
4.3	Überführen des Zusammenhangs in eine Exponentialfunktion . . . . .	66
4.3.1	Beschreibung des Einflusses von Leuchtdichteänderungen als kontinuierliches Modell . . . . .	67
4.3.2	Einfluss der Betrachtungsentfernung als kontinuierliches und diskretes Modell . . . . .	69
4.3.3	Analyse der Residuen . . . . .	71
4.4	Abschätzung des zu erfassenden Pupillenweitenbereichs . . . . .	75
4.4.1	Definieren der oberen Grenze des Messbereichs . . . . .	76
4.4.2	Aktive Reduktion der Pupillenweite . . . . .	77
4.4.3	Festlegen der unteren Durchmesserbereichsgrenze . . . . .	79
4.5	Weitere Auswertung der Messdaten . . . . .	82
4.5.1	Systematischer Fehler . . . . .	82
4.5.2	Pupillenweite als Entfernungsindikator . . . . .	82
4.5.3	Optimale Pupillenweite . . . . .	85
4.5.4	Reaktion myoper Probanden in Bezug zum Defokus . . . . .	85
4.6	Diskussion . . . . .	87
4.7	Zusammenfassung . . . . .	89
<b>5</b>	<b>Hardware- und Softwareentwicklung</b>	<b>91</b>
5.1	Beschreibung des Versuchsaufbaus . . . . .	91

5.2	Programm für den neuen Versuchsaufbau . . . . .	92
5.2.1	Signalauswertung . . . . .	94
5.2.2	Bestimmung des zur Verfügung stehenden Pupillendurchmesserbereiches . . . . .	95
5.2.3	Neues Konzept zur Steuerung der Linse . . . . .	96
5.2.4	Begrenzter Pupillenbereich . . . . .	96
5.3	Kombinierte Brechkraftberechnung für die Vorsatzlinse . . . . .	99
5.3.1	Bestimmen der Parameter der Linse . . . . .	101
5.4	Zusammenfassung . . . . .	106
<b>6</b>	<b>Erste experimentelle Untersuchungen mit dem neuen Versuchsaufbau</b>	<b>107</b>
6.1	Versuchsvorbereitung . . . . .	107
6.1.1	Individuelle mechanische Anpassung des Versuchsstands	107
6.1.2	Justierprozedur für die Linse . . . . .	107
6.1.3	Vorgabe des Pupillenweitenbereichs . . . . .	108
6.2	Versuchsablauf . . . . .	108
6.3	Auswertung der Versuche . . . . .	109
6.3.1	Herleitung einer objektiven Bewertungsgröße für den Linsenversuch . . . . .	112
6.3.2	Statistischer Nachweis, dass der Mensch mit der Pupille eine künstliche Linse regeln kann . . . . .	112
6.3.3	Vergleich des individuellen Abschneidens der Probanden	114
6.3.4	Einfluss des Probandenalters . . . . .	116
6.3.5	Weitere Auswertungen . . . . .	117
6.3.6	Diskussion und Verbesserungsbedarf . . . . .	118
6.4	Zusammenfassung . . . . .	119
<b>7</b>	<b>Zweite experimentelle Untersuchungen mit dem neuen Versuchsaufbau</b>	<b>121</b>
7.1	Weiterentwicklung des Konzeptes . . . . .	121
7.1.1	Implementierung der Reaktionsschwelle . . . . .	122
7.1.2	Überarbeitung des Funktionszusammenhangs der Linsensteuerung . . . . .	125
7.2	Versuchsdurchführung . . . . .	128
7.2.1	Überarbeitete Justierung der Vorsatzlinse . . . . .	128
7.2.2	Änderungen im Versuchsablauf . . . . .	128
7.2.3	Haltebereichsgrößen . . . . .	129
7.2.4	Probandenzusammensetzung . . . . .	129
7.3	Auswertung und Ergebnisse . . . . .	130
7.3.1	Einfluss von Alter, Visus und Refraktion . . . . .	131
7.3.2	Einfluss der Haltebereichsgröße . . . . .	133
7.3.3	Auswertung Lern- und Ermüdungseffekte . . . . .	133

7.3.4	Überarbeitung der Linsensteuerung . . . . .	135
7.3.5	Einfluss der Haltebereichsgröße auf Abschneiden eines Probanden . . . . .	137
7.4	Diskussion . . . . .	141
7.5	Weitere Verbesserungen des Konzepts zur Brechkraftanpassung .	142
7.5.1	Verbesserung der Abschätzung des zur Verfügung stehen- den Pupillenweitenbereichs . . . . .	142
7.5.2	Veränderung des Zusammenhanges von Pupillenweite und Brechkraft . . . . .	144
7.6	Zusammenfassung . . . . .	146
<b>8</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>147</b>
	<b>Anhang</b>	<b>151</b>
<b>A</b>	<b>Informationen zu den Grundlagen der Pupille</b>	<b>151</b>
A.1	Grafiken zu Pupillenreflexpfaden . . . . .	151
A.2	Literaturnachweise zu Einflussgrößen auf Pupillenweite und Re- flexverlauf . . . . .	155
<b>B</b>	<b>Versuchsdaten</b>	<b>159</b>
B.1	Probandendaten der ersten Untersuchung . . . . .	159
B.2	Probandendaten der zweiten Untersuchung . . . . .	160
B.3	Herleitung des nichtlinearen Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhangs	161
B.3.1	Bereich I . . . . .	161
B.3.2	Bereich II . . . . .	162
B.3.3	Bereich III . . . . .	163
B.3.4	Bereich IV: . . . . .	164
B.3.5	Bereich V: . . . . .	165
B.3.6	Graphische Darstellung der Konstruktion des Funktions- verlaufes . . . . .	167
B.3.7	Zusammengesetzte Funktion . . . . .	168
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>169</b>

# Abbildungsverzeichnis

1.1	Das Künstliche Akkommodationssystem im Auge . . . . .	4
2.1	Schematische Darstellung der Innervierung der Pupillenmuskeln	12
2.2	Unterschiedliches Ausfallen der Lichtreaktion . . . . .	20
3.1	Zusammenhang zwischen der Größe $\sigma$ und dem Projektionswinkel $\beta$ . . . . .	29
3.2	Intensitätsverlauf eines Beugungsmusters an einer Kreisblende	31
3.3	Annäherung der Beugungsfunktion durch Gaußfunktion . . . . .	32
3.4	Erkennbarkeit von verwaschenen Sehzeichen . . . . .	35
3.5	Messwerte für den Gittervisus in Abhängigkeit zur Pupillenweite	37
3.6	Messwerte für den Zweipunktvisus in Abhängigkeit zur Pupillenweite . . . . .	38
3.7	Öffnungswinkel des Unschärfekegels aus der optischen Geometrie	39
3.8	Funktionsverlauf der Auflösung in Relation zur Pupillenweite und zum Defokus . . . . .	42
3.9	Messwerte zur Auflösung in Relation zur Pupillenweite und zum Defokus . . . . .	43
3.10	Toleranz von Fehlkorrekturen bei verschiedenen Weiten künstlicher Blenden . . . . .	45
3.11	Konstruktion des Schärfentiefebereich aus der geometrischen Optik . . . . .	46
3.12	Schärfentiefe in Bezug zur Pupillenweite von verschiedenen Autoren . . . . .	49
3.13	Vergleich verschiedener Schärfentiefe Modelle . . . . .	50
3.14	Modellieren der Schärfentiefe . . . . .	51
3.15	Optimale Pupillenweite in Bezug zum Defokus . . . . .	54
4.1	Altersabhängigkeit des maximalen und minimalen Pupillendurchmessers . . . . .	59
4.2	Doppeltlogarithmische Darstellung der Pupillenweite in Bezug zum Alter bei verschiedenen Stimulusbedingungen . . . . .	61
4.3	Bewertung der Anzahl der Modellparameter mit dem Akaike- und Bayes-Informationskriterium . . . . .	65
4.4	Nicht stetige Abhängigkeit der Pupillenweite von der Betrachtungsentfernung . . . . .	70
4.5	Stetige Abhängigkeit der Pupillenweite von der Betrachtungsentfernung . . . . .	71
4.6	Spezifisches Histogramm der Altersverteilung der Versuchsteilnehmer . . . . .	74
4.7	Vergleich der kumulativen Verteilungen der realen Messdaten und des Verteilungsmodells, Gl. (4.29) . . . . .	75

4.8	Spezifisches Histogramm der Altersverteilung von Kataraktpatienten, nach [GBE14] . . . . .	77
4.9	Anteil an Personen, deren Pupillenweite trotz Begrenzung des Messbereichs nach oben voll erfasst wird . . . . .	78
4.10	Notwendige Pupillenweitenreduktion zur Erhaltung der Funktionalität der Sensorik . . . . .	79
4.11	Messdaten und Modell bei kleinster Betrachtungsentfernung und stärkster Beleuchtung . . . . .	80
4.12	Verteilung der relativen Reaktionsamplituden . . . . .	83
4.13	Unterscheidung der Reaktion . . . . .	84
4.14	Vergleich der Pupillenweite mit theoretischem Optimum . . . . .	86
4.15	Pupillenreaktion myoper Probanden auf Defokusunschärfe . . . . .	87
5.1	Versuchsaufbau mit pupillengesteuerter Linsenbrechkraft . . . . .	91
5.2	Schema der Programmstruktur für Versuchsaufbau . . . . .	93
5.3	Linearer funktionaler Zusammenhang zwischen Brechkraft und Pupillenweite . . . . .	98
5.4	Herleitung der kombinierten Brechkraft einer Vorsatzlinse aus optischer Geometrie . . . . .	100
6.1	Versuchsergebnisse eines Einzelversuchs, Probandin ED, Versuch 2110	
6.2	Akkommodationsdiagramm . . . . .	111
6.3	Spezifische Defokus-Histogramme desselben Versuchs, Probandin ED, Versuch 2 . . . . .	111
6.4	Berechnung der Bewertungsgröße Defokusindex . . . . .	113
6.5	Vergleich der DFI-Verteilung der Probanden mit der von zufallsgenerierten Defokusverteilungen . . . . .	114
6.6	Ergebnisse aller Versuche im Vergleich . . . . .	115
6.7	Vergleich der DFI-Verteilungen beider Altersgruppen . . . . .	116
7.1	Schema des Überschreitens der Reaktionsschwelle durch die Pupillenweite . . . . .	124
7.2	Schema des nichtlinearen Zusammenhangs zwischen Brechkraft und Pupillenweite . . . . .	127
7.3	Unterschiedliches Abschneiden der Probanden in der ersten und zweiten Untersuchung . . . . .	131
7.4	Abschneiden der Probanden in Bezug auf Myopie und Alter . . . . .	132
7.5	Individuelle Unterschiede in der Bewertung in Bezug zur Haltebereichsgröße . . . . .	134
7.6	Verteilung des relativen DFI-Unterschieds des individuell letzten Versuchs der Probanden . . . . .	135
7.7	Gegenüberstellung von Versuchsergebnissen aus beiden Untersuchungen . . . . .	136
7.8	Versuch 1, Proband MV, Haltebereich $H = 21 \mu\text{m}$ . . . . .	138

---

7.9	Versuch 7, Proband MV, Haltebereich $H = 210 \mu\text{m}$ . . . . .	138
7.10	Akkommodationsdiagramm: Versuch 1, Proband MV, Haltebereich $H = 21 \mu\text{m}$ . . . . .	140
7.11	Akkommodationsdiagramm: Versuch 7, Proband MV, Haltebereich $H = 210 \mu\text{m}$ . . . . .	140
7.12	Neues Konzept für den Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhang	145
A.1	Reflexbogen des Pupillenlichtreflexes . . . . .	151
A.2	Innervierung des Öffnungsmuskels der Iris . . . . .	153
A.3	Reflexpfade der Nahtrias . . . . .	154
B.1	Konstruktion des nichtlinearen Zusammenhangs zwischen Brechkraft und Pupillenweite . . . . .	167



# Tabellenverzeichnis

2.1	Nichtlinearitäten in den Pupillenreflexbögen . . . . .	22
3.1	Schätzparameter für den Gittervisus . . . . .	37
3.2	Schätzparameter für den Zweipunktvisus . . . . .	39
3.3	Faktor für Unschärfetoleranz . . . . .	43
3.4	Angleichen des Funktionszusammenhangs an die extrahierten Messdaten . . . . .	44
3.5	Vergleich Bestimmtheitsmaß für verschiedene Schärfentiefe- modelle . . . . .	51
3.6	Zusammenhang der Varianz der Messdaten mit Modellparametern	51
4.1	Probandenübersicht der Pupillenweitenuntersuchung . . . . .	58
4.2	Schätzwerte des Zwölf-Parametermodells . . . . .	60
4.3	Schätzwerte des Sieben-Parametermodells . . . . .	62
4.4	Schätzwerte des Fünf-Parametermodells . . . . .	63
4.5	Schätzwerte des Vier-Parametermodells . . . . .	64
4.6	Schätzwerte des Drei-Parametermodells . . . . .	64
4.7	Parameter der Funktion $f_L$ , Gl. (4.13). . . . .	68
4.8	Unterschiede der Pupillendurchmesser bei verschiedenen Be- trachtungsentfernungen . . . . .	69
4.9	Parameter der Funktion $f_N$ , Gl. (4.20). . . . .	71
4.10	Statistische Parameter der verbleibenden Varianz der Messdaten	72
4.11	Stationär behandelte Kataraktfälle in Deutschland von 2000-2012	76
4.12	Pupillenweitenangaben in der Literatur . . . . .	81
4.13	Parameter der Verteilungen der Pupillenreaktion . . . . .	84
4.14	Zusammenhang der Pupillenweite zum Defokus bei Myopen .	87
5.1	Parameter der verwendeten Vorsatzlinse . . . . .	106
6.1	Zusammensetzung der Probandengruppen . . . . .	109
7.1	Zusammensetzung der Altersgruppen . . . . .	130
7.2	Vergleich des Abschneidens in beiden Altersgruppen . . . . .	132
7.3	Probandenauflistung aus Gegenüberstellung . . . . .	137
A.1	Auswirkungen auf die Pupille . . . . .	156
A.2	Veränderte oder fehlende Reaktion . . . . .	157
A.3	Einfluss von Krankheiten, Medikamenten und Drogen . . . . .	158
B.1	Probandendaten der ersten Untersuchung mit künstlicher Linse	159
B.2	Probandendaten der zweiten Untersuchung mit künstlicher Linse	160



# Notation

## Operatoren und Symbole

$\Delta$	Differenz
$\hat{x}$	Schätzwert
$\bar{x}$	Arithmetischer Mittelwert
$ (\dots) $	Betrag

## Funktionen

$f(x)$	$:\mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}$	Funktion
$f(x,y)$	$:\mathbb{R}^2 \rightarrow \mathbb{R}$	Multivariate Funktion
$f(\mathbf{x})$	$:\mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}$	Vektorfunktion
$f[x_i]$	$:x_i \rightarrow \mathbb{R} \mid i \in \mathbb{N}$	Diskrete Funktion, Zeitreihe oder Verteilung
$\text{floor}(x)$	$= \max\{a \in \mathbb{Z} \mid a \leq x\}$	Abrundungsfunktion
$\text{ceil}(x)$	$= \min\{a \in \mathbb{Z} \mid a \geq x\}$	Aufrundungsfunktion

## Matrizenrechnung

$x$	Tensor 0. Stufe; Skalar
$\mathbf{x}$	Tensor 1. Stufe; Vektor
$x_i$	$i$ -tes Element des Vektors $\mathbf{x}$
$\mathbf{X}$	Tensor 2. Stufe; Matrix
$X_{ij}$	$i$ -tes Element der $j$ -ten Spalte der Matrix $\mathbf{X}$
$(\dots)^{-1}$	Invertierung
$(\dots)^T$	Transponierung



# Symbolverzeichnis lateinischer Formelzeichen

$A$	[a]	Lebensalter
$a$		Pupillenweitenverhältnis
$a_0$	[dpt]	Brechkraftänderung pro Motorschritt
$AIC$		Akaike Informationskriterium
$a_L$		Parameter der Lichtabhängigkeit der Pupille
$a_N$		Parameter der Entfernungsabhängigkeit der Pupille
$b_0$	[dpt]	Linsenbrechkraft bei Motorschritt Null
$BIC$		Bayes Informationskriterium
$b_N$		Parameter der Entfernungsabhängigkeit der Pupille
$c_0$		Konstante
$c_1$		Konstante
$c_2$	[']	Konstante
$c'_2$	[m mm <sup>-1</sup> ]	Konstante
$c_3$		Konstante
$D$	[mm]	Pupillendurchmesser/ Blendendurchmesser
$d$	[m]	Abstand objektseitiger Knotenpunkte von Auge und Vorsatzlinse
$D[k]$	[mm]	Diskrete Zeitreihe der Pupillenweite
$D_0$	[mm]	Pupillendurchmesser bei definierten Bedingungen
$\bar{D}_{20}$	[mm]	Gleitender Mittelwert der Pupillenweite
$\bar{D}'_{20}$	[mm]	Vergangener gleitender Mittelwert der Pupillenweite
$D_a$	[mm]	Unterer Pupillenweitenreservebereich
$D_b$	[mm]	Oberer Pupillenweitenreservebereich
$DFI$		Defokusindex

$DFI_P[i_V]$		DFI-Bewertung von Versuch $i_V$ von Proband $P$
$D_{h1}$	[mm]	Untergrenze des Haltebereichs
$D_{h2}$	[mm]	Obergrenze des Haltebereichs
$D_M(A, L, f_1)$	[mm]	Modellzusammenhang der Pupillenweite in Abhängigkeit zum Alter $A$ , der Leuchtdichte $L$ und der Betrachtungsentfernung $f_1$
$D_{max}$	[mm]	Größtmöglicher Pupillendurchmesser
$D_{min}$	[mm]	Kleinstmöglicher Pupillendurchmesser
$\bar{D}_n$	[mm]	Gleitender Mittelwert der Pupillenweite
$D_{Opt}$	[mm]	Für Auflösung optimaler Pupillendurchmesser
$e$		e-Funktion
$\mathbf{e}$		Residuenvektor
$e_i$		$i$ -tes Element des Residuenvektors
$f_0$	[m]	Schärfepunkt des Auges
$f'_0$	[m]	Schärfepunkt des Auges vom objektseitigen Knotenpunkt der Vorsatzlinse
$f_0^*$	[m]	Schärfepunkt des Auges mit Abweichung $z$ vom Knotenpunkt
$f_1$	[m]	Brennweite der künstlichen Linse
$f_2$	[m]	Schärfepunkt des kombinierten Linsensystems
$f'_2$	[m]	Schärfepunkt des Linsensystems vom objektseitigen Knotenpunkt
$f_2^*$	[m]	Schärfepunkt des Linsensystems mit Abweichung $z$ vom Knotenpunkt
$f_{II}(\xi_{II})$	[dpt]	Teilfunktion des nichtlinearen Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhangs
$f_{III}(\xi_{III})$	[dpt]	Teilfunktion des nichtlinearen Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhangs
$f_{IV}(\xi_{IV})$	[dpt]	Teilfunktion des nichtlinearen Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhangs
$f_V(\xi_V)$	[dpt]	Teilfunktion des nichtlinearen Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhangs

$f_L(L)$		Funktion der Lichtabhängigkeit der Pupille
$f_N(L)$		Funktion der Entfernungsabhängigkeit der Pupille
$f_{LD}$		Funktion der Lichtabhängigkeit der Pupille
$g(x,y,\sigma)$		Gaußfunktion
$g_0[x_i]$		Diskrete nicht normierte Gaußfunktion
$H$	[m]	Objektseitige Hauptebene
$H'$	[m]	Bildseitige Hauptebene
$h(A)$		Spezifisches Histogramm zu Kataraktfällen im Alter
$h[x]$		Spezifisches Defokushistogramm
$H_{Ges}$	[mm]	Haltebereichsgröße
$h_{ij}$	[m]	Abstand von der optischen Achse
$h_R$	[m]	Abstand Betrachtungsobjekt von der optischen Achse
<b>I</b>		Intervall der individuellen Versuche
$i$		Index
$I(\gamma)$	[cd m <sup>-2</sup> ]	Intensität
$i_0(x,y)$		Unverwaschene Bildfunktion
$I_0$	[cd m <sup>-2</sup> ]	Maximale Intensität
$i_g(x,y)$		Verwaschene Bildfunktion
$i_V$		Versuchsnummer
$j$		Index
$J_1(\gamma)$		Besselfunktion 1. Art
$k$		Index
$L$	[cd m <sup>-2</sup> ]	Leuchtdichte
$l_A$	[mm]	Abstand innerer Knotenpunkt zur Netzhaut
$m$		Anzahl
$N$	[m]	Objektseitiger Knotenpunkt
$n$		Anzahl

$N'$	[m]	Bildseitiger Knotenpunkt
$n_P$		Individuelle Versuchsanzahl von Proband $P$
$P$	[dpt]	Brechkraft
$\mathbf{P}$	[dpt]	Menge der einstellbaren Brechkräfte
$p$	[%]	Überschreitungswahrscheinlichkeit
$P(a)$	[dpt]	Brechkraftvorgabe in Abhängigkeit zum Pupillenweitenverhältnis
$P_0$	[dpt]	Schärfepunkt des Auges
$p_0$		Modellparameter
$P'_0$	[dpt]	Schärfepunkt des Auges vom objektseitigen Knotenpunkt der Linse
$P_1$	[dpt]	Brechkraft der Vorsatzlinse
$P_I$	[dpt]	Brechkraftvorgabe im Haltebereich
$p_{1b}$		Modellparameter
$p_{1c}$		Modellparameter
$P_2$	[dpt]	Schärfepunkt des Linsensystems vom objektseitigen Knotenpunkt
$P_{II}$	[dpt]	Brechkraftvorgabe im unteren Reservebereich
$p_{2b}$		Modellparameter
$p_{2c}$		Modellparameter
$P_{III}$	[dpt]	Brechkraftvorgabe unterhalb des Haltebereichs
$P_{IV}$	[dpt]	Brechkraftvorgabe oberhalb des Haltebereichs
$P_V$	[dpt]	Brechkraftvorgabe im oberen Reservebereich
$P_{Ges}$	[dpt]	Zusammengesetzte Funktion zur Brechkraftvorgabe
$P_a$	[dpt]	Brechkraftvorgabe an unterer Reservebereichsgrenze
$P_b$	[dpt]	Brechkraftvorgabe an oberer Reservebereichsgrenze
$p_{ij}$		Modellparameter

$p_{jc}$		Modellparameter
$P_{max}$	[dpt]	Maximale Brechkraftvorgabe
$P_{min}$	[dpt]	Minimale Brechkraftvorgabe
$R$		Korrelationskoeffizient
$R^2$		Bestimmtheitsmaß
$s$		Motorschritt der Vorsatzlinse
$s_0$		Motorschritt bei 0 dpt Brechkraft
$S_A (D)$		Neues Schärfentiefemodell
$S_B (D)$		Schärfentiefemodell aus der Literatur
$t$	[s]	Zeit
$t_0$	[s]	Zeitpunkt 0
$t_1$	[s]	Zeitpunkt 1
$t_2$	[s]	Zeitpunkt 2
$v$		Visus
$v_0$		Sehzellenbegrenzter Visus
$v_Z (D)$		Zweipunktvisus
$x$	[mm]	Ortsvariable
$x_i$	[dpt]	Diskrete Defokusritte
$y$	[mm]	Ortsvariable
$z$	[m]	Abweichung vom objektseitigen Knotenpunkt



# Symbolverzeichnis griechischer Formelzeichen

$\alpha$	[%]	Konfidenzniveau
$\alpha$	[']	Auflösung
$\alpha_0$	[']	Sehzellenbegrenzung der Auflösung
$\alpha_B$	[']	Beugungsbegrenzung der Auflösung
$\alpha_{Def}$	[']	Begrenzung der Auflösung durch Defokusunschärfe
$\alpha_{Ges}$	[']	Gesamtauflösung des Auges
$\alpha_Z$	[']	Zweipunktauflösung
$\beta$	[']	Halber Öffnungswinkel des Projektionskegels der Unschärfe
$\beta_{Def}$		Halber Projektionskegelwinkel der Defokusunschärfe
$\gamma$		Variable der Besselfunktion
$\gamma_A$		Exponent der Altersabhängigkeit der Pupille
$\gamma_L$		Exponent der Lichtabhängigkeit der Pupille
$\gamma_N$		Exponent der Entfernungsabhängigkeit der Pupille
$\gamma_{N1}$		Erste Nullstelle Besselfunktion
$\Delta a$	[dpt]	Iterative Parameteränderung
$\Delta b$	[dpt]	Iterative Parameteränderung
$\Delta DFI_P[i_V]$		Relativer DFI-Unterschied von Versuch $i_V$ des Probanden $P$
$\Delta p_b$		Modellparameter
$\Delta p_c$		Modellparameter
$\Delta u$	[dpt]	Defokus
$\Delta x$	[mm]	Kleinste erkennbare Detailgröße auf der Netzhaut
$\Delta z$	[m]	Iterative Parameteränderung

$\epsilon$		Kleinster positiver Wert des verwendeten Datentyps
$\lambda$	[ $\mu\text{m}$ ]	Wellenlänge
$\lambda$	[ $\mu\text{m}$ ]	Wellenlänge
$\mu$		Mittelwert der Gaußverteilung
$\nu$	[ $\text{px}^{-1}$ ]	Raumfrequenz
$\xi$	[mm]	Ortsvariable
$\xi_{III}$		Funktionsvariable für Bereich III des nichtlinearen Brechkraftzusammenhangs
$\xi_{II}$		Funktionsvariable für Bereich II des nichtlinearen Brechkraftzusammenhangs
$\xi_{IV}$		Funktionsvariable für Bereich IV des nichtlinearen Brechkraftzusammenhangs
$\xi_V$	[mm]	Funktionsvariable für Bereich V des nichtlinearen Brechkraftzusammenhangs
$\rho(D_{OG})$		Anteil in Abhängigkeit der Obergrenze der Pupillenweite
$\sigma$		Standardabweichung
$\sigma_{Ges}$	[mm]	Standardabweichung zusammengesetzter Gaußfunktionen
$\sigma_i$	[mm]	Standardabweichung einzelner Gaußfunktionen
$\psi$	[']	Projektionswinkel
$\omega$	[ $\text{px}^{-1}$ ]	Raumfrequenz

# Fachbegriffe

Akkommodation	Anpassung der Brechkraft der Augenlinse an die Entfernung des Betrachtungsobjektes.
Anisometropie	Unterschiedliche Fehlsichtigkeit auf beiden Augen.
Beugung	Bezeichnet den aus dem Wellencharakter des Lichtes resultierenden Effekt, dass ein Bündel paralleler Lichtstrahlen, das durch eine Öffnung fällt, aufgespreizt wird. Das sorgt dafür, dass die Punktverwaschungsfunktion eine Mindestgröße nicht unterschreiten kann.
Defokus	Übersetzt aus dem Englischen ( <i>defocus</i> ): Bezeichnet den Brechkraftunterschied in Dioptrien zwischen der scharfen Entfernung und dem betrachteten Objekt.
Emmetropie	Normalsichtigkeit
Fokusebene	Auch Brennebene genannt. Bezeichnet die Ebene senkrecht zur optischen Achse, die den Fokuspunkt schneidet. Parallele Strahlen, die auf die Optik treffen, werden in einem Punkt, der auf dieser Ebene liegt, zusammengeführt.
Fokuspunkt	Auch Brennpunkt genannt. Bezeichnet den Punkt auf der optischen Achse, in dem achsparallele Strahlen, die auf die Optik treffen, zusammengeführt werden.
Fokustiefe	Übersetzung aus dem Englischen ( <i>depth of focus</i> ): Bezeichnet den Bereich um die Bildebene, innerhalb dem ein Defokus nicht erkannt wird. Die Fokustiefe entspricht genau der Schärfentiefe. Daher wird in vielen Quellen, so auch in der vorliegenden Arbeit, auf die begriffliche Abgrenzung zur Schärfentiefe verzichtet.
Gittervisus	Sehschärfe, die mit einem Muster von parallelen Linien, deren Breite dem Abstand zwischen den Linien entspricht, ermittelt wird.
Hyperopie	Weitsichtigkeit

Kardinalspunkte	Die Kardinalspunkte einer Optik sind wichtige Punkte zur Beschreibung einer Optik mit Hilfe der optischen Geometrie. Dazu zählen die Fokuspunkte, die Hauptebenen und die Knotenpunkte der Optik.
Katarakt	Grauer Star: Milchige Trübung der Augenlinse
Knotenpunkte	Wenn ein Strahl in den Knotenpunkt einer Optik trifft, so verlässt der Strahl den zweiten Knotenpunkt der Optik im gleichen Winkel zur optischen Achse.
Myopie	Kurzsichtigkeit
Optische Achse	Symmetrieachse einer Optik
Parasympathikotonus	Erregungszustand des parasymphathischen Nervensystems
Parasympathikus	Teil des vegetativen Nervensystems
Presbyopie	Altersweitsichtigkeit
Punktverwaschungsfunktion	(Im Englischen: <i>point spread function</i> ) Beschreibt den Intensitätsverlauf der Abbildung eines Lichtpunktes durch die Optik.
Schärfeebene	Die Schärfeebene bezeichnet im Objektraum die Ebene senkrecht zur optischen Achse, die mit der Optik scharf auf der Bildebene abgebildet wird
Schärfentiefe	Bezeichnet den Bereich um die Schärfeebene, in der ein Defokus nicht erkannt wird.
Schärfepunkt	Bezeichnet den Punkt auf der optischen Achse, der mit der Optik scharf auf der Bildebene abgebildet wird
Sphärische Aberration	Bezeichnet den Abbildungsfehler, dass achsferne Strahlen, die auf die Linse treffen, in einem anderen Fokuspunkt der Linse gebündelt werden, als achsnahe Strahlen. Das sorgt dafür, dass die Punktverwaschungsfunktion eine Mindestgröße nicht unterschreiten kann.
Sympathikotonus	Erregungszustand des sympathischen Nervensystems

Sympathikus

Teil des vegetativen Nervensystems

Tiefenschärfe

Wird in der Medizin häufig synonym für den optischen Begriff Schärfentiefe verwendet. Da aber eine Tiefe angegeben wird, also ein Längenmaß und keine Schärfe, die nicht objektiv messbar ist, ist dieser Terminus irreführend und wird in dieser Arbeit nicht verwendet.



# 1 Einleitung

Das Sehen gilt gemeinhin als wichtigster Sinn. Der Verlust der Sehfähigkeit oder starke Einbußen beim scharfen Sehen, werden gerade im Alter als bedeutende Lebenseinschränkung wahrgenommen. Eine häufig auftretende Krankheit, die die Sehfähigkeit fortschreitend beeinträchtigt, ist der graue Star (Katarakt). Dieser bezeichnet eine milchige Trübung der Augenlinse. In Deutschland werden ca. 600.000 bis 1.200.000 Kataraktfälle pro Jahr behandelt [Ber13, Brö14, WDS<sup>+</sup>18]. Die übliche Behandlung sieht vor, die getrübe Augenlinse zu entnehmen und durch eine Intraokularlinse (IOL) mit festgelegter Brennweite zu ersetzen. Damit können die Patienten wieder in einem eingeschränkten Entfernungsbereich scharf sehen. Sie verlieren jedoch die Fähigkeit zu akkomodieren, also die Brechkraft der Augenlinse an den Betrachtungsabstand anzupassen. Eine weitere Ursache für den Verlust der Akkomodationsfähigkeit ist die altersbedingte Versteifung der Linse (Presbyopie) [Eva07, LGS<sup>+</sup>13]. Um den Patienten das Tragen von Brillen zu ersparen und scharfes Sehen in einem möglichst großen Bereich zu ermöglichen, gibt es verschiedene Ansätze:

1. Durch in das Auge eingebrachte, unveränderliche Optikkomponenten wird in einem möglichst großen Bereich scharfes Sehen gewährleistet.
  - a) Monovision [Eva07]
  - b) Bi-/Multifokallinsen [VPP<sup>+</sup>10]
  - c) LASIK [Eva07]
  - d) Kamra-Inlay [RDG13].
2. Es gibt verschiedene Ansätze, die Akkomodationsfähigkeit zurückzugewinnen.
  - a) Lens Refilling [MT08]
  - b) Shift-IOL / potentiell akkomodationsfähige Intraokularlinsen [KTBK11]
  - c) Mechatronisches System [GG05, BGG10, BUGK<sup>+</sup>11, GGB<sup>+</sup>15b, GGB<sup>+</sup>15a].

Die unter 1. aufgelisteten Möglichkeiten, die Augenoptik zu verändern, sind bereits klinisch erprobt und finden vielfach Anwendung zur Behandlung von Katarakt oder von Presbyopie. Die Behandlungsmethoden werden hier im Einzelnen erläutert.

Bei **Monovision** werden beide Augen mit einer unterschiedlichen, festen Korrektur versehen. Ein Auge dient der Nahsicht, das andere der Fernsicht. Der Implantatträger muss die Konzentration zwischen beiden Augen verlagern, je nachdem in welcher Entfernung er scharf sehen möchte. Das Verfahren hat folgende Nachteile: Das unterschiedlich scharfe Sehen auf beiden Augen wird nicht von allen Patienten vertragen. In mittleren Entfernungen werden trotzdem optische Hilfsmittel benötigt und das stereoskopische Sehen wird beeinträchtigt [Eva07]. Falls der Patient die Optik nicht verträgt, bleibt nur die Explantation und Reimplantation einer anderen Linse. Ein solcher Eingriff ist nicht einfach [Eva07], da aufgrund der Kapsel fibrose die neue Linse schwer eingesetzt werden kann.

Eine weitere Möglichkeit ist das Einsetzen von **Bifokallinsen** oder **Multifokallinsen** [VPP<sup>+</sup>10]. Solche Intraokularlinsen besitzen anstelle eines festen Fokuspunktes zwei oder mehr. Dadurch werden mehrere Entfernungen gleichzeitig scharf auf der Netzhaut abgebildet. Das verursacht zusätzliche unscharfe Abbildungen auf der Netzhaut [KL11]. Die verschiedenen Bilder überlagern sich, was Einschränkungen der optischen Qualität nach sich zieht. Die Kontrastübertragungsfunktion wird schlechter, wodurch die Sehschärfe unwiderruflich verschlechtert wird. In [KL11] wurde im Durchschnitt für verschiedene Multifokallinsen ein Verlust für die Sehschärfe auf 73 % gegenüber dem Wert ermittelt, der mit monofokalen IOL erreicht würde. Entstehende Geisterbilder müssen ignoriert und unterdrückt werden. Weitere mögliche Schwierigkeiten sind nach [VPP<sup>+</sup>10] und [MT08] eine erhöhte Blendempfindlichkeit, Lichthöfe, beeinträchtigtes Nachtsehen sowie erhöhter Lichtbedarf beim Nahsehen. Lediglich 43 % der Patienten, denen eine Multifokallinse implantiert wurde, können laut [Eva07] nach einer Operation vollständig auf Brillen verzichten. Durch die Abnahme des Kontrastes und die erhöhte Blendempfindlichkeit können Probleme bei Nachtfahrten mit dem Auto entstehen.

Eine andere Möglichkeit ist die **LASIK-Operation**. Es handelt sich dabei um einen chirurgischen Eingriff, bei dem die Gestalt der Hornhaut mit Hilfe eines Lasers lokal verändert wird, um eine Abbildungsveränderung herbeizuführen. Diese Operation wird standardmäßig verwendet, um Fehlsichtigkeit und Abbildungsfehler zu korrigieren. Sie kann ebenso dazu eingesetzt werden, die Kornea so zu verändern, dass sie wie eine Multifokallinse mehrere Fokusebenen besitzt. Die Schwierigkeiten bleiben jedoch die gleichen, wie bei dem Einsetzen von multifokalen Intraokularlinsen. Nach [Eva07] benötigen weiterhin 24 % der Patienten Lesebrillen, 8 % Brillen für die Fernsicht.

Es gibt den Ansatz, einen künstlichen Lochblende, das **Kamra-Inlay**, in das nicht dominante Auge zu implantieren. Die Lochblende vergrößert die Schärfentiefe. Dadurch werden größere Defokusse toleriert und die Sehschärfe im Nahbereich kann so zunehmen, dass Lesen möglich wird. Es wird allerdings darauf hingewiesen, dass die Resultate unterschiedlich ausfallen und nicht gewährleistet

---

werden kann, dass der Patient auf eine Lesebrille verzichten kann [RDG13]. Ein weiterer Nachteil des Kamra-Inlays ist die Verschlechterung der Abbildungsqualität durch Beugung an der kleinen künstlichen Blende. Es entsteht außerdem ein Kontrastverlust. Ebenso wie bei Multifokallinsen ist daher mit einem Verlust an Sehschärfe zu rechnen. Des Weiteren kommt es zu Vignettierungseffekten [LGS<sup>+</sup>13], also einer zunehmenden Abschattung im peripheren Gesichtsfeld. Die Abschattung resultiert daraus, dass sich die künstliche Blende, anders als die Pupille, nicht im optischen Zentrum des Auges befindet. Dadurch entsteht ein leichter Tunnelblick.

Alle genannten Ansätze zur Erzeugung eines großen Sehbereichs, der scharf wahrgenommen wird, haben gemein, dass es sich um Kompromisslösungen handelt. Um das scharfe Sehen in verschiedenen Entfernungen gleichermaßen zu gewährleisten, werden Einbußen in der Abbildungsqualität und damit der Sehschärfe in allen Entfernungen in Kauf genommen. Die genannten Lösungen stellen ausdrücklich keine allgemeine Verbesserung der Sehschärfe dar, sondern werden als Alternative für das Tragen von Brillen und Kontaktlinsen angeboten. Dazu müssen unvermeidbare permanente Einschränkungen in Kauf genommen werden. Daher streben verschiedene Ansätze ein Wiederherstellen der Akkommodationsfähigkeit an. Die Ansätze dazu sind im Folgenden beschrieben.

Beim **Lens Refilling** wird der Kapselsack mit einem Silikon-Polymer aufgefüllt. Nach der Aushärtung soll es die natürliche, elastische Linse ersetzen. Auch wenn das Grundkonzept des Ansatzes als positiv zu bewerten ist, so treten bei der Umsetzung doch Schwierigkeiten auf. Durch den Füllvorgang wird keine hochwertige, qualitätsvolle Linse erzeugt. Die zu erwartenden Abbildungsfehler könnten den Vorteil der gewonnenen Akkommodationsfähigkeit einschränken oder zunichtemachen. Die Füllmenge kann bisher nicht genau bestimmt werden. Dadurch kann es zu einem unkontrollierten Auslaufen des Linsenmaterials kommen [Mar07, MT08]. Der wichtigste Kontrapunkt ist jedoch, dass nach Entfernen der natürlichen Augenlinse und dem Einsetzen eines Implantats der umgebende Kapselsack zu einer Fibrosierung neigt. Das Gewebe versteift. Dadurch verformt sich der Linsenkörper nach ein paar Monaten kaum noch oder gar nicht mehr [Ter10], auch wenn der Ziliarmuskel weiterhin aktiv bleibt.

Ein anderer verfolgter Ansatz sind sogenannte **Shift-Intraokularlinsen** oder **potentiell akkommodierende Linsen**. Es gibt eine Reihe von verschiedenen Varianten. Alle haben gemein, dass die Bewegung des Ziliarmuskels in eine mechanisch erzeugte Veränderung der Brechkraft umgesetzt werden soll. Ebenso wie beim Lens-Refilling wird durch die Kapsel-fibrose die Beweglichkeit der Mechanik immer weiter eingeschränkt, bis sämtliche Akkommodationsfähigkeit verloren geht [KTBK11].

Die beschriebene Problematik konnte nach Wissen des Autors bisher nicht gelöst werden. Um das Problem der postoperativen Kapselsackversteifung zu umgehen, wird ein mechatronisches Linsenimplantat entwickelt, das durch eine

eigene Aktorik die Brechkraft der inneren Optik anpassen kann: das Künstliche Akkommodationssystem [BGS10, BGN<sup>+</sup>14].

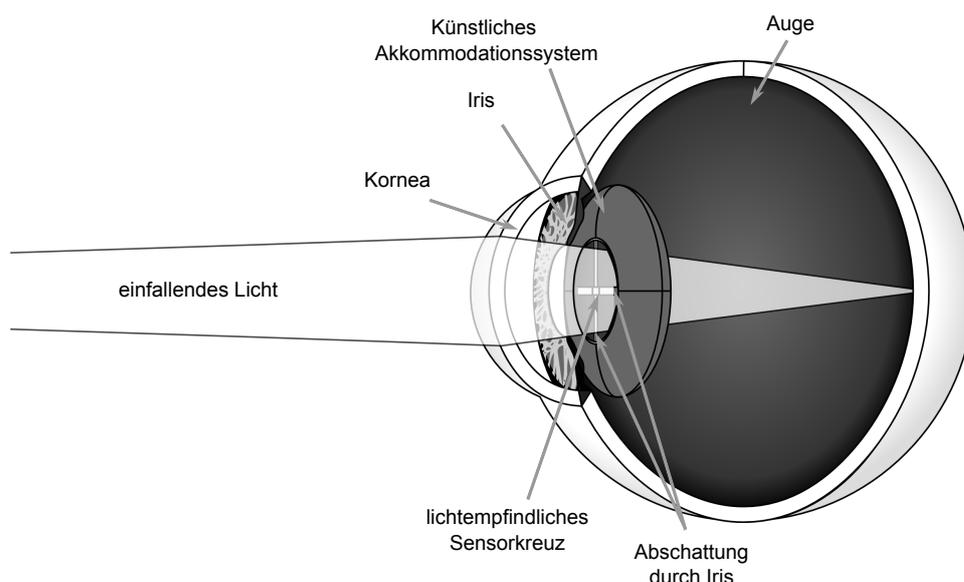
Es besitzt folgende Systemkomponenten [Ber07, Kli08, BUGK<sup>+</sup>11, GGB<sup>+</sup>15b, GGB<sup>+</sup>15a]:

- Linse mit veränderbarer Brechkraft
- Sensorik zur Erfassung des Akkommodationsbedarfes
- Steuerung, Regelung und Informationsverarbeitung
- Kommunikation
- Aktorik
- Energieversorgung.

Im Rahmen des Projektes beschäftigt sich die vorliegende Arbeit mit der Erfassung des Akkommodationsbedarfes. In [Kli08] wurden dazu verschiedene Konzepte vorgestellt, von denen die folgenden beiden am vielversprechendsten sind.

1. Messen des Relativwinkels beider Sichtachsen (Vergenzwinkel)
2. Erfassung des Pupillennahreflexes.

Die theoretische Eignung der erstgenannten Sensorik wurde bereits untersucht und praktisch erprobt. Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich ausschließlich mit dem zweitgenannten Sensorkonzept. Die Funktionsweise der Sensorik ist in Abb. 1.1 dargestellt. Das Umgebungslicht fällt durch die Pupille ins Auge. Durch die Iris wird ein lichtempfindliches Sensorkreuz an der Implantatfront teilweise abgeschattet. Aus dem Grad der Abschattung kann die Pupillenweite ermittelt werden. Wenn die Pupillenweite nachvollziehbar und wiederholbar auf



**Abbildung 1.1:** Das Künstliche Akkommodationssystem im Auge

die Betrachtungsentfernung reagiert, kann aus der Reaktion auf die Betrachtungsentfernung und damit den Akkommodationsbedarf rückgeschlossen werden. Die Möglichkeit wird in der vorliegenden Arbeit untersucht. Im folgenden Abschnitt wird erläutert, weshalb die Pupillenweite theoretisch als Entfernungsindikator dienen kann und welche Bedeutung dieses Messprinzips für das Künstliche Akkommodationssystem hat.

## 1.1 Bedeutung des Pupillennahreflexes für das Künstliche Akkommodationssystem

Der Pupillennahreflex bezeichnet eine reflexhafte, nahsichtbegleitende Konstriktion der Pupille. In verschiedenen Literaturstellen [Loe99, Kli08] sind als Hauptursachen für die Veränderung der Pupillenweite die

- Umgebungsleuchtdichte (Pupillenlichtreflex) und die
- Betrachtungsentfernung (Pupillennahreflex)

genannt. Das Sensorprinzip basiert auf der Erwartung, dass bei genauer Kenntnis der Reflexreaktionen und deren Interaktion aus dem Pupillensignal auf die Betrachtungsentfernung und damit den Akkommodationsbedarf rückgeschlossen werden kann. Näheres dazu wird in Abs. 1.2, 2.3 und 2.6 erläutert. Die Pupille als Entfernungsindikator zu verwenden, besitzt gegenüber der Vergenzwinkel-messung entscheidende Vorteile:

- Das System ist auch monokular funktionsfähig. Dadurch können Patienten mit einseitiger Katarakt oder solche, die bereits ein herkömmliches Linsenimplantat besitzen, behandelt werden. Außerdem bedeutet Strabismus keine Einschränkung für die Funktionalität.
- Bei der Vergenzwinkelsensorik müssen die Implantate sehr exakt ausgerichtet sein, damit der Relativwinkel beider Augen korrekt bestimmt werden kann. Die Pupillennahreflexsensorik ist gegenüber einer Verkippung des Implantats im Kapselsack toleranter. Das ist relevant, weil sich die Lage des Implantats durch postoperative Versteifung des Kapselsacks verändern kann.
- Der Energiebedarf des Sensorprinzips ist geringer als der der Vergenzwinkelsensorik. Die vorgesehene Kommunikation zwischen beiden Augenimplantaten, die nach [Nag12] mit Abstand den größten Anteil am Energieverbrauch des Gesamtsystems hat, kann stark eingeschränkt werden. Bei monokularer Implantation ist sie ganz verzichtbar. Bei beidäugiger Implantation muss durch regelmäßiges Abgleichen ein Auseinanderdriften der ermittelten Akkommodationsbedarfe in beiden Augen vermieden werden. Ein Informationsaustausch im Sekundentakt bis Minutentakt ist dafür ausreichend.

- Der Aufbau der Pupillennahreflexsensorik ist einfacher, weshalb sie nach bisherigem Stand der Technik auch in einer faltbaren Intraokularlinse untergebracht werden kann. Erste Ansätze dazu gibt es bereits [Hay12, FSD11]. Das erleichtert die Operation, senkt die Operationsdauer und reduziert so das Risiko von Komplikationen und Einschränkungen in der Abbildungsqualität.
- Die Vergenzmessung besitzt Einschränkungen dadurch, dass der Relativwinkel beider Augen nach bisheriger Planung über Magnetfeldsensoren geschieht [Kli08]. Dadurch kann bei inhomogenen Magnetfeldern, die durch elektrische Leitungen, Mobilfunkgeräte und ähnliches erzeugt werden, die Messung ungenau werden. Des Weiteren wird nur der Vergenzwinkel erfasst, nicht der Versionswinkel. Dadurch kommt es beim seitlichen Schauen zu Fehlberechnungen des Akkommodationsbedarfes.

Es gibt allerdings auch einige Nachteile der Verwendung der Pupille zur Bestimmung des Akkommodationsbedarfes:

- Aufgrund der Innervierung der Pupille kann eine große Anzahl von Störgrößen auf die Pupille einwirken und die Reaktion verändern (vgl. Abs. 2.1, 2.4 und 2.6). Dadurch kann die Funktionsweise des Systems beeinträchtigt werden.
- Die Sensorik muss nach bisheriger Planung in den Strahlengang der Optik eingebracht werden, um die Pupillenweite und die Umgebungsleuchtdichte messen zu können. Die Optik besitzt damit eine leicht verminderte Abbildungsqualität im Vergleich zur Vergenzwinkelmessung [Kli08].
- Erkrankungen an der Pupille sowie eine regelmäßige Einnahme pupillenweitenändernder Medikamente stellen eine Kontraindikation für das Messprinzip dar.

Die Vorteile zeigen, dass eine Sensorik, die auf dem Pupillennahreflex basiert, großes Potential für das Künstliche Akkommodationssystem besitzt. Bisher wurde die Machbarkeit des Konzeptes jedoch nicht bewiesen. Im folgenden Abschnitt wird dazu der Stand der Technik dargestellt. Danach folgen die Ziele und Aufgaben, die erreicht werden müssen, um den Nachweis der Nutzbarkeit des Pupillennahreflexes zu erbringen.

## 1.2 Darstellung des Entwicklungsstandes

Der Hauptschwerpunkt der Arbeit ist, ein Konzept zu entwickeln, wie die Pupille als Entfernungssindikator für das Künstliche Akkommodationssystem genutzt werden kann. Im Folgenden ist der Stand der Forschung zum Pupillennahreflex dargestellt.

Die Pupillennahreaktion wurde erstmalig 1619 von Christoph Scheiner beschrieben [Loe99] [Dax04]. Systematisch konnten Pupillenreaktionen erst mit Entwicklung der Video-Pupillographie in den 1950er Jahren untersucht werden. 1999 prägte Irene Loewenfeld in ihrem Buch „The Pupil“ den Begriff Pupillen-Nahsicht-Reaktion (*pupillary near-vision response*) [Loe99]. Sie beschreibt die Reaktion wie folgt\*:

"Wenn [der Fixationspunkt] der Augen von einem fernen zu einem nahen Punkt bewegt wird, treten drei Ereignisse zusammen auf: Konvergenz der Sichtachsen hält die Platzierung der Abbildung in übereinstimmenden retinalen Regionen in beiden Augen; Akkommodation der Linse korrigiert den Fokus des Auges; Kontraktion der Pupille vergrößert die Schärfentiefe. Zusammen erlauben diese Anpassungen dem Individuum ein scharfes, räumliches Einzelbild des betrachteten Objektes wahrzunehmen. [...] [Der Pupillennahreflex] ist eine Ko-Bewegung, die während des freiwilligen Aktes der Nahbetrachtung vom Vorderhirn<sup>†</sup> zusammen mit der Akkommodation und Konvergenz ausgelöst wird".

[Loe99]

Damit wird ausgesagt, dass die Pupille anteilig dem Zweck der Bildverbesserung dient. Auch in [Gre03] wird die Ansicht vertreten, dass die Pupillenkonstriktion der Vergrößerung der Schärfentiefe dient. Beides sind Hypothesen über den Zweck der Pupillenreaktion. Sie konnten bisher nicht überprüft werden, da der Einfluss der Pupille auf die Abbildungsqualität bisher nicht erfasst werden konnte.

Die Vergrößerung der Schärfentiefe kann entweder dem Verringern von Defokusunschärfe dienen und somit bildverbessernd wirken oder einen größeren Betrachtungsbereich scharf stellen, was einer Bildverbesserung in der Peripherie entspricht. Beide Erklärungen stimmen darin überein, dass die Pupillenreaktion dem Zweck dient, eine Abbildungsverbesserung herbeizuführen. Allerdings werden durch die Erklärungen verschiedene Fragen aufgeworfen, die nach dem bisherigen Wissensstand nicht zufriedenstellend beantwortet werden:

1. Auf welche Weise wird für die Pupille ermittelt, wie eine Bildverbesserung herbeigeführt werden kann?
2. Wenn die Pupille abbildungsverbessernd reagiert, wird dann auch ein distaler Defokus durch Pupillenkonstriktion ausgeglichen, beispielsweise bei Myopen? Wie der Name schon sagt, wird die Pupillennahreaktion bisher nur mit Nahsicht assoziiert [Loe99][Gre03].

---

\* Eigene wörtliche Übersetzung aus dem Englischen. Die rechteckigen Klammern stellen Einschübe und Auslassungen dar.

† Das Vorderhirn (*Prosencephalon*) beschreibt ontogenetisch den Verbund aus Großhirn (*Telencephalon*) und Zwischenhirn (*Diencephalon*).

Nach bisherigen Erkenntnissen ist die Reaktion nicht unabhängig, sondern an andere Teilsysteme gekoppelt. In der Literatur wird angegeben, dass

- entweder ausschließlich das Vergenzsystem [Sta91],
- ausschließlich das natürliche Akkommodationssystem [MM49, MM50b, MM50a]
- oder aber beide zusammen die Pupillenreaktion steuern [Loe99]
- oder dass ein übergeordnetes System das Zusammenspiel der Muskelgruppen beim Nahsehen koordiniert [HML<sup>+</sup>00].

Es ist nicht eindeutig geklärt, in welcher Weise die Pupille koordiniert wird. Näheres wird in Abs. 2.3 dargestellt. Untersuchungen von [MBKS90] ergaben, dass die Pupille auf die Betrachtungsentfernung reagiert. Sollte das tatsächlich reproduzierbar der Fall sein, so kann anhand eines geeigneten invertierten Modells auf die Betrachtungsentfernung rückgeschlossen werden und so der Akkommodationsbedarf bestimmt werden. Verschiedene Untersuchungen nähren Zweifel an der Möglichkeit. In [SS66, KG06] war die Pupillennahreaktion selbst unter Laborbedingungen nicht immer zuverlässig messbar.

Die andere Möglichkeit, die bisher nicht explizit formuliert und auch nicht nachgewiesen wurde, sich aber aus den geäußerten Hypothesen zum Reflexziel ergibt, ist, dass die Pupille unabhängig von der natürlichen Akkommodations- und Vergenzreaktion angepasst an aktuelle optische Bedingungen reagiert, um die Abbildungsqualität zu verbessern. Ist das der Fall, so kann diese Fähigkeit dazu genutzt werden, mit einer geeigneten Steuerung die Linse des Künstlichen Akkommodationssystems zu regeln. Das wird in der vorliegenden Arbeit erstmalig gezielt untersucht.

Der bisherige Wissensstand zum Pupillennahreflex ist lückenhaft und widersprüchlich. Dennoch zeigt sich, dass die Pupillenreaktion in verschiedener Form für das Künstliche Akkommodationssystem genutzt werden könnte. Dafür sind ein geeignetes Konzept für die Anwendung im Künstlichen Akkommodationssystem zu entwickeln und die generelle Möglichkeit der Nutzbarkeit nachzuweisen.

### 1.3 Ziele und Aufgaben

Das Ziel der vorliegenden Dissertationsschrift ist die Entwicklung eines neuen Konzeptes zur Nutzung des Pupillennahreflexes für die Bestimmung des Akkommodationsbedarfs des Künstlichen Akkommodationssystems. Zum Nachweis der Nutzbarkeit des Pupillennahreflexes sind folgende Teilziele zu bearbeiten:

1. Erstellung eines auf die vorliegende Fragestellung zugeschnittenen optischen Modells des Auges,

2. Beschreibung des funktionellen Zusammenwirkens der Einflussgrößen Alter, Leuchtdichte und Betrachtungsentfernung auf die Pupille,
3. Ableiten von möglichen Konzepten für die Nutzung des Pupillennahreflexes für das Künstliche Akkommodationssystem,
4. Entwickeln eines Versuchsaufbaus zur Untersuchung der Eignung der entwickelten Konzepte,
5. Experimentelle Untersuchungen zur Nutzbarkeit des Pupillennahreflexes
6. Ableiten von Aussagen über die Leistungsfähigkeit des vorgeschlagenen Konzeptes.

Die Arbeit ist wie folgt aufgebaut:

In Kap. 2 wird in der Literatur nach Hinweisen gesucht, die für oder gegen die Nutzbarkeit der Pupille als Entfernungsindikator für das Künstliche Akkommodationssystem sprechen. Es werden die notwendigen Grundlagen zur Anatomie, der Innervierung und der Funktionsweise der Reflexbögen der Pupille dargestellt. Aus dem Stand der Literatur werden Hypothesen zu den Wirkzusammenhängen des Pupillennahreflexes abgeleitet, die im Verlauf der Arbeit überprüft werden.

In Kap. 3 wird ein neues theoretisches Modell zum Einfluss der Pupillenweite auf die Abbildungsqualität in Bezug zur Defokussierung entwickelt und anhand von Messdaten aus der Literatur verifiziert. Mit dem Modell werden im Folgekapitel Hypothesen zur Pupillennahreflexreaktion überprüft.

In Kap. 4 wird aus Messdaten einer Untersuchung zu Pupillenweiten in Alltagssituationen ein neues experimentelles Modell der Einflüsse Alter, Leuchtdichte und Betrachtungsentfernung auf die Pupillenweite erstellt. Anhand des gefundenen Zusammenhangs werden Aussagen abgeleitet, welchen Messbereich die Pupillenweitensensorik abdecken muss, um von einem großen Kreis an möglichen Implantatträgern einschränkungsfrei genutzt werden zu können. Zudem wird die Möglichkeit aus der Pupillennahreaktion auf die Betrachtungsentfernung rückzuschließen untersucht und Hypothesen zum Pupillennahreflex überprüft.

In Kap. 5 wird die Entwicklung der Hard- und Software eines neuartigen Versuchsaufbaus mit einer künstlichen Linse vor dem Auge vorgestellt. Das für die Versuchsdurchführung entwickelte Bedienprogramm wird beschrieben. Zudem wird ein neues Konzept entwickelt, um die Linsenbrechkraft in Bezug zur Pupillenweite anzupassen. Außerdem wird eine Methodik entwickelt, um für Probanden objektiv die Schärfeebene mit der Vorsatzlinse bestimmen zu können.

In Kap. 6 folgen eigene experimentelle Untersuchungen mit künstlicher Vorsatzlinse vor dem Auge. Mit einer neu für den Versuch entwickelten Bewertungsmethodik wird der statistische Nachweis erbracht, dass die Probanden in der Lage waren, die Defokussierung mit dem neu entwickelten Konzept zur Anpassung der Linsenbrechkraft an die Pupillenreaktion zu reduzieren.

In Kap. 7 werden weiterführende experimentelle Untersuchungen mit Verbesserung des Konzeptes zur Anpassung der Linsenbrechkraft in Bezug zur Pupillenweite beschrieben. Aus den Untersuchungen folgen Rückschlüsse zur Nutzbarkeit der Pupille als Informationsgeber für den Brechkraftbedarf und eine letzte Überarbeitung des Konzeptes.

Die Zusammenfassung und der Ausblick der Arbeit folgen in Kap. 8. Weiterführende Informationen zu der Innervierung der Pupille und Einflussfaktoren auf die Pupillenweite sowie Daten der Probanden eigener Versuche sind im Anhang aufgeführt.

# 2 Grundlagen der Pupillenreflexe

Bisher ist nicht nachgewiesen, dass der Pupillennahreflex als Indikator für die Betrachtungsentfernung verwendet werden kann. Es gibt dabei verschiedene Schwierigkeiten. Erstens ist entscheidend, wie zuverlässig der Pupillennahreflex technisch detektiert werden kann. D.h. wie zuverlässig und wiederholbar tritt der Reflex auf gleiche Stimuli im interessierenden Entfernungsbereich auf? Welche Störeinflüsse wirken sich auf die Pupille aus und verändern den Reflexreaktionsverlauf? Zweitens ist von Bedeutung, wie die Pupille als Indikator für die Betrachtungsentfernung genutzt werden kann. Dazu ist wichtig zu verstehen, wie die Pupillenweite bei der Nahreaktion vom zentralen Nervensystem gesteuert und/oder geregelt wird.

Die Fragestellungen werden im vorliegenden Kapitel auf Basis des Forschungsstandes in der Literatur untersucht. Es werden die für die Arbeit wesentlichen Grundlagen der Anatomie und Innervierung der Pupille dargestellt, und die unterschiedlichen Pupillenreflexreaktionen beschrieben. In Abs. 2.3 ist der Forschungsstand der Zusammenhänge der Pupillennahreaktion zum natürlichen Akkommodations- und Vergenzsystem dargestellt. Daraus werden Hypothesen abgeleitet, die in der Arbeit überprüft werden. In Abs. 2.4 werden Einflüsse auf die Pupillenweite hinsichtlich ihre Auswirkungen auf die Nutzbarkeit der Pupille als Entfernung Indikator dargestellt. Weiterhin wird untersucht, ob es möglich ist, eine gezielte Pupillenreaktion zu trainieren, um die Abbildungsqualität zu verbessern. Daraus werden Aussagen abgeleitet, in welcher Weise es möglich sein kann, die Pupille als Entfernung Indikator zu nutzen.

## 2.1 Anatomie und Innervierung

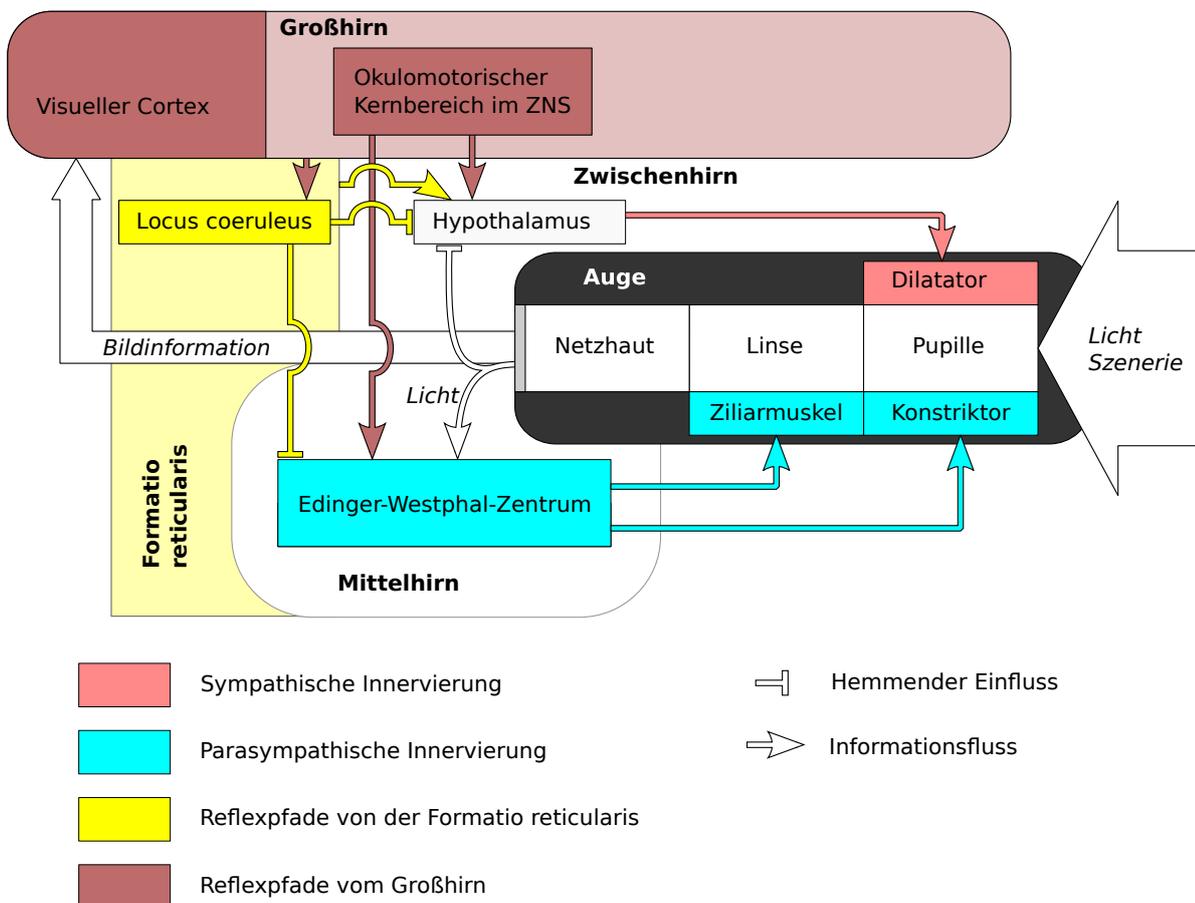
Die Pupille hat die optische Funktion, als Blende die Lichtmenge, die ins Auge fällt, zu begrenzen, die Schärfentiefe zu vergrößern und die Abbildungsqualität zu verbessern [Lan98, Loe99]. Nach anatomischen Gesichtspunkten besteht die Iris aus zwei Komponenten. Aus dem posterioren Blatt, das die Muskulatur und das Pigmentepithel enthält und dem sehr viel dickeren, anterioren Stroma, in dem sich die Blutgefäße, die Nervenleitungen und Chromatophoren befinden [Loe99].

Die Innervierung und der Informationsfluss der Irismuskulatur sind in Abb. 2.1 vereinfacht\* dargestellt. Zunächst fällt das Licht als Abbild der Szenerie ins

\* Es wurden in dem Diagramm nur die wichtigsten Hirnareale dargestellt. Die Aufspaltung des optischen Pfades an der Sehnervenkreuzung, die getrennte Verarbeitung von linker Augenseite und rechter Augenseite sowie die getrennte Innervierung der Muskeln beider Augen wurden zusammengefasst. Detailliertere anatomische Abbildungen der Nervenleitungen, die Grundlage für die schematische Darstellung waren, sind in Anh. A.1 dargestellt.

Auge, passiert die optischen Komponenten, wie die Pupille und die Linse und gelangt zur Netzhaut, wo die Information in Nervenimpulse umgewandelt wird. Die Nervenimpulse werden in mehreren Hirnregionen im Großhirn, Mittelhirn und Zwischenhirn verarbeitet, die später näher betrachtet werden. Die Pupille und die Linse beeinflussen die Abbildung und Abbildungsqualität. Die Aussage scheint selbstverständlich zu sein, wurde aber in der Vergangenheit in den meisten Modellen für die Augenmuskulaturkontrolle der Linse und Pupille nicht berücksichtigt, siehe Abs. 2.3. Die Betrachtung ist relevant, um mögliches geschlossenes Regelverhalten der Pupille in Bezug zur Abbildungsqualität zu verstehen. Dem Diagramm sind folgende weitere Informationen zu entnehmen, die für das Verständnis der Arbeit von Bedeutung sind:

1. Die Iris besitzt zwei antagonistische Muskeln, den Schließmuskel *M. sphincter pupillae* und den Öffnungsmuskel *M. dilatator pupillae*. Beide sind über die antagonistischen Teile des vegetativen Nervensystems innerviert: Sympathikus (rot), und Parasympathikus (blau).
2. Die Pupille hat mehrere hierarchisch aufgebaute Reflexbögen. Der Pupillenlichtreflex ist der direkteste und besteht aus zwei Pfaden: Einem für die Öffnungs- und einem für die Schließreaktion. Auf die Motorzentren



**Abbildung 2.1:** Schematische Darstellung der Innervierung der Pupillenmuskeln

für die Öffnungs- und Schließreaktion wirken andere Hirnareale wie das Großhirn (braun) und die *Formatio reticularis* (gelb) ein. Die Auswirkungen der Einflüsse sind in Abs. 2.4 dargestellt.

3. Die Innervierung der Schließmuskeln der Pupille und der Augenlinse sind sehr ähnlich. Beide sind parasymphatisch innerviert. Die Motorzentren beider Muskeln gehören zum Edinger-Westphal-Nucleus, einer Region im Mittelhirn. Die Stellsignale werden über den gleichen Nerv (*N. Oculomotorius*) an die Muskulatur weitergeleitet. Die räumliche Nähe ist nicht gleichzusetzen mit einer direkten Verbindung beider Reflexe. Die efferente Reizleitung bleibt bis zur Muskulatur getrennt [Loe99].

## 2.2 Reflexbögen der Pupille

Aus Abb. 2.1 ist ersichtlich, dass es verschiedene Einflüsse auf die Pupille gibt, die sich in verschiedenen Reflexreaktionen äußern. In der Neurologie wird die Wirkungskette der an einem Reflex beteiligten Komponenten als Reflexbogen bezeichnet. Dabei besitzt jeder Reflex einen zuführenden Pfad, den afferenten Schenkel, der die Sensorik und die Reizleitung zum zentralen Nervensystem umfasst. Der efferente Schenkel bezeichnet die Reizleitung vom zentralen Nervensystem zu den Effektoren, also den Muskeln. Diese Einteilung ähnelt einem technischen Regelkreis, wobei im biologischen System die Wirkungskette nicht zwangsläufig geschlossen sein muss, weshalb nicht zwangsläufig eine Regelung vorliegt.

Um die Pupille als Entfernungsindikator nutzen zu können, muss aus der Gesamtreaktion der Anteil der Pupillenreaktion, der auf die Entfernung zurückzuführen ist, isoliert werden. Die folgenden Abschnitte stellen die wesentlichen Pupillenreflexe dar. Abs. 4.2.2 behandelt dann die Möglichkeit, die Reflexreaktionen zu modellieren und aus Kenntnis des Zusammenspiels von verschiedenen Einflüssen auf die Pupillenweite einzelne Reaktionen zu isolieren.

### 2.2.1 Pupillenlichtreflex

Die Pupille zieht sich bei Leuchtdichteänderungen entsprechend des Logarithmus der Beleuchtungsstärke auf der Netzhaut zusammen [Loe99]. Bei Dunkelheit erweitert sich die Pupille. In beiden Fällen lösen afferente Sinneszellen in der Netzhaut, die Öffnungs- und Schließreaktion aus [Loe99], siehe Abb. 2.1. Die Pupillenweite wirkt sich auf den Sinneseindruck der Nervenzellen aus. Somit besteht eine geschlossene Wirkungskette. Die Reaktion hängt zudem von verschiedenen Faktoren ab, wie der Empfindlichkeit der Netzhaut und dem Aktivierungsniveau des vegetativen Nervensystems, siehe Abs. 2.4.1 und 2.4.2.

### 2.2.2 Pupillennahreflex

Der Pupillennahreflex bezeichnet eine nahsichtbegleitende Pupillenkonstriktion, die zusammen mit der Vergenzreaktion beider Augen und der Akkommodationsreaktion auftritt [Loe99]. Ein Betrachten eines entfernten Objektes resultiert in einer Erweiterung der Pupille. Der Zusammenhang zur natürlichen Vergenz- und Akkommodationsreaktion ist nicht eindeutig geklärt, siehe Abs. 2.3. Nichtsdestotrotz können bei der Reaktion die Netzhaut und der optische Pfad zum visuellen Cortex als Afferenz betrachtet werden [Loe99], siehe Abb. 2.1. Eine Nahreaktion lässt sich darüber hinaus in völliger Dunkelheit aufgrund eines Eindrucks von Nähe, Geräuschen oder des Tastsinns auslösen [Loe99]. Nach [Loe99] wird außerdem die visuelle Information aus dem Herannahen eines Objektes ausgewertet. Ob hierbei eine geschlossene Wirkungskette vorliegt, ist nicht eindeutig geklärt. Zwar wird die Bildinformation im visuellen Cortex weiterverarbeitet, und die Pupillenweite beeinflusst die Abbildung. Es ist aber bisher nicht geklärt, worauf die Reflexreaktion genau reagiert und abzielt. Daher kann nicht klar ausgesagt werden, dass die Pupillenweite den Anteil der Bildinformation beeinflusst, der für die Pupillenreaktion maßgeblich ist. Damit ist nicht klar, ob für die Pupillennahreaktion eine geschlossene Wirkungskette vorliegt. Diese Fragestellung ist für die Nützlichkeit des Pupillennahreflexes für das Künstliche Akkommodation wesentlich, wird in Abs. 2.3 näher erläutert und im Verlauf der Arbeit untersucht.

### 2.2.3 Reflexdilatation

Die Dilatation der Pupille tritt entweder durch eine Erhöhung des Sympathikotonus oder durch eine Hemmung der parasympathischen Einflüsse auf die Pupille auf, siehe Abb. 2.1 (gelb). Die Einflüsse, die solches bewirken, sind vielseitig und werden näher in Abs. 2.4 erläutert. Es spielen dabei Sensorinformationen und kognitive Prozesse eine Rolle, auf die die Pupille keinen Einfluss hat. Daher gibt es bei der Reflexdilatation keine geschlossene Wirkungskette. Problematisch ist die Reflexreaktion deshalb, weil die auslösenden Faktoren nicht von dem Künstlichen Akkommodationssystem erfasst werden können. Das kann dazu führen, dass die Reflexreaktion als Fernreaktion der Pupille fehlinterpretiert wird.

## 2.3 Ableiten von Hypothesen zu den Wirkzusammenhängen des Pupillennahreflexes

Die Pupillennahreaktion ist ein Teil der sogenannten Naheinstellungstrias, die sich neben der Pupillenkonstriktion aus dem Ausrichten beider Bulbi auf das

Betrachtungsobjekt sowie der Akkommodationsreaktion, also der Anpassung der Brechkraft auf die Objektentfernung, zusammensetzt [OC85, Loe99]. In [OC85] wird von einer synkinetischen Kopplung gesprochen. Ob und in welcher Form dieses Zusammenwirken auf einem wirklichen Zusammenhang der verschiedenen Systeme beruht, ist in der Literatur bisher strittig.

In [Loe99] wird angegeben, dass der Pupillennahreflex nur durch willentliche Änderung des Blicks auf nahe Objekte eine Nahreaktion auslösen kann. Darüber hinaus führt das Zusammenspiel der drei genannten Reaktionen dazu, ein scharfes räumliches Bild des betrachteten Objektes zu erzeugen. Es wird betont, dass die Reaktion durchaus an die aktuelle Betrachtungssituation angepasst ist, wodurch Reaktionen unterschiedlich ausfallen können. Grundsätzlich ist das plausibel. Es ist allerdings nicht klar, wie das Gehirn die unterschiedlichen optischen Systemkomponenten koordiniert.

Eine weitere These ist, dass entweder das Akkommodationssystem oder das Vergenzsystem die Pupille während der Nahreaktion führen. Seit der Entdeckung der Pupillennahreaktion 1619 durch Christoph Scheiner, siehe [MM49, Loe99, Dax04], ist umstritten, welche Reaktion der Nahtrias die Pupillenbewegung koordiniert. In ihren Studien zum Pupillennahreflex 1949-1950 argumentierten Marg und Morgan, dass die Pupillenreaktion eher mit der Akkommodation zusammenhängt als mit der Vergenz, da in ihren Messdaten die Reaktionsamplitude der Pupillenreaktion sehr viel größere Ähnlichkeit mit der Akkommodations- als mit der Vergenzreaktion aufwies [MM49, MM50b, MM50a]. Des Weiteren bestätigten sie den Zusammenhang des Reflexes zur Betrachtungsentfernung und gaben an, dass ein Zusammenhang zum Vergenzsystem zwar möglich sei, sie in ihren Studien jedoch keinen Beleg für einen Pupillen-Konvergenz-Reflex finden konnten [MM50a]. Außerdem wurde argumentiert, dass der Reflex bei monokularer Stimulation ebenso eintritt [Loe99]. Da nicht beide Augen stimuliert werden, kann die Reaktion in diesem Fall nicht durch das Vergenzsystem erzeugt worden sein. Die Argumentation klingt plausibel, ist jedoch nicht vollständig stichhaltig. Das natürliche Akkommodationssystem löst nachweislich eine Vergenzreaktion aus. Die Akkommodationsreaktion könnte über die Vergenzreaktion ebenfalls auf die Pupille einwirken.

Jampel untersuchte die Reflexzentren im Mittelhirn an Makaken [JM67]. Durch systematische elektrische Stimulation verschiedener Hirnzentren gelang ihm das Auslösen verschiedener Anteile der Nahtrias. Durch Stimulation der oculomotorischen Zentren konnte er isolierte beidseitige Reaktionen der Akkommodation, der Pupille oder der äußeren Augenmuskulatur erzeugen. Durch Stimulation verschiedener Hirnareale gelang es, einseitige Pupillenreaktionen, Akkommodationsreaktionen, beide Reaktionen zusammen auf einer Seite und beide Reaktionen zusammen beidseitig auszulösen. Die Bewegungen der Augen traten in der Regel mit der Kombination von Akkommodation und Pupillenbewegung auf [JM67]. Daraus ließ sich schließen, dass die Pupillenreaktion unmittelbarer mit der Ak-

kommodationsreaktion zusammenhängt. Allerdings variierten die ausgelösten Reaktionsanteile mit der Stromstärke. In den Versuchen war nicht ausgeschlossen, dass benachbarte Regionen stimuliert wurden, wodurch räumliche Nähe verschiedener Reflexzentren als Zusammenhang fehlinterpretiert werden konnten. In [Sta91] und [NJP92] wurde gezeigt, dass die Pupillenreaktionsamplitude sehr gering wird oder vollständig ausbleibt, wenn ein Ziel sorgfältig so ausgerichtet wird, dass sich das Auge bei einer monokularen Stimulation nicht bewegt. Daraus wurden unterschiedliche Schlüsse gezogen. [Sta91] interpretierte, dass die Vergenz die Pupillenreaktion steuern muss. [NJP92] gaben an, dass die Pupille wahrscheinlich auf Merkmale der betrachteten Szenerie reagiert. Eine weitere nicht aufgeführte Möglichkeit ist, dass die Pupillenreaktion von zentralen Nervensystem gehemmt wird, damit das Erkennen des Defokus und damit die Einstellgenauigkeit der Linse nicht durch die Pupillenkonstriktion beeinträchtigt wird. Die Defokusunschärfe war bei den Versuchen die einzige verbleibende Informationsquelle für die Objektentfernung. Die präsentierten Schlüsse aus beiden Studien besitzen folgende Schwachpunkte. In Beiden wurden jeweils nur drei Probanden untersucht, von denen jeweils zwei keine Pupillenreaktion bei einer bestimmten Zielausrichtung zeigten. In den Ergebnissen wurde von jedem der Probanden nur eine Messung bei jeder Ausrichtung präsentiert. Es ist daher leicht möglich, dass die Reaktion nicht aufgrund der Versuchsbedingungen, sondern wegen der Unzuverlässigkeit der Reflexreaktion ausblieben. [KG05] gaben an, dass bei 48 % bis 58 % der Nahstimuli keine Reaktion von Probanden zu erkennen war, selbst wenn sie zuvor eine Reaktion zeigten. Darüber hinaus kann sich der Pupillennahreflex bei der gleichen Person am selben Tag unter den gleichen Versuchsbedingungen unterscheiden. Außerdem ist das verwendete Versuchsziel für Akkommodationsuntersuchungen entscheidend. Sofern das Testbild keine reichhaltigen Details offenbart, gibt es keinen Anlass, die Pupille zusammenzuziehen oder zu akkommodieren, da dadurch keine merkliche Verbesserung der Abbildung erzielt werden kann. Daher sind die in beiden Studien gemachten verallgemeinerten Aussagen durch die veröffentlichten Messungen nicht zweifelsfrei belegt.

In [HML<sup>+</sup>00] konnte für mehrere Probanden gezeigt werden, dass bestimmte Signalanteile in den Fluktuationen der Pupille und der Linsenbrechkraft beim Nahakkommodieren gleich waren. Bei den meisten Probanden war diese Übereinstimmung nicht bei Fernakkommodation zu beobachten. Das legt nahe, dass ein übergeordnetes Zentrum sowohl die Pupille wie auch die Akkommodation während des Nahsichtvorgangs koordiniert, nicht jedoch bei der Fernakkommodation.

In der Vergangenheit wurden verschiedenste Modelle für die Wirkzusammenhänge von Akkommodation, Vergenzsystem und Pupillensystem erstellt. In [MS90, HSC84] reagiert die Pupille nicht auf eine Eingangsgröße, sondern wird mutmaßlich von Akkommodationssystem und Vergenzsystem gesteuert. In

[MS90] wurde die Topologie des Nahtriassystems anhand von Verzögerungszeiten untersucht. Es wurden Probanden verschiedenen Stimulusituationen ausgesetzt, wobei entweder einzelne, mehrere oder alle Teilsysteme der Nahtrias gleichzeitig stimuliert wurden. Über die Verzögerung der Gesamtreaktion wurde versucht, Aufschluss darüber zu gewinnen, wie viel Verzögerung in den einzelnen Teilsystemen entsteht, um damit auf die plausibelste Gesamtreaktion rückschließen zu können. Die Studie besitzt allerdings ebenfalls Schwächen. Die grundlegende Vermutung der Studie war, dass ein festes Zusammenspiel der einzelnen Systeme existiert, welches zeitinvariant ist und nicht durch ungewöhnliche Stimulusituationen verändert wird. Das ist nicht zwangsläufig gegeben. Außerdem wurde nur eine Reaktionszeit pro Stimulusart für jeden Probanden bestimmt. Es wurden vier mögliche Topologien daraufhin untersucht, welche die plausibelste ist. Es ist nicht gesichert, dass unter den betrachteten Modellen eines war, das die Wirkzusammenhänge im Gehirn ausreichend genau wiedergibt. Dass die Modellzusammenhänge nicht stimmig sind, zeigt sich darin, dass man für einige Probanden negative Verzögerungen erhält, wenn man die Dauer des Lichtreflexes mit der der monokularen Akkommodation vergleicht. Darüber hinaus waren die Ergebnisse nicht eindeutig. Zwei der vier untersuchten Probanden tendierten mehr zu einem Modell, die anderen beiden zu einem anderen. Zusammenfassend lässt sich folgendes aus den bisherigen Modellen und Erkenntnissen rückschließen: Sowohl die Akkommodationsreaktion wie auch die Vergenzreaktion oder der Eindruck von Entfernung können unabhängig eine Pupillennahreaktion auslösen. Es ist nicht so, dass ausschließlich die eine oder die andere Reaktion eine Pupillennahreaktion auslöst, siehe [Loe99].

Es gibt zwei mögliche Informationsquellen für die Koordinierung des Pupillennahreflexes. Die erste Möglichkeit ist, dass die Pupille in Bezug zur Entfernung des Betrachtungsobjektes reagiert. Unstrittig ist, dass die Entfernungsinformation visuell monokular und binokular gewonnen werden kann. Die einzig mögliche Afferenz, um diese Informationen visuell zu erhalten, ist das projizierte Bild der Netzhaut [Loe99]. Zusätzlich können weitere Informationsquellen herangezogen werden, wie der Tastsinn, akustische Reize oder die Antizipation von Nähe [Loe99]. Für die Betrachtung der Funktionsweise der Pupille ist es nicht relevant, aus welcher Quelle die Entfernung bestimmt wird. Die Betrachtungsentfernung besitzt dann einen Einfluss auf die Pupillenweite. Die Pupillenweite kann aber die Betrachtungsentfernung nicht beeinflussen. Diese Aussage ist trivial, erlaubt aber eine wertvolle Unterscheidung. Es kann dann keine geschlossene Wirkungskette vorliegen, wodurch nach DIN 19 226 die Reaktion gesteuert ist.

Die zweite Möglichkeit ist, dass die Pupille auf Unschärfe bzw. auf die Abbildungsqualität reagiert, wie in [Loe99] angegeben. Dann ist die Reaktion von der erstgenannten unterschiedlich. Die Pupille besitzt einen Einfluss auf die Abbildungsqualität. Der Versuch eine abbildungsqualitätsverbessernde Wirkung herbei zu führen, entspricht nach DIN 19 226 einer Regelung. Das wäre von Vorteil,

da die in Abs. 2.4 aufgelisteten Störeinflüsse durch das Gehirn dann ausgeregelt werden können. Die Möglichkeiten werden als Hypothesen formuliert:

**Hypothese 1:** Die Pupillenweite reagiert unabhängig von der Abbildungsqualität auf die Betrachtungsentfernung. Die Abbildungsqualität des aktuellen Netzhautbildes hat keinen Einfluss auf die Pupillenreaktion, oder der Einfluss auf die Reaktion ist so gering, dass er vernachlässigt werden kann.

**Hypothese 2:** Die Pupillenweite reagiert aktiv auf die Abbildungsqualität des aktuellen Netzhautbildes. Die Pupillenweite wird angepasst, um die Abbildungsqualität zu verbessern.

Die Hypothesen wurden aus der unklaren Informationslage in der Literatur abgeleitet. Beide haben unterschiedliche Wirkzusammenhänge, die sofern sie zutreffen, unterschiedliche Reaktionsmuster zeigen. Damit kann in experimentellen Untersuchungen gezielt nach Hinweisen gesucht werden, welche der Hypothesen zutrifft. Bisher gibt aus der Datenlage in der Literatur keine eindeutigen Belege, die eine der Hypothesen bevorzugt.

## 2.4 Störeinflüsse

Um zu untersuchen, ob die Pupille als Entfernungsindikator verwendet werden kann, wurde in der Literatur nach Einflüssen gesucht, die die Funktionstüchtigkeit des in Abs. 1.1 vorgestellten Sensorkonzeptes beeinträchtigen oder verhindern können. Dazu zählen alle Störgrößen im regelungstechnischen Sinn, also Einflüsse auf die Messgröße, in diesem Fall die Pupillenweite, die nicht durch Messungen erfasst werden können. Des Weiteren zählen Modellierungsfehler dazu, also Abweichungen des Modells von der Realität. Sie treten auf, weil die der Reaktion zugrundeliegenden Zusammenhänge zu komplex sind, nicht vollständig erfasst und beschrieben werden können und nicht alle Einflussgrößen messtechnisch erfasst werden können. Die ermittelten Einflüsse werden im Hinblick auf Beeinträchtigungen des in [Kli08] beschriebene Sensorkonzept dargestellt.

### 2.4.1 Einflüsse auf die Pupillenweite

Auf die Pupillenweite wirken sich eine große Anzahl von körpereigenen Prozessen und externen Faktoren aus. Die zentralen Gründe dafür sind:

- Art der Innervierung der Pupille
- Vernetzung der Pupillenmotorzentren mit weiteren Hirnarealen
- Afferente Sinneszellen.

Eine der Hauptursachen dafür, dass die Pupillenweite durch körpereigene Prozesse verändert wird, ist die antagonistische Innervierung des *M. sphincter pupillae* über den Parasympathikus, und des *M. dilatator pupillae* über den Sympathikus.

Über das vegetative Nervensystem werden Atmung und Pulsfrequenz geregelt sowie diverse Körperprozesse koordiniert. Grob lässt sich sagen, dass der Parasympathikus eher energiesparende, konservierende Aufgaben erfüllt, während der Sympathikus aktivitätssteigernd und energiebereitstellend wirkt [War02].

Dadurch, dass die Pupillenweite über das vegetative Nervensystem bestimmt wird, wirkt sich der Sympathikotonus, also das Aktivierungsniveau des Sympathikus, direkt auf den Pupillendurchmesser aus. Man spricht auch von tonischer Pupillenweite [War02]. In der medizinischen Diagnostik wird dieser Umstand genutzt. Basierend auf theoretischer Modellbildung wird in [UH95, YHU00, YHU01] der Versuch unternommen, aus der Pupillenweite und der Pupillenlichtreaktion auf die Aktivierung des vegetativen Nervensystems rückzuschließen. Das Motorzentrum des Dilatators liegt im Hypothalamus, siehe Abb. 2.1. Der steht durch afferente und efferente Faserbündel in enger Beziehung mit der *Formatio reticularis* [War02]. Sie bezeichnet ein Nervennetzwerk, das vom verlängerten Rückenmark den Hirnstamm und das Mittelhirn durchzieht und bis ins Zwischenhirn reicht. Teil dieses Gebildes ist das aufsteigende retikuläre Aktivierungssystem (ARAS), das als Schlaf-Wach-Zentrum fungiert [War02]. Es kann den gesamten Kortex auf der Basis von sensorischen Informationen in einen hellwachen, alarmierten Zustand versetzen. Die *Formatio reticularis* ist weiterhin für die Regelung von Puls- und Atemfrequenz zuständig und beinhaltet darüber hinaus das Brechzentrum. Aus der engen Beziehung resultiert, dass sich Sensorinformationen und Prozesse, die mit den genannten Vorgängen in Beziehung stehen, auf die Pupillenweite auswirken.

Ein Kern der *Formatio reticularis* ist der *Locus coeruleus*. Er kann neben dem Hypothalamus die Aktivierung des Edinger-Westphal Kerns herabsetzen und hemmt damit den Konstriktor der Pupille. Dadurch erweitert sich die Pupille. Mit dem *Locus coeruleus* wird die Dilatationsreaktion der Pupille durch Aufmerksamkeit, Lernen, Erinnern und mentale Auslastung assoziiert.

## 2.4.2 Reflexreaktion verschleiende Einflüsse

Es gibt verschiedene Einflüsse, die das Erkennen einer Reflexreaktion aus dem Zeitsignal erschweren. Der wichtigste Grund dafür, dass eine Reaktion nicht erkannt werden kann, sind Fluktuationen der Pupillenweite, die den Reflexverlauf überlagern und ihn damit verschleiern. In der Literatur wurden verschiedene Fluktuationen beschrieben, die verschiedene zum Teil auch ungeklärte Auslöser besitzen. Die Effekte, die sich auf die Reflex-Reaktionsmuster auswirken, sind in Tab. A.2 im Anhang aufgelistet.

Die aus verschiedenen Quellen ausgelösten Fluktuationen wirken sich auf das Messsignal als Rauschen aus. In Abb. 2.2 sind zum Vergleich zwei Lichtreflexreaktionen von zwei Probanden aus eigenen Messungen gezeigt. Beide Messreihen wurden mit einem gleitenden Mittelwertbildner geglättet. Im Wechsel wurde eine Lichtquelle etwa alle 10 s ein und ausgeschaltet ( $L_{AUS} = 50 \text{ cd m}^{-2}$ ,  $L_{AN} = 150 \text{ cd m}^{-2}$ ). Die Zeit, in der das Licht ausgeschaltet war, ist grau unterlegt. In **a** zeigt sich bei dem Probanden ein normaler Pupillenlichtreflex. Sowohl die Reaktion auf Helligkeit wie auch die anschließende Reaktion auf Dunkelheit verlaufen gleichbleibend. In **b** ist die Lichtreaktion des zweiten Probanden sehr unregelmäßig. Erstens ist der gesamte Verlauf des Pupillensignals unruhiger, zweitens ist die Reaktionsamplitude geringer als beim ersten Probanden, drittens ist der Übergang der Dunkelheitsreaktion zum Teil so schwach ausgeprägt, dass sie nicht erkennbar ist. Zusätzlich driftet die mittlere Pupillenweite im Verlauf des Versuchs. Das Phänomen, das den Reflexverlauf beim zweiten Probanden derart verändert, wird als Pupillenunruhe bezeichnet [Loe99] und tritt aufgrund von starker Müdigkeit auf. Wie in Abs. 2.1 dargestellt, ist der Pupillenlichtreflex die direkteste der Pupillenreflexreaktionen. Wenn sie durch Pupillenunruhe so stark gestört sein kann, dass eine Stimulusänderung nicht eindeutig erkannt werden kann, ist das umso mehr für den Pupillennahreflex zu erwarten.

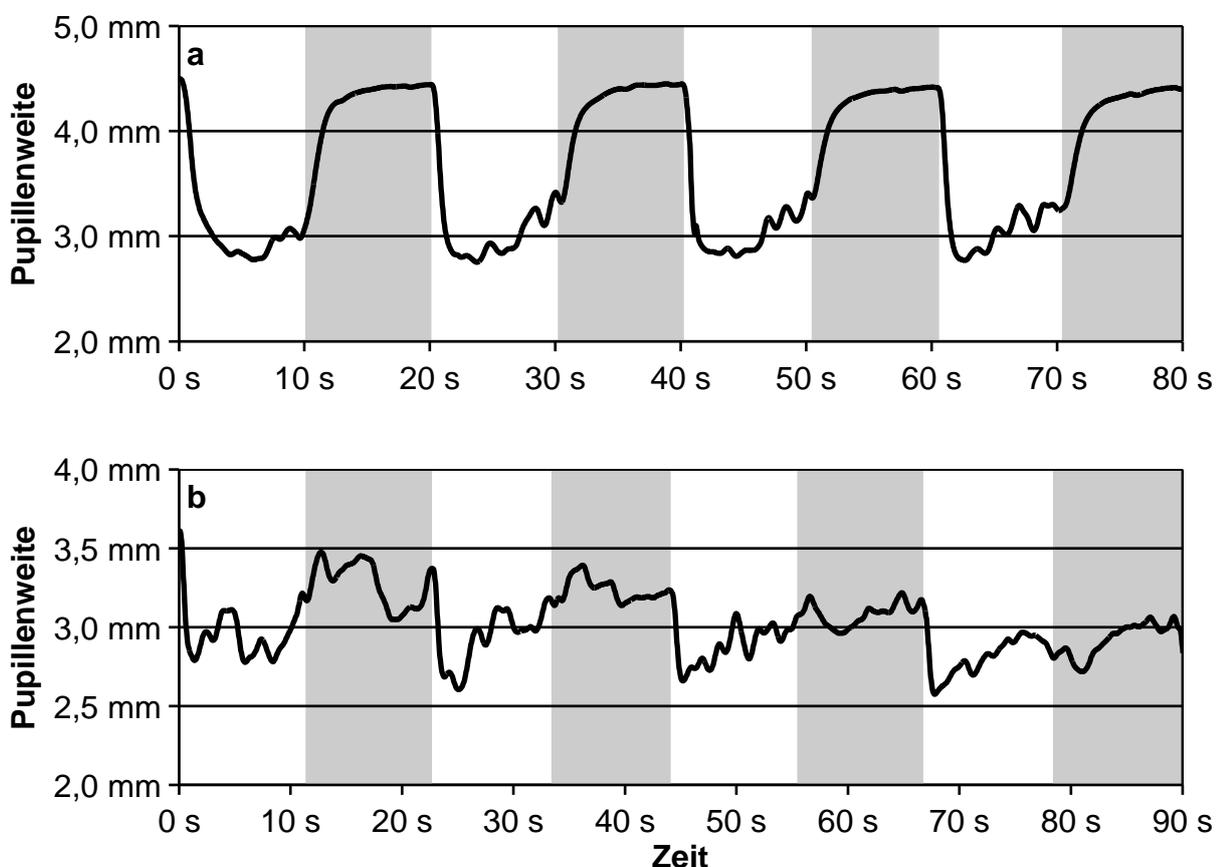


Abbildung 2.2: Unterschiedliches Ausfallen der Lichtreaktion

Für die Umsetzung muss in Betracht gezogen werden, dass das Pupillensignal permanent seine statistischen Eigenschaften ändern kann. Einerseits kann der Mittelwert des Signals driften. Andererseits können sich die Rauschamplitude und das Rauschspektrum ändern. Die Rauschamplitude kann die zu detektierende Reaktionsamplitude übersteigen [Loe99]. Auf die technischen Möglichkeiten, um mit Signalrauschen und -driften umzugehen, wird in Abs. 5.2.2 eingegangen.

### 2.4.3 Änderungen des Reflexverlaufs

In den vorangegangenen Abschnitten wurden Einflüsse vorgestellt, die die Pupillenweite verändern oder die Reflexreaktion überlagern. Darüber hinaus gibt es verschiedene Effekte, die den Verlauf des Reflexmusters verändern und somit eine Modellierung erschweren oder unmöglich machen. Eine umfangreiche Übersicht reflexverändernder Einflüsse ist in Tab. A.2 im Anhang aufgeführt. Das Fazit ist, dass zahlreiche Einflüsse bestehen, die den Reflexverlauf und die Reflexamplitude verändern können. Deren Ursachen oder Auslöser, soweit sie verstanden sind, können nicht messtechnisch vom Künstlichen Akkommodationssystem erfasst werden. Daher können die Einflüsse nicht in einem Modell berücksichtigt werden und führen zu einem Modellierungsfehler.

Ein weiterer Grund dafür, dass die Reflexreaktionen unzureichend beschrieben werden können, sind diverse Nichtlinearitäten, siehe Tab. 2.1. Die Nichtlinearitäten verändern einerseits den Verlauf der Reflexreaktion in Abhängigkeit des Stimulus. Andererseits erschweren sie eine Identifikation des Pupillensystems und damit eine adäquate mathematische Beschreibung. Die bekannten Nichtlinearitäten werden im Folgenden kurz beschrieben.

Ein für das Messprinzip ungünstiges nichtlineares Verhalten der Pupille ist der **Pupillengrößeneffekt** (Pupil-Size-Effect) [STS83, FS83, KS84, KS85]. Er beschreibt das Phänomen, dass die Pupille je nach Ausgangspupillenweite und Stimulusintensität ein unterschiedliches Reflexmuster zeigt. Ist die Pupille sehr groß, so reagiert sie auf einen Sprung, also eine stufenförmige Stimulusänderung, mit einem großen Überschwinger, um anschließend auf nahezu den gleichen Durchmesser zurückzukehren (Pupillenflucht) [FS83, Loe99]. Ist der Pupillendurchmesser im mittleren Bereich, so reagiert die Pupille auf einen Sprung mit einem leichten Überschwinger und anschließendem Halten einer neuen Pupillenweite (Pupilleneinfang). Im Zwischenbereich reagiert sie mit einem mittleren Überschwinger und einer Oszillationsbewegung. Ein solches Verhalten wurde sowohl für den Pupillenlichtreflex wie auch die Pupillennahreaktion nachgewiesen.

Bezeichnung	Auswirkung/ Veränderung	
Pupillengrößeneffekt	Reflexverlauf	Pupilleneinfang* Pupillenflucht <sup>†</sup> Pupillenoszillationen
Ausdehnungsbegrenzungs-Nichtlinearität <sup>‡</sup>	Reflexamplitude	
Logarithmierer	Reflexamplitude	
Richtungsasymmetrie	Reflexverlauf	Konstriktion Dilatation
Begrenzer	Reflexamplitude	
Variable Totzeit	Reflexverzögerung/Verlauf	
Multiplizierer	Reflexverlauf	

**Tabelle 2.1:** Nichtlinearitäten in den Pupillenreflexbögen

Eine weitere Nichtlinearität stellt die **Ausdehnungsbegrenzungs-Nichtlinearität<sup>‡</sup>** dar. Sie geht auf die nichtlineare Spannungs-Dehnungs-Charakteristik der Pupillenmuskulatur sowie die Begrenzung der Reichweite der Muskeln zurück. Dadurch unterscheidet sich die Reflexamplitude je nach Ausgangspupillenweite, auch wenn der charakteristische Verlauf im Phasenportrait erhalten bleibt (vgl. [SHS75, US82]).

Außerdem besteht eine **Richtungsasymmetrie**. Sie ist auf die unterschiedliche Innervierung des *Sphincters* und *Dilatators* zurückzuführen sowie auf die unterschiedlichen Verzögerungen in den Nervenleitungen und den Aufbau der Muskeln selbst. Es unterscheiden sich sowohl die maximalen Reaktionsgeschwindigkeiten bei Konstriktion und Dilatation wie auch die Reflexverläufe. Beim Nahreflex ändert sich ebenfalls die Reflexamplitude.

Weitere Nichtlinearitäten in den Reflexbögen sind ein **Logarithmierer** [Loe99], **neuronaler Begrenzer** [UH95] und eine **amplitudenabhängige Verzögerung** [MS93a, MGS93, MS93b].

Bei den oben genannten Faktoren handelt es sich um die, die bisher erkannt und untersucht worden sind. Aufgrund der Komplexität der zugrundeliegenden Strukturen ist davon auszugehen, dass sich weitere unbekannte Faktoren auf das Reaktionsmuster auswirken. Daraus folgt, dass es nicht möglich sein wird, die Reflexreaktionen vollkommen exakt zu beschreiben. Bei jeder Modellierung

‡ Eigene Übersetzung aus dem Englischen: *Expansive-range-nonlinearity*.

\* Eigene Übersetzung aus dem Englischen: *Pupillary capture*

† Eigene Übersetzung aus dem Englischen: *Pupillary escape*

der Reflexreaktionen entsteht unvermeidlich ein Modellfehler, der sich auf die Einstellung der Brechkraft der Linse auswirkt.

## 2.5 Adaption der Pupillenreflexreaktionen

Seit 1916 gab es Versuche durch Konditionierung die reflexauslösenden Reize für den Pupillenlichtreflex und die Reflexdilatation durch neutrale Reize zu ersetzen. Zwar geben verschiedene Publikationen an, Erfolge erzielt zu haben, diese sind jedoch umstritten [Gol72, Loe99, BPM13, Voi68, RL02]. Der Rückschluss aus dem derzeitigen Forschungsstand ist, dass eine klassische Konditionierung für die zwei genannten Reflexe nicht möglich ist.

Für den Pupillennahreflex liegen hingegen experimentelle Erkenntnisse vor, die zeigen, dass eine Anpassung der Pupille zur Verbesserung der Abbildungsqualität durch Training erfolgen kann. Die Beispiele werden im Folgenden näher erläutert: Ein Beispiel dafür, dass sich der Pupillennahreflex anpasst, ist, dass er nicht angeboren ist, sondern sich erst im Laufe des Lebens entwickelt. Bei Kindern und Jugendlichen ist er vermindert ausgeprägt [WSW93, MG95, GGK08] und ist erst ab einem Alter von etwa 25 voll ausgeprägt [Loe99]. Das impliziert, dass sich der Reflex an Veränderungen der Abbildungsqualität der Optik des Auges anpassen kann.

Ein weiteres Beispiel sind Untersuchungen der Unterwasser-Sehschärfe von Kindern. Beim Sehen unter Wasser verliert das Auge durch den fehlenden Luftfilm vor der Kornea einen Großteil der Brechkraft, wodurch das Auge hyperop wird. Lediglich durch eine sehr starke Pupillenkonstriktion und gleichzeitige maximale Akkommodation kann die Unterwassersicht verbessert werden. Kinder eines asiatischen Volksstamms zeigten eine verbesserte Unterwassersicht [GDK<sup>+</sup>03]. Sie kontrahierten unter Wasser stark die Pupille, vergleichbar mit einer Reaktion in hellstem Licht [GDK<sup>+</sup>03]. In weiterführenden Trainingsexperimenten wurde gezeigt, dass europäische Kinder ebenfalls erlernen können, die Pupille unter Wasser stärker zu kontrahieren, um die Unterwasser-Sehschärfe zu verbessern [GWDK06].

Ein anderes Beispiel umfasst ebenfalls Experimente zur Verbesserung der Sehschärfe von Kindern. In [YUH<sup>+</sup>10] wurde ein neues Trainingsgerät vorgestellt, das es myopen Kindern ermöglichen soll, die Sehschärfe zu verbessern. Das Gerät verschob im schnellen Wechsel Sehzeichen von einer Entfernung von 20 cm auf 70 cm Entfernung, was einem Brechkraftunterschied von ca. 3,6 dpt entspricht. Durch das Training erlernten die Kinder die Pupille bei Fernsicht zu kontrahieren. Eine solche Reaktion ist nicht typisch für Myope, siehe Abs. 4.5.4. Die Kinder zeigten sie zuvor nicht, und sie läuft der natürlichen Pupillennahreaktion zuwider, stellt allerdings eine sinnvolle Anpassung an zunehmende Defokusunschärfe mit der Betrachtungsentfernung dar. Aus den Trainingsexperimenten

folgt, dass es möglich ist, ungewöhnliche Pupillenreaktionen zur Verbesserung der Sehschärfe und Reduktion der Defokusunschärfe zu erlernen. Die Mindesttrainingsdauer betrug bei den genannten Untersuchungen einen Monat. Nach dieser Trainingsdauer war auch ohne weiteres Training eine fortschreitende Verbesserung erkennbar[GWDK06].

## 2.6 Zusammenfassung

Im vorliegenden Kapitel wurden verschiedenen Einflussfaktoren aufgezeigt, die sich auf die Pupillenweite auswirken. Viele davon scheinen problematisch für die Nutzung der Pupille als Entfernungsindikator zu sein. Eine Reihe davon sind aber technisch in den Griff zu bekommen. Dazu gehören Faktoren, die die mittlere Pupillenweite langsam beeinflussen, wie die Reflexdilatation, das Driften der mittleren Pupillenweite bei Pupillenunruhe und die Veränderung des Parasympathikotonus. Das schließt bereits den größten Teil der Einflüsse auf die Pupillenweite ein, deren Auslöser nicht durch das Messsystem erfasst werden können. Eine technische Lösung wird in Kap. 5 entwickelt. Eine weitere Schwierigkeit sind die Schwankungen der Pupille, deren Amplitude und Frequenzspektrum veränderlich sind. Dafür wird in Kap. 5 und Kap. 7 eine technische Lösung entwickelt.

Aber nicht allen Einflüssen auf die Pupillenweite kann technisch begegnet werden. Dazu gehören die Folgenden. Erstens, dass sich je nach Stimulusbedingungen, körpereigenen Prozessen und externen Einflüssen die Reaktionsamplitude unterscheiden kann. Zweitens, dass es Reflexreaktionen gibt, die als Pupillennahreaktion fehlinterpretiert werden können. Und drittens, dass Pupillenreaktionen teilweise ausbleiben, siehe Tab. A.2. Diese Einflüsse können nicht erfasst werden, wodurch es zu Fehleinstellungen der Linsenbrechkraft kommt. Solche Fehleinstellungen können vom Messsystem nicht erkannt werden, da keine Informationsquelle zum Abgleich der Schätzung des Akkommodationsbedarfs zur Verfügung steht.

Daraus folgt, dass das Messprinzip nur dann erfolgsversprechend ist, wenn sich das Gehirn an solche Störeffekte anpassen kann. Wenn die in Abs. 2.3 dargestellte Hypothese 2 zutrifft und die Pupille aktiv abbildungsverbessernd reagiert, kann das Gehirn die Störeinflüsse ausregeln. Daher wird die Hypothese in der Arbeit gezielt untersucht. Um überprüfen zu können, ob die Pupillenreaktion eine Abbildungsverbesserung zum Ziel hat, wird im folgenden Kapitel ein neues theoretisches Modell des Einflusses der Akkommodation und Pupillenweite auf die Abbildungsqualität erstellt. Aus dem Modell kann die optimale Pupillenweite für Probanden berechnet werden. In Abs. 4.5.3 wird anhand von Daten aus Messungen der Pupillenweite unter Alltagsbedingungen überprüft, ob die Probanden im Mittel ein Optimum der Pupillenweite anstreben.

# 3 Neues Modell zum Einfluss der Pupillenweite auf die Abbildungsqualität

Wie im vorangegangenen Kapitel beschrieben, ist eine Hypothese zum Reflexziel der Pupillennahreaktion, dass die Pupillen zur Verbesserung der Abbildungsqualität kontrahiert werden. Trifft das zu, kann dieser Effekt für das Künstliche Akkommodationssystem genutzt werden. Dass die Pupillenweite aktiv und eigenständig zur Verbesserung der Sehschärfe angepasst wird, ist bisher jedoch nicht belegt. Daher wird im Folgenden zunächst theoretisch untersucht, welchen Einfluss die Pupille auf die Abbildungsqualität des Auges im Zusammenspiel mit der Brechkraft der Augenlinse und der Sehschärfe besitzt. Daraus lässt sich berechnen, welche Pupillenweite für die Sehschärfe theoretisch optimal ist. Die Aussagen werden in Kap. 4 mit realen Messdaten verglichen.

Zur Beschreibung der Optik des Auges und der Netzhaut wird ein neuartiges mathematisch-physikalisches Modell entwickelt. Für die Erstellung des neuen Augenmodells werden verschiedene bereits bestehende Modelle, die Teilaspekte der Abbildung durch das menschliche Auge beschreiben, kombiniert. Dazu zählen die Beugung an einer Kreisblende [Wes01] und der Unschärfekreisdurchmesser durch Defokussierung auf der Netzhaut [GPB80, AS02]. Für das Kombinieren der unterschiedlichen Beschreibungsformen wird eine neue Methode entwickelt, die zunächst die Abbildungsfunktionen der optischen Komponenten getrennt beschreibt und dann als eine Kombination von hintereinander geschalteten Filtern in einer einzigen Funktion zusammenführt.

Dazu werden zunächst für die Abbildung durch die Blende und die Augenlinse getrennt Abbildungsfunktionen modelliert. Es wird zusätzlich erstmalig eine Funktion für die Wahrnehmung durch die Netzhaut modelliert. Zudem muss der Zusammenhang zwischen der Breite der Abbildungsfunktion und dem kleinsten Detail hergestellt werden, das durch die Abbildung noch erhalten bleibt. Das geschieht anhand des Dawes-Kriteriums [Wes01], mit dem für Teleskope Aussagen über die dichtesten noch getrennt wahrnehmbaren Punktlichtquellen getroffen werden.

Damit werden die Teilabbildungsfunktionen einheitlich skaliert, so dass sie zu dem neuartigen Modell kombiniert werden können. Der kombinierte Einfluss der Größen Pupillenweite und Brechkraft der Augenlinse auf die Auflösung bzw. Sehschärfe kann damit berechnet werden. Die durch das Modell vorhergesagten Zusammenhänge zwischen den genannten Größen werden mit Messdaten aus der Literatur verglichen.

Aus dem neuen Augenmodell lassen sich durch Umformen der Gleichung die optimale Pupillenweite, die Schärfentiefe des Auges und das kleinste Detail berechnen, das durch ein Auge aufgelöst werden kann. Die aus dem Modell-zusammenhang folgenden Aussagen zur optimalen Pupillenweite werden im nachfolgenden Kapitel anhand realer Messdaten überprüft.

## 3.1 Punktverwaschungsfunktion

Das in der vorliegenden Arbeit entwickelte Augenmodell basiert auf Abbildungsfunktionen der Optik, sogenannte Punktverwaschungsfunktionen (*engl. point spread function* PSF). Sie dienen einerseits als Qualitätsmaß. Andererseits lässt sich mit ihnen die Projektion eines Originalbildes durch die Optik berechnen. Sie stellen somit ein Modell der Optik dar.

Die Punktverwaschungsfunktion ist die Intensitätsverteilung der Abbildung eines Punktes durch die Optik auf der Bildebene. Die Aufspreizung der Verteilung ist ein Maß dafür wie scharf die Abbildung ist. Wird ein Punkt durch die Optik wiederum als idealer Punkt abgebildet, so ist die Abbildung ideal scharf, entspricht also dem Originalbild. Die Punktverwaschungsfunktion ist dann ein Dirac-Stoß.

Aus der Kenntnis wie ein einziger Punkt aus dem Objektraum auf die Bildebene abgebildet wird, lässt sich die zusammengesetzte Abbildung aller Bildpunkte im gleichen Abstand zur Optik berechnen. So kann dem Originalbild das projizierte Bild berechnet werden. Das beruht auf dem Superpositionsprinzip: Abbildungen von beliebigen Teilen des Originalbildes durch die Optik können unabhängig von jeder anderen berechnet und später zusammengefasst, also überlagert werden. Durch die Faltung der Punktverwaschungsfunktion mit dem Originalbild kann die Abbildung berechnet werden. Die Punktverwaschungsfunktion kann als Filter verstanden werden. Zusätzlich folgt aus dem Superpositionsprinzip, dass mehrere Abbildungsschritte durch die optischen Komponenten des Auges, wie Linse und Pupille, getrennt berechnet und durch Faltung zusammengeführt werden können.

## 3.2 Zusammenführen von mehreren Punktverwaschungsfunktionen

Eine Eigenschaft von Punktverwaschungsfunktionen ist, dass ihr Flächenintegral kleiner gleich eins sein muss. Die von einem Punkt aus abgestrahlte Lichtmenge wird auf eine größere Fläche aufgeteilt. Die von dem Punkt abgestrahlte Lichtmenge, die die Optik passiert nimmt also höchstens ab, niemals zu.

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} i(x, y) dx dy \leq 1 \quad (3.1)$$

Eine sehr einfache Funktion, die zur Näherung der Punktverwaschungsfunktion verwendet werden kann, ist die folgende normierte Gleichverteilung.

$$i(x, y) = \begin{cases} \frac{1}{2\pi r^2} & \forall x, y : x^2 + y^2 \leq r^2 \\ 0 & \forall x, y : x^2 + y^2 > r^2 \end{cases} \quad (3.2)$$

Eine realistischere Näherung, die bei Autofokussystemen und Depth-from-Defocus Verfahren verwendet wird, ist die normierte Gaußfunktion [BAOM02, PUE96]:

$$g(x, \sigma) = \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} \quad (3.3)$$

Sie besitzt, wie im Folgenden gezeigt wird, günstige Faltungseigenschaften.

$$(g(\sigma_1) * g(\sigma_2))(x) = \frac{1}{2\pi\sigma_1\sigma_2} \int_{-\infty}^{\infty} e^{-\frac{\xi^2}{2\sigma_1^2}} \cdot e^{-\frac{(x-\xi)^2}{2\sigma_2^2}} d\xi \quad (3.4)$$

$$= \frac{1}{2\pi\sigma_1\sigma_2} \int_{-\infty}^{\infty} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{\xi^2}{\sigma_1^2} + \frac{x^2 - 2\xi x + \xi^2}{\sigma_2^2}\right)} d\xi \quad (3.5)$$

$$= \frac{1}{2\pi\sigma_1\sigma_2} \int_{-\infty}^{\infty} e^{-\frac{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}{2\sigma_1^2\sigma_2^2} \left( \xi^2 - 2\frac{\sigma_1^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} \xi x + \left(\frac{\sigma_1^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}\right)^2 x^2 \right) - \left( \frac{x^2}{2\sigma_2^2} - \frac{\sigma_1^2}{2\sigma_2^2(\sigma_1^2 + \sigma_2^2)} x^2 \right)} d\xi \quad (3.6)$$

$$= \frac{1}{2\pi\sigma_1\sigma_2} e^{-\frac{x^2}{2(\sigma_1^2 + \sigma_2^2)}} \int_{-\infty}^{\infty} e^{-\frac{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}{2\sigma_1^2\sigma_2^2} \left( \xi - \frac{\sigma_1^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} x \right)^2} d\xi \quad (3.7)$$

$$= \frac{1}{\sqrt{2\pi(\sigma_1^2 + \sigma_2^2)}} e^{-\frac{x^2}{2(\sigma_1^2 + \sigma_2^2)}} = g\left(x, \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}\right) \quad (3.8)$$

Die Faltung zweier Gaußfunktionen ergibt wieder eine Gaußfunktion. Daraus folgt die Standardabweichung  $\sigma_{Ges}$  der resultierenden Gaußfunktion durch Faltung von  $n$  Gaußfunktionen, wobei  $\sigma_i$  die Standardabweichungen der einzelnen Gaußfunktionen sind.

$$\sigma_{Ges} = \sqrt{\sum_{i=1}^n \sigma_i^2} \quad (3.9)$$

Im Folgenden werden alle Punktverwaschungsfunktionen als Gaußfunktionen angenähert. Das vereinfacht das Zusammensetzen der Gesamtfunktion.

### 3.3 Abbildungsfunktion als Tiefpassfilter

Wenn die Punktverwaschungsfunktion einer Optik nicht einem Dirac-Stoß entspricht, ist die Abbildung unscharf. Das geht mit einem Verlust an Kontrast der Abbildung einher. Das ist aber nur die Folge und nicht das eigentliche Merkmal einer unscharfen Abbildung. Wesentlich ist, dass Details und scharfe Kanten in der Abbildung verloren gehen.

Bei einer Punktverwaschungsfunktion, die kein Dirac-Impuls ist, handelt es sich immer um einen Tiefpassfilter. Das heißt, dass sich die Unschärfe darin zeigt, dass bei der Fouriertransformation der Abbildung hohe Frequenzen fehlen, die im fouriertransformierten Originalbild vorhanden waren. In der Literatur wird in Analogie zu Lichtwellen oder Radiosignalen von Raumfrequenzen gesprochen (*engl. spatial frequencies*).

Die Interpretation von Details als Raumfrequenzen ist hilfreich dafür, die Fragestellung zu beantworten, welche Details nicht mehr von einer Optik abgebildet werden können. Anders formuliert, welches ist die Grenzfrequenz eines Gaußfilters? Dieser Zusammenhang wird in Abs. 3.5.1 hergestellt. Theoretisch werden Frequenzen durch Gaußfilterung nicht abgeschnitten, sondern nur unterdrückt. Denn eine Gaußfunktion ist stets größer Null. Es wird hier davon ausgegangen, dass das Auge Raumfrequenzen nicht mehr wahrnehmen kann und sie damit abgeschnitten werden, wenn deren Amplitude unter einen nicht näher bestimmten Schwellwert sinkt.

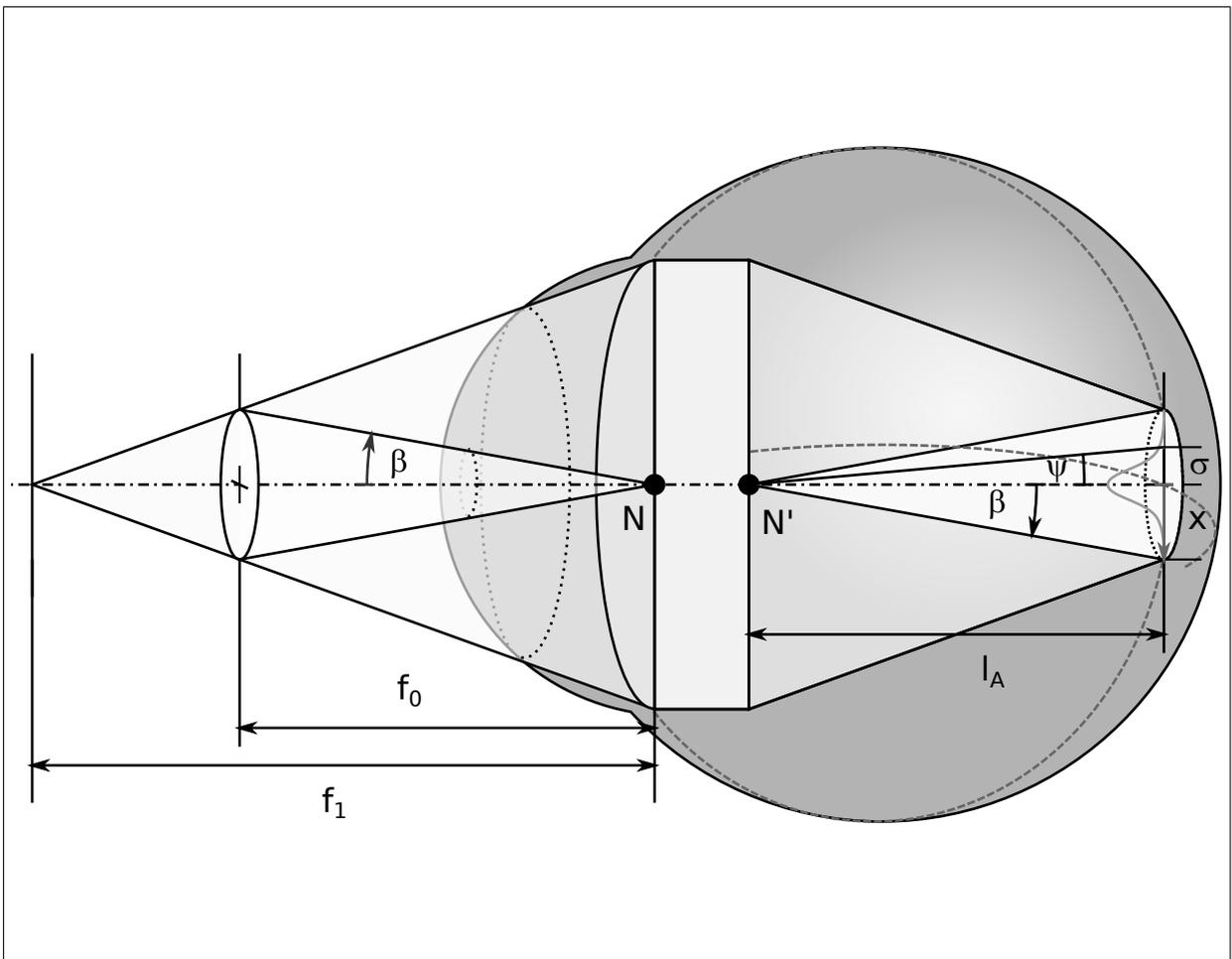
### 3.4 Beschreibung über Winkel

Im Folgenden werden die Beugungsfunktion, Abbildung durch die Linse und Wahrnehmungsfunktion der Netzhaut durch hintereinander geschaltete Gaußfilter beschrieben. Die Größe, die bei der Gaußfunktion die Aufspreizung definiert, ist die Standardabweichung. Sie ist hier ein Längenmaß und gibt eine Strecke auf der Netzhaut an (siehe Abb. 3.1). Sie ist konstant proportional zum kleinsten Detail  $\Delta x$  der Abbildung auf der Netzhaut, dass noch aufgelöst werden kann.

$$\Delta x = c_0 \cdot \sigma \quad (3.10)$$

Bezieht man die Standardabweichung  $\sigma$  auf die Augapfellänge, beziehungsweise den Abstand  $l_A$  der Netzhaut zum bildseitigen Knotenpunkt  $N'$  des Auges, erhält man den Tangens des Projektionswinkels  $\psi$ , der aufgrund des kleinen Aspektverhältnisses dem Winkel in Bogenmaß entspricht.

$$\frac{\sigma}{l_A} = \tan \psi \approx \psi \sim \alpha \quad (3.11)$$



**Abbildung 3.1:** Zusammenhang zwischen der Größe  $\sigma$  und dem Projektionswinkel  $\beta$

Multiplikation mit dem Proportionalitätsfaktor  $c_0$  ergibt den Winkel  $\alpha$ , der den Projektionswinkel des kleinsten Details angibt, das nach der Filterung noch aufgelöst werden kann.

$$\frac{\Delta x}{l_A} = \frac{\sigma c_0}{l_A} \approx c_0 \psi = \alpha \quad (3.12)$$

Die Gl. (3.3), beschrieben über Winkel, wird zu:

$$g(\beta, \alpha) = \frac{c_0}{\alpha \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{\beta^2 c_0^2}{2\alpha^2}} \quad (3.13)$$

Der Winkel  $\alpha$  ist der Kehrwert der Grenzfrequenz des Filters. Was das konkret bedeutet, wird in den späteren Abschnitten klarer. Wichtig ist, dass sich Gl. (3.9) auf das Zusammensetzen von Punktverwaschungsfunktionen, die über Winkel beschrieben sind, übertragen lässt. Multiplikation von Gl. (3.9) mit  $\frac{\sigma c_0}{l_A}$  rechnet mittels Gl. (3.12) die mit  $\sigma$  bezeichneten Strecken in mit  $\alpha$  bezeichnete Winkel um:

$$\frac{\sigma c_0}{l_A} \cdot \sigma_{Ges} = \frac{c_0}{l_A} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^n \sigma_i^2} \quad (3.14)$$

$$= \sqrt{\sum_i^N \alpha_i^2} \quad (3.15)$$

Daraus folgt:

$$\alpha_{Ges} = \sqrt{\sum_i^N \alpha_i^2} \quad (3.16)$$

Der resultierende Winkel  $\alpha_{Ges}$  ist das Auflösungsvermögen des Auges. Für jeden Filter kann einzeln eine eigene Funktion für den Grenzwinkel  $\alpha_i$  aufgestellt werden. Die Aufstellung der Winkelfunktionen wird in den folgenden Abschnitten erläutert.

### 3.5 Beugung an der Iris

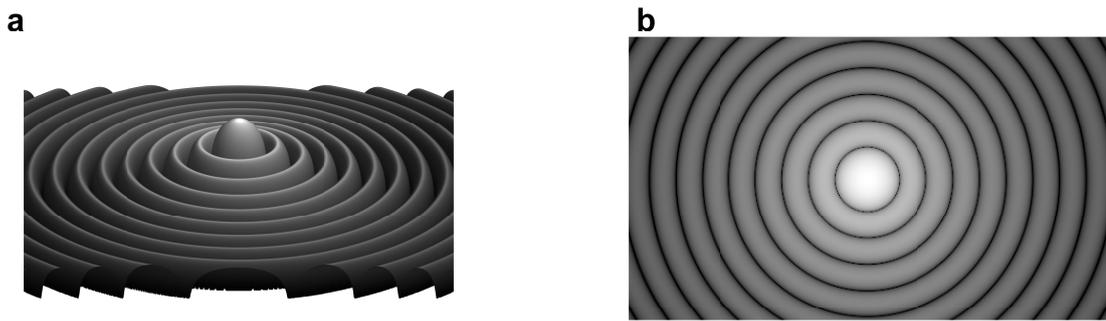
Beugung an einer Kreisblende lässt sich aus der Wellenoptik berechnen. Bei weit gestellter Pupille sind Beugungseffekte vernachlässigbar. Bei kleiner Pupille wird der Visus durch die Beugung jedoch stark verschlechtert. Die Punktverwaschungsfunktion, die durch Beugung an einer Kreisblende entsteht, lässt über eine Besselfunktion erster Art  $J_1$  beschreiben [PPBS02]. Die folgende Gleichung (3.17) beschreibt den Intensitätsverlauf der Punktverwaschungsfunktion [PPBS02]:

$$I(\gamma) = I_0 \left( \frac{2J_1(\gamma)}{\gamma} \right)^2, \quad (3.17)$$

wobei

$$\gamma(\beta) = \pi \frac{D}{\lambda} \sin(\beta). \quad (3.18)$$

Dabei ist  $\beta$  der Projektionswinkel, siehe Abb. 3.1,  $D$  die Größe der Blende und  $\lambda$  die Wellenlänge des Lichtes. Der Intensitätsverlauf ist logarithmiert in Abb. 3.2 dargestellt, um die Nebenmaxima sichtbar zu machen. Das Interferenzmuster besitzt ein kreisrundes Zentrum in der Mitte (vgl. Abb. 3.2), das 84% des einfallenden Lichtes in sich vereinigt, das sogenannte Airy-Scheibchen [Wes01]. Der Durchmesser des Scheibchens lässt sich aus der ersten Nullstelle  $\gamma_{N1} \approx 3,8317$  der Besselfunktion  $J_1(\gamma)$  in Gl. (3.17) berechnen [PPBS02]. Einsetzen der Nullstelle in Gl. (3.18) ergibt:



**Abbildung 3.2:** Intensitätsverlauf eines Beugungsmusters an einer Kreisblende

$$\gamma_{N1} \approx 3,8317 = \pi \frac{D}{\lambda} \sin(\beta_{N1}) \quad (3.19)$$

Daraus lässt sich der Winkel  $\beta_{N1}$  berechnen, bei dem Gl. (3.17) die erste Nullstelle besitzt:

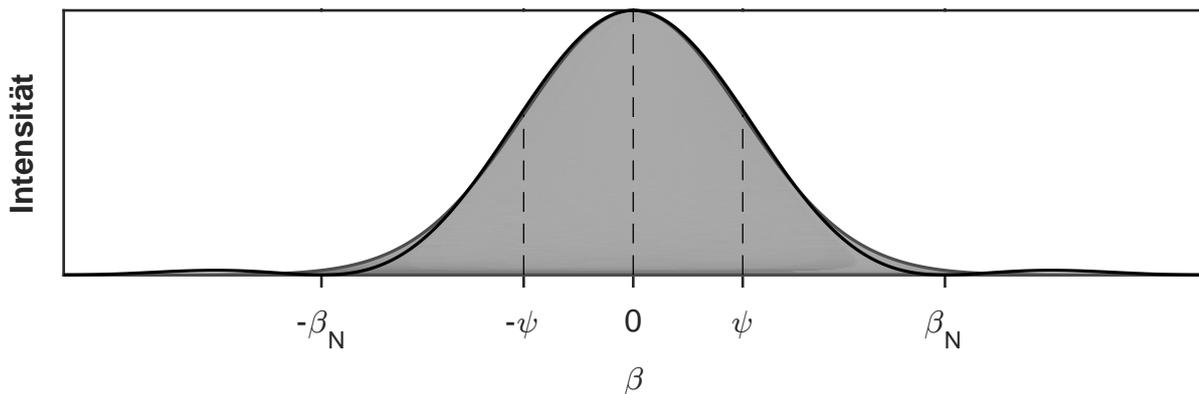
$$\beta_{N1} \approx \arcsin\left(1,22 \cdot \frac{\lambda}{D}\right) \quad (3.20)$$

Der Durchmesser des Airy-Scheibchens ist relevant, weil er ein Maß für die Aufspreizung der Punktverwaschungsfunktion ist und somit in Zusammenhang damit steht, welches Detail nach der Abbildung noch erkennbar bleibt. Der Zusammenhang zur Auflösung des Auges wird im nächsten Abschnitt hergestellt.

### 3.5.1 Bestimmung der Proportionalitätskonstanten

Wie in Abs. 3.4 beschrieben, werden die Punktverwaschungsfunktionen, so auch die im vorhergehenden Abschnitt vorgestellte, über Winkel beschrieben. Im vorliegenden Abschnitt werden die Proportionalitätskonstanten bestimmt, die den Zusammenhang zwischen den aus der Geometrie resultierenden Winkeln, mit  $\beta$  bezeichnet, und den mit der Auflösung in Beziehung stehenden Winkeln, mit  $\alpha$  bezeichnet, herstellen. Der Zusammenhang wird zunächst anhand von Gl. (3.17) hergestellt und anschließend auf die anderen Punktverwaschungsfunktionen übertragen.

Werden die ringförmigen Maxima höherer Ordnung der Beugungsfunktion Gl. (3.17) vernachlässigt, kann sie mit guter Näherung durch eine Gaußfunktion angenähert werden, siehe Abb. 3.3. Der Zusammenhang der Standardabweichung der approximierten Gaußfunktion zu dem halben Öffnungswinkel des Projektionskegels des Airy-Scheibchens wurde hier numerisch ermittelt und beträgt  $\beta_{N1} = 2,8466 \psi$ . Der geometrische Zusammenhang der Winkel ist in Abb. 3.1 ersichtlich.



**Abbildung 3.3:** Annäherung der Beugungsfunktion durch Gaußfunktion

Es existieren zwei Kriterien aus der Astronomie, die einen Bezug zwischen der Breite der Punktverwaschungsfunktion und der Auflösung der Optik herstellen: Das Rayleigh- und das Dawes-Kriterium.

Nach dem Rayleigh-Kriterium können zwei Punkte dann als getrennt wahrgenommen werden, wenn deren Winkelabstand gerade dem Winkel  $\beta_{N1}$  entspricht [Wes01].

Das Dawes-Kriterium wurde empirisch aus Beobachtungen an Doppelsternen abgeleitet und ist noch einmal um den Faktor 1,22 kleiner [Wes01]. Das Kriterium entspricht der Zweipunktauflösung  $\alpha_Z$ .

$$\alpha_Z = \frac{\beta_{N1}}{1,22} \quad (3.21)$$

Der Wert für die Zweipunktauflösung  $\alpha_Z$  ist doppelt so groß, wie die Auflösung von Sehzeichen. Dieser Zusammenhang wird in Abs. 3.5.2 graphisch dargestellt und erläutert. Die Gitterauflösung entspricht der Auflösung von Sehzeichen, wenn die Lückenbreite von Sehzeichen und Gitter identisch sind. Der Winkel unter dem diese Lücke dem Betrachter erscheint, entspricht dem gesuchten Grenzwinkel  $\alpha$ .

$$\alpha = \frac{\alpha_Z}{2} = \frac{\beta_{N1}}{2,44} \quad (3.22)$$

Der Umrechnungsfaktor wird durch die folgende Konstante ersetzt:

$$c_1 = \frac{1}{2,44} \approx 0,41 \quad (3.23)$$

Die Grenzwinkel, die für die Berechnung der Abbildungsfunktion relevant sind, sind in der Größenordnung von wenigen Bogenminuten. Aus der Berechnung liegen sie häufig in der Einheit Bogenmaß vor. Für die Umrechnung von Bogenmaß (rad), in Bogenminuten (') wird der Term  $c_2$  verwendet.

$$\text{rad} = \frac{1,08 \cdot 10^4}{\pi} 1' \quad (3.24)$$

Der Umrechnungsfaktor wird als Konstante eingesetzt.

$$c_2 = \frac{1,08 \cdot 10^4}{\pi} 1' \quad (3.25)$$

Für kleine Winkel  $\beta < 5^\circ$  gilt:

$$\beta = \arctan(X) \approx X \text{ rad} = X c_2 \quad (3.26)$$

$$\beta = \arcsin(X) \approx X \text{ rad} = X c_2 \quad (3.27)$$

Der Term  $X$  ist ein Platzhalter. Im Folgenden ist es wichtig, dass alle Gleichungsterme in den gleichen Einheiten vorliegen. Zur Vereinfachung der Berechnung wird der Umrechnungsfaktor  $c_2$  folgendermaßen zu  $c'_2$  umgeformt:

$$c'_2 = \frac{c_2}{2} \cdot 10^{-3} \frac{\text{m}}{\text{mm}} \approx 1,789' \frac{\text{m}}{\text{mm}} \quad (3.28)$$

In dem so erhaltenen Umrechnungsfaktor ließen sich die Einheiten  $\text{m} \cdot \text{mm}^{-1}$  kürzen. Die Einheiten der Konstanten  $c'_2$  wurden jedoch gezielt so gesetzt, dass sich kommende Gleichungen vereinfachen und die Funktionsparameter in gängigen Einheiten ohne weitere Umrechnung eingesetzt werden können, beziehungsweise bei Umformung der Gleichung direkt in der erwarteten Einheit vorliegen:

- Die Pupillenweite in Millimetern,
- die Wellenlänge in Mikrometern,
- die Auflösung in Bogenminuten,
- die Brechkraft und Defokussierung in Dioptrien.

Mit den eingeführten Konstanten lässt sich der Grenzwinkel für die Beugungsbegrenzung der Sehschärfe  $\alpha_B$  berechnen. Gleichung (3.20) lässt sich mit den Konstanten  $c_1$  und  $c_2$  und Gl. (3.27) umformen zu:

$$\alpha_B = c_1 \beta_{N1} = c_1 \arcsin\left(1,22 \cdot \frac{\lambda}{D}\right) \approx \frac{c_2 \lambda}{2D} \quad (3.29)$$

$$\alpha_B = c'_2 \frac{\lambda}{D} \quad (3.30)$$

$\alpha_B$  bezeichnet den Grenzwinkel der Punktverwaschungsfunktion für Beugung, also die Detailgröße in Bogenminuten, die trotz Beugungsunschärfe gerade noch erkennbar ist.

## 3.5.2 Graphische Darstellung

Im vorangegangenen Abschnitt wurden zwei Kriterien vorgestellt, anhand derer berechnet werden kann, in welchem Winkel zwei Punktlichtquellen gerade noch von einer Optik getrennt aufgelöst werden können. Im vorliegenden Abschnitt werden die Kriterien graphisch in Abb. 3.4 aufbereitet und gezeigt, dass sie sich ebenso auf die Auflösung von Sehzeichen aus der Augenoptik übertragen lassen.

In Abb. 3.4 sind verschiedene Sehzeichen zu sehen. Von links nach rechts, zwei getrennte Punktlichtquellen, ein Snellen-Haken und ein Landolt-Ring. Der Abstand der Lichtquellen entspricht der doppelten Lückenbreite der Sehzeichen. Das Rayleigh und Dawes-Kriterium wurden auf Gaußfunktionen übertragen. Die Sehzeichen in den Bildern darunter wurden mit Gaußfunktionen gefaltet, die einmal dem Rayleigh und einmal dem Dawes-Kriterium entsprechen. Trotz Gaußfilterung sind die Lichtquellen gerade noch als getrennt wahrnehmbar. Die Orientierung der weiteren Sehzeichen kann gerade noch erkannt werden.

Das zeigt zwei Dinge. Zum einen lassen sich die Kriterien auf Gaußfunktionen übertragen. Das Dawes-Kriterium liegt näher an der Grenzauflösung. Daher wird es für das Augenmodell herangezogen.

Zum anderen zeigt sich, dass der gleiche Filter bei zwei getrennten Lichtquellen dann mit den anderen Sehzeichen vergleichbar ist, wenn deren Abstand der doppelten Lückenbreite eines Snellen-Hakens oder Landolt-Rings entspricht. Dawes- und Rayleigh-Kriterium wurden für das Auflösen zweier getrennter Lichtquellen entwickelt, nicht dafür, welche Detailgröße noch erkennbar ist. Übertragen aufs Auge bedeutet das, dass diese Kriterien für den Zweipunktvisus geeignet sind. Abb. 3.4 visualisiert, dass die Kriterien sich auch auf die Erkennbarkeit von verwaschenen Sehzeichen übertragen lassen. Damit ist ein geeignetes Mittel gefunden worden, theoretisch Aussagen darüber treffen zu können, welche Details sich noch auflösen lassen.

## 3.6 Sehzellenbegrenzung der Auflösung

Die Wahrnehmung durch die Netzhaut wird als weiterer Filter modelliert. Dadurch kann ein besseres Verständnis dafür gewonnen werden, welchen Einfluss die Pupillenweite auf die Auflösung des Auges hat.

Ebenso wie durch eine unscharfe Abbildung Details im Bild verloren gehen, geschieht das durch die Netzhaut. Wie bei Digitalkameras die Bildauflösung des Sensors ein entscheidendes Merkmal dafür ist, welche Details erkannt werden können, ist auch die Sinneszellendichte der Netzhaut ein entscheidender aber nicht alleiniger Faktor dafür welches Detail aufgelöst werden kann. Je größer der Abstand zwischen den Sinneszellen ist, desto größer ist das kleinste noch

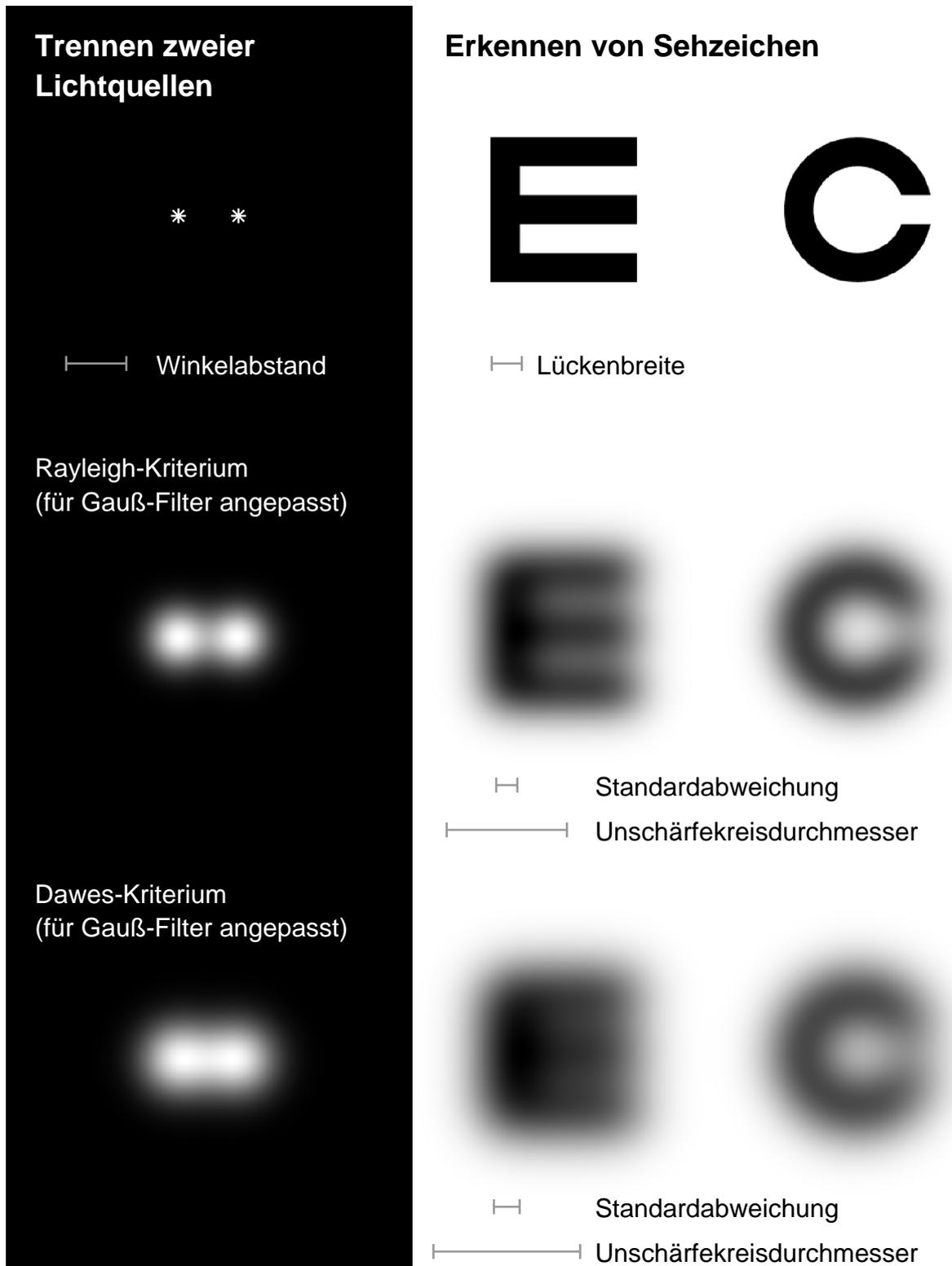


Abbildung 3.4: Erkennbarkeit von verwaschenen Sehzeichen

wahrnehmbare Detail. Der Kehrwert der räumlichen Entfernung der Sinneszellen ist

weiterer Tiefpassfilter. Für die Wahrnehmung an der Netzhaut wird auch ein Gaußfilter verwendet.

Der Grenzwinkel  $\alpha_0$  für die Punktverwaschungsfunktion benötigt keine Berechnung. Der Winkel entspricht dem Auflösungsvermögen, das bei idealer Abbildung durch die Optik erreichbar ist.

## 3.7 Gesamtauflösung

Mit Gl. (3.16) lassen sich die Grenzwinkel  $\alpha_0$  und  $\alpha_B$  zu der Gesamtauflösung  $\alpha_{Ges}$  bei scharf gestellter Optik zusammenführen:

$$\alpha_{Ges}(D) = \sqrt{\alpha_0^2 + \alpha_B^2(D)} \quad (3.31)$$

Einsetzen von Gl. (3.30) für  $\alpha_B$  ergibt:

$$\alpha_{Ges}(D) = \sqrt{\alpha_0^2 + \frac{c_2'^2 \lambda^2}{D^2}} \quad (3.32)$$

Eine weiteres Maß für die Sehschärfe ist der Visus  $v$ . Er ergibt sich aus der Auflösung  $\alpha_{Ges}$  durch die folgende Umrechnung:

$$v(D) = \frac{1'}{\alpha_{Ges}(D)} \quad (3.33)$$

Das Einsetzen von Gl. (3.32) in Gl. (3.33) ergibt die Funktion für den Visus  $v(D)$  in Abhängigkeit der Pupillenweite  $D$ :

$$v(D) = \frac{D}{\sqrt{\alpha_0^2 D^2 + c_2'^2 \lambda^2}} 1' \quad (3.34)$$

Mit Gl. (3.22) lässt sich der Zweipunktvisus berechnen:

$$v_Z(D) = \frac{D}{\sqrt{\alpha_{0Z}^2 D^2 + 4c_2'^2 \lambda^2}} 1' \quad (3.35)$$

Der hergeleitete Gleichungszusammenhang für die Sehschärfe wird nun mit Messdaten aus der Literatur verglichen. In Abb.3.5 sind aus [Wes01] extrahierte Messwerte für die Abhängigkeit des Gittervisus von der Pupillenweite dargestellt. Die Gitterorientierungen sind jeweils angegeben. Mit der Levenberg-Marquard-Methode wurde Gl. (3.34) an die Messwerte angepasst. Der Parameter  $\hat{\alpha}_0$  wurde für jede der drei Kurven separat geschätzt, die Wellenlänge  $\hat{\lambda}$  für alle Messwerte zusammen, vgl. Tab. 3.1. Die Verläufe der Funktion sind ebenfalls in der Abbildung dargestellt. Das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  gibt das Verhältnis zwischen der Varianz der Messwerte und dem Anteil der Varianz an, der durch die an die Messwerte angenäherte Funktion beschrieben wird. Der Anteil von 98,96 % zeigt, dass der Verlauf der Messwerte sehr gut durch Gl. (3.34) beschrieben ist. Der Schätzwert  $\hat{\lambda}$  für die Wellenlänge entspricht mit sehr guter Näherung dem in [Wes01] angegebenen Wert  $\lambda = 0,6328 \mu\text{m}$ .

Gittervisus	$\hat{\alpha}_0$	$\hat{\lambda}$	$\sigma$	$R^2$
diagonal	0,9452			
horizontal	0,8728	0,6344 $\mu\text{m}$	0,0325	98,96 %
vertikal	0,7000			

Tabelle 3.1: Schätzparameter für den Gittervisus

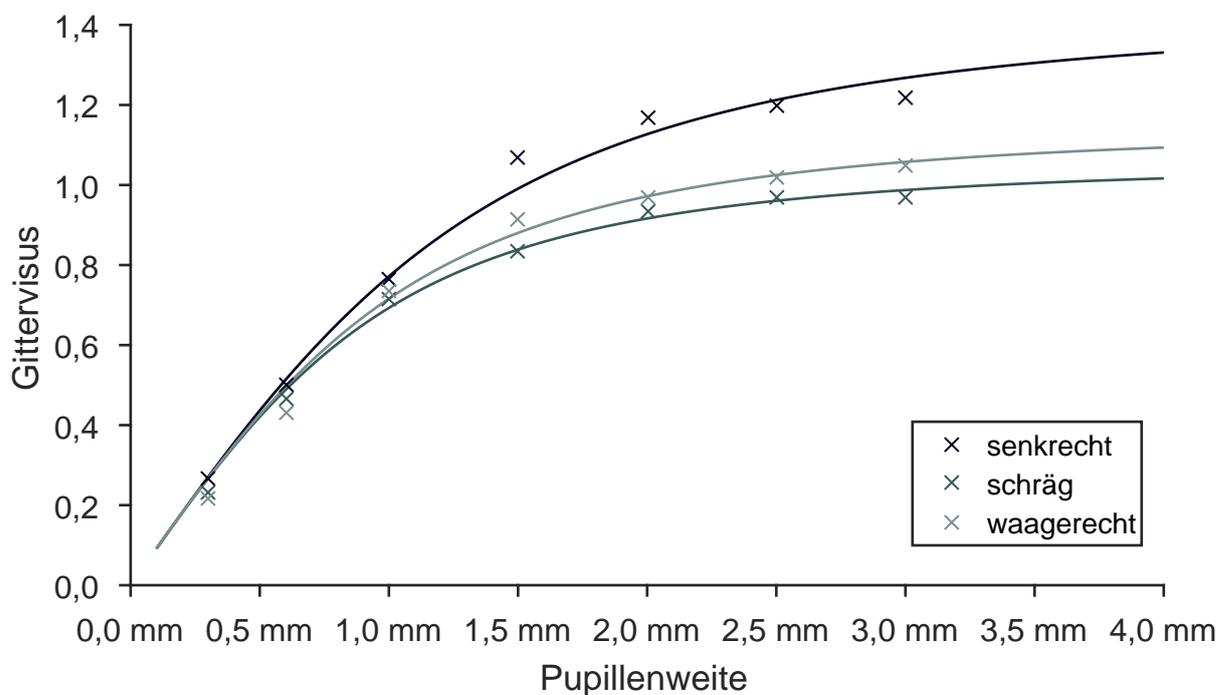
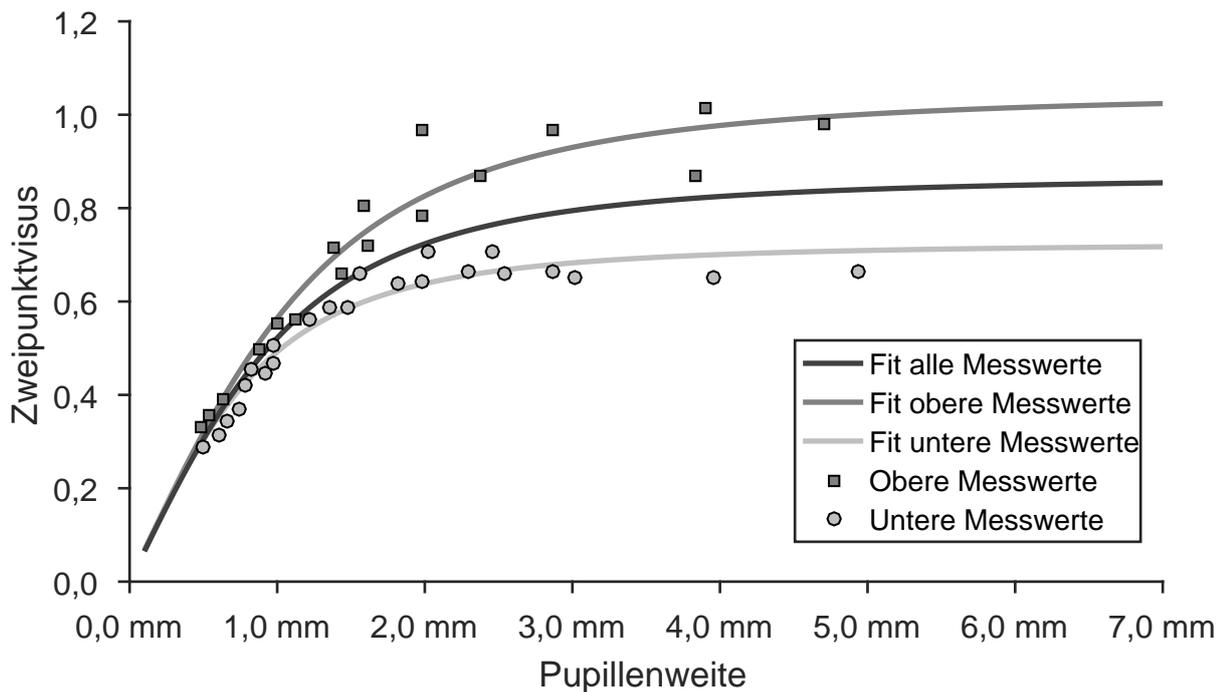


Abbildung 3.5: Messwerte für den Gittervisus in Abhängigkeit zur Pupillenweite (extrahiert aus [Wes01])



**Abbildung 3.6:** Messwerte für den Zweipunktvisus in Abhängigkeit zur Pupillenweite (extrahiert aus [Wes01])

In Abb. 3.6 sind aus [Wes01] extrahierte Messwerte für den Zweipunktvisus dargestellt. Die Messergebnisse stammen von mehreren Individuen. Der Literaturstelle ist keine Zuordnung der Messwerte zu Individuen zu entnehmen. Daher wurden zunächst alle Messergebnisse mit Gl. (3.35) angenähert. In einem zweiten Schritt wurden der Parameter  $\alpha_{0Z}$  für die Messwerte getrennt angenähert, die oberhalb und unterhalb des zuvor angenäherten Funktionsverlaufs lagen, siehe Abb. 3.6. Die Wellenlänge wurde wie beim Gittervisus für beide Kurven gemeinsam angenähert. Das Bestimmtheitsmaß von 95,17 % zeigt, dass sich ein Großteil der Varianz in den Messwerten plausibel durch ein unterschiedliches sehzellenbegrenztes Auflösungsvermögen  $\alpha_{0Z}$  der Probanden erklären lässt. Die Wellenlänge  $\hat{\lambda} = 0,4343 \mu\text{m}$  entspricht blauem Licht.

Die Gleichungen (3.34) und (3.35) geben den Verlauf der Messwerte sehr gut wieder. Die Gleichungszusammenhänge liefern plausible Ergebnisse. Für eine geschlossene Blende ergibt sich eine Sehschärfe von Null. Je größer der Pupillendurchmesser ist, desto größer wird die Sehschärfe. Der Wert konvergiert gegen die sehzellenbegrenzte Grenzsehschärfe, also dem Kehrwert aus  $\alpha_0$  bzw.  $\alpha_{0Z}$ , die mit einer idealen Optik erreichbar sind.

Zweipunktvisus	$\hat{\alpha}_{0Z}$	$\hat{\lambda}$	$\sigma$	$R^2$
Alle Messpunkte	1,1500	0,4459 $\mu\text{m}$	0,0945	76,27 %
Obere Messpunkte	0,9531	0,4343 $\mu\text{m}$	0,0426	95,17 %
Untere Messpunkte	1,3777			

Tabelle 3.2: Schätzparameter für den Zweipunktvisus

### 3.8 Zusammenhang von Defokus und Visus

In vorliegendem Abschnitt wird die Berechnung der Größe des Öffnungswinkels des Projektionskegels der Defokusunschärfe gezeigt. Die Herleitung erfolgt äquivalent zu [GPB80, AS02], jedoch vollständig objektseitig. Aus Abb. 3.7 ergibt sich der Zusammenhang der verschiedenen Größen aus der optischen Geometrie. Die Abbildung enthält die objektseitige Darstellung einer defokussierten Abbildung. Die Länge  $f_0$  gibt die Entfernung der Schärfeebene an. Die Länge  $f_1$  ist die Entfernung, in der das abgebildete Objekt sich tatsächlich befindet. Die Strecke zwischen den Schnittpunkten der Schärfeebene mit den Geraden von der Außenseite der Pupille zu dem Betrachtungspunkt gibt die Größe des Unschärfekreises auf der scharfen Ebene an. Der Winkel  $\beta_{Def}$  ist der halbe Öffnungswinkel des Projektionskegels des Unschärfekreises durch den Knotenpunkt des Auges. Ziel ist es, diesen Winkel in Abhängigkeit zum Defokus zu bestimmen, weil sich daraus die Detailgröße berechnen lässt, die sich trotz der durch Defokussierung verursachte Unschärfe gerade noch erkennen lässt.

Aus Abb. 3.7 folgen die Zusammenhänge:

$$\frac{h_0}{|f_1 - f_0|} = \frac{D}{2 f_1} \quad (3.36)$$

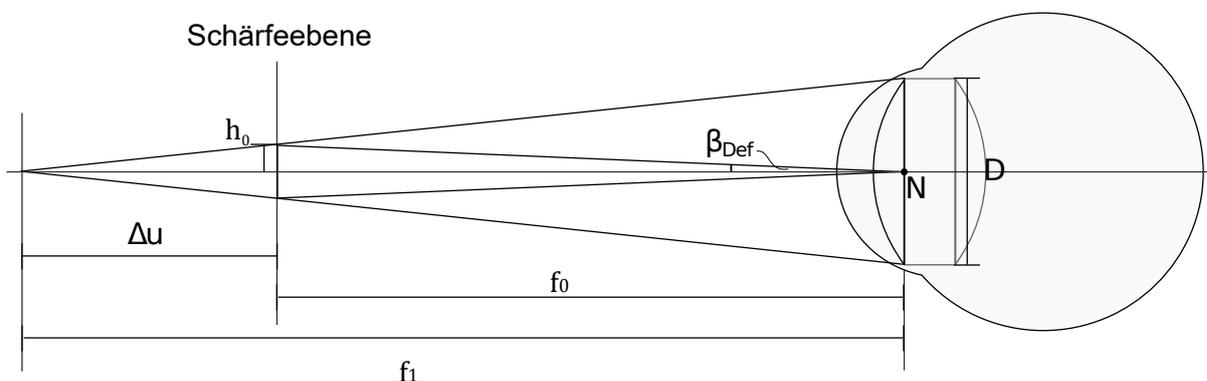


Abbildung 3.7: Öffnungswinkel des Unschärfekreises aus der optischen Geometrie

$$\tan(\beta_{Def}) = \frac{h_0}{f_0} \quad (3.37)$$

Durch Einsetzen von Gl. (3.36) in Gl. (3.37) ergibt sich die folgende Gleichung:

$$\tan(\beta_{Def}) = \frac{D}{2f_1} \cdot |f_1 - f_0| \cdot \frac{1}{f_0} \quad (3.38)$$

$$\beta_{Def} = \arctan\left(\frac{D}{2} \left| \frac{1}{f_0} - \frac{1}{f_1} \right| \right) \quad (3.39)$$

Der Defokus  $\Delta u$  ist die Abweichung der Betrachtungsentfernung von der Schärfeebene in Dioptrien:

$$\Delta u = \left( \frac{1}{f_1} - \frac{1}{f_0} \right) \quad (3.40)$$

Der Defokus ist positiv, wenn die Betrachtungsentfernung proximal vor der Schärfeebene liegt und negativ, wenn sie distal zu der Schärfeebene liegt. Für kleine Winkel lässt sich die Funktion mit Gl. (3.26) annähern durch:

$$\beta_{Def} \approx c'_2 D |-\Delta u| \quad (3.41)$$

Daraus lässt sich mit Gl. (3.22) der Grenzwinkel  $\alpha_{Def}$  berechnen. Der zusätzlich eingefügte Faktor  $c_3$  beschreibt die Toleranz gegen Defokusunschärfe und wird in Abs. 3.9 näher erläutert.

$$\alpha_{Def} = c_1 c'_2 c_3 \beta_{Def} = c_1 c'_2 c_3 D |\Delta u| \quad (3.42)$$

Die Konstanten  $c_1$  und  $c'_2$  wurden in Abs. 3.5.1 eingeführt. Mit Gl. (3.16) ergibt sich daraus die folgende Erweiterung für Gl. (3.31):

$$\alpha_{Ges}(D) = \sqrt{\alpha_0^2 + \alpha_B^2 + \alpha_{Def}^2} \quad (3.43)$$

Einsetzen von Gl. (3.30) und Gl. (3.42) ergibt:

$$\alpha_{Ges}(D) = \sqrt{\alpha_0^2 + \frac{c_2'^2 \lambda^2}{D^2} + c_1^2 c_2'^2 c_3^2 D^2 \Delta u^2} \quad (3.44)$$

## 3.9 Vergleich mit realen Messdaten und Bestimmung der Konstanten $c_3$

Im vorangehenden Abschnitt wurde in Gl. (3.42) der Faktor  $c_3$  eingeführt. Zunächst wird erläutert, wie der Faktor zu interpretieren ist. Der Faktor stellt den Zusammenhang zwischen der Größe des Unschärfekreises und dessen Intensitätsverteilung her. Im vorangegangenen Abschnitt wurde, gezeigt wie aus der optischen Geometrie der Öffnungswinkel des Projektionskegels für die Defokusunschärfe bestimmt werden kann und welchen Einfluss die Pupillenweite auf dessen Größe besitzt. Daraus ergibt sich der Durchmesser des Unschärfekreises der Projektion eines Punktes auf der Netzhaut. Der Durchmesser lässt sich damit berechnen, nicht aber die Verteilung der Helligkeit auf der Netzhaut. Das ist jedoch relevant dafür, welches Detail herausgefiltert wird. Die Verteilung der Punktverwaschungsfunktion wurde hier als Gaußfunktion modelliert. Deren Aufspreizung bezüglich des Durchmessers des Unschärfekreises wurde ebenso skaliert wie die Breite der Punktverwaschungsfunktion für Beugung bezüglich des Airy-Scheibchens.

Die Intensitätsverteilung der Punktverwaschungsfunktion für Defokusunschärfe auf der Netzhaut kann auch eine andere Form besitzen. Die Verteilung kann flacher oder spitzer verlaufen. Ist der Verlauf flacher, so ist der Grenzwinkel des Filters größer. Es wird ein größerer Frequenzbereich herausgefiltert. Ist der Verlauf hingegen spitzer und konzentriert sich mehr Intensität in der Mitte der Punktverwaschungsfunktion, so ist der Grenzwinkel kleiner. Damit bleiben feinere Details in der Abbildung erhalten. Der Faktor kann damit als empirisch zu ermittelnder, geometrischer Formfaktor interpretiert werden, für die Abweichung der Punktverwaschungsfunktion für Defokusunschärfe von einer Gaußfunktion.

Der Faktor trägt dem Umstand Rechnung, dass die gleiche Defokussierung sich bei unterschiedlichen Individuen unterschiedlich auf die Sehschärfe auswirkt. In den folgenden beiden Abschnitten wird der Faktor  $c_3$  und dessen Verteilung aus Messdaten verschiedener Versuche gewonnen.

### 3.9.1 Messdaten zur Sehschärfe in Bezug zur Refraktion

Messdaten zur Sehschärfe in Bezug zur Defokusunschärfe wurden in [ASE79] präsentiert. Die Untersuchung wurde mit 22 myopen Probanden im Alter zwischen 19 und 36 Jahren durchgeführt. Die Versuche wurden nach Fehlsichtigkeit der Probanden zusammengefasst. Es gab 14 Gruppen mit sphärischen Äquivalenten von  $-0,75$  dpt bis  $-7,5$  dpt. Die Fähigkeit der Probanden, Sehzeichen auf einer Bailey-Lovie-Buchstaben-Sehtafel in 3 oder 6 m Entfernungen zu erkennen, wurde in vier unterschiedlichen Bedingungen überprüft. Die Sehschärfe wurde bei korrigierter und unkorrigierter Fehlsichtigkeit bei medikamentös induzierter

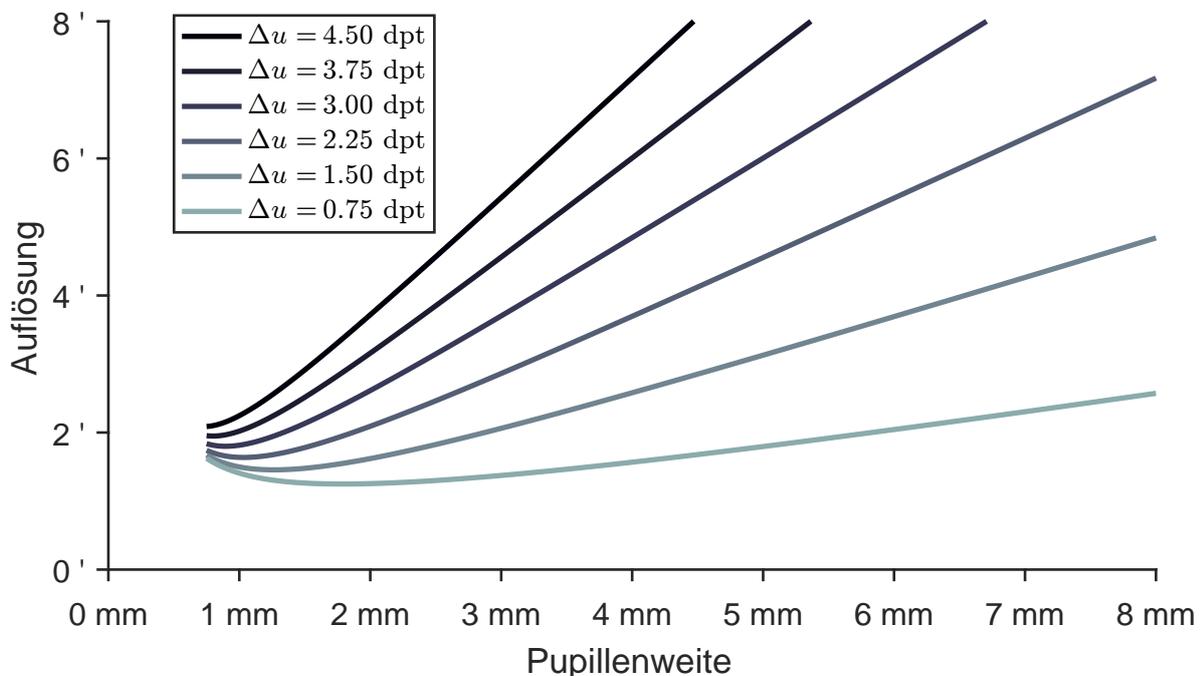
Mydriasis mit künstlichen Pupillen bestimmt. Beide Versuche wurden in zwei Beleuchtungsbedingungen wiederholt. Einmal wurde die Beleuchtungsstärke der Sehtafel konstant gehalten, das andere Mal so kompensiert, dass die Beleuchtung auf der Netzhaut trotz unterschiedlicher Pupillenweiten gleich blieb. Die Beleuchtungsbedingungen lieferten vergleichbare Ergebnisse. Die Unterscheidung der Beleuchtungsbedingungen ist daher nicht relevant für die weitere Betrachtung.

Der Versuch liefert umfangreiche Daten, in denen der Bezug zwischen den Größen Sehschärfe, Defokussierung und Pupillenweite gemessen wurde. Ziel ist es, aus den Versuchsdaten für unkorrigierte Fehlsichtigkeit realistische Werte für den Faktor  $c_3$  zu bestimmen.

In Abb. 3.8 ist die Funktion für die Auflösung  $\alpha_{Ges}$ , Gl. (3.44), in Abhängigkeit zum Defokus für verschiedene Pupillenweiten aufgetragen. Die Funktion besitzt einen hyperbolischen Anteil. Bei großer Defokussierung  $\Delta u$  wird die verursachte Unschärfe so groß, dass Beugungsunschärfe und das Auflösungsvermögen nicht mehr ins Gewicht fallen.

$$\alpha_{Ges}(D) = |\Delta u| \sqrt{\frac{\alpha_0^2}{\Delta u^2} + \frac{c_2'^2 \lambda^2}{D^2 \Delta u^2} + c_1^2 c_2'^2 c_3^2 D^2} \quad (3.45)$$

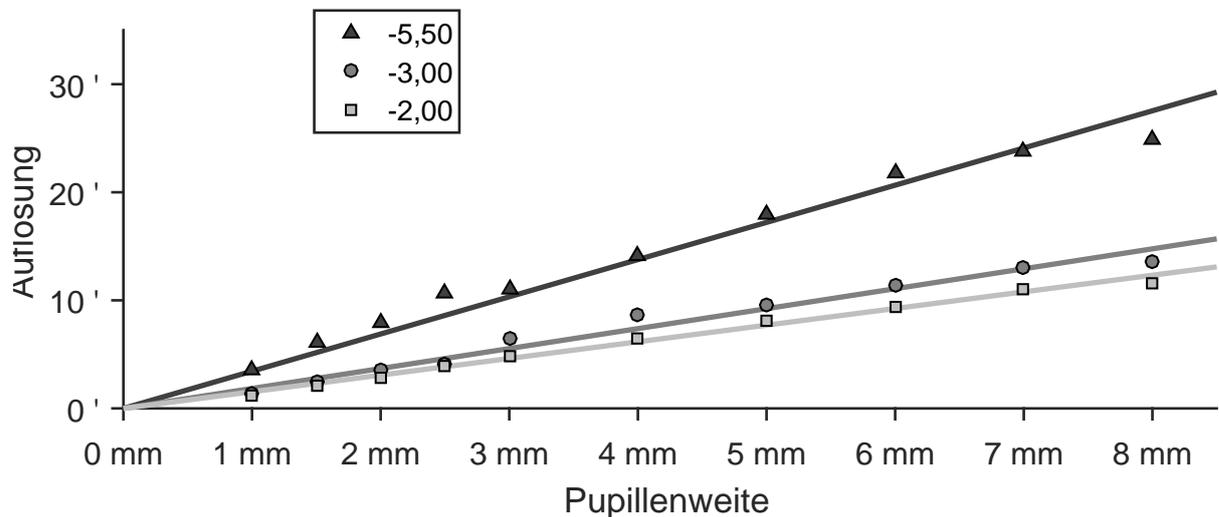
$$\frac{\alpha_0^2}{\Delta u^2} + \frac{c_2'^2 \lambda^2}{D^2 \Delta u^2} \approx 0 \quad (3.46)$$



**Abbildung 3.8:** Funktionsverlauf der Auflösung in Relation zur Pupillenweite und zum Defokus

Dann geht der Verlauf in eine Gerade über und die Gleichung lässt sich zu dem folgenden linearen Zusammenhang vereinfachen:

$$\alpha_{Ges} \approx \alpha_{Def} = c_1 c_2 c_3 D |\Delta u| \quad (3.47)$$



**Abbildung 3.9:** Messwerte zur Auflösung in Relation zur Pupillenweite und zum Defokus, extrahiert aus [ASE79]

Die Gleichung beschreibt eine Gerade, die durch den Ursprung geht. In Abb. 3.9 sind beispielhaft die Messwerte von drei Probanden aufgetragen, und Gl. (3.47) in die Messwerte gelegt. Nicht alle Messkurven folgen perfekt dem Geradenverlauf. Dennoch zeigt sich anhand des Bestimmtheitsmaßes, vgl. Tab. 3.3, dass Gl. (3.47) eine hinreichend gute Näherung für die Sehschärfe bei Defokussierung ist.

Ergebnisse von sechs von insgesamt 28 Messreihen wurden nicht verwendet, weil die Übereinstimmung der Messwerte mit dem vorgegebenen Verlauf von Gl. (3.47) zu gering war (Bestimmtheitsmaß:  $R^2 \leq 0,65$ ). Das war vor allem bei einem Defokus von 1,5 dpt oder weniger der Fall oder bei Daten mit großen Schwankungen ohne klaren Verlauf.

Mittelwert	$\bar{c}_3 = 0,6975$
Minimum	$\min\{c_3\} = 0,4243$
Maximum	$\max\{c_3\} = 1,0935$
Standardabweichung	$\sigma_{c_3} = 0,1606$
Bestimmtheitsmaß	$R^2 = 0,6935 - 0,9932$

**Tabelle 3.3:** Faktor für Unschärfetoleranz

Aus den restlichen Daten wurde die Verteilung für den Faktor  $c_3$  ermittelt. Für die weitere Betrachtung sind vor allem der Mittelwert und der niedrigste Wert von Bedeutung. Sie sind in Tab. 3.3 aufgelistet.

### 3.9.2 Sehschärfe in Bezug zu Defokussierung und Pupillenweite

Eine weitere Veröffentlichung beschreibt Versuche zur Sehschärfe mit künstlichen Pupillen bei defokussiertem Bild [Aul68]. Der Proband hatte die Aufgabe mit künstlichen Pupillen mit Durchmessern von 0,8 mm bis 7 mm Landolt-Ring Sehzeichen in den Nenngrößen 0,1, 0,25 und 0,63 zu erkennen. Dabei wurde mit künstlichen Linsen eine Defokussierung erzeugt, die gerade so groß war, dass die Sehzeichen noch erkannt werden konnten.

Die Versuchsbedingungen geben also die Sehschärfe bei Defokussierung in Abhängigkeit der Pupillenweite wieder. Durch Umformen von Gl. (3.47) wird eine Funktion für den Defokus  $\Delta u$  in Abhängigkeit zur Auflösung  $\alpha_{Ges}$  und der Pupillenweite  $D$  erzeugt.

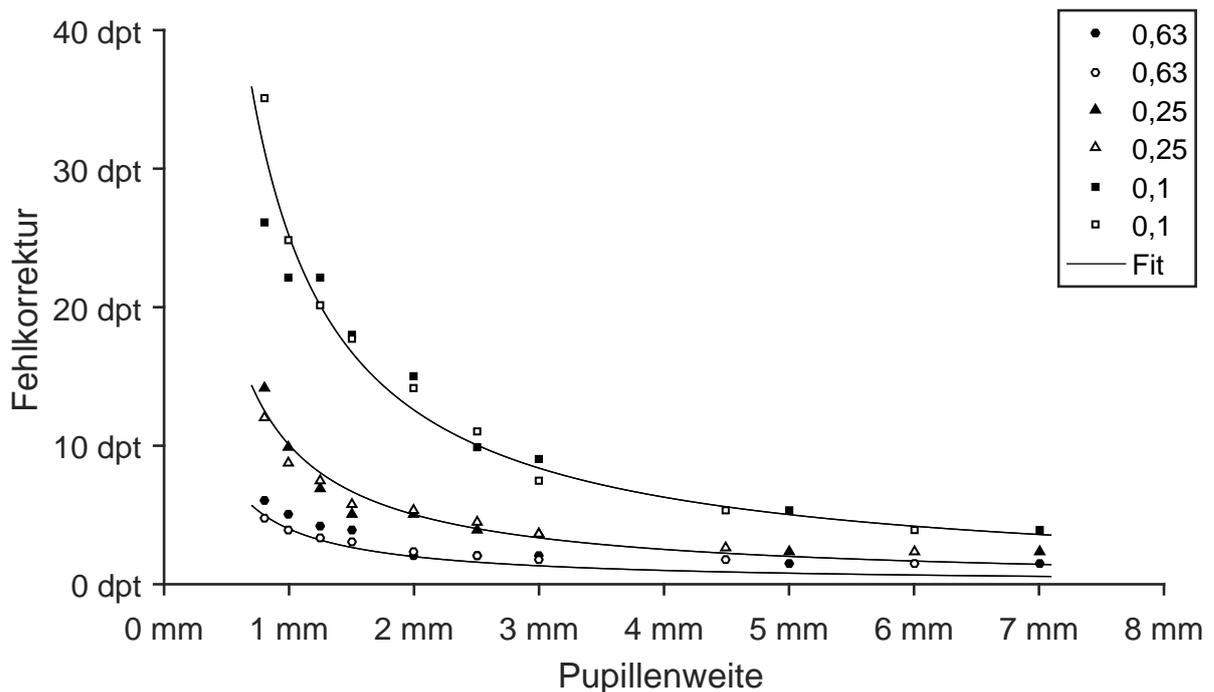
$$\Delta u (\alpha_{Ges}, D) = \frac{\alpha_{Ges}}{c_1 c'_2 c_3 D} \quad (3.48)$$

Gl. (3.48) wird an die aus [Aul68] extrahierten Messwerte angenähert. Nur der Parameter  $c_3$  muss einmal für alle Messwerte zusammen bestimmt werden. Alle anderen Größen sind gegeben.

Die Ergebnisse sind in Abb. 3.10 dargestellt. Die schwarz gefüllten und ungefüllten Messpunkte kennzeichnen verschiedene Messreihen. Die unterschiedlichen Formen stehen für die verschiedenen Sehzeichengrößen. Die Kurven des Modells (Gl. (3.48)) sind in schwarz dargestellt. Der geschätzte Parameter  $\hat{c}_3$  ist in Tab. 3.4 aufgeführt.

Sehzeichenerkennung	$\hat{c}_3$	$\sigma$	$R^2$
0,63	0,5645	1,275 dpt	97,02 %
0,25			
0,1			

**Tabelle 3.4:** Angleichen des Funktionszusammenhangs an die extrahierten Messdaten



**Abbildung 3.10:** Toleranz von Fehlkorrekturen bei verschiedenen Weiten künstlicher Blenden. Messwerte wurden [Aul68] entnommen.

Die Gl. (3.48) gibt den Verlauf der Messwerte sehr gut wieder. Nur bei Pupillenweiten größer als 4 mm wird die tolerierte Defokussierung für große Sehzeichen leicht unterschätzt. Hier liegen die Modellkurven für Sehzeichengrößen von 0,25 und 0,63 unterhalb der Messwerte. Der Schätzwert für den Parameter  $\hat{c}_3 = 0,5645$  liegt nah am Mittelwert des Bereichs, der im vorhergehenden Abschnitt bestimmt wurde und ist damit plausibel.

Man kann damit davon ausgehen, dass Gl. (3.48), die ein Teilmodell des gesamten Augenmodells Gl. (3.44) ist, den Zusammenhang zwischen Sehschärfe, Pupillenweite und Defokus sehr gut wiedergibt.

## 3.10 Abhängigkeit der Schärfentiefe von der Pupillenweite

Die Schärfentiefe ist eine für das Künstliche Akkommodationssystem wichtige Größe. Die Einstellgenauigkeit der Linsenbrechkraft des Implantats an die Zielentfernung sollte nach Möglichkeit im Schärfentiefebereich eines Implantatträgers liegen, da sonst eine merkliche Defokussierung vorliegt. Daher ist es wichtig, die Abhängigkeit der Schärfentiefe in Abhängigkeit der Pupillenweite berechnen zu können. Im kommenden Abschnitt wird eine neue Gleichung zur Bestimmung der Schärfentiefe erstellt und mit Messdaten aus der Literatur verglichen. In Abs. 6 wird der Zusammenhang genutzt, um Ergebnisse medizinischer Unter-

suchungen zu bewerten. Die Schärfentiefe ist definitionsgemäß der Bereich vor und hinter der Schärfeebene, innerhalb dem ein Betrachtungsobjekt verschoben werden kann, ohne dass die Defokussierung wahrgenommen wird [AS02]. Aus der erstellten Gl. (3.44) für die Auflösung ist es möglich, die Schärfentiefe zu modellieren. Dazu wird die Definition in mathematische Gleichungen umgeformt. Sinngemäß bedeutet die Definition aus [AS02], dass der Unterschied eines fokussierten und defokussierten Bildes gerade nicht erkennbar sein darf. Der Unterschied der durch Defokussierung verursacht wird, ist die Bildschärfe. Im Folgenden wird angenommen, dass eine Unschärfekreisänderung auf der Netzhaut dann erkennbar ist, wenn die Winkeländerung dessen Projektionskegels der Sehzellenbegrenzten Auflösung der Netzhaut  $\alpha_0$  entspricht. Daraus lässt sich eine Gleichung für die Schärfentiefe herleiten.

### 3.10.1 Modellierung der Schärfentiefe

Zunächst werden die Gleichungen für die Detailwinkel, die durch die Optik des Auges bei fokussiertem und defokussiertem Bild herausgefiltert werden aufgestellt:

$$\alpha_1 = \alpha_B \tag{3.49}$$

$$\alpha_2 = \sqrt{\alpha_B^2 + \alpha_{Def}^2} \tag{3.50}$$

Aus der Differenz der Funktionen  $\Delta\alpha = \alpha_2 - \alpha_1$ , kann die durch die Defokussierung verursachte Veränderung des Öffnungswinkels des Unschärfeprojektionskegels  $\Delta\beta$  berechnet werden, siehe Abb. 3.11. Die Umrechnung erfolgt über die Konstante  $c_1$ . Zu beachten ist, dass es sich um den vollen und nicht den halben Öffnungswinkel wie in Abs. 3.5.1 handelt.

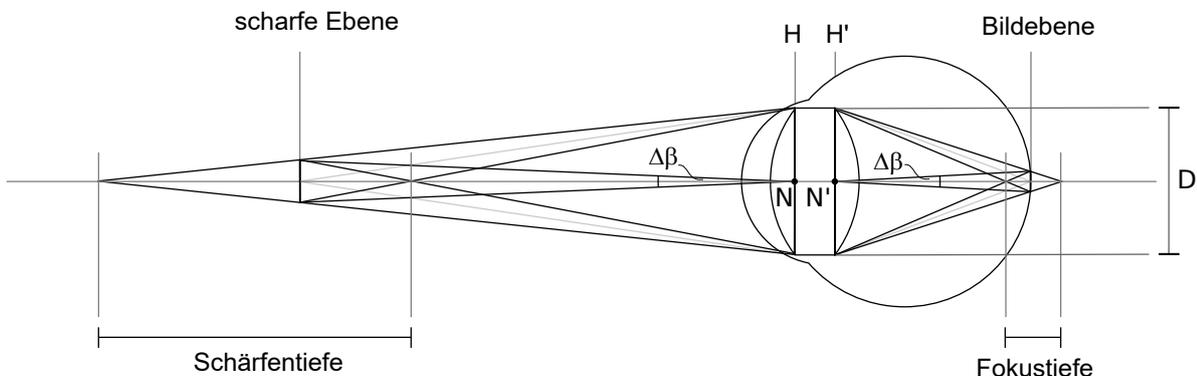


Abbildung 3.11: Konstruktion des Schärfentiefebereich aus der geometrischen Optik

$$\Delta\beta = \frac{2}{c_1} \cdot \Delta\alpha \quad (3.51)$$

Wie in der Einleitung erwähnt, kann die Änderung des Öffnungswinkels des Unschärfeprojektionskegels  $\Delta\beta$  dann erkannt werden, wenn sie der sehzellenbegrenzten Auflösung der Netzhaut  $\alpha_0$  entspricht:

$$\Delta\beta = \alpha_0 \quad (3.52)$$

Daraus folgt:

$$\Delta\alpha = \frac{c_1}{2} \alpha_0 \quad (3.53)$$

Aus Gl. (3.49) und Gl. (3.50) folgt für  $\Delta\alpha$ :

$$\Delta\alpha = \sqrt{\frac{c_2'^2 \lambda^2}{D^2} + c_1^2 c_2'^2 c_3^2 D^2 \Delta u^2} - \frac{c_2' \lambda}{D} \quad (3.54)$$

Die Gleichung wird nach dem Defokus  $\Delta u$  aufgelöst.

$$\Delta\alpha + \frac{c_2' \lambda}{D} = \sqrt{\frac{c_2'^2 \lambda^2}{D^2} + c_1^2 c_2'^2 c_3^2 D^2 \Delta u^2} \quad (3.55)$$

$$\Delta\alpha^2 + 2 \Delta\alpha c_2' \frac{\lambda}{D} + \frac{c_2'^2 \lambda^2}{D^2} = \frac{c_2'^2 \lambda^2}{D^2} + c_1^2 c_2'^2 c_3^2 D^2 \Delta u^2 \quad (3.56)$$

$$\Delta\alpha^2 + 2 \Delta\alpha \frac{c_2' \lambda}{D} = c_1^2 c_2'^2 c_3^2 D^2 \Delta u^2 \quad (3.57)$$

$$\Delta u^2 = \frac{\Delta\alpha^2 + 2 \Delta\alpha \frac{c_2' \lambda}{D}}{c_1^2 c_2'^2 c_3^2 D^2} \quad (3.58)$$

$$\Delta u = \frac{\sqrt{\Delta\alpha^2 + 2 \Delta\alpha \frac{c_2' \lambda}{D}}}{c_1 c_2' c_3 D} \quad (3.59)$$

Einsetzen von Gl. (3.53) in Gl. (3.59) ergibt:

$$\Delta u = \frac{\sqrt{\frac{c_1^2}{4} \alpha_0^2 + c_1 \alpha_0 \frac{c_2' \lambda}{D^2}}}{c_1 c_2' c_3 D}. \quad (3.60)$$

Der Defokus  $\Delta u$ , bei dem sich die Unschärfeänderung an der Wahrnehmungsschwelle befindet, entspricht der halben Schärfentiefe, denn der Schärfentiefebereich  $S$  in Dioptrien reicht symmetrisch vom Schärfepunkt bis zum maximal tolerieren Defokus in beide Richtungen entlang der optischen Achse, siehe Abb. 3.11. Der gesamte Schärfentiefebereich entspricht dem doppelten Defokusbetrag.

$$S = 2 |\Delta u| = \frac{\left| \sqrt{c_1^2 \alpha_0^2 + 4 c_1 \alpha_0 \frac{c_2' \lambda}{D}} \right|}{c_1 c_2' c_3 D} \quad (3.61)$$

### 3.10.2 Vergleich der neuen Funktion für die Schärfentiefe mit Messdaten aus der Literatur

In Abb. 3.12 sind aus [AS02] entnommene Messwerte für die Schärfentiefe in Abhängigkeit zur Pupillenweite aufgetragen. Die Messdaten stammen von verschiedenen Autoren und wurden in unterschiedlichen Versuchsbedingungen gewonnen.

Die unterschiedlichen Verläufe der einzelnen Messkurven legen nahe, dass diese Methoden nicht unbedingt vergleichbar sind. Des Weiteren schwanken die Versuchsergebnisse deutlich. Das kann mehrere Ursachen haben. Einerseits hängt die Fähigkeit Unschärfe wahrzunehmen von dem dargebotenen Reiz ab. Andererseits sorgen Filter im Gehirn dafür, dass Unschärfe aus den wahrgenommenen Bildern herausgefiltert wird. Diese Filter können sich an die Versuchsbedingungen anpassen, wodurch sich die Unschärfewahrnehmung der Probanden während des Versuchs verändern kann. Ein weiterer Grund ist, dass die Wahrnehmung von Unschärfe subjektiv ist. Es gibt nicht wie bei einem Test der Sehschärfe ein objektiv prüfbares Kriterium. Die Probanden geben lediglich ihren Eindruck wieder. Zudem ist der Anstieg der Unschärfe bei Defokussierung mit kleinen Pupillenweiten sehr klein. Das macht es umso schwieriger eine genaue Grenze festzulegen, ab wann die Abbildung unscharf wird. All diese Gründe sorgen dafür, dass die Schärfentiefe eine schwer messbare augenoptische Größe ist.

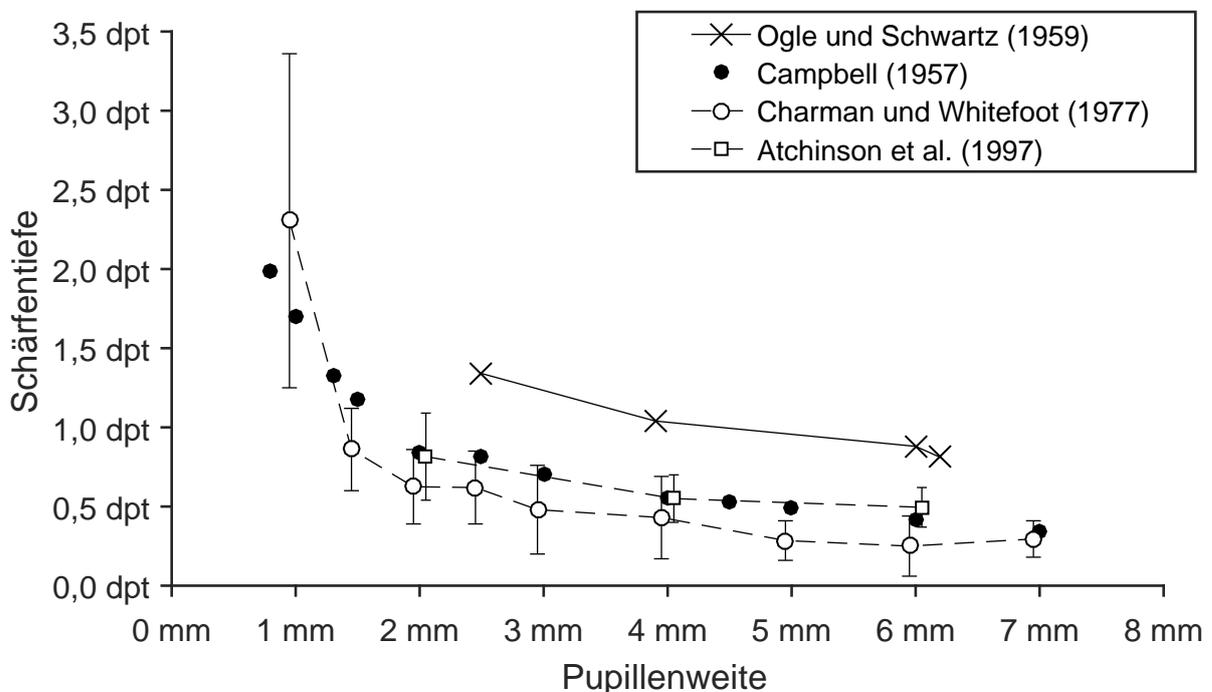
Dennoch lassen aus den Messwerten in Abb. 3.12 folgende Übereinstimmungen erkennen. Außer der Kurve von Ogle und Schwartz konzentrieren sich die dargestellten Messpunkte in einem Band von etwa 0,5 dpt, die Fehlerbalken nicht mitgerechnet. Alle Messkurven haben für Pupillenweiten größer 2 mm einen ähnlichen fast linearen Abfall mit geringer negativer Steigung. Unterhalb von 2 mm steigt die Kurve zu kleinen Pupillenweiten stark an. Bei den Kurven mit angegebenen Fehlerbalken wird die Varianz umso größer, desto kleiner die Pupillen sind.

Die erstellte Schärfentiefefunktion  $S(\alpha_0, \lambda, D)$  in Abhängigkeit der Pupillenweite, Gl. (3.61), wird an die Messwerte angepasst. Die Parameter  $\alpha_0$ ,  $\lambda$  und  $c_3$  sind nicht bekannt und müssen ermittelt werden. Die folgenden Substitutionen werden vorgenommen.

$$p_{A1} = \frac{a_0}{c_3} \quad (3.62)$$

$$p_{A2} = \frac{\lambda}{c_3} \quad (3.63)$$

Es wird damit ein Freiheitsgrad der Funktion eliminiert. Dabei sind  $p_{A1}$  und  $p_{A2}$  die Fitparameter. Die Anpassung ist notwendig, um beim Fit der nichtlinearen Funktion konvergierende Ergebnisse zu erhalten. Daraus ergibt sich die folgende Funktion:



**Abbildung 3.12:** Schärfentiefe in Bezug zur Pupillenweite von verschiedenen Autoren, entnommen [AS02]

$$S_A(D) = \frac{\left| \sqrt{p_{A1}^2 + 4p_{A1}p_{A2} \frac{c'_2}{c_1 D}} \right|}{c'_2 D} \quad (3.64)$$

Die folgende Gleichung aus [GPB80] und [AS02] wird zum Vergleich ebenfalls an die Messkurven angepasst. Sie wird zur Unterscheidung als  $S_B(D)$  bezeichnet. Da der Visus  $v$  unbekannt ist, wird er mit der Konstante  $C$  unbekannter Größe in den Fitparameter  $p_{B1}$  überführt.

$$S_B(D) = \left| \frac{C}{vD} \right| = \left| \frac{p_{B1}}{D} \right| \quad (3.65)$$

Die Resultate sind für die zwei Messkurven aufgetragen, die mehr als ein Messergebnis bei kleiner gleich 2 mm besitzen, siehe Abb. 3.13. Das hier erstellte Modell gibt den Verlauf aller Kurven besser wieder als die der Literatur entnommene Gl. (3.65). Das ist anhand der Bestimmtheitsmaße  $R^2$  in Tab. 3.5 ersichtlich.

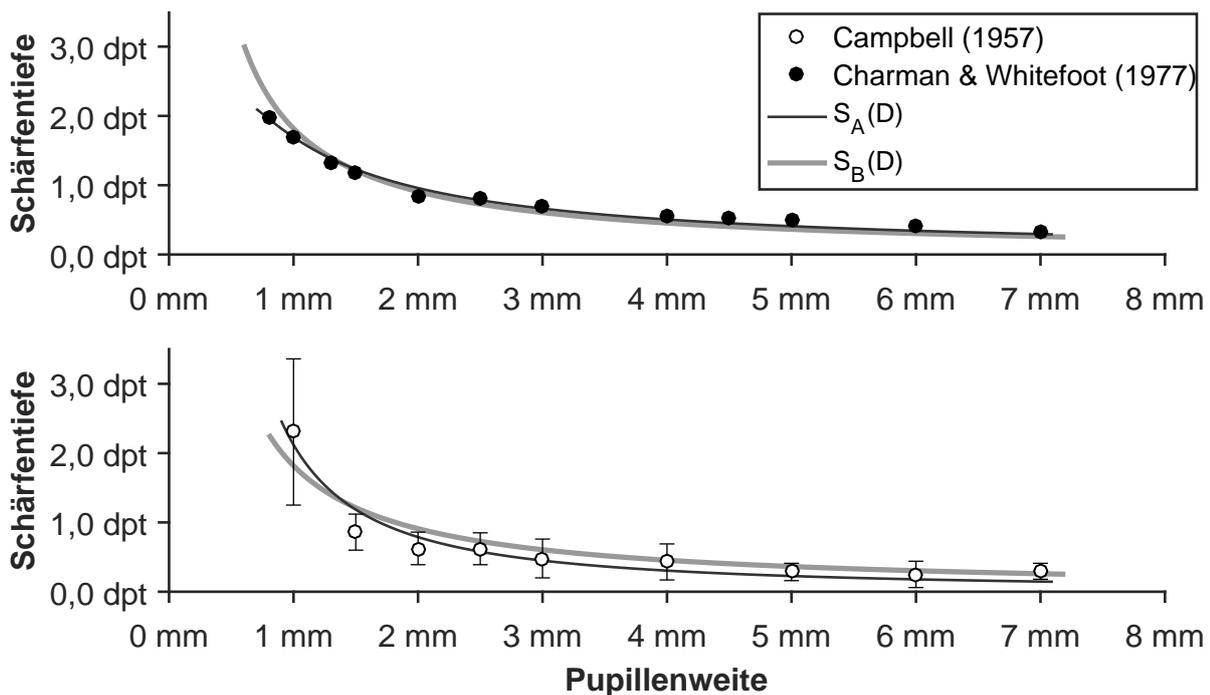
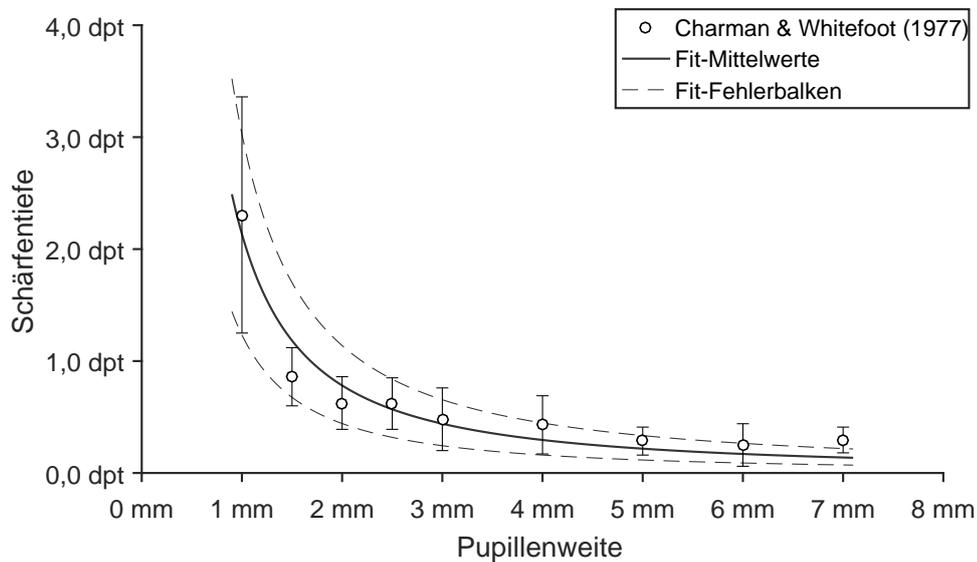


Abbildung 3.13: Vergleich verschiedener Schärfentiefe Modelle

Der hier gefundene Modellzusammenhang für die Schärfentiefe gibt den Verlauf realer Messdaten besser wieder als das Modell aus der Literatur. Zudem kann auch die Zunahme der Varianz hin zu kleinen Pupillenweiten erklärt werden. In Abb. 3.14 wurden sowohl die Mittelwerte als auch die Fehlerbalken der Messreihe von Charman und Whitefoot durch ein Modell angenähert. Dafür wurde der Parameter  $p_{A1}$  für alle Kurven getrennt und der Parameter  $p_{A2}$  für alle Kurven gemeinsam angenähert, siehe Tab. 3.6. Die Fitkurven für die Fehlerbalken sind

Autoren	Bestimmtheitsmaß $R^2$	
	$S_A(D)$	$S_B(D)$
Ogle und Schwartz (1959)	93,72 %	18,74 %
Campbell (1957)	98,50 %	95,33 %
Charman und Whitefoot (1977)	90,12 %	82,18 %
Atchinson et. al (1997)	89,50 %	6,77 %

**Tabelle 3.5:** Vergleich Bestimmtheitsmaß für verschiedene Schärfentiefemodelle



**Abbildung 3.14:** Modellieren der Schärfentiefe

gestrichelt dargestellt. Nicht nur der Verlauf der Messwerte, sondern auch die Abweichung der Messwerte von den Mittelwerten lässt sich gut durch das Modell  $S_A$  annähern. Eine gleichbleibende Streuung des Parameters  $p_{A1}$  verursacht eine geringe Varianz bei größeren Pupillen, die vergleichbar mit den Messergebnissen zunimmt, je kleiner die Pupillenweite ist. Das ist plausibel, da der Parameter mit der Wahrnehmung von Unschärfe in Verbindung steht.

	$\hat{p}_{A1}$	$\hat{p}_{A2}$	$\sigma$	$R^2$
Mittelwerte	0,9970			
Obere Fehlerbalken	1,8827	0,745	0,19 dpt	92,85 %
Untere Fehlerbalken	0,3496			

**Tabelle 3.6:** Zusammenhang der Varianz der Messdaten mit Modellparametern

## 3.11 Ergebnisse und Schlussfolgerungen aus dem Gleichungszusammenhang

In den vorangehenden Abschnitten wurde Gl. (3.44) erstellt, die den Zusammenhang der Auflösung in Bezug zur Pupillenweite, Defokussierung und der Wellenlänge beschreibt. Daraus abgeleitet wurde die Gl. (3.61), die die Schärfentiefe des Auges beschreibt. Die Gleichungen wurden mit Messdaten aus der Literatur verglichen. Die Gleichungen beschreiben die Varianz in den Messdaten gut bis sehr gut. Es wurden drei Konstanten eingeführt,  $c_1$ ,  $c'_2$  und  $c_3$ . Die Erste ist eine empirische Konstante, die sich aus der Astronomie ergibt. Die Zweite ist ein konstanter Umrechnungsfaktor, der sich aus der Geometrie und Umrechnung von SI-Einheiten ergibt. Die Dritte ist eine weitere empirische Konstante, die individuell unterschiedliche ausfallen kann. Die Verteilung der Konstante wurde anhand der Daten von zwei Veröffentlichungen bestimmt.

Da die Modelle aus der Optik hergeleitet wurden und sie eine große Übereinstimmung mit Literaturdaten besitzen, ist sichergestellt, dass Gl. (3.44) eine zulässige Beschreibung der Abhängigkeit und des Zusammenspiels der Einflussgrößen Pupillenweite, Wellenlänge und Defokussierung auf die Auflösung des Auges ist. In den folgenden Abschnitten wird die Gleichung dafür verwendet, um den Einfluss der Pupille und die optimale Pupillenweite in verschiedenen Situationen zu verstehen.

### 3.11.1 Optimale Pupillenweite für Auflösung

Eine für die vorliegende Arbeit sehr wichtige Fragestellung ist, welche Pupillenweite für die Auflösung optimal ist. Die optimale Pupillenweite lässt sich aus Gl. (3.44) berechnen. Ziel ist es, das Minimum der Auflösung  $\alpha_{Ges}$  bezüglich der Pupillenweite zu bestimmen. Dazu wird die erste Ableitung der Funktion Null gesetzt:

$$\frac{\partial \alpha_{Ges}(D)}{\partial D} = \frac{1}{2 \alpha_{Ges}(D)} \cdot \left( -2 \frac{c_2'^2 \lambda^2}{D^3} + 2 c_1^2 c_2'^2 c_3^2 D \Delta u^2 \right) = 0. \quad (3.66)$$

Es existiert eine Trivillösung für  $D_N = 0$ .

$$\lim_{D \rightarrow 0} \left( \frac{1}{\alpha_{Ges}(D)} \right) = 0 \quad (3.67)$$

$$\Rightarrow \frac{\partial \alpha_{Ges}(D=0)}{\partial D} = 0. \quad (3.68)$$

Das Ergebnis stellt keine wirkliche Lösung dar. Zum einen kann die Pupille nicht ganz geschlossen werden:  $D > 0$ . Zum anderen ist das Ergebnis ein Maximum. Der Winkel  $\alpha_{Ges}$  geht gegen unendlich. Es ist ein Minimum gesucht. Für  $\alpha_{Ges}^{-1} > 0$  folgt:

$$D_N^4 = \frac{\lambda^2}{c_1^2 c_3^2 \Delta u^2}. \quad (3.69)$$

Da die Pupillenweite reell und positiv sein muss, folgt als einzige Lösung:

$$D_N = \sqrt{\left| \frac{\lambda}{c_1 c_3 \Delta u} \right|}. \quad (3.70)$$

Aus der zweiten Ableitung der Gleichung lässt sich zeigen, dass es sich stets um ein Minimum handelt.

$$\begin{aligned} \frac{\partial^2 \alpha_{Ges}(D)}{\partial^2 D} &= -\frac{1}{2} \frac{1}{\alpha_{Ges}(D)^2} \cdot \left( -2 \frac{c_2'^2 \lambda^2}{D^3} + 2 c_1^2 c_2'^2 c_3^2 D \Delta u^2 \right)^2 \\ &\quad + \frac{1}{2} \frac{1}{\alpha_{Ges}(D)} \cdot \left( 6 \frac{c_2'^2 \lambda^2}{D^4} + 2 c_1^2 c_2'^2 c_3^2 \Delta u^2 \right) \end{aligned} \quad (3.71)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial^2 \alpha_{Ges}(D_N)}{\partial^2 D} &= -\frac{1}{2} \alpha_{Ges}(D_N)^{-2} \cdot \underbrace{\left( -2 c_1^2 c_2'^2 c_3^2 \Delta u^2 + 2 c_1^2 c_2'^2 c_3^2 \Delta u^2 \right)^2}_{=0} \cdot \left| \frac{\lambda}{c_1 c_3 \Delta u} \right| \\ &\quad + \frac{1}{2} \alpha_{Ges}(D_N)^{-1} \cdot \left( 6 c_1^2 c_2'^2 c_3^2 \Delta u^2 + 2 c_1^2 c_2'^2 c_3^2 \Delta u^2 \right) \end{aligned} \quad (3.72)$$

$$\frac{\partial^2 \alpha_{Ges}(D_N)}{\partial^2 D} = \frac{1}{2} \alpha_{Ges}(D_N)^{-1} \cdot \left( 6 c_1^2 c_2'^2 c_3^2 \Delta u^2 + 2 c_1^2 c_2'^2 c_3^2 \Delta u^2 \right) > 0. \quad (3.73)$$

Da alle Parameter der Funktion, wie auch die Funktion  $\alpha_{Ges}$ , reell und positiv sind, folgt, dass die zweite Ableitung der Funktion an der Stelle  $D = D_N$  größer als Null ist. Daraus folgt, dass  $D_N$  stets ein Minimum für die Auflösung darstellt.

Für die optimale Pupillenweite muss noch berücksichtigt werden, dass der maximalen und minimalen Pupillenweite  $D_{max}$  und  $D_{min}$  anatomische Grenzen gesetzt sind. Als Funktion für die optimale Pupillenweite  $D_{Opt}$  folgt mit Gl. (3.70):

$$D_{Opt}(\lambda, \Delta u) = \max \left\{ D_{min}, \min \left\{ D_{max}, \sqrt{\left| \frac{\lambda}{c_1 c_3 \Delta u} \right|} \right\} \right\}. \quad (3.74)$$

### 3.11.2 Einfluss der Pupille bei defokussiertem Bild

Die Pupillenweite hat positiven und negativen Einfluss auf die Auflösung. Die Pupillenweite besitzt damit ein Optimum, das vom Defokus abhängt, siehe Gl. (3.74). Ein wichtiges Resultat ist, dass die optimale Pupillenweite nicht von der individuellen Sehschärfe abhängt, sondern nur von der Wellenlänge und dem Defokus. Damit ist es möglich, Pupillenreaktionen aus medizinischen Untersuchungen zu interpretieren, auch wenn zu den Individuen wenig Informationen angegeben sind. Die folgenden Informationen, die in die Gleichung eingehen, stehen häufig nicht zur Verfügung:

1. Das emittierte Wellenlängenspektrum des Betrachtungsobjektes
2. Die individuelle Toleranz gegen Unschärfe.

Bei der Bestimmung der optimalen Pupillenweite aus Gl. (3.74) für bestimmte Versuchsbedingungen erzeugt das Unsicherheiten. Das Ausmaß der Faktoren ist bekannt und die Größe der Unsicherheit kann berechnet werden. In Abb. 3.15 sind drei Kurven aufgetragen. Die minimale Pupillenweite des möglichen Bereichs des Optimums, der Mittelwert und die obere Grenze. Für die weitere Betrachtung ist vor allem interessant, welches die maximale Pupillenweite ist, die unter den möglichen Einflüssen das Optimum darstellt. Die Angabe überschätzt höchstens die optimale Pupillenweite für ein Individuum und erlaubt damit eine konservative Abschätzung, ob sich die Pupillenweite unter Versuchsbedingungen dem Optimum angenähert hat.

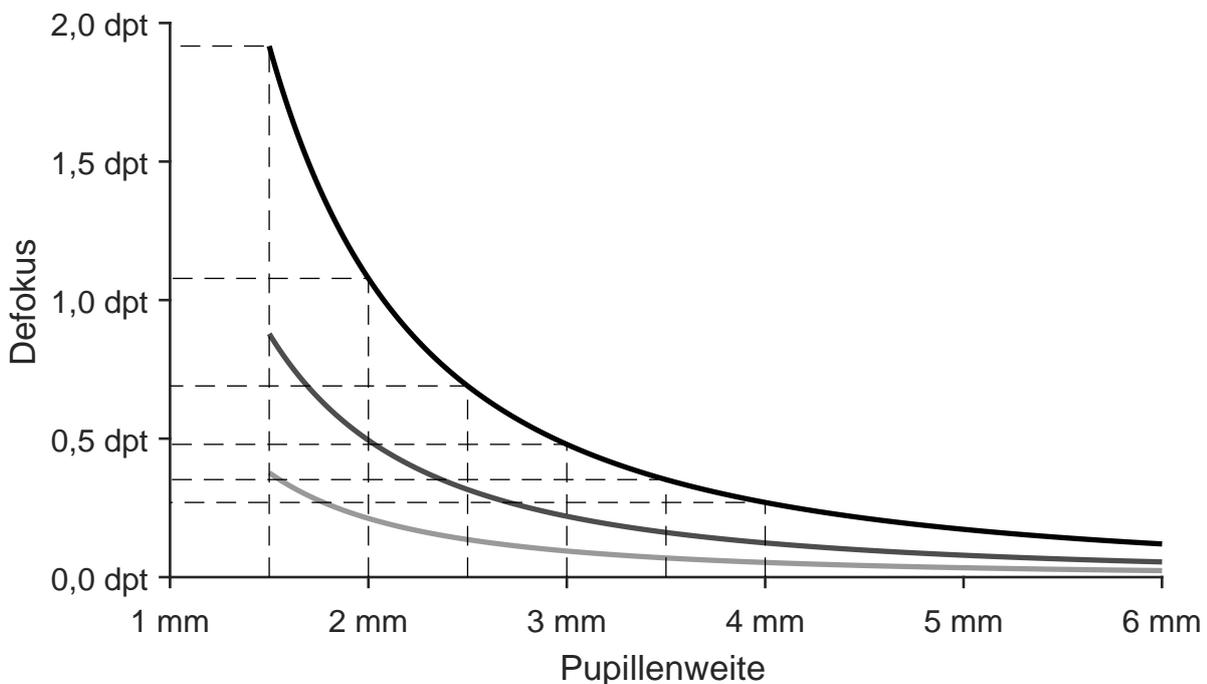


Abbildung 3.15: Optimale Pupillenweite in Bezug zum Defokus

Abb. 3.15 zeigt, dass Optimum für die Pupillenweite ab einem Defokus von 0,5 dpt unter 3 mm, ab 0,70 dpt unter 2,5 mm und ab 1,1 dpt unter 2 mm liegt. Das Ergebnis für die optimale Pupillenweite wird in Abs. 4.5.3 mit Messergebnissen aus Probandenuntersuchungen verglichen.

## 3.12 Zusammenfassung

Um die in der Literatur geäußerten Annahmen zum Pupillennahreflex objektiv untersuchen zu können, wurde ein neues theoretisches Modell der Abhängigkeit der Auflösung des Auges von der Pupillenweite erstellt. Die Eignung des Modells zur Beschreibung realer Zusammenhänge wurde anhand von Messdaten aus der Literatur überprüft. Aus dem Modell wurden neue Gleichungen zur Bestimmung der Schärfentiefe und der Bestimmung der optimalen Pupillenweite abgeleitet. Damit werden im Folgenden Ergebnisse experimenteller Untersuchungen verglichen und Rückschlüsse für die Nutzbarkeit des Pupillennahreflexes als Entfernungsindikator gezogen.



# 4 Neue Auswertung von Messdaten von Pupillenweitenuntersuchungen

An der Universitäts-Augenklinik in Tübingen wurden Messungen durchgeführt um die Pupillenweiten einer großen Anzahl Probanden in Alltagssituationen festzustellen [HYW13]. Die Messdaten wurden dem Autor der vorliegenden Arbeit für eine weitere Auswertung von den Autoren der Studie zur Verfügung gestellt.

In vorliegenden Kapitel werden die Messdaten im Bezug zum Zusammenhang des Zusammenspiels verschiedener Einflussgrößen auf die Pupillenweite neu ausgewertet. Als Ergebnis wird eine Funktion der Pupillenweite in Abhängigkeit von diesen Einflussgrößen formuliert. Aus der Funktion werden Vorgaben für die Obergrenze des Messbereichs der Pupillenweitensensorik gemacht. Zudem werden die Messdaten genutzt, um Aussagen und Hypothesen zum Pupillennahreflex aus der Literatur zu überprüfen. Darüber hinaus werden Aussagen über die Detektierbarkeit des Pupillennahreflexes und dessen Eignung als Entfernungsindikator aus den Messdaten abgeleitet.

## 4.1 Beschreibung der Untersuchung

Die Beschreibung der Versuchsdurchführung ist [HYW13] entnommen. Es wurden Versuche an 217 Probanden (88 männlich/129 weiblich) durchgeführt, wobei 11 Probanden ausgeschlossen wurden. Gründe für den Ausschluss waren:

- Refraktion (bzw. sphärisches Äquivalent) nicht im Bereich  $\pm 5$  dpt
- Keine Lesefähigkeit vorhanden
- Pupillenweitenändernde Krankheiten, Verletzungen oder Medikamente.

Bei der eigenen Auswertung wurden zusätzlich die Messdaten von vier Probanden als nicht vertrauenswürdig eingestuft und verworfen. Bei ihnen wurde einmalig in einer konstanten Entfernung bei heller Beleuchtung eine größere Pupille als bei geringer Beleuchtung gemessen. Insgesamt wurden die Messungen von 202 Probanden (80 männlich/122 weiblich) ausgewertet, siehe Tab. 4.1. Das Probandenalter betrug 18 bis 79 Jahre. Die Anzahl der Fehlsichtigen in den verschiedenen Altersgruppen kann Tab. 4.1 entnommen werden. Der Schrägstrich kennzeichnet Astigmatismus.

Altersbereich	1	2	3	4	Gesamt
Alter	18-31	32-43	44-53	54-79	18-79
Myope	25 /11	5 /2	13 /9	11 /4	54 /26
Emmetrope	26 /0	36 /0	20 /0	16 /0	98 /0
Hyperope	1 /1	7 /4	14 /4	22 /13	44 /22
Anisometropie	0 /0	2 /1	2 /0	2 /2	6 /3
Gesamt	52 /12	50 /7	49 /13	51 /19	202 /51

/- Astigmatismus

**Tabelle 4.1:** Probandenübersicht der Pupillenweitenuntersuchung, gemäß [HYW13]

Unter den nicht ausgeschlossenen 202 Probanden waren 98 Probanden auf beiden Augen emmetrop, 54 auf beiden Augen myop, 44 Probanden hyperop, und 6 Probanden waren unterschiedlich fehlsichtig auf beiden Augen (Anisometropie). Es besaßen 51 Probanden einen Astigmatismus, wovon jedoch keiner ein sphärisches Äquivalent von Null Dioptrien besaß. Damit waren alle Probanden mit Astigmatismus entweder Myop oder Hyperop.

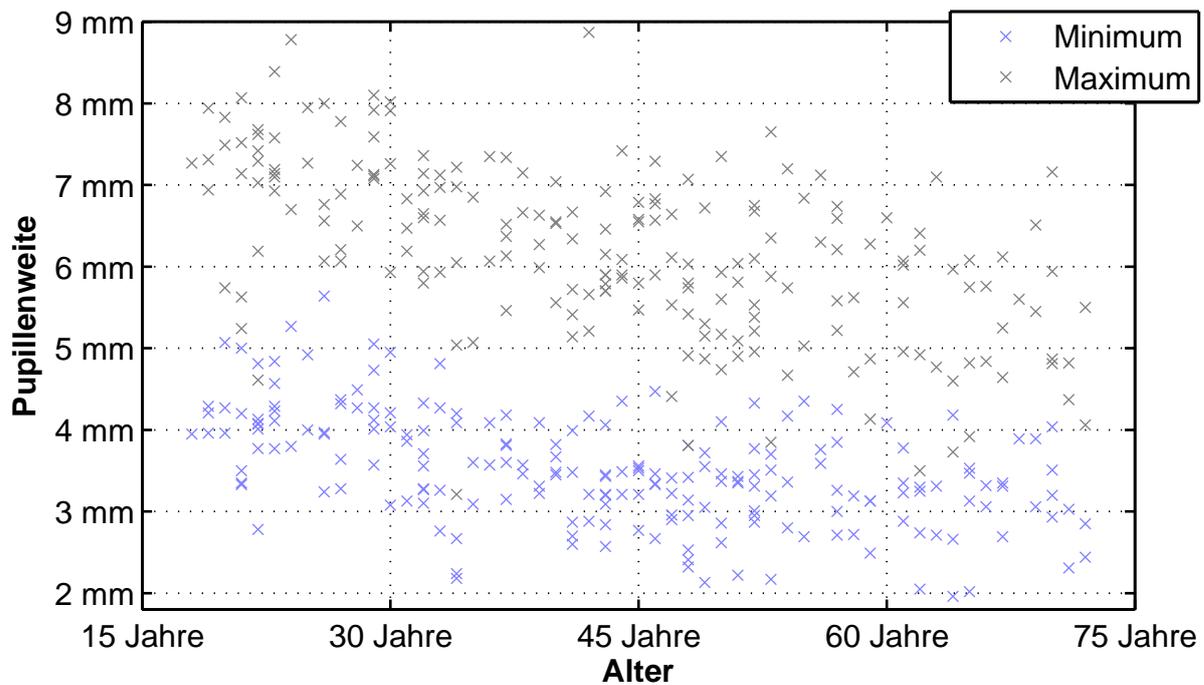
Die Messungen der Pupillenweiten wurden bei allen Probanden unter mehreren Stimulus-Bedingungen durchgeführt. Es wurde der Einfluss von unterschiedlichen Helligkeiten und unterschiedlicher Entfernung untersucht. Dazu wurden je zwei Beleuchtungszustände betrachtet: helle ( $L = 30 \text{ cd m}^{-2}$ ) und schwache Beleuchtung ( $L = 3 \text{ cd m}^{-2}$ ). Den Probanden wurden Bilder in drei unterschiedlichen Entfernungen von 5 m (0,2 dpt), 1 m (1 dpt) und 0,33 m (ca. 3 dpt) präsentiert. Die Messungen wurden für jeden Probanden für jedes Auge einmal durchgeführt, also zwölf Messungen pro Proband. Die Versuchsdauer pro Proband betrug in etwa 5 min.

Die Messungen der Pupillenweite wurden mit einem Compact Integrated Pupillograph (CIP) der Firma AMTech Pupillknowlodgy GmbH, Dossenheim [AMT19], durchgeführt. Die Sichtbedingungen waren monokular, da das Messgerät ein Auge verdeckte. Daher wurde stets die konsensuelle Reaktion der Pupillen gemessen. Es ist zu erwarten, dass die gemessene konsensuelle Pupillenreaktion der Pupillenreaktion im stimulierten Auge entspricht, da beide Pupillendurchmesser vom gleichen Motorzentrum im Mittelhirn angesteuert werden [KPV58, SS66]. Beide Pupillendurchmesser sind stets gleich groß, sofern keine neuronalen Erkrankungen vorliegen.

## 4.2 Modellieren der Einflüsse auf die Pupillenweite

Im Folgenden wird die Abhängigkeit der Pupillenweite von den Größen Le-

bensalter, Objektentfernung und Umgebungsleuchtdichte modelliert. Daraus lässt sich der Messbereich der Pupillenweitensensorik so bestimmen, dass er für eine möglichst große Anzahl von Personen und für einen möglichst großen Anteil an Alltagsbedingungen geeignet ist. Für die Auswertung wird nicht zwischen linkem und rechtem Auge unterschieden. Es bleiben sechs unterschiedliche Stimuluskombinationen.



**Abbildung 4.1:** Altersabhängigkeit des maximalen und minimalen Pupillendurchmessers

Konsens in der Literatur ist, dass bei Erwachsenen der Pupillendurchmesser mit dem Alter abnimmt [BCB50, WSW93, WWEP94, KG06, BBM<sup>+</sup>10, WY12]. In [Loe99, War02] wird angegeben, dass der Grund eine Abnahme des Sympathikotonus, dem Erregungszustand des sympathischen Nervensystems, ist. Die Abnahme der Pupillenweite im Alter wird in der Regel durch einen linearen Zusammenhang angenähert [WSW93, WWEP94, KG06, BBM<sup>+</sup>10, WY12]. Dann ergeben sich bei unterschiedlichen Stimulusbedingungen unterschiedliche Steigungen [HYW13]. In [BCB50] wird eine quadratische Funktion an die Messdaten angenähert. In dem Artikel wird argumentiert, dass die Pupillenweite nicht beliebig lange linear mit dem Alter abnehmen kann, da sie früher oder später an ihr anatomisches Minimum stoßen muss. Im Alter ist demnach ein Abflachen der Abnahme der Pupillenweite zu erwarten. Das zeigt sich in den hier untersuchten Messdaten. In Abb. 4.1 sind die maximale und minimale Pupillenweite der Probanden in Bezug zum Lebensalter aufgetragen. Auch in anderen Versuchen zur Altersabhängigkeit der Pupillenweite [Loe99, WWEP94, KPV58] ist dieser Zusammenhang sichtbar.

### 4.2.1 Auswirkung von Alter, Beleuchtung und Nahsehen auf die Pupillenweite

Im vorliegenden Abschnitt wird der Zusammenhang in den Messdaten mit verschiedenen Modellen angenähert: Je ein Modell mit zwölf, sieben, fünf, vier und drei Parametern. Die Parameter werden schrittweise reduziert um festzustellen, welche Anzahl an Parametern den Zusammenhang in den Messdaten am besten beschreibt. Für jedes Modell ist beschrieben, welche Parameter bezüglich des Vorgängermodells reduziert werden, die Modell-Gleichung sowie eine Tabelle mit den Schätzparametern und dem Bestimmtheitsmaß für alle Stimulusbedingungen zusammen. In Abs. 4.2.2 wird die Eignung der Modelle mit Hilfe von Kriterien aus der Informationstheorie objektiv bewertet.

Um der nichtlinearen Abhängigkeit der Pupillenweite  $D$  vom Lebensalter  $A$  auf die Spur zu kommen, werden die Messwerte doppeltlogarithmisch dargestellt, siehe Abb. 4.2. Bei allen Versuchsbedingungen zeigt sich dann ein linearer Zusammenhang. Der lineare Zusammenhang wird in den logarithmierten Daten mit der kleinsten Fehlerquadrat-Methode für alle Versuchsbedingungen zusammen abgeschätzt.

**Zwölf-Parametermodell:** Beim Zwölf-Parametermodell wird für jede der sechs Stimulusbedingungen  $i$  eine Gerade mit den Parametern  $p_{i1}$  und  $p_{i2}$  in die logarithmierten Messdaten gelegt:

$$\ln(D [\text{mm}]^{-1}) = p_{i1} \ln(A [\text{a}]^{-1}) + p_{i2}. \quad (4.1)$$

Die Größen Pupillenweite und Lebensalter werden durch die Einheiten Millimeter [mm] und Jahre [a] geteilt, um sie vor dem Logarithmieren einheitenlos zu machen. In Tab. 4.2 sind die geschätzten Parameter des Zwölfparametermodells sowie das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  für alle Werte zusammen aufgelistet.

Index $i$	Bedingung		$\hat{p}_{i1}$	$\hat{p}_{i2}$	$R^2$
1	5 m	hell	-0,252894	2,317523	62,64 %
2	5 m	dunkel	-0,277207	2,794506	
3	1 m	hell	-0,243543	2,276508	
4	1 m	dunkel	-0,290266	2,828081	
5	0,33 m	hell	-0,270181	2,289166	
6	0,33 m	dunkel	-0,298589	2,778689	

**Tabelle 4.2:** Schätzwerte des Zwölf-Parametermodells

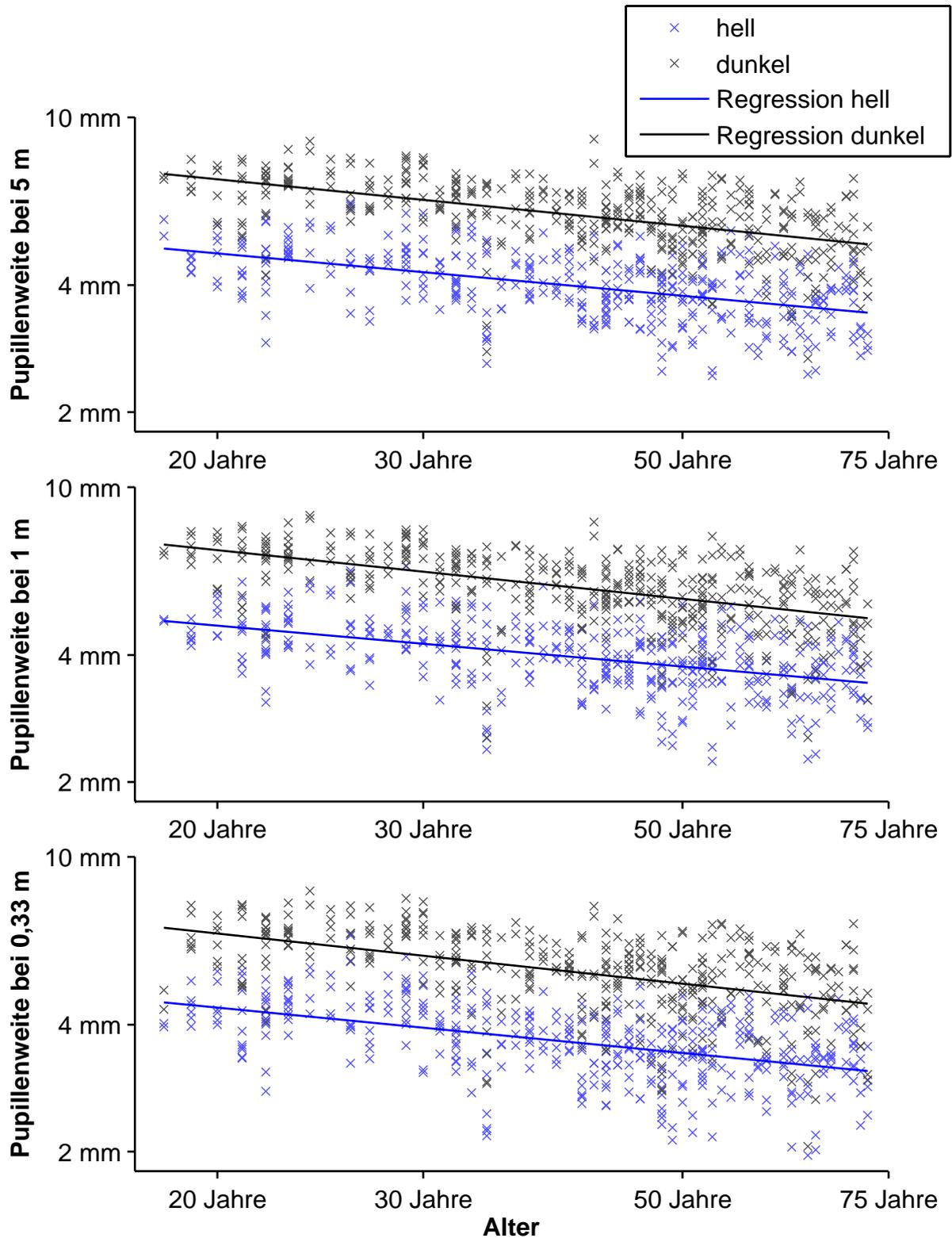


Abbildung 4.2: Doppeltlogarithmische Darstellung der Pupillenweite in Bezug zum Alter bei verschiedenen Stimulusbedingungen

In Abb. 4.2 sind die Geraden für alle sechs Stimulusbedingungen in je drei Graphen in doppeltlogarithmischer Darstellung aufgetragen. Bei den drei unterschiedlichen Betrachtungsentfernungen 3 m, 1 m und 0,33 m wurden die Pupillenweiten im Hellen und Dunkeln für alle Probanden in Bezug zu deren Alter aufgetragen. Für alle sechs Stimulusbedingungen resultieren die Steigungen  $\hat{p}_{i1}$  der Pupillenweite in Bezug zum Lebensalter, die sich augenscheinlich kaum unterscheiden, vgl. Abb. 4.2. Es ist zu erwarten, dass die Messwerte bei allen Stimulusbedingungen durch einen einzigen Parameter  $\gamma_A$  für die Steigung akzeptabel beschrieben werden können. Diese Erwartung wird objektiv in Abs. 4.2.2 überprüft.

**Sieben-Parametermodell:** Die Altersabhängigkeit wird bei allen Stimulusbedingungen mit einheitlicher Steigung  $\gamma_A$  modelliert. Somit verbleibt das folgende Sieben-Parametermodell:

$$\ln(D [\text{mm}]^{-1}) = \begin{cases} \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_{1b} + p_{1c} & 5 \text{ m , hell} \\ \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_{1b} & 5 \text{ m , dunkel} \\ \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_{2b} + p_{2c} & 1 \text{ m , hell} \\ \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_{2b} & 1 \text{ m , dunkel} \\ \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_{3b} + p_{3c} & 33 \text{ cm , hell} \\ \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_{3b} & 33 \text{ cm , dunkel.} \end{cases} \quad (4.2)$$

Anders beim vorhergehenden Modell wird zur Vereinfachung der Abszissenachsenabschnitt nicht mehr für jede Stimuluskombination getrennt bestimmt, sondern je Entfernung einer:  $p_{1b}$ ,  $p_{2b}$  und  $p_{3b}$ . Zusätzlich wird der Unterschied zwischen heller und dunkler Beleuchtung in allen drei Entfernungen durch je einen Parameter  $\Delta p_{jc}$  angenähert. Die ermittelten Parameter, siehe Tab. 4.3, zeigen auf, dass die Abszissen-Abstände  $\Delta \hat{p}_{jc}$  der Geraden von hell zu dunkel bei allen Entfernungen nahezu identisch sind, vgl. Abb. 4.2.

Index $j$	Bedingung	$\hat{\gamma}_A$	$\hat{p}_{jb}$	$\Delta \hat{p}_{jc}$	$R^2$
1	5 m		2,775636	-0,386913	
2	1 m	-0,272113	2,760832	-0,378481	62,57 %
3	0,33 m		2,680607	-0,384281	

**Tabelle 4.3:** Schätzwerte des Sieben-Parametermodells

**Fünf-Parametermodell:** Aufgrund ihrer Ähnlichkeit werden die drei Parameter  $\Delta p_{1c}$ ,  $\Delta p_{2c}$  und  $\Delta p_{3c}$  des vorhergehenden Modells durch einen einzigen ersetzt. Es verbleiben damit fünf Parameter: einer für das Alter  $\gamma_A$ , einer für den Abszissenachsenabschnitt bei fünf Meter Betrachtungsentfernung  $p_0$ , zwei für die entfernungsbedingten Unterschiede  $\Delta p_{1b}$  und  $\Delta p_{2b}$  und einer für den Unterschied zwischen heller und dunkler Beleuchtung  $\Delta p_c$ . Das Fünf-Parametermodell ergibt sich damit zu:

$$\ln(D [\text{mm}]^{-1}) = \begin{cases} \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_0 + \Delta p_c & 5 \text{ m , hell} \\ \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_0 & 5 \text{ m , dunkel} \\ \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_0 + \Delta p_{1b} + \Delta p_c & 1 \text{ m , hell} \\ \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_0 + \Delta p_{1b} & 1 \text{ m , dunkel} \\ \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_0 + \Delta p_{2b} + \Delta p_c & 33 \text{ cm , hell} \\ \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_0 + \Delta p_{2b} & 33 \text{ cm , dunkel .} \end{cases} \quad (4.3)$$

Die Schätzwerte des Fünf-Parametermodells sind in Tab. 4.4 aufgelistet.

Index $j$	Bedingung	$\hat{\gamma}_A$	$\hat{p}_0$	$\Delta \hat{p}_{jb}$	$\Delta \hat{p}_c$	$R^2$
	5 m			–		
1	1 m	-0,272113	2,773792	-0,0106	-0,383225	62,57 %
2	0,33 m			-0,0937		

**Tabelle 4.4:** Schätzwerte des Fünf-Parametermodells

**Vier-Parametermodell:** Der Parameter  $\Delta \hat{p}_{1b}$  ist des vorhergehenden Modells ist so klein, dass er vernachlässigt werden kann. Zwischen den Entfernungen von fünf und einem Meter wird dann nicht mehr unterschieden. Daraus folgt das Vier-Parameter-Modell, mit lediglich einem Parameter  $\Delta p_b$  zur Unterscheidung zwischen Fern und Nahsicht:

$$\ln(D [\text{mm}]^{-1}) = \begin{cases} \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_0 + \Delta p_c & 5 \text{ und } 1 \text{ m , hell} \\ \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_0 & 5 \text{ und } 1 \text{ m , dunkel} \\ \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_0 + \Delta p_b + \Delta p_c & 33 \text{ cm , hell} \\ \gamma_A \ln(A [a]^{-1}) + p_0 + \Delta p_b & 33 \text{ cm , dunkel .} \end{cases} \quad (4.4)$$

Die Schätzwerte des Vier-Parametermodells sind in Tab. 4.5 aufgetragen.

$\hat{\gamma}_A$	$\hat{p}_0$	$\Delta\hat{p}_b$	$\Delta\hat{p}_c$	$R^2$
-0,272113	2,768498	-0,088420	-0,383225	62,54 %

Tabelle 4.5: Schätzwerte des Vier-Parametermodells

**Drei-Parametermodell:** Der kleinste verbleibende Parameter des vorhergehenden Modells ist  $\Delta\hat{p}_b$  für die Unterscheidung zwischen Nah- und Fernbeachtung. Das Modell wird um den Parameter reduziert, woraus sich das Drei-Parametermodell (Gl. (4.5)) ergibt. Die Schätzwerte für das Modell sind in Tab. 4.6 aufgelistet. Die Bestimmtheitsmaße  $R^2$  der vorhergehenden Modelle lagen in einem engen Bereich von 62,54 % bis 62,64 %. Das Bestimmtheitsmaß des Drei-Parametermodells sinkt mit 60,3 % im Vergleich zu den Vorgängermodellen merklich ab.

$$\ln(D [\text{mm}]^{-1}) = \begin{cases} \gamma_A \ln(A [\text{a}]^{-1}) + p_0 + \Delta p_c & \text{hell} \\ \gamma_A \ln(A [\text{a}]^{-1}) + p_0 & \text{dunkel} . \end{cases} \quad (4.5)$$

$\hat{\gamma}_A$	$\hat{p}_0$	$\Delta\hat{p}_c$	$R^2$
-0,272113	2,739025	-0,383225	60,30 %

Tabelle 4.6: Schätzwerte des Drei-Parametermodells

## 4.2.2 Nachweis der Zulässigkeit der Parameterreduktion

Im vorangegangenen Abschnitt wurde die Anzahl von zwölf auf drei Modellparameter reduziert, um den Verlauf der Messergebnisse anzunähern. Dadurch nimmt das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  ab. Die Varianz in den Messwerten wird etwas schlechter durch die Modelle mit geringerer Parameteranzahl erklärt. Die Fragestellung ist, welches der Modelle vorgezogen werden sollte. Um das zu beantworten, werden das Akaike- (Gl. 4.6) und Bayes-Informationskriterium (Gl. 4.7) für die kleinste Fehlerquadratmethode herangezogen. Diese Kriterien bewerten die Reduktion in der nicht erklärten Varianz von Messwerten durch ein Modell im Vergleich zu den zusätzlich dafür benötigten Parametern. Die Kriterien dienen dazu, eine Überanpassung (*engl. overfitting*) zu vermeiden.

Akaike-Informationskriterium nach [BA04]:

$$AIC = n \cdot \log \left( \frac{\sum_{i=1}^n e_i^2}{n} \right) + 2K. \quad (4.6)$$

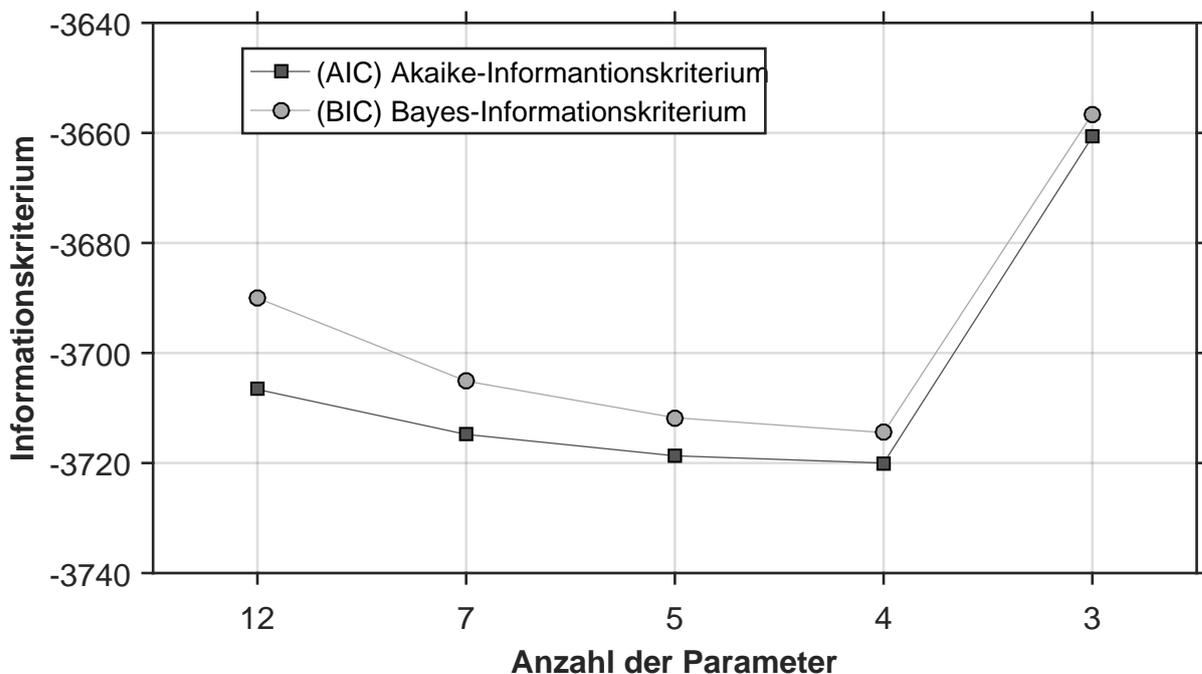
Bayes-Informationskriterium:

$$BIC = n \cdot \log \left( \frac{\sum_{i=1}^n e_i^2}{n} \right) + K \log(n) . \quad (4.7)$$

Dabei ist  $n$  die Anzahl der Messwerte,  $e_i$  die Elemente des Residuenvektors  $\mathbf{e}$  und  $K$  die Freiheitsgrade, also Anzahl der Modellparameter. Beide Kriterien wurden gemäß [BA04] an die Kleinste-Fehlerquadrat-Methode angepasst. Je kleiner der Wert der Kriterien ausfällt, desto besser ist das Ergebnis. In Abb. 4.3 sind die Ergebnisse für alle Modelle aufgetragen.

Es zeigt sich, dass beide Kriterien mit abnehmender Anzahl von Parametern absinken, jedoch bei drei Parametern stark ansteigen. Das Minimum liegt bei beiden Kriterien bei vier Parametern. Die Erklärung der Varianz in den Messdaten nimmt mit zunehmender Anzahl an Parametern nicht ausreichend zu, um die zusätzlichen Parameter zu rechtfertigen. Der Unterschied zwischen vier und fünf Parametern ist gering. In Abs. 4.3.2 wird erläutert, was mehr für das Vier- oder Fünf-Parameter-Modell spricht. Auf Basis der Varianz in den Messdaten wird das Vier-Parameter-Modell von den Informationskriterien vorgezogen.

Das Akaike- und das Bayessche Informationskriterium bestätigen, dass es zulässig ist, alle Geraden mit der gleichen Steigung anzunähern und dass es nur einen Parameter benötigt, um bei allen unterschiedlichen Entfernungen den Unterschied zwischen beiden Beleuchtungsbedingungen zu beschreiben.



**Abbildung 4.3:** Bewertung der Anzahl der Modellparameter mit dem Akaike- und Bayes-Informationskriterium

Diese Aussage hat eine ganz wichtige Konsequenz. Es bedeutet, dass die Pupille unabhängig auf die Einflüsse Alter, Entfernung und Beleuchtung reagiert. Die Pupillenweite verändert sich in den Messdaten gleichbleibend mit dem Alter unabhängig von den Stimulusbedingungen. Die Veränderung der Pupillenweite auf eine Änderung der Helligkeit ist im Mittel gleichbleibend unabhängig von Alter oder Betrachtungsentfernung. Die Residuen des vier und fünf-Parametermodells zeigen keine verbleibende Abhängigkeit von Entfernung, Alter oder Beleuchtung. Das zeigt, dass der Einfluss der erfassten Größen auf die Pupillenweite mit dem Vier- und Fünf-Parametermodell voll beschrieben sind.

### 4.3 Überführen des Zusammenhangs in eine Exponentialfunktion

Die Gleichungen Gl. (4.3) und (4.4) für das Fünf- und Vierparametermodell werden umformuliert zu:

$$\ln(D_M [\text{mm}]^{-1}) = \gamma_A \ln(A [\text{a}]^{-1}) + p_0 + \Delta p_b + \Delta p_c, \quad (4.8)$$

wobei die Parameter  $\Delta p_b$  und  $\Delta p_c$  durch die Parameter bei den jeweiligen Versuchsbedingungen ersetzt werden können. Daraus folgt:

$$D_M(A, L, f_1) = \left(\frac{A}{[a]}\right)^{\gamma_A} \cdot (e^{p_0} [\text{mm}]) e^{\Delta p_b} e^{\Delta p_c}. \quad (4.9)$$

Der Term  $(e^{p_0} [\text{mm}])$  wird hier durch  $D_0$  ersetzt. Der Wert entspricht der mittleren Pupillenweite bei einer Betrachtungsentfernung von 5 m bei geringer Beleuchtung ( $L = 3 \text{ cd m}^{-2}$ ) und einem Lebensalter von einem Jahr. Das ist ein virtueller Wert, denn der Funktionszusammenhang ist für die Beschreibung der Pupillenweiten von Heranwachsenden nicht geeignet. Die Funktionen  $f_N(f_1)$  und  $f_L(L)$  hängen von der Betrachtungsentfernung  $f_1$  und der Leuchtdichte  $L$  ab.

$$D_M(A, L, f_1) = D_0 \left(\frac{A}{[a]}\right)^{\gamma_A} \cdot f_N(f_1) \cdot f_L(L). \quad (4.10)$$

Die Abhängigkeit der Pupillenweite vom Alter ist durch  $\left(\frac{A}{[a]}\right)^{\gamma_A}$  gegeben. Es handelt sich um eine Exponentialfunktion. Besser als eine Angabe eines linearen Abfalls in  $[\text{mm}/\text{a}]$ , wie in [WSW93, WWEP94, KG06, BBM<sup>+</sup>10, WY12], ist eine Angabe zur relativen Abnahme der Pupillenweite in Bezug zur relativen Zunahme des Lebensalters, denn diese Angabe ist konstant. Beispielsweise hat eine Zunahme des Lebensalters um ein Fünftel im Mittel eine Abnahme der Pupillenweite von 5 % zur Folge:

$$1 - \frac{D_M(A_2)}{D_M(A_1)} = 1 - \left(\frac{A_2}{A_1}\right)^{\gamma_A} = 1 - \left(1\frac{1}{5}\right)^{\gamma_A} \approx 5\% . \quad (4.11)$$

Aus dem Funktionszusammenhang Gl. (4.10) ist ersichtlich, dass die Betrachtungsentfernung  $f_1$  und die Leuchtdichte  $L$  die Pupillenweite unabhängig voneinander beeinflussen. Das Zusammenspiel der Einflüsse ist nicht additiv, wie in [SS66, Kli08] angenommen, sondern multiplikativ.

Das bedeutet, dass eine durch einen Stimulus verursachte Reaktionsamplitude der Pupille im Verhältnis zur Ausgangspupillenweite im Mittel gleich bleibt. Und das gilt auch dann, wenn die Pupillenweite durch weitere Stimuli vergrößert oder verkleinert ist. Durch Dividieren der veränderten Pupillenweite durch die Ausgangspupillenweite kürzen sich konstante Einflüsse heraus. Das ermöglicht es, die Auswirkungen eines Stimulus von weiteren Einflüssen zu isolieren. Die Erkenntnis, dass das Beziehen auf die Ausgangspupillenweite Messergebnisse verschiedener Altersgruppen besser vergleichbar macht, ist in [Loe99] beschrieben. Die Erkenntnis, dass dadurch konstante Einflüsse eliminiert werden, ist neu.

Für die Funktion  $f_N(f_1)$  wurden Messwerte aus drei unterschiedlichen Entfernungen herangezogen. Für Funktion  $f_L(L)$  wurden lediglich Messwerte für zwei Beleuchtungsbedingungen herangezogen. In den folgenden Abschnitten werden dafür kontinuierliche Funktionen eingesetzt.

### 4.3.1 Beschreibung des Einflusses von Leuchtdichteänderungen als kontinuierliches Modell

In Gl. (4.10) wurde die Funktion  $f_L$  zur Beschreibung der Abhängigkeit der Pupillenweite von der Leuchtdichte eingeführt. Auf Basis der Messwerte ist sie diskret für die beiden Beleuchtungsbedingungen definiert, bei denen die Versuche durchgeführt wurden:

$$f_{L_D}(L) = \begin{cases} e^{Ap_c} & : L = 30 \text{ cd m}^{-2} \\ 1 & : L = 3 \text{ cd m}^{-2} . \end{cases} \quad (4.12)$$

Aus der Literatur ist jedoch bekannt, dass die Pupillenweite linear mit dem Logarithmus des einfallenden Lichtes abnimmt, [Loe99, AS02]. Daher kann aus den zwei Helligkeitsbedingungen der weitere Zusammenhang zu anderen Helligkeiten erschlossen werden. Daraus ergibt sich die folgende Funktion:

$$f_L(L) = a_L \cdot \left(L \left[\text{m}^2 \text{ cd}^{-1}\right]\right)^{\gamma_L} . \quad (4.13)$$

Die Gl. (4.13) entspricht dem in [Kok03] empirisch ermittelten Zusammenhang zwischen Umfeldleuchtdichte und Pupillenweite. Aus den in Abs. 4.2.1 ermittelten Parameter  $\Delta\hat{p}_c$  und den folgenden zwei Bedingungen lassen sich die Parameter  $a_L$  und  $\gamma_L$  berechnen:

$$f_L(L = 3 \text{ cd m}^{-2}) = 1 = a_L \cdot (3)^{\gamma_L} \quad (4.14)$$

$$f_L(L = 30 \text{ cd}^2/\text{m}) = e^{\Delta p_c} = a_L \cdot (30)^{\gamma_L} . \quad (4.15)$$

Die daraus berechneten Werte für  $a_L$  und  $\gamma_L$  können Tab. 4.7 entnommen werden. Da der Wert für  $\Delta\hat{p}_c$  beim Vier- und Fünf-Parameter-Modell identisch ist, sind auch die umgerechneten Parameter für beide Modelle gleich.

$a_L$	$\gamma_L$
1,200628	-0,166433

**Tabelle 4.7:** Parameter der Funktion  $f_L$ , Gl. (4.13).

Der ermittelte Exponent  $\gamma_L$  ist etwa doppelt so groß wie der in [Kok03]:  $\gamma_{L_{Lit}} = -0.085$ . Die Lichtreaktion in den zur Verfügung stehenden Versuchsergebnissen fällt deutlich stärker aus, als das durch das empirische Modell in der Literatur zu erwarten ist. Die Leuchtdichte zwischen beiden Bedingungen ändert sich um den Faktor 10. Die Reaktion war aber so stark, als habe sich die Leuchtdichte um den Faktor 100 geändert. Das kann wie folgt erklärt werden. Es ist möglich, dass die Augen zum Teil dunkeladaptiert waren, was eine stärkere Lichtreaktion zur Folge hat. Eine andere mögliche Ursache ist die unterschiedliche Empfindlichkeit der Sinneszellen in bestimmten Wellenlängenbereichen. Dadurch fallen Pupillenreaktionen in Bezug zu Licht unterschiedlicher Wellenlängen unterschiedlich aus. Die zwei Beleuchtungsbedingungen, die hier untersucht werden, wurden mit zwei unterschiedlichen Lichtquellen, einer Glühlampe und einer Leuchtstoffröhre, hergestellt. Der emittierte Wellenlängenbereich beider Lichtquellen unterscheidet sich. Bei der Beleuchtungsmessung wird jedoch die abgestrahlte Gesamtleistung ermittelt. Das kann den Unterschied zwischen dem hier ermittelten und dem in [Kok03] angegebenen Exponenten erklären. Die Empfindlichkeit der Netzhaut und die Wellenlänge des Lichtes können den Exponenten  $\gamma_L$  beeinflussen. Das wird bei der weiteren Betrachtung berücksichtigt.

### 4.3.2 Einfluss der Betrachtungsentfernung als kontinuierliches und diskretes Modell

In Abs. 4.2.2 ist gezeigt, dass die Unterschiede der Pupillenweite zwischen fünf und einem Meter so klein sind, dass kein zusätzlicher Parameter gerechtfertigt ist, um den Unterschied zu erklären. Der Unterschied ist so gering, dass sich die Verteilungen der Messwerte und deren Mittelwerte in beiden Entfernungen weder bei heller noch bei schwacher Beleuchtung statistisch signifikant unterscheiden lassen, siehe Tab. 4.8. Auf Basis der Messwerte kann nicht ausgesagt werden, ob die Pupille zwischen fünf und einem Meter auf die Betrachtungsentfernung reagiert hat. Es ist möglich, dass die Pupille nur im Nahbereich zusammengezogen wird und nicht stetig auf die Betrachtungsentfernung reagiert.

Der folgende nicht stetige Funktionszusammenhang ist eine adäquate Beschreibung der Messdaten, resultierend aus Gl. (4.4), der lediglich den Parameter  $e^{\Delta\hat{p}_b}$  benötigt, um zwischen Fern- und Nahsicht zu unterscheiden:

$$f_{N0}(f_1) = \begin{cases} e^{\Delta\hat{p}_b} & : f_1 < 1m \\ 1 & : f_1 \geq 1m. \end{cases} \quad (4.16)$$

Der Zusammenhang eingesetzt in Gl. (4.10) ist in Abb. 4.4 dargestellt. Andere Untersuchungen zeigen eine kontinuierliche Abnahme der Pupillenweite mit abnehmender Betrachtungsentfernung [KG05, SS66]. Allerdings ist in den Untersuchungen keine Veränderung der Pupillenweite im Fernbereich gezeigt. Die größte Entfernung in [SS66] betrug eine Dioptrie. Bis zu einer Entfernung von zwei Dioptrien waren die Pupillenweitenänderungen sehr gering. In [KG05] ist angemerkt, dass die Pupille erst ab einem Stimulus größer als zwei Dioptrien

Entfernungen	Stimulus	Beleuchtung	Median-differenz	Kolmogorov-Smirnov $p =$	Mann-Whitney $p =$
5 m/1 m	0,8 dpt	hell	-0,025 mm	81,84 %	57,11 %
		dunkel	-0,03 mm	70,64 %	36,91 %
1 m/33 cm	2,0 dpt	hell	-0,34 mm	<0,01 %	<0,01 %
		dunkel	-0,44 mm	<0,01 %	<0,01 %
5 m/33 cm	2,8 dpt	hell	-0,365 mm	<0,01 %	<0,01 %
		dunkel	-0,47 mm	<0,01 %	<0,01 %

**Tabelle 4.8:** Unterschiede der Pupillendurchmesser bei verschiedenen Betrachtungsentfernungen

merklich reagiert. Das bedeutet, dass sehr wohl ein kontinuierlicher Zusammenhang der Pupillenweite und der Objektentfernung vorliegen kann, der sich allerdings erst bei hoher Brechkraft zeigt. Der Zusammenhang wird im Folgenden modelliert. Ziel ist es, die drei diskreten Stützstellen der Entfernungsabhängigkeit  $f_N$  des Fünf-Parameter-Modells durch eine kontinuierliche Funktion zu ersetzen:

$$f_N (f_1 = 5 \text{ m}) = 1 \tag{4.17}$$

$$f_N (f_1 = 1 \text{ m}) = e^{\Delta p_{1b}} \tag{4.18}$$

$$f_N (f_1 = 0,33 \text{ m}) = e^{\Delta p_{2b}} . \tag{4.19}$$

Die Parameter  $\Delta p_{1b}$  und  $\Delta p_{2b}$  sind Tab. 4.4 zu entnehmen. Folgende Bedingungen für die Funktion sollen erfüllt sein. Sie soll im Definitionsbereich einen streng monotonen Zusammenhang besitzen. Sie muss ein Maximum bei einer Entfernung von null Dioptrien besitzen. Außerdem darf sie keine weitere Extremstelle bei einer Entfernung zwischen Null und unendlich Dioptrien besitzen. Eine Funktion, die diese Bedingungen erfüllt, ist die folgende:

$$f_N (f_1) = a_N \left( 1 - b_N \left( f_1 [\text{m}]^{-1} \right)^{\gamma_N} \right) , \tag{4.20}$$

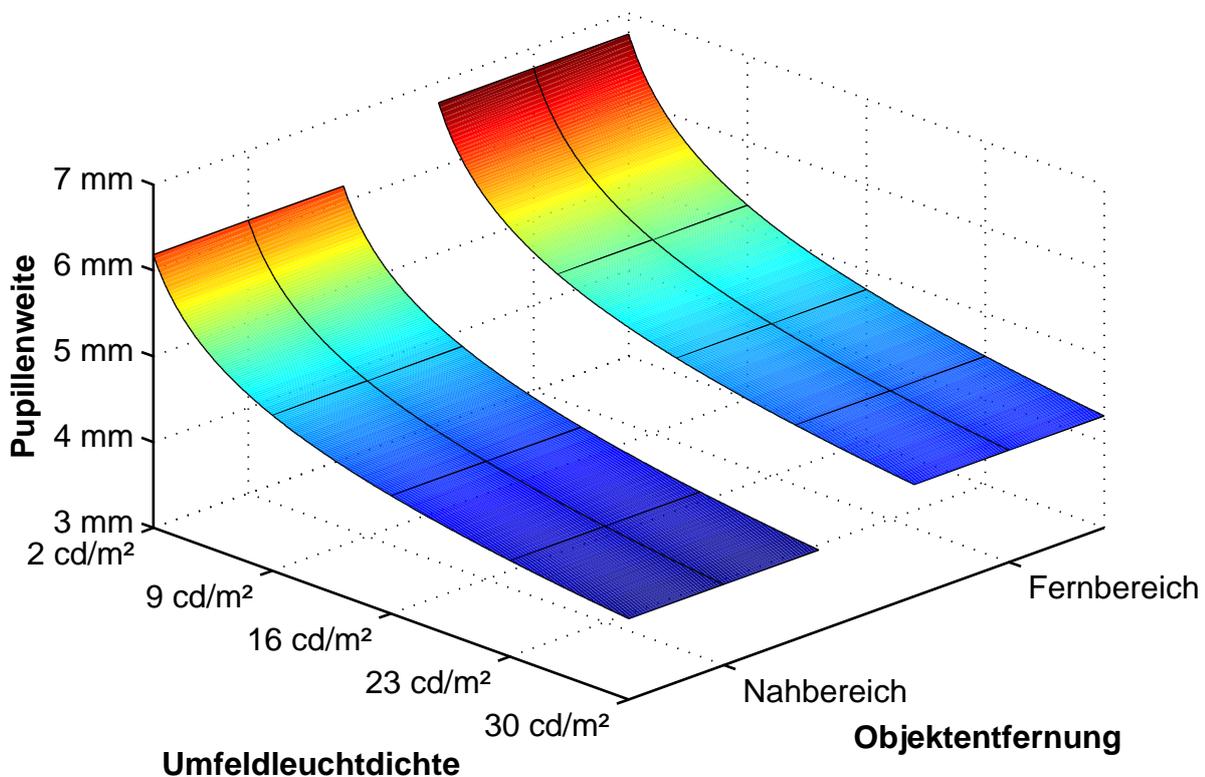


Abbildung 4.4: Nicht stetige Abhängigkeit der Pupillenweite von der Betrachtungsentfernung

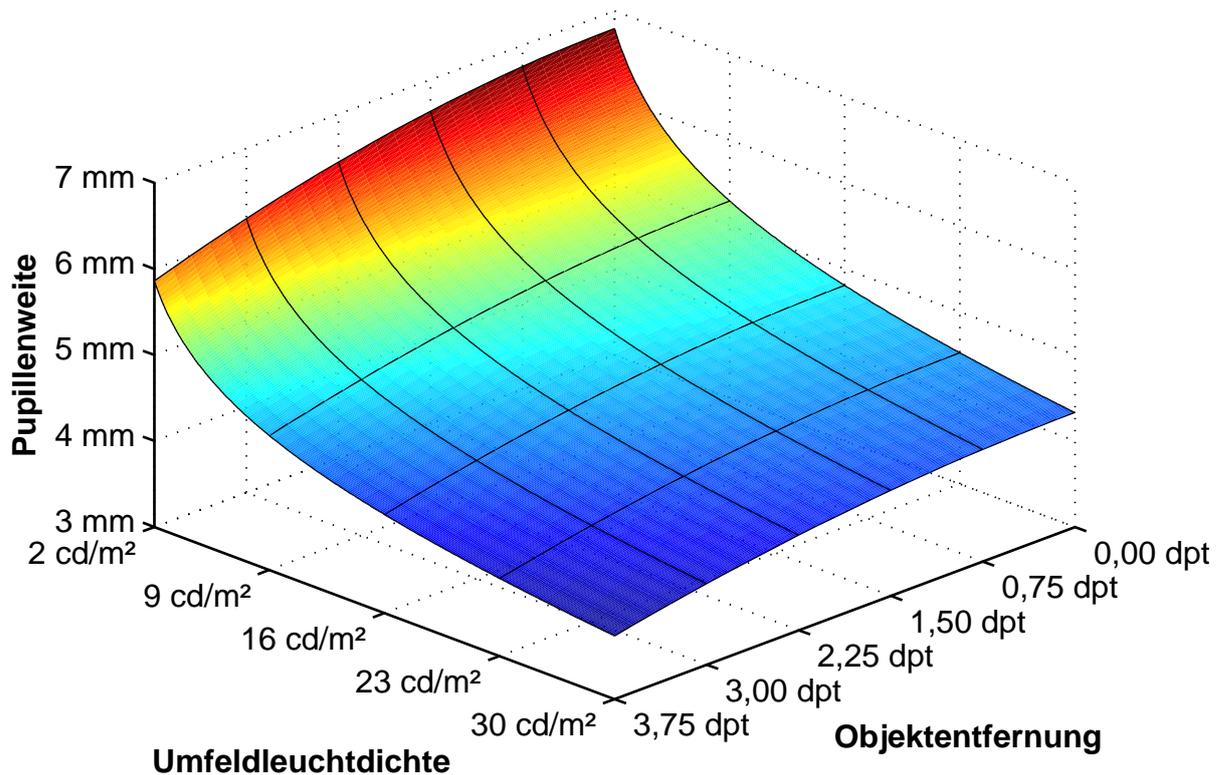


Abbildung 4.5: Stetige Abhängigkeit der Pupillenweite von der Betrachtungsentfernung

wobei  $f_1$  die Betrachtungsentfernung in Metern ist und  $a_N, b_N$  und  $\gamma_N$  Konstanten sind. Sie werden durch Gleichsetzen von Gl. (4.20) mit den Bedingungen Gl. (4.17) bis Gl. (4.19) ermittelt und sind in Tab. 4.9 aufgetragen.

$a_N$	$b_N$	$\gamma_N$
1,000527	0,011059	-1,8909

Tabelle 4.9: Parameter der Funktion  $f_N$ , Gl. (4.20).

Für die Funktion  $f_N(f_1)$  in Gl. (4.10) kann entweder Gl. (4.16) oder (4.20) eingesetzt werden. In Abb. 4.4 und 4.5 sind beide Modellvarianten dargestellt.

### 4.3.3 Analyse der Residuen

Die Pupillenweiten und Reaktionsamplituden bei gleichen Stimulusbedingungen unterscheiden sich zwischen Individuen. Auch die individuelle Reaktionsamplitude fällt in den Messungen unterschiedlich aus. Die Varianz in den Messdaten ist nur teilweise durch die erfassten Größen Entfernung, Leuchtdichte und Alter bedingt. Der Anteil der Varianz, der nicht von den erfassten Größen abhängt, zeigt sich im Residuum. Das Residuum zeigt keine Abhängigkeit vom Probandenalter, Refraktion oder Geschlecht der Probanden. Daher ist davon auszugehen, dass das

Modell die vorhandenen Zusammenhänge zu den erfassten Größen vollständig beschreibt. Der verbleibende Anteil der Varianz wird durch eine parametrische Verteilungsfunktion modelliert. Das geschieht in mehreren Schritten. Zunächst wird veranschaulicht, wie ein einzelner Residuenwert  $e_i$  des Residuenvektors  $\mathbf{e}$  mit dem dazugehörigen  $i$ -ten Messwert der Pupillenweite  $D_i$  zusammenhängt. Da die Parameter der Modellfunktion Gl. (4.10) aus logarithmierten Messwerten ermittelt wurden, entspricht der Residuumswert der Differenz des logarithmierten Messwertes und des logarithmierten Modellwertes mit den entsprechenden Einflüssen von Leuchtdichte  $L_i$ , Betrachtungsentfernung  $f_{1_i}$  und dem Alter  $A_i$  des Probanden, die zu genau diesem Messwert  $i$  gehören.

$$e_i = \ln(D_i [\text{mm}]^{-1}) - \ln(D_M(A_i, L_i, f_{1_i}) [\text{mm}]^{-1}) \quad (4.21)$$

Umformen der Gleichung mit der e-Funktion ergibt:

$$e^{e_i} = \frac{D_i}{D_M(A_i, L_i, f_{1_i})} = \Delta D_{s_i} \quad (4.22)$$

Das Verhältnis  $\frac{D_i}{D_M(A_i, L_i, f_{1_i})}$ , also der Messwert der Pupillenweite bezogen auf die durch das Modell ermittelte mittlere Pupillenweite unter den Versuchsbedingungen, wird hier als spezifische Pupillenabweichung  $\Delta D_{s_i}$  bezeichnet. Mit dem gesamten Residuum  $\mathbf{e}$  lässt sich die Verteilung der gesamten spezifischen Pupillenabweichungen aus der e-Funktion der Residuumswerte berechnen:  $e^{\mathbf{e}}$ .

Es wird von einer Normalverteilung ausgegangen, da der Kolmogorov-Smirnov-Test das nicht widerlegt ( $p = 27,62\%, \alpha = 5\%$ ). Es ergibt sich kein signifikanter Unterschied der Verteilungen der Residuen bei verschiedenen Stimulusbedingungen (Kruskal-Wallis  $p = 73,1\%$ , ANOVA  $p = 98,1\%, \alpha = 5\%$ ). Die Verteilung kann somit für alle Versuchsbedingungen zusammen mit einer Verteilungsfunktion beschrieben werden. In Tab. 4.10 sind die ermittelten Parameter der Normalverteilung der spezifischen Pupillenabweichungen angegeben. Damit lässt sich die parametrische Verteilungsfunktion für die spezifische Pupillenabweichung  $\Delta D_s$  angeben. Sie wurde nicht normiert um das Umformen zu erleichtern.

$$g(\Delta D_s, \mu_X, \sigma_X) = e^{-\frac{(\Delta D_s - \mu_X)^2}{2\sigma_X^2}} \quad (4.23)$$

$\hat{\mu}_X$	$\hat{\sigma}_X$
1,014039	0,164665

**Tabelle 4.10:** Statistische Parameter der verbleibenden Varianz der Messdaten

Zur parametrischen Beschreibung der realen Verteilung der Messwerte muss folgendes in Betracht gezogen werden. Gl. (4.23) gibt nicht die Verteilung der Pupillenweiten, sondern die Verteilung des Verhältnisses der Pupillenweiten  $D$  bezogen auf die durch das Modell gegebene mittlere Pupillenweite  $D_M$  bei den jeweiligen Versuchsbedingungen an.

$$\Delta D_s = \frac{D}{D_M(A,L,f_1)} \quad . \quad (4.24)$$

Einsetzen von Gl. (4.24) in die Gl. (4.23) ergibt die Verteilungsfunktion der realen Pupillendurchmesser  $D_R$ :

$$g_M(D_R, A, L, f_1) = e^{-\frac{\left(\frac{D_R}{D_M(A,L,f_1)} - \mu_X\right)^2}{2\sigma_X^2}} = e^{-\frac{(D_R - \mu_X \cdot D_M(A,L,f_1))^2}{2\sigma_X^2 \cdot D_M(A,L,f_1)^2}} = e^{-\frac{(D_R - \mu_M(A,L,f_1))^2}{2\sigma_M(A,L,f_1)^2}} \quad . \quad (4.25)$$

Die Umformung kann so verstanden werden, dass sowohl der Funktionsmittelwert  $\mu_M = \mu_X \cdot D_M(A,L,f_1)$  als auch die Standardabweichung  $\sigma_M = \sigma_X \cdot D_M(A,L,f_1)$  mit der aus dem Modell ermittelten mittleren Pupillenweite  $D_M$  skalieren. Normieren der Verteilungsfunktion  $g_M$  ergibt:

$$g_M(D_R, A, L, f_1) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot \sigma_M(A, f_1, L)} e^{-\frac{(D_R - \mu_M(A,L,f_1))^2}{2\sigma_M(A,L,f_1)^2}} \quad . \quad (4.26)$$

Um festzustellen wie gut Gl. (4.26) die reale Verteilung der Pupillenweiten wiedergibt, wird sie im Folgenden mit der Verteilung der Messdaten verglichen. Zur besseren Vergleichbarkeit mit den Messdaten wird die kumulative Verteilung erzeugt, also das Integral der Funktion über den Pupillenweitenbereich.

$$G_k(D, A, L, f_1) = \int_0^D g_M(D_R, A, L, f_1, \mu_X, \sigma_X) dD_R \quad . \quad (4.27)$$

Das Integral wird für die weitere Betrachtung numerisch berechnet. Die Größen Leuchtdichte  $L$  und Betrachtungsentfernung  $f_1$  folgen aus den Versuchsbedingungen. Für das Lebensalter  $A$  kann mit Gl. (4.27) die kumulative Verteilung für ein bestimmtes Alter ermittelt werden. Um eine Vergleichbarkeit mit den Verteilungen der Messdaten zu erhalten, muss die Altersverteilung der Probanden in Gl. (4.27) in die Berechnung einbezogen werden. Die spezifische Altersverteilung  $h_V(A)$  der Versuchsteilnehmer ist Abb. 4.6 dargestellt. Wichtig für die Korrektheit der Berechnung ist, dass die Altersverteilung tatsächlich spezifisch ist, also die folgende Bedingung erfüllt:

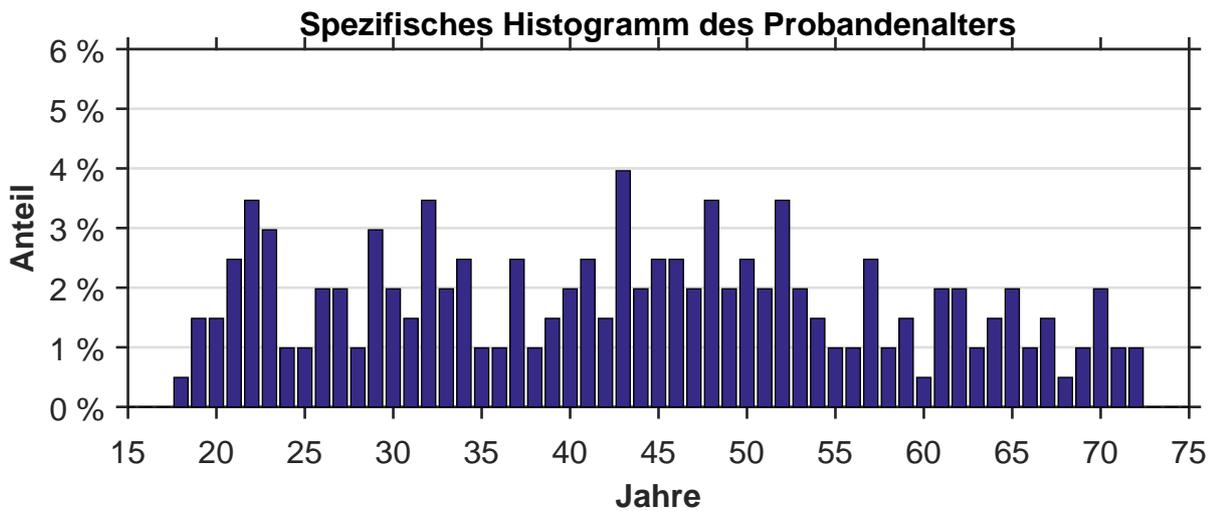


Abbildung 4.6: Spezifisches Histogramm der Altersverteilung der Versuchsteilnehmer

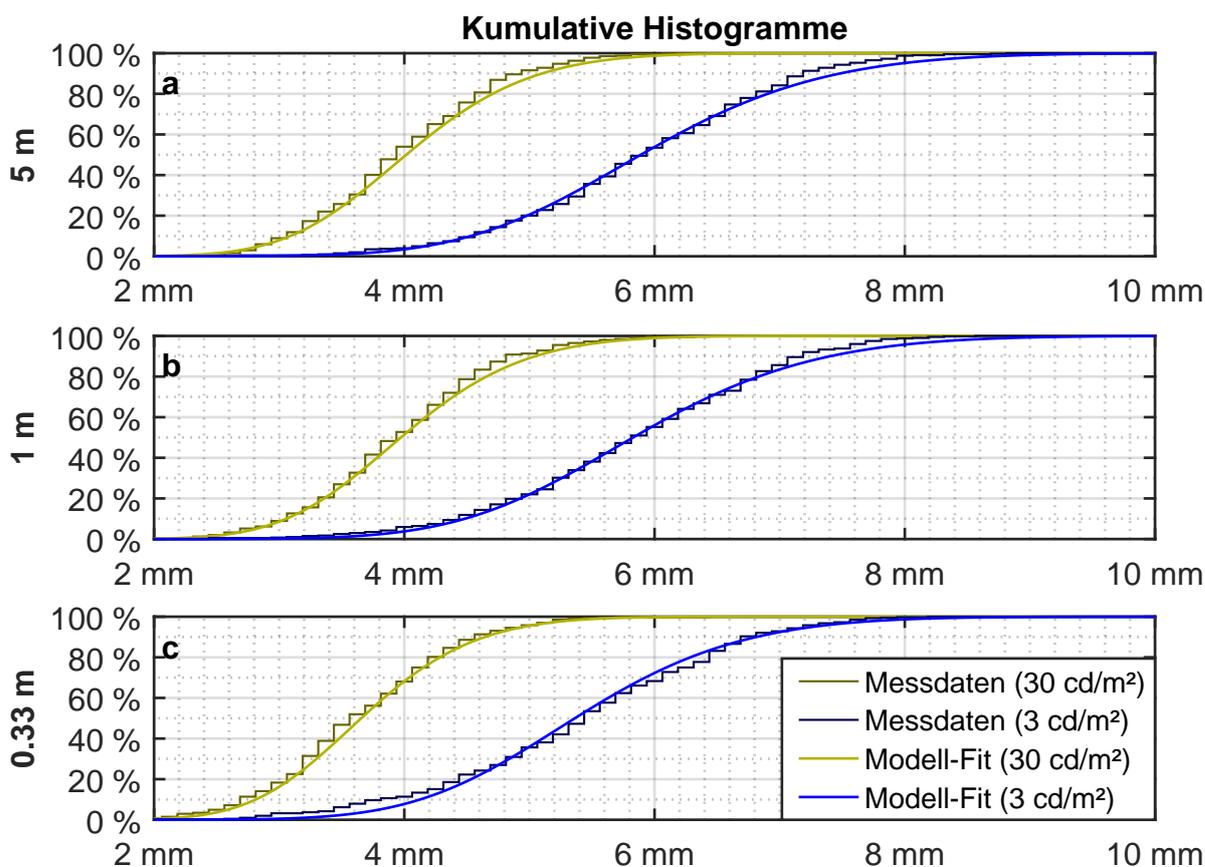
$$\int_{A_{min}}^{A_{max}} h_V(A) dA = 1 . \quad (4.28)$$

Die Gl. (4.27) wird mit der spezifischen Altersverteilung gewichtet und über den Probandenaltersbereich aufintegriert:

$$\rho(D, L, f_1) = \int_{A_{min}}^{A_{max}} h_V(A) \cdot G_k(D, A, L, f_1) dA . \quad (4.29)$$

Die resultierende Gleichung (4.29) gibt die Verteilung der Pupillenweiten für die vorgegebene Altersverteilung wieder. In Abb. 4.7 sind die kumulativen Verteilungen der realen Messdaten gegenüber den modellierten Verteilungen, Gl. (4.29), bei den entsprechenden Versuchsbedingungen dargestellt. Die Teilabbildungen a bis c geben die unterschiedlichen Betrachtungsentfernungen der Untersuchung, 5 m, 1 m und 0,33 m wider. Die zwei Beleuchtungsbedingungen sind farblich gekennzeichnet. Die kumulative Verteilung der Messdaten bei den unterschiedlichen Versuchsbedingungen ist in Stufen dargestellt. Die Modellverteilungen, ermittelt mit Gl. (4.29), sind jeweils mit durchgezogenen Linien dargestellt. Die Verteilungen der realen Messdaten und die modellierte Verteilung stimmen gut überein.

Mit der mathematischen Beschreibung der Pupillenweitenverteilung in Abhängigkeit zur Leuchtdichte, der Betrachtungsentfernung und der Altersverteilung lässt sich einerseits der Anteil an Personen eines Altersbereichs ermitteln, deren Pupillenweite einen bestimmten Wert unter bestimmten Stimulusbedingungen über- oder unterschreitet. Andererseits lassen sich die Quantile der Verteilung berechnen, also die Pupillenweite, die von einem definierten Anteil der Probanden über- oder unterschritten wird. Daraus lässt sich für das Implantat der



**Abbildung 4.7:** Vergleich der kumulativen Verteilungen der realen Messdaten und des Verteilungsmodells, Gl. (4.29)

Durchmesserbereich der Pupille festlegen, der von der Pupillenweitensensorik erfasst werden muss, um für einen möglichst großen Anteil der Bevölkerung geeignet zu sein. Das wird im folgenden Abschnitt beschrieben.

## 4.4 Abschätzung des zu erfassenden Pupillenweitenbereichs

Bei der Festlegung des Messbereichs für die Pupillenweitensensorik müssen eine Reihe von Faktoren betrachtet werden. Ideal für das Messprinzip ist es, wenn der gesamte mögliche Pupillendurchmesserbereich durch das Messsystem erfasst werden kann. Aus Gründen der Realisierbarkeit des Gesamtsystems und aus messtechnischen Gründen ist es sinnvoll, die Größe der Sensorik zu begrenzen. Der definierte Messbereich ist nicht gleichzusetzen mit der Größe der Sensorik. Ein schräger Lichteinfall und die unscharfe Abbildung der Pupille auf der Sensorik (vgl. [Kli08]) machen es erforderlich, dass die Sensorik einen größeren Bereich abdeckt, um die Pupillenweite korrekt zu bestimmen. Hier wird lediglich der Durchmesserbereich der Pupille bestimmt, der erfassbar sein sollte.

### 4.4.1 Definieren der oberen Grenze des Messbereichs

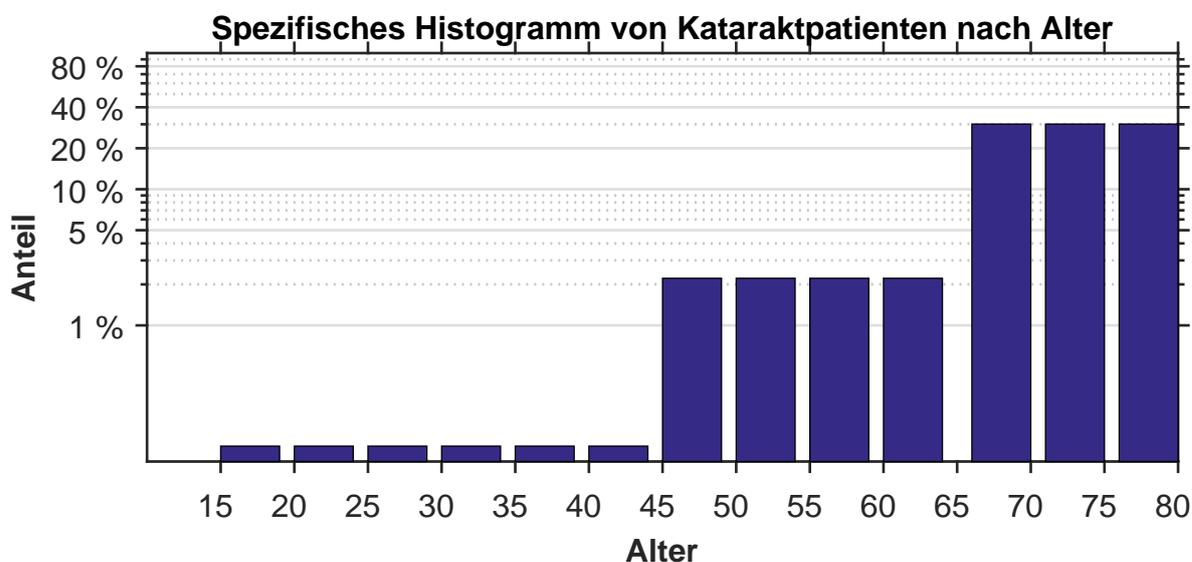
Zunächst wird die Altersverteilung der Zielgruppe untersucht, für den das Implantat geeignet sein soll. Das Künstliche Akkommodationssystem wird vornehmlich für den Ersatz der Augenlinse bei Katarakt entwickelt. Laut [GBE14] lag das Patientenalter im Zeitraum von 2000 bis 2012 bei weniger als 1,5% der stationär aufgenommenen Behandelten von Katarakt in Deutschland in öffentlichen Krankenhäusern unter 45 Jahren, vgl. Tab. 4.11. Von den 1,5% war die Katarakt bei 36,3% der Patienten angeboren. Für diese Patienten kommt aufgrund der geringen Augengröße ein Künstliches Akkommodationssystem nicht in Frage.

Im Folgenden soll festgestellt werden, welcher Anteil der Zielgruppe für das Implantat bestimmte Pupillendurchmesser unter- bzw. überschreitet. Im vorangegangenen Abschnitt wurde mit Gl. (4.29) eine mathematische Beschreibung der kumulativen Pupillenweitenverteilungen unter definierten Stimulusbedingungen für einen definierten Altersbereich aufgestellt. Die in der Berechnung verwendete spezifische Altersverteilung entsprach der der Untersuchung. Für die hiesige Betrachtung wird die Altersverteilung der Kataraktpatienten verwendet, da die die Zielgruppe für das Implantat darstellen. Aus Tab. 4.11 wird die spezifische Altersverteilung  $h_K(A)$  erzeugt, siehe Abb. 4.8. Die Abszissenachse ist logarithmiert dargestellt, um den Personenkreis unter 45 Jahren darstellen zu können. Die Unterteilungen in Altersgruppen den Tabellendaten ist grob. Zudem ist keine obere Altersgrenze angegeben. Hier wird konservativ von 80 Jahren ausgegangen um die maximalen Pupillenweiten nicht zu unterschätzen. Mit einer detaillierten Altersverteilung könnte man die Berechnungsgenauigkeit

Altersspezifische Fallzahl je 100.000 Einwohner	Kataraktarten nach ICD10				Gesamt	
	Q12	H25	H26 (excl. H26.4)	H28		
unter 15 Jahre	32	0	17	0	49	0,70%
15 bis unter 45 Jahre	0	19	33	0	52	0,75%
45 bis unter 65 Jahre	0	432	153	0	585	8,38%
65 Jahre und älter	0	5479	811	1	6291	90,17%
<b>Gesamt</b>	32	5930	1014	1	6977	100%

- Q12.0 – *Cataracta congenita*
- H26 – Sonstige Kataraktformen
- H28 – Katarakt und sonstige Affektionen der Linse bei anderenorts klassifizierten Krankheiten
- H25 – *Cataracta senilis*
- H26.4 – *Cataracta secundaria*

**Tabelle 4.11:** Stationär behandelte Kataraktfälle in Deutschland von 2000-2012 [GBE14]



**Abbildung 4.8:** Spezifisches Histogramm der Altersverteilung von Kataraktpatienten, nach [GBE14]

erhöhen. Hier geht es aber vornehmlich darum ein Vorgehen für die Pupillenweitenabschätzung vorzustellen und eine Abschätzung für die Obergrenze des Messbereichs zu gewinnen.

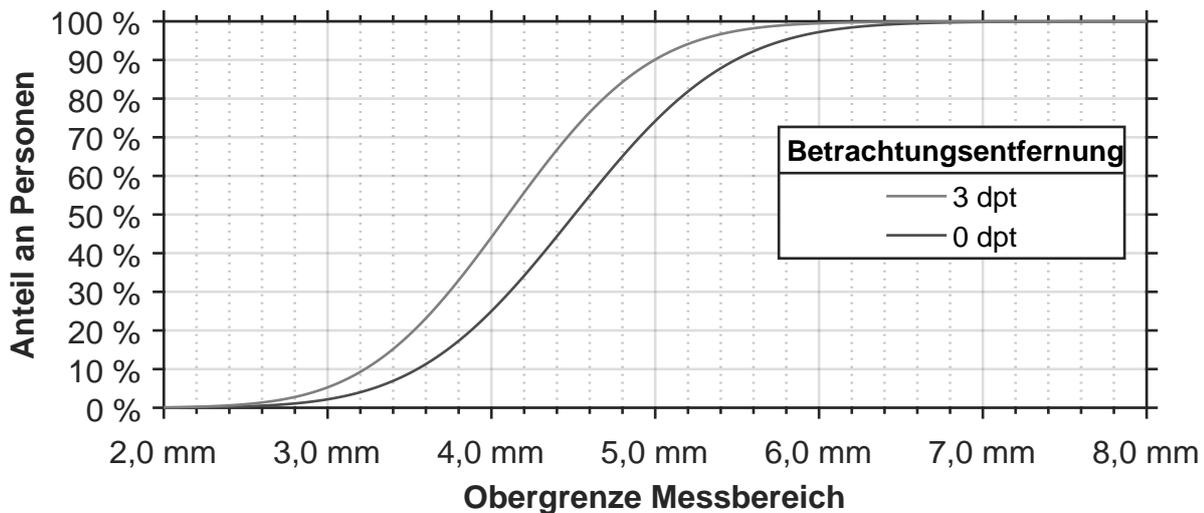
Mit Gl. (4.29) und der spezifischen Altersverteilung  $h_K(A)$  wird der Anteil  $\rho(D_{OG})$  von möglichen Implantatträgern berechnet, die bei einer oberen Begrenzung  $D_{OG}$  des Messbereichs der Pupillenweitensensorik damit rechnen müssen, dass ihre Pupillenweite unter Alltagsbedingungen den Messbereich verlässt. Das kann Einschränkungen der Funktionalität verursachen.

$$\rho(D_{OG}, L, f_1) = \int_{A_{min}}^{A_{max}} h_K(A) \cdot G_k(D_{OG}, A, L, f_1) dA . \quad (4.30)$$

Für die Betrachtungsentfernung werden 0 dpt und 3 dpt verwendet. Die Leuchtdichte beträgt  $3 \text{ cd m}^{-2}$ . Die Parameter der Gleichung können Tab. 4.10 entnommen werden. Das Ergebnis ist in Abb. 4.9 dargestellt.

#### 4.4.2 Aktive Reduktion der Pupillenweite

Wenn die Ausmaße der Sensorik der Eingangsapertur der Optik entsprechen, ist sie technisch einfacher im Implantat unterzubringen. Die besitzt nach bisheriger Planung einen Durchmesser von 5 mm. Die Optik zu vergrößern ist nicht sinnvoll, da der zur Verfügung stehende Bauraum damit empfindlich eingeschränkt wird. Daher sind 5 mm eine wichtige Grenze, deren Überschreitung einen konstruktiven Mehraufwand nach sich ziehen kann.



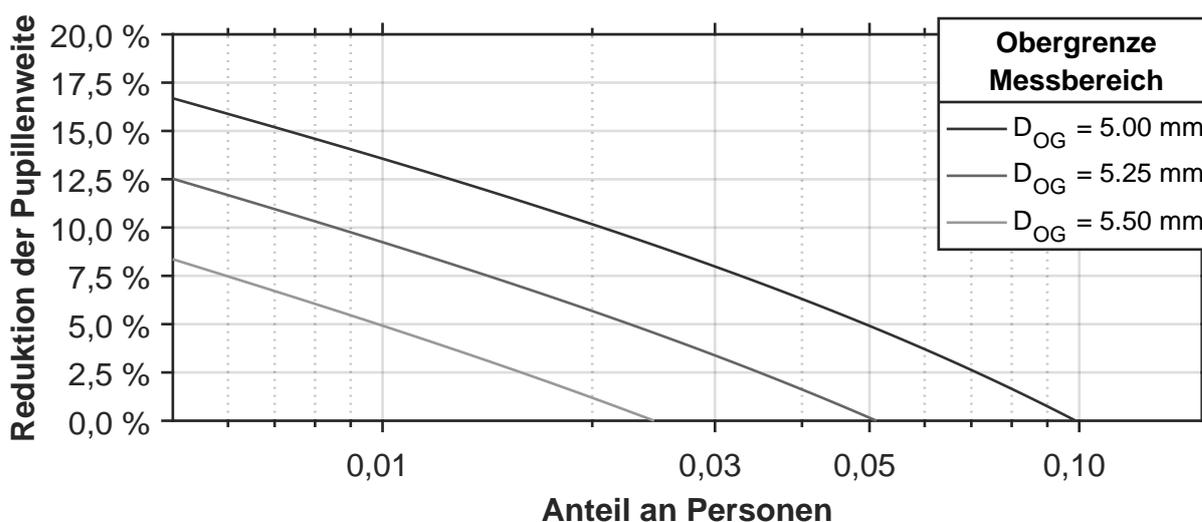
**Abbildung 4.9:** Anteil an Personen, deren Pupillenweite trotz Begrenzung des Messbereichs nach oben voll erfasst wird

Im vorangegangenen Abschnitt wurde gezeigt, dass bei der Begrenzung Messbereich ein Teil der Personen mit Einschränkungen der Funktionalität rechnen muss. Der Anteil verringert sich, wenn Implantatträger eigenständig aktiv Maßnahmen treffen, um die Pupillenweite zu reduzieren um die Funktionalität der Sensorik zu erhalten.

Wenn die Pupille größer ist, als durch den Sensor erfassbar, gibt es keine auf Messung beruhenden Vorgaben für die Linsenbrechkraft. Das Implantat muss dann in einen sicheren Zustand schalten, was einer Fernakkommodation entspricht. Wenn die Pupillenweite bei der Ferneinstellung den Messbereich der Sensorik verlässt, ist das unkritisch, sofern bei der Naheinstellungsreaktion die Pupille so weit kontrahiert wird, dass sie wieder in den Messbereich gelangt. Eine Beeinträchtigung ist nur dann gegeben, wenn die Pupillenkonstriktion durch Nahbetrachtung nicht durch die Sensorik erfasst wird.

In Abb. 4.10 ist die Pupillenweitenreduktion aufgetragen für den Anteil der Implantatträger, deren Pupillenweite den Messbereich bei geringer Beleuchtung verlässt. Bei 10% der Implantatträger wird die Pupillenweite bei Nahbetrachtung und geringer Beleuchtung nicht vom Messsystem erfasst, wenn der Messbereich auf 5 mm begrenzt wird. 5% müssen die Pupillenweite aktiv um 5% reduzieren um die Funktionalität zu erhalten. 3% um 10% und 1,5% um 17,5%. Lediglich 0,5% müssen ihre Pupillenweite weiter reduzieren, um die Funktionalität zu erhalten.

Die effektivste Maßnahme, die Implantatträger treffen können, ist die Lichtmenge die ins Auge fällt zu erhöhen. Eine Erhöhung der Leuchtdichte um den Faktor 10 hat eine Pupillenweitenreduktion von 20% [Kok03] bis 39%, Gl. 4.10, zur Folge. Durch zusätzliches Einschalten von Lichtquellen oder durch Verkürzen des Abstandes zu bestehenden Lichtquellen kann das einfach erreicht werden. Ältere



**Abbildung 4.10:** Notwendige Pupillenweitenreduktion zur Erhaltung der Funktionalität der Sensorik

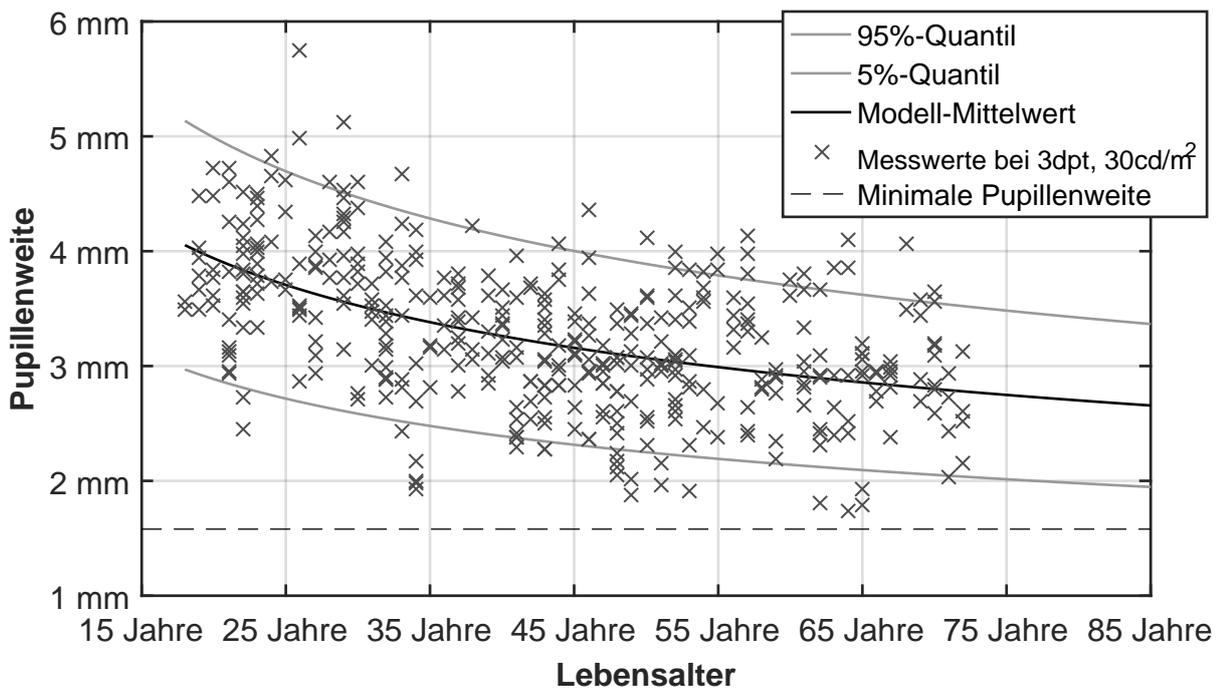
Menschen benötigen, aufgrund einer Abnahme der Kontrastempfindlichkeit [OSS82] zum Lesen oder für Nahtätigkeiten ohnehin eine stärkere Beleuchtung. Daher bedeutet die Forderung, dass Implantatträger selbsttätig für eine ausreichende Beleuchtung sorgen müssen, keine ersthafte Einschränkung.

#### 4.4.3 Festlegen der unteren Durchmesserbereichsgrenze

Das Festlegen der unteren Grenze des Messbereichs kann nicht auf Basis von Gl. (4.30) ermittelt werden. Der Grund dafür ist, dass die Messdaten keine Anhaltspunkte über eine mögliche anatomische Untergrenze der Pupillenweite geliefert haben. Über den gesamten Altersbereich haben die Probanden gleichmäßig auf die Beleuchtungsänderung reagiert. Daraus lässt sich schließen, dass bei einem Großteil die anatomisch untere Grenze der Pupillenweite noch nicht erreicht wurde.

In Gl. (4.30) ist keine anatomische Begrenzung modelliert. Werden sehr hohe Leuchtdichten oder sehr geringe Betrachtungsentfernungen eingegeben, unterschreiten Pupillenweiten der berechneten Verteilung die Werte der kleinsten je gemessenen Pupillenweiten. Die Gl. (4.30) überschätzt dann den Anteil an Personen, für die eine untere Begrenzung des Messbereichs eine Einschränkung darstellt. Allein auf der Verteilung minimalen Pupillenweiten in den Messdaten eine Festlegung zu treffen, ist nicht sinnvoll. Weder war die Betrachtungsentfernung minimal, noch waren die Leuchtdichte und das Probandenalter am oberen möglichen Maximum. Diese Stimuli reduzieren die Pupillenweite. Man kann nicht sicher davon ausgehen, dass die Messdaten eine realistische Verteilung der Untergrenze der Pupillenweite angeben.

In Abb. 4.11 sind die Messwerte für  $30 \text{ cd m}^{-2}$  bei  $0,33 \text{ m}$  Entfernung und das Modell Gl. (4.29) mit dem 5 %-Quantil und 95 %-Quantil aufgetragen. Die Verteilung der Pupillenweiten streut stark und sinkt bei hohem Alter nur noch langsam ab. Das impliziert, dass eine Einschränkung des unteren Pupillenbereichs einen großen Altersbereich betrifft und zudem wenig durch eine Reduktion gewonnen werden kann.



**Abbildung 4.11:** Messdaten und Modell bei kleinster Betrachtungsentfernung und stärkster Beleuchtung

Die Möglichkeit, die Pupillenweite aktiv eigenständig durch Maßnahmen zu vergrößern, ist anders als bei weiten Pupillen nicht sinnvoll. Erstens sind die Auswirkungen einer Stimulation bei kleiner Pupille geringer als bei weiter Pupille. Daher muss die Stimulation stärker reduziert werden. Zweitens ist die Reduktion der Leuchtdichte kontraproduktiv für die Sehfähigkeit älterer Menschen.

Ein weiterer Grund ist, dass es für die Kontrolle des Implantats im Unterschied zum oberen Messbereich kritisch ist, wenn die Pupillenweite den unteren Messbereich unterschreitet. Dann muss das System ebenso wie beim Überschreiten der Messobergrenze auf Fernsicht umstellen, wirkt also der gewünschten Naheinstellungsreaktion entgegen. Das macht die Kontrolle des Implantats für Probanden schwierig. Aus den genannten Gründen ist es sinnvoll, den kleinsten Pupillendurchmesser von  $1,58 \text{ mm}^*$ , der durch Messdaten in der Literatur [BCB50, WG03] untermauert ist, als Untergrenze zu definieren. In Tab. 4.12 sind maximalen und minimalen Pupillendurchmesser aus der Literatur zusammengetragen.

\* Pupillenweite ohne Vergrößerung durch Kornea (Vergrößerung: 113,3% [AS02])

Quelle	Miosis		Mydriasis	
[Loe99]	2 mm	(1,76 mm)*	8 mm	(7,06 mm)*
[Lan98]	1 mm <sup>†</sup>	(0,88 mm)*	8 mm	(7,06 mm)*
[BBM <sup>+</sup> 10]	—		8,7 mm	(7,68 mm)*
[AS02]	2 mm	(1,76 mm)*	8 mm	(7,06 mm)*
[WG03]	1,8 mm	(1,58 mm)*	—	
[BCB50]	1,8 mm	(1,58 mm)*	—	
[GDK <sup>+</sup> 03]	1,98 ± 0,05 mm <sup>‡</sup>		—	

**Tabelle 4.12:** Pupillenweitenangaben in der Literatur

\* Pupillenweite ohne Vergrößerung durch Kornea (Vergrößerung: 113,3% [AS02])

† Die Angabe ist als allgemeiner grober Richtwert zu bewerten. Es sind für den Wert keine Messergebnisse oder Hinweise auf Untersuchungen als Beleg angegeben.

‡ Unterwassermessung: Aufgrund von stark verringerter Brechungsindexdifferenz entsteht nahezu keine Vergrößerung durch die Kornea

## 4.5 Weitere Auswertung der Messdaten

Neben der Modellierung der Abhängigkeiten der Pupillenweite ist von Interesse, ob und in welchem Umfang aus der Pupillenweite auf die Betrachtungsentfernung rückgeschlossen werden kann. Zudem wird nach Hinweisen darauf gesucht, ob die Pupillenreaktion gezielt die Abbildungsqualität verbessert.

### 4.5.1 Systematischer Fehler

In den Messdaten ist ein systematischer Fehler [HYW13]. Die Pupillen im linken Auge waren im Mittel größer, als die im rechten Auge. Der größte Unterschied von 0,11 mm bis 0,245 mm der Mediane zeigt sich bei den Messungen im Hellen. Der Effekt ist nur bei einer Entfernung von einem Meter signifikant (Mann-Whitney,  $p = 1,93\%$ ,  $\alpha = 5\%$ ). Bei schwacher Beleuchtung schwankt die Differenz der Mediane beider Augen zwischen  $-0,03$  mm und  $0,07$  mm.

Mögliche Erklärungen für die unterschiedlichen gemessenen Pupillenweiten in beiden Augen sind die folgenden. Es ist möglich, dass durch die Versuchsreihenfolge die Augen der Probanden bei der zweiten Messreihe im Hellen durch die vorhergehenden Versuche am linken Auge dunkeladaptiert waren. Die Netzhaut wird dadurch empfindlicher, was eine stärkere Pupillenlichtreaktion zur Folge hat. Das passt zu den Erkenntnissen in Abs. 4.3.1. In [HYW13] ist angegeben, dass das Messgerät einen unterschiedlichen Teil des Gesichtsfeldes bei der Messung des rechten und linken Auges verdeckt haben kann, wodurch je nach Messseite mehr oder weniger Licht in die Augen gelangt sein kann.

Um Fehler bei der Interpretation der Reaktion zu vermeiden, werden bei der Auswertung jeweils die Messwerte desselben Auges bei verschiedenen Stimulusbedingungen miteinander verglichen. Die systematischen Unterschiede in den Pupillenweiten sind so gering, dass sie weder für die Modellbildung noch für die weitere Auswertung ins Gewicht fallen.

### 4.5.2 Pupillenweite als Entfernungsindikator

In Abs. 4.3.2 ist gezeigt, dass sich die Verteilung der Pupillenweiten weder bei heller noch bei schwacher Beleuchtung zwischen den Entfernungen von fünf und einem Meter unterscheidet. Für den Entfernungsunterschied von fünf auf  $0,33$  Meter ist über alle Messungen hinweg eine Pupillenreaktion feststellbar. Aus der Entfernungsabhängigkeit Gl. 4.20 folgt, dass die Pupille zwischen fünf und  $0,33$  Meter im Mittel um  $8,95\%$  abnimmt. Für die Nutzung der Pupille als Entfernungsindikator sollte jede Entfernungsänderung einzeln detektierbar sein.

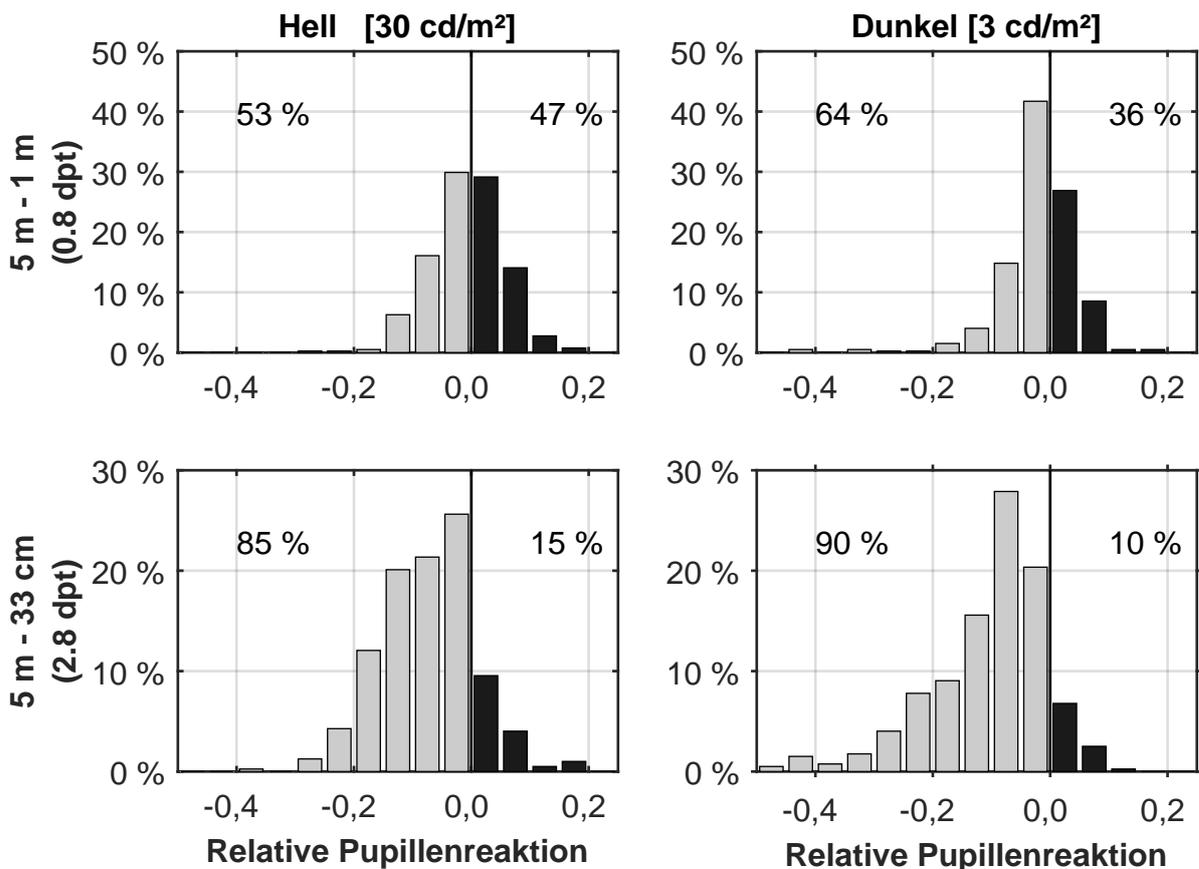


Abbildung 4.12: Verteilung der relativen Reaktionsamplituden

In Abb. 4.12 sind die Verteilungen der relativen Pupillenweitenänderungen aufgetragen. Die Reaktionen sind auf die Pupillenweite desselben Auges in fünf Metern Entfernung bezogen. Bei dem Entfernungswert von fünf auf einen Meter reagierten im Hellen etwa die Hälfte der Probanden gar nicht oder in die falsche Richtung. Die Messdaten sind in etwa gleich um den Ursprung verteilt. Zudem ist die Reaktionsrichtung bei Individuen über mehrere Versuche nicht gleichbleibend. Daraus kann geschlossen werden, dass ein Großteil der Individuen nicht bezüglich der Betrachtungsentfernung reagierte, sondern dass es sich bei den Unterschieden um Schwankungen der Pupillenweite handelt.

Beim Entfernungswert von fünf Meter auf 0,33 Meter ist eine deutlichere Konstriktion sichtbar. Doch auch hier reagierten 10 % bis 15 % entgegengesetzt. Das bedeutet nicht, dass die Entfernungswertänderung bei dem Anteil, der die Pupille kontrahierte, zuverlässig detektiert werden kann. Die Pupillenreaktion muss groß genug sein, um sich von der Pupillenweitenänderung abzusetzen, die ohne Stimulation auftritt.

Um das zu verdeutlichen, werden die Verteilungen der Pupillenweitenunterschiede zwischen verschiedenen Entfernungen im Hellen als Normalverteilungen modelliert, siehe Abb. 4.13. Der Kolmogorov-Smirnov-Test zeigt keine signifikante Abweichung von Normalverteilungen, siehe Tab. 4.13. Beide Verteilungen über-

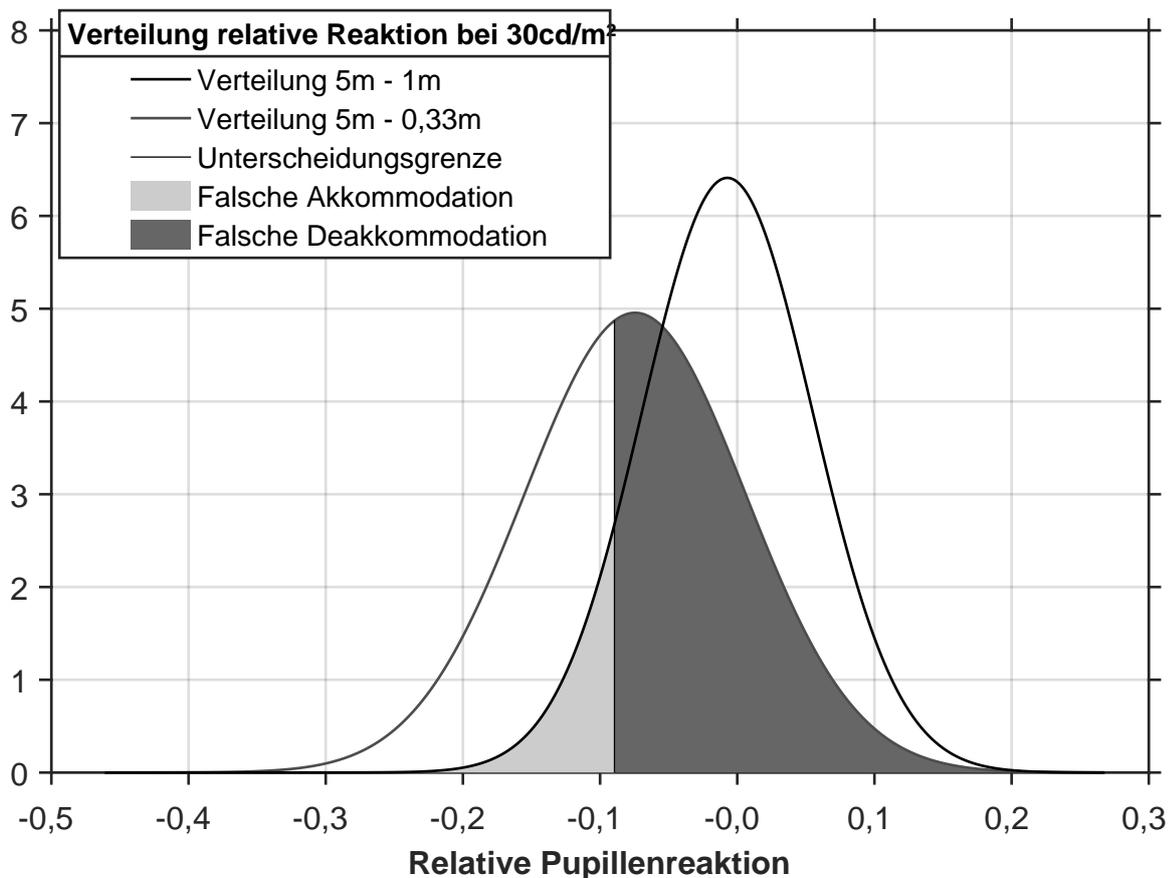


Abbildung 4.13: Unterscheidung der Reaktion

lappen sich in großen Teilen. Vertikal ist beispielhaft eine Unterscheidungsgrenze zwischen beiden Verteilungen aufgetragen. Der hellgraue Bereich markiert den Anteil der ersten Verteilung, bei der fälschlicherweise eine Pupillennahreaktion detektiert wird. Die dunkle Fläche zeigt den Anteil der zweiten Verteilung bei dem fälschlicherweise eine Entfernungsdilatation detektiert wird. Es ist möglich für die Fern- und Nahreaktion eine unterschiedliche Grenze festzulegen. Das löst die Problematik nicht.

Wird die Grenze so verschoben, dass sicherer eine Betrachtungsentfernungsänderung detektiert werden kann, sinkt der Anteil an Fällen, in denen eine Entfernungsänderung detektiert wird. Wird die Grenze so verschoben, dass eine Entfernungsänderung leichter detektiert wird, erhöht sich der Anteil an

Verteilung Pupillenreaktion	$\mu$	$\sigma$	Kolmogorov-Smirnov p
5 zu 1 m	-0,0073	0,0622	53,34 %
5 zu 0,33 m	-0,0745	0,0805	53,12 %

Tabelle 4.13: Parameter der Verteilungen der Pupillenreaktion

Fehldetektionen von Entfernungsänderungen. Das Dilemma resultiert aus dem geringen Unterschied der Mittelwerte beider Verteilungen und der Breite der ersten Verteilung, bei der keine Reaktion bezüglich eines Stimulus detektiert werden kann.

Das steht in Einklang mit Untersuchungen in der Literatur. Laut [KG05] konnten bei Akkommodationsversuchen bei 48 % der Fern-zu-Nah Stimuli und in 57 % der Nah-zu-Fern Stimuli keine eindeutigen Reflexstarts oder Reflexenden detektiert werden. Der Pupillennahreflex tritt demnach in vielen Fällen gar nicht oder so vermindert auf, dass eine Nahreaktion nicht erkannt werden kann. Die individuellen Pupillennahreaktionen lassen sich damit nicht mit einer für das Künstliche Akkommodationssystem nötigen Zuverlässigkeit detektieren.

### 4.5.3 Optimale Pupillenweite

In Abs. 2.3 wurde die Hypothese formuliert, dass die Pupillennahreaktion der Abbildungsverbesserung dient. Daraus ist zu schließen, dass die Pupillenweite in Bezug zum Defokus ein Optimum anstrebt. Das wird anhand der Messdaten der presbyopen Probanden untersucht. Es werden 204 Messungen von 34 Probanden im Altersbereich von 60 bis 79 Jahre ausgewertet. Um sicherzustellen, dass die Probanden das Ziel gut erkennen konnten, werden nur die Messdaten bei  $30 \text{ cd m}^{-2}$  ausgewertet.

In Abb. 4.14 sind die Pupillenweiten in Bezug zum Defokusbetrag aufgetragen. Die schwarze Kurve zeigt das in Abs. 3.11.2 hergeleitete Optimum der Pupillenweite in Bezug zum Defokus. Mit zunehmender Defokussierung sinkt das Optimum unter die anatomisch erreichbare Untergrenze der Pupillenweite. Die individuell erreichbare Untergrenze stellt dann das Optimum dar.

Für die einzelnen Probanden lässt sich nicht genau sagen, wo das anatomische Minimum der Pupillenweite liegt. Doch aus den Messdaten ist ersichtlich, dass ein Großteil der Probanden das Minimum nicht erreicht hat, denn das würde sich auf zweierlei Art zeigen. Erstens würde die Reaktionsamplitude messbar abnehmen, zweitens wäre die Streuung der Pupillenweitenverteilung im Nahbereich bei heller Beleuchtung reduziert. Beides ist nicht der Fall. In Abs. 4.2.1 und 4.2.2 ist gezeigt, dass die Pupillenreaktionen bei allen Stimulusbedingungen gleichbleibend sind. In Abs. 4.3.3 ist statistisch gezeigt, dass sich die Verteilung der Residuen bei allen Stimulusbedingungen nicht unterscheiden. Damit ist belegt, dass die Pupillenweite bei einem Großteil der Probanden nicht optimal war.

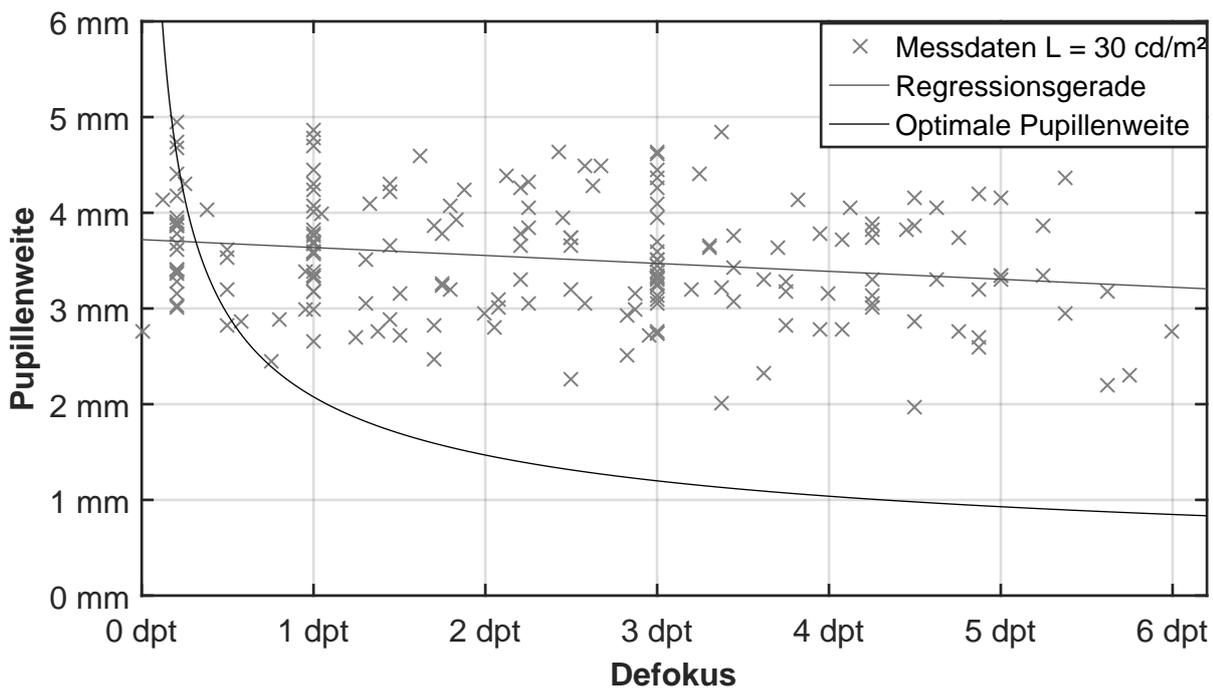


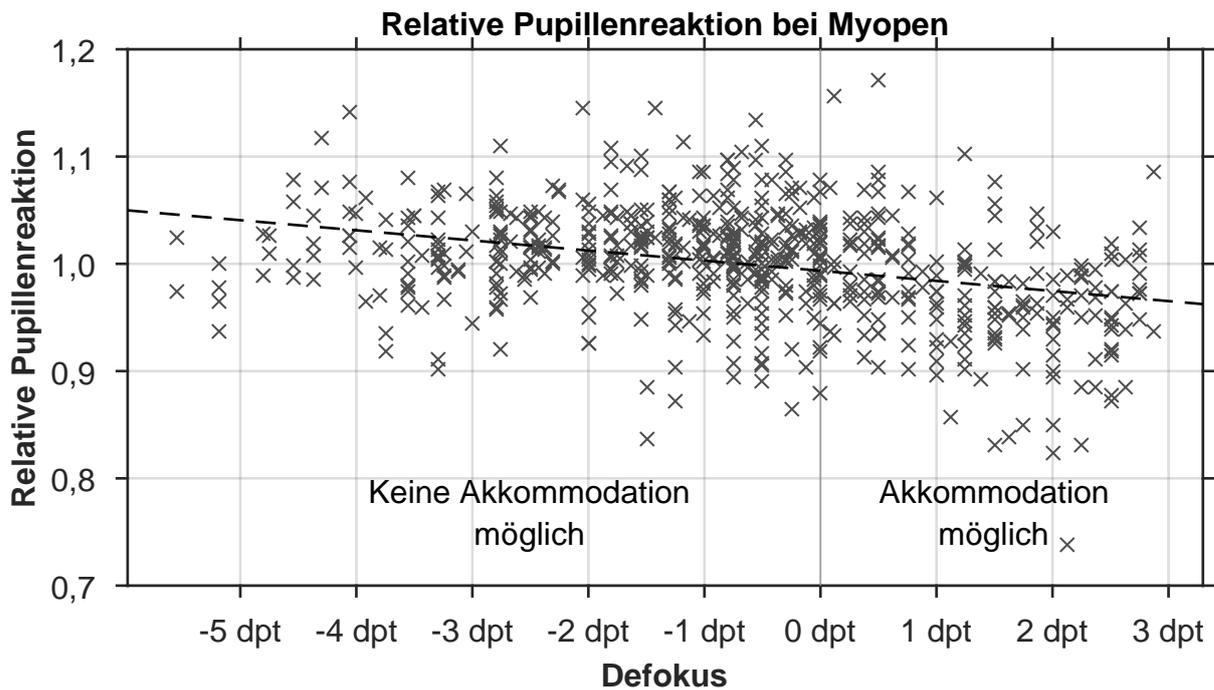
Abbildung 4.14: Vergleich der Pupillenweite mit theoretischem Optimum

#### 4.5.4 Reaktion myoper Probanden in Bezug zum Defokus

Wenn die Pupille abbildungsverbessernd eingesetzt wird, ist zu erwarten, dass die Pupille reagiert, um Defokusunschärfe zu reduzieren. Das kann anhand der Messdaten der myopen Probanden untersucht werden. Zum einen ist durch ihre Fehlsichtigkeit festgelegt, welches der fernste Punkt ist, der bei entspannter Linse scharf erkannt werden kann. Zum anderen nimmt die Defokussierung anders als bei Emmetropen oder Hyperopen mit der Entfernung zu. Eine Reaktion zur Reduktion der Defokusunschärfe verläuft entgegengesetzt zur Pupillennahreaktion.

Es werden 624 Messungen von 54 unkorrigierten Myopen im Altersbereich von 20 bis 72 untersucht. In Abb. 4.15 sind die Pupillenweitenänderung in Bezug zum Defokus dargestellt. Zur besseren Vergleichbarkeit ist die Differenz von der Pupillenweite mit der mittlere Pupillenweite desselben Auges bei der gleichen Beleuchtungsbedingung aufgetragen, geteilt durch denselben Mittelwert. Die vertikale Linie bei null Dioptrien stellt die scharfe Entfernung bei entspannter Linse dar. Negative Brechkraft geben größere Betrachtungsentfernungen an und positive näher am Probanden. Ein Teil der Probanden konnte noch akkomodieren. Daher stellen die Brechkraft im linken Bereich den Mindestdefokus, im rechten Bereich den maximalen Defokus dar. Es zeigt sich ein signifikanter Trend, siehe Tab. 4.14.

Der Korrelationskoeffizient  $R$  zeigt einen negativen Zusammenhang zwischen der Defokussierung und der Pupillenweite auf. Die Pupillenweite nimmt mit



**Abbildung 4.15:** Pupillenreaktion myoper Probanden auf Defokusunschärfe

Steigung	$\hat{a} =$	$-0,988 \% \text{dpt}^{-1}$
Korrelationskoeffizient	$R =$	$-0,339$
Bestimmtheitsmaß	$R^2 =$	$0,115$
Wahrscheinlichkeit	$p <$	$10^{-4}$
$H_0$ – Pupillenweite und Defokus sind unkorreliert		

**Tabelle 4.14:** Zusammenhang der Pupillenweite zum Defokus bei Myopen

der Betrachtungsentfernung ab, nicht mit der Defokussierung. Der Trend bleibt erhalten, wenn nur die Messwerte im linken Bereich ausgewertet werden. Die Pupillenkonstriktion mit abnehmender Betrachtungsentfernung entspricht einer normalen Nahreaktion. Sie verläuft jedoch einer Abbildungsverbesserung zuwider. Das spricht dagegen, dass die Abbildungsqualität gezielt mit der Pupille verbessert wird.

## 4.6 Diskussion

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Auswertung der Messdaten eingeordnet. In Abs. 2.3 sind zwei Hypothesen formuliert. Erstens, dass die Pupillenweite unabhängig von den Betrachtungsbedingungen in Bezug zur Betrachtungsentfer-

nung reagiert. Zweitens, dass die Pupille abbildungsverbessernd eingesetzt wird. Die Ergebnisse der Auswertung sprechen ausschließlich für die erste Hypothese. Die Pupille reagierte bei allen Untersuchungsbedingungen gleichbleibend, suboptimal und teilweise verschlechternd für die Abbildungsqualität auf die Betrachtungsentfernung.

Für die Nutzbarkeit der Pupille als Entfernungskindikator ist das, zusammengefasst mit den Ergebnissen in Abs. 4.5.2, wenig vielversprechend. Es ist gezeigt, dass sich nicht einmal zwei Betrachtungsentfernungen zuverlässig aus der Pupillenweite unterscheiden lassen. Die Messdaten der begrenzten Anzahl von Probanden lassen sich nicht unbedingt verallgemeinern. Im Umkehrschluss kann aber nicht davon ausgegangen werden, dass die Reaktionen möglicher Implantatträger vielversprechender ausfallen, zumal die Messungen mit einer großen Anzahl an Probanden durchgeführt wurden und die Ergebnisse im Einklang mit Ergebnissen der Literatur stehen. Wenn die zweite Hypothese falsch ist und über die hier festgestellte Reaktion hinaus keine situativ angepasste Einstellung der Pupille erfolgt, kann die Pupille nicht als Entfernungskindikator genutzt werden.

Die Ergebnisse können als Indikatoren gegen die zweite Hypothese gewertet werden. Folgende mögliche Begründungen würden erklären, warum abbildungsverbessernde Reaktionen der Pupille nicht festgestellt werden konnten.

1. Die Reaktionsamplitude der Pupille ist nicht nur anatomisch, sondern auch neuronal begrenzt. Das erklärt, warum die Pupille zwar messbar aber gleichbleibend suboptimal für die Abbildungsqualität bei allen Bedingungen reagiert hat.
2. Der Einfluss der Pupille auf die Abbildungsqualität ist so klein, dass er von den Probanden nicht wahrgenommen werden kann. Dann ergibt sich kein Hinweis, welche Reaktion und Reaktionsrichtung zu einem Optimum führt. Die Pupille wird dann nicht reagieren, selbst wenn die optimale Pupillenweite eine starke Verbesserung für die Abbildungsqualität darstellt. In Versuchen, bei denen die Pupille großen Einfluss auf die Abbildungsqualität hatte, zeigte sich hingegen eine abbildungsverbessernde Pupillenreaktion [GGK08, YUH<sup>+</sup>10].
3. Die Pupillenreaktion ist vorgesteuert. Die Pupille reagiert in erlernter Weise auf die Betrachtungsbedingungen. Dann existiert zwar theoretisch eine Rückführung, weil die Abbildungsqualität die Pupillenweite beeinflusst und die Pupillenweite Einfluss auf die Abbildungsqualität hat. Die Rückführung ist dann aber entweder nicht permanent aktiv, oder der Einfluss der aktuellen Betrachtungssituation im Verhältnis zur Gesamtreaktion ist vernachlässigbar gering. Das erklärt die kontraproduktive Reaktion für die Abbildungsqualität der myopen Probanden.

Die drei formulierten Möglichkeiten erklären die Ergebnisse der Auswertung der Messdaten und die scheinbar widersprüchlichen Erkenntnisse der Literatur zum Pupillennahreflex, die in Abs. 2.3 beschrieben sind. Sie sind aber weder durch die ausgewerteten Messdaten noch durch Ergebnisse in der Literatur belegt. Sie werden in den folgenden Kapiteln weiter untersucht, um beim Entwurf einer Linsensteuerung für das Künstliche Akkommodationssystem berücksichtigt werden zu können.

## 4.7 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde ein neues Modell zur Abhängigkeit der Pupillenweite von Betrachtungsentfernung, Alter und Leuchtdichte erstellt. Anhand des Modells lassen sich Auswirkungen einzelner Stimuli von konstanten isolieren. Aus dem Modell wurde abgeleitet, welche funktionalen Einschränkungen eine Festlegung der Obergrenze des Messbereichs des Pupillendurchmessers nach sich zieht. Anhand der Messdaten wurde aufgezeigt, dass die Amplitude des Pupillennahreflexes im für das Implantat relevanten Entfernungsbereich gegenüber den natürlichen Pupillenweitenschwankungen zu gering ausgeprägt ist, um als Entfernungssindikator zu dienen. Es wurden Annahmen zum Nahreflex formuliert, unter deren Gültigkeit sich die Pupille dennoch mit einigen Anpassungen am ursprünglichen Messprinzip als Informationsgeber für einen Akkommodationswunsch nutzen lässt. Das Konzept wird dementsprechend geändert und die Annahmen in den folgenden Kapiteln überprüft.



# 5 Hardware- und Softwareentwicklung

Um feststellen, ob es möglich ist, eine künstliche Linse mit Hilfe der Pupille zu regeln, wurde ein neuartiger Versuchsaufbau entwickelt. Für die Bedienung und Durchführung der Versuche wurde ein Programm erstellt. Der Aufbau des Programms wird in Abs. 5.2 erläutert. Die in der Software verwendeten Modelle zur Berechnung des Schärfepunktes der Probanden und dem Zusammenhang zwischen Pupillenweite und Brechkraft werden in den Abs. 5.2.3 und 5.3 beschrieben.

## 5.1 Beschreibung des Versuchsaufbaus

Der Versuchsaufbau ist schematisch in Abb. 5.1 dargestellt. Der Kopf der Probanden wird mit einer Stirn- und Kinnstütze fixiert. Mit dem rechten Auge sehen sie durch eine künstliche Alvarez-Humphrey-Linse, deren Brechkraft nahezu stufenlos variierbar ist, auf ein Versuchsziel, dessen Entfernung zum Probanden vom Versuchsleiter manuell verändert wird.

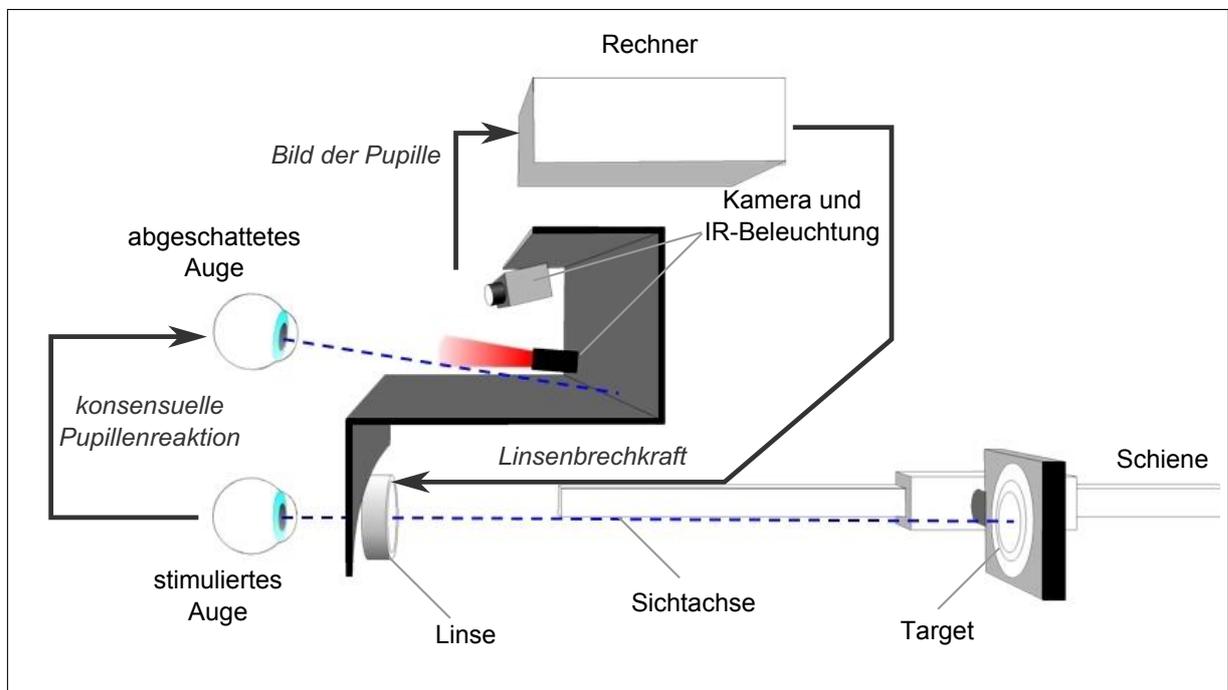


Abbildung 5.1: Versuchsaufbau mit pupillengesteuerter Linsenbrechkraft

Das linke Auge der Probanden war so durch schwarze Vorhänge abgeschirmt, dass es das Ziel nicht sah, und möglichst wenige störende Reize darauf einwirkten. Die Pupillenweite des Auges wurde durch ein Infrarot-Video-Pupillometer erfasst. Die gemessene Pupillenweite wurde von einem Rechner ausgewertet.

Die Signalverarbeitung wird in Abs. 5.2.1 erläutert. Aus der Pupillenweite wird vom Computer auf Basis der in Abs. 5.2.3 beschriebenen Steuerung ein Stellsignal berechnet und an die Linse weitergeleitet. Die Veränderung der Linsenbrechkraft veränderte die Schärfe der Abbildung, mit der das Versuchsziel vom rechten Auge wahrgenommen wird. Bei gesunden Personen reagieren beide Pupillenweiten gleichmäßig, wenn ein Auge stimuliert wird. Daher wirkt sich die Pupillenreaktion des stimulierten Auges auf die Linsenbrechkraft aus.

## 5.2 Programm für den neuen Versuchsaufbau

Die für den Versuchsaufbau neu erstellte Software hat zwei Aufgaben. Einerseits dient sie als Bedienerschnittstelle für den Versuchsdurchführenden. Andererseits war die Aufgabe, die Brechkraft der Vorsatzlinse entsprechend der Pupillenweite des Probanden anzupassen. Die Programmstruktur ist in Abb. 5.2 gezeigt. Die weißen Pfeile zeigen einen Informationsfluss, die schwarzen Pfeile zeigen eine Koordination, Regelung oder Steuerung durch eine übergeordnete Programmstruktur. Das Programm ist in mehrere Teile gegliedert:

- Graphische Benutzerschnittstelle,
- Versuchsablaufsteuerung,
- Software zur Pupillenweitenerfassung,
- Signalauswertung,
- Linsensteuerung,
- und Linsenmotorschnittstelle.

Die neu entwickelte **graphische Benutzerschnittstelle** ermöglicht die Eingabe von Probandendaten und dient dem Ausführen von verschiedenen Programmfunktionen. Dazu gehörte das Ausführen der Linsenjustierung. Diese Prozedur muss für jeden Probanden einmal am Beginn der Untersuchung durchgeführt werden, um die individuelle scharfe Entfernung mit der Vorsatzlinse zu ermitteln. Die Justierungsprozedur ist detailliert bei der Versuchsvorbereitung in Abs. 6.1.2 beschrieben. Auch die Versuche werden über die Benutzeroberfläche gestartet. Die Abläufe der Versuche sind in Abs. 6.2 beschrieben. Der Versuchsleiter bekommt über die graphische Benutzeroberfläche während der Versuche visuelle Informationen wie eine Zeitanzeige, den Versuchsschritt, die Entfernung, in der das Versuchsziel verschoben muss, und die für den Probanden scharfe Entfernung.

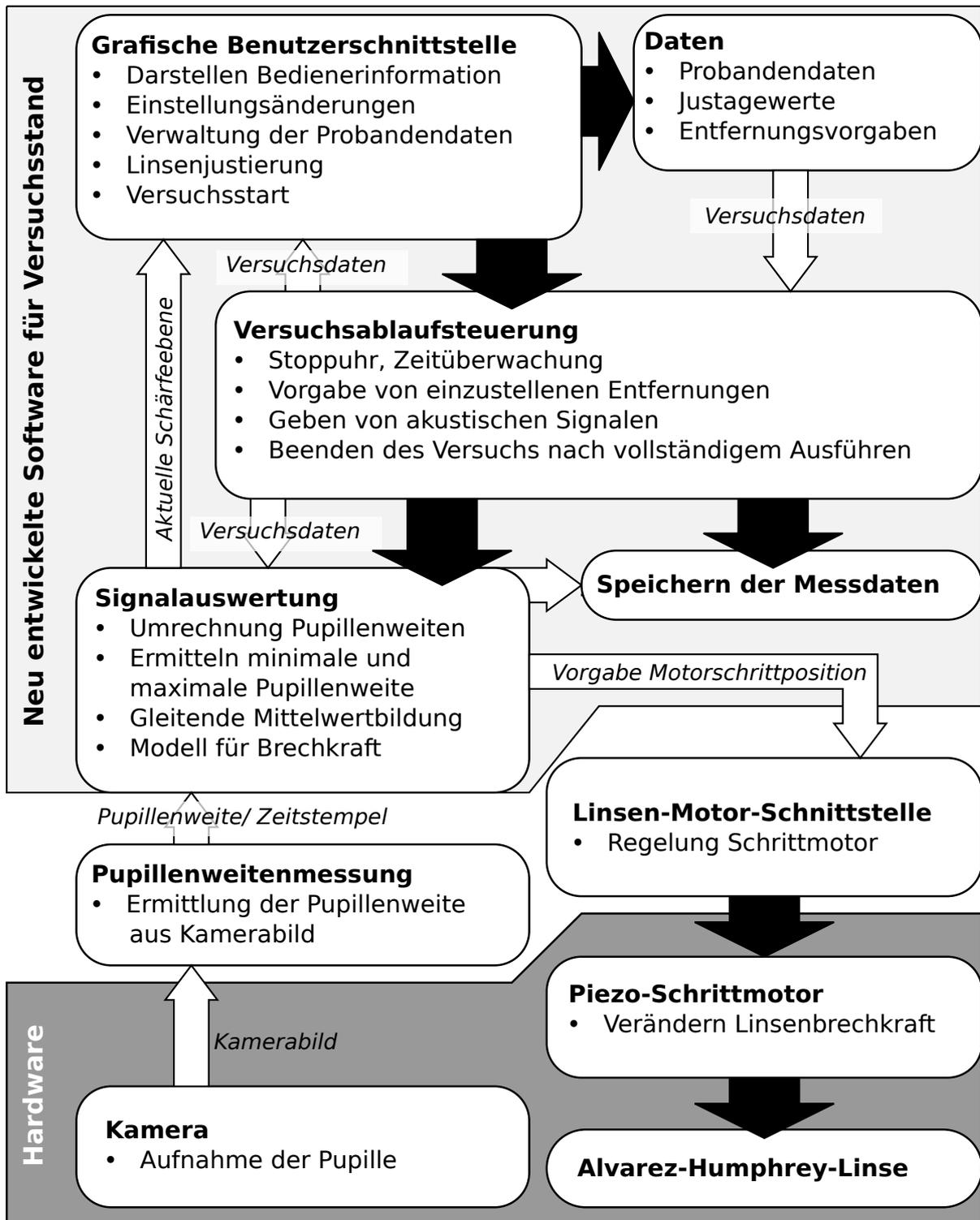


Abbildung 5.2: Schema der Programmstruktur für Versuchsaufbau

Für die **Versuchsablaufsteuerung** wurde ein eigenständiger Programmteil neu entwickelt. Der Programmteil wird beim Starten des Versuchs über die graphische Benutzerschnittstelle aktiviert. Der Programmteil koordiniert den Versuch, startet die Messung für den Versuch, beendet den Versuch und löst das Speichern der Messdaten aus. Er überwacht die Zeit und gibt akustische Signale und visuelle Hinweise über die graphische Benutzerschnittstelle aus, wenn die Zielentfernung manuell verändert werden muss.

Die **Software zur Pupillenweitenerfassung** wurde von Prof. Frank Schaeffel der Universitätsaugenklinik Tübingen zur Verfügung gestellt. Die Software detektiert in den Kamerabildern die Pupille und bestimmte den Pupillendurchmesser in Pixeln. Diese Information wurde während des Versuchs permanent an die Signalauswertung weitergegeben.

Die **Signalauswertung**, die neu für den Versuch erstellt wurde, hatte die Funktion, die Pupillenweite von Pixeln in Millimeter umzurechnen, das Pupillensignal zu glätten und Lidschläge aus dem Signal herauszufiltern. Die Auswertung ist in Abs. 5.2.1 beschrieben.

Die **Linsensteuerung** wurde für den Versuch neu entwickelt und ist in Abs. 5.2.3 im Detail beschrieben. Sie hat die Funktion aus der Pupillenweite des Probanden eine Sollbrechkraft für die Linse vorzugeben. Die Sollbrechkraft wird dann in eine Motorschrittposition umgerechnet, die an die Linsen-Motor-Schnittstelle weitergegeben wird. Die mathematischen Herleitungen für die Berechnung der Schärfeebene mit der Vorsatzlinse, die Bestimmung der Linsenparameter und der Motorschrittposition aus der Sollbrechkraft sind in Abs. 5.3 beschrieben.

Die **Linsenmotorschchnittstelle** war ein bestehendes LabView-Programm. Die Funktion der Schnittstelle war es, Stellbefehle oder Halt-Signale von der Linsensteuerung an die Regelung des Piezomotors der Linse weiterzugeben.

### 5.2.1 Signalauswertung

Der neu entwickelte Signalauswertungsteil der Software besteht aus vier Teilen. Der erste Programmteil dient der Umrechnung der Pupillenweite von Pixeln in Millimeter.

Der zweite Teil dient dem Aussortieren von Lidschlägen. Lidschläge sorgen für eine teilweise oder vollständige Verdeckung der Pupille im Kamerabild. Das führt zu falschen Resultaten für die Pupillenweite. Die Messwerte, die während Lidschlägen aufgenommen werden, können daher nicht verwendet werden. Im Pupillenweitensignal äußern sie sich in einer raschen Veränderung der Pupillenweite und sehr kleinen gemessenen Werten für die Pupillenweite. Das Programm kennzeichnet alle Werte als ungültig, bei denen die Pupillenweite kleiner als ein Millimeter und größer als neun Millimeter ist, sowie alle Werte bei denen der Betrag der Pupillenweitenänderung größer als  $12 \text{ mm s}^{-1}$  ist. Zudem werden vor und nach jedem ungültigen Wert zwei weitere Werte verworfen, um Beginn und Ende eines Lidschlages sicher herauszufiltern.

Der dritte Teil des Programms bildete den gleitenden Mittelwert von 20 aufeinander folgenden Messwerten. Das entspricht bei 60 Hz einer Zeitspanne von ca. 0,33 s. Zuvor als ungültig gekennzeichnete Messwerte werden nicht in die Mittelung einbezogen. Wenn mehr als die Hälfte der Messwerte ungültig sind, wird der letzte gültige gleitende Mittelwert so lange verwendet, bis wieder eine ausreichende Anzahl an gültigen Werten vorhanden ist. Das ist notwendig, weil das Eingangssignal für die Linsensteuerung nicht Null werden darf.

Der vierte Programmteil dient der Ermittlung des maximalen und minimalen gemessenen mittleren Pupillendurchmessers. Die beiden Werte spannen den Bereich auf, innerhalb dessen sich die Pupillenweite bewegen kann. Sie werden während der gesamten Versuchsdauer fortlaufend aktualisiert und dienen zusammen mit dem gleitenden Mittelwert der Pupillenweite als Eingangssignal für die im nächsten Abschnitt beschriebene Linsensteuerung.

### **5.2.2 Bestimmung des zur Verfügung stehenden Pupillendurchmesserbereiches**

Die Auswertung der Untersuchungen in Abs. 4.5.1 hat zwei wesentliche Dinge gezeigt. Erstens wurden von den Probanden aufgrund der Defokusunschärfe die Pupillen nicht so weit kontrahiert, dass die Defokusunschärfe so weit wie möglich reduziert wurde. Zweitens reagierte die Pupille von Einflussgrößen wie Beleuchtung oder Alter unabhängig auf den Entfernungstimulus. Entscheidend für die Reaktion war die Ausgangspupillenweite.

Für die Nutzung des Pupillensignals zur Einstellung der Linsenbrechkraft sagt das Folgendes aus. Es ist zu erwarten, dass nur ein Teil des anatomisch möglichen Bereichs der Pupillenweite zur Verbesserung des Bildes verwendet werden kann. Diesen Bereich genau zu kennen, ist für die Entwicklung einer Steuerung, die die Pupillenweite zur Brechkrafteinstellung nutzt, wesentlich. Es muss davon ausgegangen werden, dass dieser Bereich für jeden Probanden unterschiedlich ist.

Bisher gibt es keine Anhaltspunkte und keine Möglichkeit abzuschätzen, wie groß der zur Verfügung stehende Bereich ist. Daher wurde hier eine Möglichkeit entwickelt. Während des Versuchs werden permanent aus dem gemittelten Pupillenweitensignal der maximale und der minimale Pupillendurchmesser bestimmt. Innerhalb dieses Bereichs kann sich die Pupillenweite bewegen. Der Bereich kann sich während des Versuches vergrößern.

Der Bereich bestimmte bei der Steuerung die Empfindlichkeit. Je kleiner der Bereich ist, desto größer ist die Linsenreaktion auf die gleiche Pupillenweitenänderung. Daraus ergibt sich auch, dass sich die Pupille umso weniger bewegen durfte, desto kleiner der Bereich war, wenn die Brechkraft in einem bestimmten Brechkraftbereich gehalten werden soll.

### 5.2.3 Neues Konzept zur Steuerung der Linse

Das in [Kli08] vorgestellte Konzept sah vor, den Pupillennahreflex aus dem Pupillensignal zu detektieren. Wie in Abs. 4.5.2 gezeigt ist das nicht in der notwendigen Zuverlässigkeit möglich. Das Konzept wird angepasst, um die Möglichkeit zu erhalten, die Pupille als Informationsquelle für die Betrachtungsentfernung zu verwenden.

In Abs. 2.3 wurde die Hypothese formuliert, dass die Abbildungsqualität mit der Pupille aktiv verbessert wird. Dafür gibt es Indikatoren in der Literatur. Was nicht belegt ist, ist, dass die Pupille situativ angepasst reagiert. Die Ergebnisse in Abs. 4.5.1 sprechen nicht dafür. Wenn die Hypothese jedoch zutrifft, kann eine Pupillenweitensteuerung für die Anpassung der Linsenbrechkraft entwickelt werden. Das Regeln der Linse, also das Erkennen und Reduzieren einer Abweichung von der optimalen Linsenbrechkraft, obliegt dann dem zentralen Nervensystem. Es muss detektieren, welchen Einfluss die Pupille auf die Schärfe der Abbildung hat und die Pupillenweite entsprechend anpassen. Damit kann die Schwierigkeit umgangen werden, aus dem verrauschten Pupillensignal einen Reflex detektieren zu müssen.

Daraus folgen konkrete Vorgaben für den Entwurf einer Linsensteuerung, die im folgenden näher erläutert werden. Die Funktionalität wird in den Untersuchungen in Kap. 6 und 7 überprüft.

### 5.2.4 Begrenzter Pupillenbereich

Die Steuerung muss so konzipiert sein, dass ein geeignetes Pupillensignal die Brechkraft der Linse von jeder Ausgangsbrechkraft in jede andere überführen kann. Das ist die Forderung nach Zustandssteuerbarkeit nach Kalman. Es muss außerdem gewährleistet sein, dass das Gehirn das notwendige Pupillensignal auch erzeugen kann, ansonsten ist die Steuerung nicht funktionstüchtig. Daher

werden zunächst der maximale Pupillendurchmesser  $D_{max}$  und der minimale Pupillendurchmesser  $D_{min}$  bestimmt. Die maximal erreichbaren Pupillenweiten geben nicht notwendigerweise die anatomischen Grenzen wieder, sondern die, die unter den aktuellen Stimulationsbedingungen erreicht werden können. Diese beiden Größen sind neben dem aktuellen Pupillendurchmesser Eingangsgrößen für die Linsensteuerung. Der Unterschied des aktuellen gleitende Mittelwerts  $\bar{D}_{20}$  zur minimalen Pupillenweite wird in Beziehung zu dem Pupillenweitenbereich  $D_{max} - D_{min}$  gesetzt.

$$a = \frac{\bar{D}_{20} - D_{min}}{D_{max} - D_{min}} . \quad (5.1)$$

Der einheitslose Wert  $a$  für die Linsensteuerung nimmt einen Wert zwischen Null und Eins an. Er ist von Absolutwerten der Pupille unabhängig. Es wird eine Funktion erstellt, die jeder Brechkraft der Zielmenge  $\mathbf{P}$  der möglichen einstellbaren Brechkräfte mindestens ein  $a \in \{0 \leq a \leq 1\}$  zuordnet.

$$f : a \rightarrow \mathbf{P} . \quad (5.2)$$

Die einfachste Funktion, die diese Bedingung erfüllt, ist ein linearer Zusammenhang für die Schärfeebene  $P(a)$  in Dioptrien mit den zu bestimmenden Parametern  $b$  und  $c$ :

$$P(a) = f(a) = -b a + c . \quad (5.3)$$

Die Gleichung muss die folgenden beiden Bedingungen erfüllen, damit der gesamte Brechkraftbereich mit dem Pupillendurchmesserbereich abgedeckt wird:

$$P(a(\bar{D}_{20} = D_{min})) = P_{max} , \quad (5.4)$$

$$P(a(\bar{D}_{20} = D_{max})) = P_{min} . \quad (5.5)$$

Mit den Bedingungen Gl. (5.4) und (5.4) werden aus Gleichung (5.3) die Parameter  $b$  und  $c$  ermittelt.

$$P(a(\bar{D}_{20} = D_{min}) = 0) = P_{max} = -b \cdot 0 + c , \quad (5.6)$$

$$\Rightarrow c = P_{max} . \quad (5.7)$$

$$P(a(\bar{D}_{20} = D_{max}) = 1) = P_{min} = -b \cdot 1 + c , \quad (5.8)$$

$$\Rightarrow b = P_{max} - P_{min} . \quad (5.9)$$

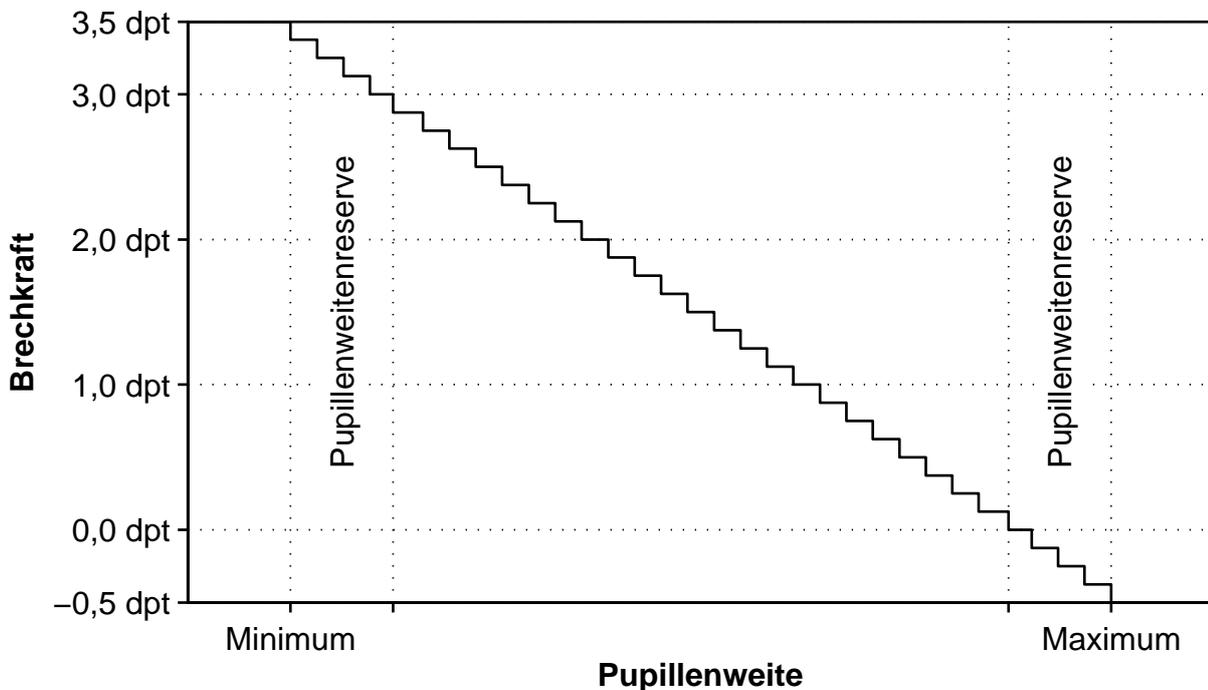
Einsetzen der Parameter  $b$  und  $c$  in Gl. (5.3) ergibt die folgende Gleichung:

$$P(a) = P_{max} - (P_{max} - P_{min}) \cdot a \quad . \quad (5.10)$$

Die Pupille ist permanent in Bewegung. Damit sich die Fluktuationen der Pupillenweite vermindert auf Linsenbrechkraft auswirken, werden die einstellbaren Brechkraften auf Stufen von  $\frac{1}{8}$  dpt begrenzt. Zudem wird der Brechkraftbereich um 0,5 dpt zu beiden Seiten vergrößert, siehe Abb. 5.3. Die Maßnahme zielte darauf ab, in den Untersuchungen feststellen zu können, wie gut die Probanden die weiteste und das nächste Entfernung scharf einstellen können. Das erfordert auch in den Randbereichen ein genaues Einstellen der Pupillenweite. Bei Voruntersuchungen stellte sich heraus, dass dieser zusätzliche Bereich wichtig dafür ist, dass die dichteste und weiteste Zielentfernung überhaupt angesteuert werden können. Das liegt wahrscheinlich daran, dass der maximale und minimale Pupillendurchmesser von den Probanden nur schwer zu erreichen war und eine Reserve benötigt wurde. Aus Gl. (5.10) folgt mit den Anpassungen der funktionale Zusammenhang für die Schärfeebene in Dioptrien  $P(a)$ :

$$P(a) = P_{max} - \frac{1}{8} \cdot \text{ceil}(a \cdot 8 \cdot ((P_{max} - P_{min}) - 0,125 \text{ dpt} + \epsilon)) \quad . \quad (5.11)$$

Der Aufrundeoperator ist durch  $\text{ceil}(\dots)$  dargestellt. Der Term  $\epsilon$  ist der kleinste positive Wert des verwendeten Datentyps. Er sorgt dafür, dass die Funktion für  $a = 1$  den Wert  $P_{min}$  annimmt, siehe Abb. 5.10.



**Abbildung 5.3:** Linearer funktionaler Zusammenhang zwischen Brechkraft und Pupillenweite

## 5.3 Kombinierte Brechkraftberechnung für die Vorsatzlinse

Für die Untersuchungen ist wesentlich, dass zu jedem Zeitpunkt bestimmt und überwacht werden kann, in welcher Entfernung der Proband mit der Vorsatzlinse scharf sieht. Dazu musste ein Weg gefunden werden, die Schärfeebene zu bestimmen, die sich aus der Kombination der Brechkräfte der Augenlinse und der Vorsatzlinse ergibt. Prinzipiell kann die kombinierte Brechkraft  $P_{Ges}$  zweier dünner Linsen mit den Brechkraften  $P_a$  und  $P_b$  und dem Abstand  $d$  über die folgende Formel bestimmt werden[Lin01]:

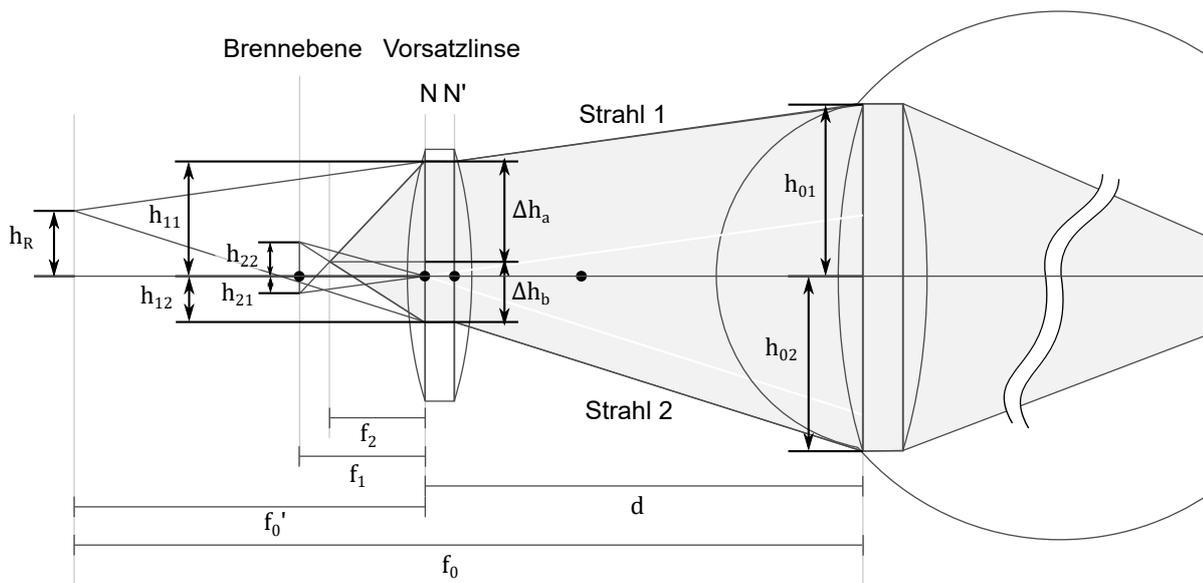
$$P_{Ges} = P_a + P_b - d \cdot P_a \cdot P_b \quad . \quad (5.12)$$

Die Formel ist für das vorliegende Problem nicht hilfreich. Erstens soll die Schärfeebene des Auges mit der Vorsatzlinse ermittelt werden. Um die mit Gl. (5.12) zu bestimmen, ist die Kenntnis der Augapfellaenge und der Kardinalspunkte des Linsenapparates des Auges und der Vorsatzlinse Voraussetzung. Besonders die Abbildung im inneren des Auges ist messtechnisch schwer zu erfassen. Zweitens muss der genaue Abstand des Auges zur Linse bekannt sein. Da das Auge empfindlich ist, sollte der berührungslos ermittelt werden. Das ist nicht einfach. Daher wurde die Herleitung für die Brechkraft zweier kombinierter Linsen so für den Versuchsaufbau abgewandelt, dass lediglich der Schärfepunkt des Auges bekannt sein muss, der vordere Knotenpunkt der Vorsatzlinse und die Brechkraft der Vorsatzlinse. Der Schärfepunkt wird für jeden Probanden vor Versuchsbeginn in einem Justierungsschritt ermittelt.

Aus dem in Abb. 5.4 gezeigten Schema lässt sich die Gleichung für die kombinierte Linsenbrechkraft der Augenlinse und einer Vorsatzlinse herleiten. Der Term  $d$  bezeichnet den Abstand des distalen Knotenpunktes der Vorsatzlinse und der objektseitigen Hauptebene des Auges.  $f_0$  bezeichnet die Schärfeebene des Probanden, verschoben um die Linsendicke.  $f_1$  bezeichnet den Abstand der Brennebene der Vorsatzlinse und  $f_2$  die durch die Vorsatzlinse erzeugte scharfe Entfernung des Auges im Abstand zur Vorsatzlinse. Die Größen  $h_{ij}$  geben den radialen Abstand verschiedener Punkte von der optischen Achse an. Der erste Index kennzeichnet die Ebene, der zweite den verfolgten Strahl.  $h_R$  bezeichnet den radialen Abstand des Objektes von der optischen Achse.

Die Herleitung macht sich folgende Idealisierung in der optischen Geometrie zunutze[Lin01].

- Parallele Strahlen, die auf eine Linse treffen, werden so abgelenkt, dass sie sich in der Fokusebene schneiden.
- Ein Strahl, der in den Knotenpunkt einer Optik trifft, verlässt den anderen Knotenpunkt im gleichen Winkel zur optische Achse.



**Abbildung 5.4:** Herleitung der kombinierten Brechkraft einer Vorsatzlinse aus optischer Geometrie

Daraus kann ermittelt werden, wie die Strahlen 1 und 2 von der Linse abgelenkt werden. Die Strahlen werden parallel in den objektseitigen Knotenpunkt der Vorsatzlinse  $N$  verschoben. Die Schnittpunkte mit der Brennebene der Vorsatzlinse zeigen an, wo für beide Strahlen der Brennpunkt ist. Strahl 1 muss in den unteren Brennpunkt abgelenkt werden, Strahl 2 in den oberen. An der Stelle, wo sich beide abgelenkte Strahlen treffen, befindet sich die neue scharfe Ebene der kombinierten Optik. Daraus ergeben sich die folgenden fünf Basisgleichungen:

$$(h_{11} - h_R) \frac{f_1}{f_0 - d} = -h_{21} \quad , \quad (5.13)$$

$$(h_R - h_{12}) \frac{f_1}{f_0 - d} = h_{22} \quad , \quad (5.14)$$

$$(h_{11} - h_{21}) \frac{f_2}{f_1} = \Delta h_a \quad , \quad (5.15)$$

$$(h_{22} - h_{12}) \frac{f_2}{f_1} = \Delta h_b \quad , \quad (5.16)$$

$$\Delta h_a + \Delta h_b = h_{11} - h_{12} \quad . \quad (5.17)$$

Durch geschicktes Substituieren ( $\Delta h_i = h_{i1} - h_{i2}$ ) erhält man zwei Gleichungen, die nur von den unbekanntem Parametern  $\Delta h_1$  und  $\Delta h_2$  abhängen.

$$\Delta h_1 \frac{f_1}{f_0 - d} = -\Delta h_2 \quad , \quad (5.18)$$

$$(\Delta h_1 - \Delta h_2) \frac{f_2}{f_1} = \Delta h_1 \quad . \quad (5.19)$$

Die unbekanntenen Terme  $\Delta h_1$  und  $\Delta h_2$  lassen sich durch Umformen und Kombinieren beider Gleichungen herauskürzen:

$$\frac{\Delta h_2}{\Delta h_1} = -\frac{f_1}{f_0 - d} \quad (5.20)$$

$$\frac{\Delta h_2}{\Delta h_1} = 1 - \frac{f_1}{f_2} \quad . \quad (5.21)$$

Daraus folgt:

$$-\frac{f_1}{f_0 - d} = 1 - \frac{f_1}{f_2} \quad (5.22)$$

$$\frac{1}{f_2} = \frac{1}{f_1} + \frac{1}{f_0 - d} \quad (5.23)$$

$$\frac{1}{f_2} = \frac{1}{f_1} + \frac{1}{f'_0} \quad . \quad (5.24)$$

Umgerechnet in Brechkraften  $P$  ergibt sich der folgende Zusammenhang:

$$P_2 = P'_0 + P_1 \quad . \quad (5.25)$$

Die Brechkraften addieren sich einfach, sofern man sie in Bezug zum objektseitigen Knotenpunkt der Optik berechnet.  $P_2$  ist die scharfe Entfernung in Dioptrien,  $P'_0$  ist die Schärfenebene mit einer Vorsatzlinse bei einer Brechkraft von Null. Bei einer dünnen Linse entspricht die Größe genau der Refraktion des Auges. Bei einer dicken Linse ist die Entfernung noch um die Linsendicke verschoben.  $P_1$  ist die Brechkraft der Vorsatzlinse der Optik.

### 5.3.1 Bestimmen der Parameter der Linse

Die im Versuch verwendete Linse ist eine Alvarez-Humphrey-Optik. Die Linsenhälften dieser Optik lassen sich durch einen Schrittmotor horizontal gegeneinander verschieben, was die Brechkraft der Linse linear veränderte. Die Linsenbrechkraft besitzt von dem Motorschritt  $s$  also folgende lineare Abhängigkeit, mit den zu bestimmenden Parametern  $a$  und  $b$ :

$$P_1(s) = \frac{1}{f_1} = as + b \quad . \quad (5.26)$$

Der Parameter  $b$  bezeichnet die Brechkraft bei Motorschritt Null,  $a$  bezeichnet die Brechkraftänderung der Linse pro Motorschritt. Beide Parameter müssen bestimmt werden.

Zur Bestimmung der Linsenparameter wurden Messungen durchgeführt. Dazu wurde vor eine Kamera die Alvarez-Humphrey Optik gebracht. Ein Versuchsziel wurde in verschiedenen Entfernungen vor die Linse gebracht. Die Linse wurde für jede Entfernung so eingestellt, dass die Kamera das Bild scharf sah. Die Zielposition sowie die Motorschrittposition wurden notiert, sowie die Schärfenebene der Kamera ohne Linse. Es wurden zwei Messreihen durchgeführt mit zwei unterschiedlichen Abständen von Kamera und Linse.

Ein weiterer Parameter, der zu bestimmen war, war der objektseitige Knotenpunkt der Optik. Um die Position des Knotenpunktes zu ermitteln, wurden zunächst die Abstände  $f_0^*$  der Zielentfernungen zur probandenseitigen Kante des Linsengehäuses bestimmt. Der Abstand  $z$  von der Kante zum Knotenpunkt wurde als unbekannter Parameter in die Berechnung aufgenommen. Damit ergibt sich für die Entfernungen  $f_0'$  und  $f_2$  aus Gl. (5.24)

$$f_0' = f_0^* - z \quad (5.27)$$

$$f_2 = f_2^* - z, \quad (5.28)$$

wobei  $f_2^*$  der Abstand der Schärfenebene zur probandenseitigen Kante des Linsengehäuses ist. Zusammen mit den Gleichungen (5.24) und (5.26) ergibt sich folgende Gleichung:

$$\frac{1}{f_2^* - z} - \frac{1}{f_0^* - z} = a s + b. \quad (5.29)$$

Die Gleichung (5.29) kann nicht so umgeformt werden, dass diese linear von allen Parametern  $a$ ,  $b$  und  $z$  abhängt. Daher muss ein nichtlinearer Schätzalgorithmus verwendet werden. Hier wird der Levenberg-Marquardt-Algorithmus verwendet. Ein Problem dabei ist die Art und Weise wie die Gleichung von den Parametern abhängt. Es existiert für Gl. (5.29) folgende Trivillösung:

$$\lim_{z \rightarrow \infty} \left( \frac{1}{f_2^* - z} - \frac{1}{f_0^* - z} \right) = 0 = a s + b, \quad (5.30)$$

$$\Rightarrow a = 0, \quad (5.31)$$

$$\Rightarrow b = 0. \quad (5.32)$$

Diese Lösung wird bei iterativen Schätzverfahren auch angenähert. Erklären kann man das wie folgt: Je größer der Parameter  $z$  wird, desto geringer wird der Einfluss der Messwerte für  $f_0^*$  und  $f_2^*$  auf die Gleichung. Das wird auf der Gegenseite der Gleichung dadurch kompensiert, dass der Parameter  $a$  klein wird, was den Einfluss der Messwerte für  $s$  verringert. Damit wird das Residuum bei der Schätzung der Parameter nicht dadurch verringert, dass der Gleichungszusammenhang an die Messwerte angeglichen wird, sondern das Gleichungssystem im Ganzen skaliert wird. Die Messwerte folgen für größere  $z$  augenscheinlich immer weniger einem Geradenverlauf. Die Abweichungen von einer Geraden werden jedoch geringer, weil die Varianz in den Messwerten durch die Skalierung weniger ins Gewicht fällt. Dem kann jedoch wie folgt begegnet werden. Die Gleichung (5.29) wird logarithmiert und die Parameter  $a$ ,  $b$  und  $z$  werden auf eine Seite gebracht:

$$f(a, b, z) = \ln(s) = -\ln(a) + \ln\left(\frac{1}{f_2^* - z} - \frac{1}{f_0^* - z} - b\right). \quad (5.33)$$

Durch die Logarithmierung tritt der Exponent als Multiplikator vor den logarithmierten Wert. Der Exponent von  $s$  ist Eins, da es sich um eine lineare Funktion handelt. Dadurch werden die Parameter bei der Schätzung so bestimmt, dass die Daten optimal auf einer Geraden liegen, unabhängig von deren Steigung. Der für die Bestimmung der Parameter verwendete Levenberg-Marquardt-Algorithmus basiert auf einer Mehrstufigen Least-Square-Schätzung. Dafür wird Gl. (5.33) linearisiert:

$$\begin{aligned} \ln(s) \approx & f(a_0, b_0, z_0) + \frac{\partial f(a_0, b_0, z_0)}{\partial a} \Delta a + \frac{\partial f(a_0, b_0, z_0)}{\partial b} \Delta b \\ & + \frac{\partial f(a_0, b_0, z_0)}{\partial z} \Delta z. \end{aligned} \quad (5.34)$$

Die Gleichung wird umgeformt, so dass sie ausschließlich linear von den unbekannten Parametern  $\Delta a$ ,  $\Delta b$  und  $\Delta z$  abhängt:

$$\begin{aligned} \ln(s) - f(a_0, b_0, z_0) \approx & \frac{\partial f(a_0, b_0, z_0)}{\partial a} \Delta a + \frac{\partial f(a_0, b_0, z_0)}{\partial b} \Delta b \\ & + \frac{\partial f(a_0, b_0, z_0)}{\partial z} \Delta z. \end{aligned} \quad (5.35)$$

Die Terme von Gl. (5.35) werden ersetzt durch  $y(s, f_0^*, f_2^*, a_0, b_0, z_0)$ ,  $\mathbf{m}(f_0^*, f_2^*, a_0, b_0, z_0)$  und  $\Delta \mathbf{p}$ :

$$y(s, f_0^*, f_2^*, a_0, b_0, z_0) = \ln(s) - f(a_0, b_0, z_0) \quad (5.36)$$

$$\mathbf{m}(f_0^*, f_2^*, a_0, b_0, z_0)^T = \left[ \frac{\partial f(a_0, b_0, z_0)}{\partial a}, \frac{\partial f(a_0, b_0, z_0)}{\partial b}, \frac{\partial f(a_0, b_0, z_0)}{\partial z} \right] \quad (5.37)$$

$$\Delta \mathbf{p}^T = [\Delta a, \Delta b, \Delta z] . \quad (5.38)$$

Mit Gl. (5.35) erhält man damit die folgende Gleichung:

$$y(s, f_0^*, f_2^*, a_0, b_0, z_0) = \mathbf{m}(f_0^*, f_2^*, a_0, b_0, z_0)^T \cdot \Delta \mathbf{p} . \quad (5.39)$$

Daraus können der Vektor  $\mathbf{y}$  und die Matrix  $\mathbf{M}$  des Gleichungssystems für  $n$  Messungen berechnet werden:

$$\mathbf{y}(a_0, b_0, z_0) = \begin{bmatrix} y(s[1], f_0^*[1], f_2^*[1], a_0, b_0, z_0) \\ y(s[2], f_0^*[2], f_2^*[2], a_0, b_0, z_0) \\ y(s[3], f_0^*[3], f_2^*[3], a_0, b_0, z_0) \\ \vdots \\ y(s[n], f_0^*[n], f_2^*[n], a_0, b_0, z_0) \end{bmatrix} \quad (5.40)$$

$$\mathbf{M}(a_0, b_0, z_0) = \begin{bmatrix} \mathbf{m}(f_0^*[1], f_2^*[1], a_0, b_0, z_0)^T \\ \mathbf{m}(f_0^*[2], f_2^*[2], a_0, b_0, z_0)^T \\ \mathbf{m}(f_0^*[3], f_2^*[3], a_0, b_0, z_0)^T \\ \vdots \\ \mathbf{m}(f_0^*[n], f_2^*[n], a_0, b_0, z_0)^T \end{bmatrix} \quad (5.41)$$

Das Gleichungssystem ist dann das folgende:

$$\mathbf{y}(a_0, b_0, z_0) = \mathbf{M}(a_0, b_0, z_0) \cdot \Delta \mathbf{p} . \quad (5.42)$$

Der Vektor  $\Delta \mathbf{p}$  kann mit Least Square geschätzt werden. Die Lösung stellt jedoch nur eine Näherung dar. Im Folgeschritt werden zu den Parametern  $a_0$ ,  $b_0$  und  $z_0$  die geschätzten Parameter  $\Delta a$ ,  $\Delta b$  und  $\Delta z$  hinzuaddiert:

$$a_0[i+1] = a_0[i] + \Delta a[i] \quad (5.43)$$

$$b_0[i+1] = b_0[i] + \Delta b[i] \quad (5.44)$$

$$z_0[i+1] = z_0[i] + \Delta z[i] . \quad (5.45)$$

wobei  $i$  den Iterationsschritt angibt. Für den ersten Schritt müssen Werte für die Parameter vorgegeben werden. Der Parameter  $z_0$  wird Null gesetzt. Damit können die Parameter  $a_0$  und  $b_0$  aus Gleichung (5.29) mittels LSQ geschätzt werden. Die Terme in Gl. (5.42), die von  $a_0$ ,  $b_0$  und  $z_0$  abhängen, werden erneut berechnet. Anschließend wird der Parametervektor  $\Delta \mathbf{p}$  erneut geschätzt. Dadurch nähern sich die Parameter stetig einem lokalen Optimum an, sofern vorhanden. Zur Berechnung des Vektors  $\mathbf{m}(f_0^*, f_2^*, a_0, b_0, z_0)$  und der Matrix  $\mathbf{M}(a_0, b_0, z_0)$  müssen die partiellen Ableitungen von Gl. (5.33) berechnet werden:

$$\frac{\partial f(a_0, b_0, z_0)}{\partial a} = -\frac{1}{a_0} \quad (5.46)$$

$$\frac{\partial f(a_0, b_0, z_0)}{\partial b} = -\frac{1}{\left(\frac{1}{f_2^* - z_0} - \frac{1}{f_0^* - z_0} - b_0\right)} \quad (5.47)$$

$$\frac{\partial f(a_0, b_0, z_0)}{\partial z} = \frac{1}{\left(\frac{1}{f_2^* - z_0} - \frac{1}{f_0^* - z_0} - b_0\right)} \cdot \left( \frac{1}{(f_0^* - z_0)^2} - \frac{1}{(f_2^* - z_0)^2} \right). \quad (5.48)$$

Daraus folgt:

$$\mathbf{m}(f_0^*, f_2^*, a_0, b_0, z_0) = \begin{bmatrix} -\frac{1}{a} \\ -\frac{1}{\left(\frac{1}{f_2^* - z_0} - \frac{1}{f_0^* - z_0} - b_0\right)} \\ \frac{1}{\left(\frac{1}{f_2^* - z_0} - \frac{1}{f_0^* - z_0} - b_0\right)} \cdot \left( \frac{1}{(f_0^* - z_0)^2} - \frac{1}{(f_2^* - z_0)^2} \right) \end{bmatrix} \quad (5.49)$$

$$y(s, f_0^*, f_2^*, a_0, b_0, z_0) = \ln(s) + \ln(a_0) - \ln\left(\frac{1}{f_2^* + z_0} - \frac{1}{f_0^* + z_0} - b_0\right). \quad (5.50)$$

Damit wird das Gleichungssystem (Gl. (5.42)) berechnet und mittels Least Squares iterativ gelöst. Für jeden Iterationsschritt  $k$  wird der Vektor  $\Delta \mathbf{p}[k]$  mit der umgeformten Gl. (5.42) bestimmt.

$$\Delta \mathbf{p}[k] = \left( \mathbf{M}(a_0, b_0, z_0)^T \mathbf{M}(a_0, b_0, z_0) \right)^{-1} \mathbf{M}(a_0, b_0, z_0)^T \cdot \mathbf{y}(a_0, b_0, z_0) \quad (5.51)$$

Entsprechend den Gl. (5.43), (5.44) und (5.45) werden die Linsenparameter schrittweise angenähert. Die Ergebnisse sind Tab. 5.1 zu entnehmen. Die Brechkraft  $\hat{b}_0$  der Linse bei Schritt Null wurde umgerechnet in den Motorschritt  $\hat{s}_0$ , bei der die Linsenbrechkraft 0 dpt beträgt:

$$\hat{s}_0 = \frac{\hat{b}_0}{\hat{a}_0} . \quad (5.52)$$

Damit ergab sich für Gl. (5.26) die abgewandelte Gleichung, die im Versuchsprogramm zur Berechnung der Linsenbrechkraft herangezogen wurde:

$$P_1(s) = \hat{a}_0 (s - \hat{s}_0) . \quad (5.53)$$

Steigung $\hat{a}_0$	Offset $\hat{s}_0$	Knotenpunkt* $\hat{z}_0$
-31,849 mdpt/Schritt	1714	8,2 mm

**Tabelle 5.1:** Parameter der verwendeten Vorsatzlinse

## 5.4 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde die Entwicklung eines neuartigen Versuchsaufbaus beschrieben. Für den Versuchsaufbau wurde eine Bediensoftware neu entwickelt, die einerseits den Versuchsablauf steuert, die Probandendaten anonymisiert verwaltet und die wichtigsten Daten während des Versuchs für den Versuchsleiter visualisiert, andererseits die Pupillenmesswerte der Probanden weiterverarbeitet und die Linsenbrechkraft anpasst.

Für den Versuchsaufbau wurde ein Verfahren entwickelt, um die Schärfeebene der Probanden mit der Vorsatzlinse während des Versuchs zu ermitteln. Dazu wurde der Gleichungszusammenhang für die Schärfeebene der Kombination der Augenlinse mit einer Vorsatzlinse mit veränderlicher Brechkraft vor dem Auge hergeleitet. Aus mit Messungen mit einer Kamera wurden die Parameter der Vorsatzlinse mit dem Levenberg-Marquard-Algorithmus geschätzt.

Aus den Ergebnissen der vorhergehenden Kapitel wurden Voraussetzungen dafür abgeleitet, das Pupillenweitensignal zur Anpassung der Linsenbrechkraft zu nutzen. Damit wurde ein neuartiges Konzept für eine Linsensteuerung entwickelt. Das Konzept geht auf die in Abs. 2.6 beschriebenen Hürden für Entwicklung ein, nämlich das Driften der mittleren Pupillenweite und das Rauschen im Pupillensignal. Die Eignung des entwickelten Konzeptes wird in experimentellen Untersuchungen im folgenden Kapitel untersucht.

\* Der objektseitige Knotenpunkt, gemessen von der probandenwärtigen Gehäuseaußenseite der Linse.

# 6 Erste experimentelle Untersuchungen mit dem neuen Versuchsaufbau

Um zu untersuchen, ob der Mensch in der Lage ist, mittels der Pupille eine künstliche Linse zu regeln, wurden mit dem im vorhergehenden Kapitel beschriebenen Versuchsaufbau experimentelle Untersuchungen in der Universitäts-Augenklinik Tübingen durchgeführt. Die Steuerung wurde in Abs. 5.2.3 erläutert. Die wesentlichen Ergebnisse der Untersuchung wurden bereits vom Autoren der vorliegenden Arbeit in [FHBW14] veröffentlicht.

## 6.1 Versuchsvorbereitung

In den folgenden Abschnitten werden die Abläufe für die Versuchsvorbereitungen für jeden Probanden und die der Versuche selber beschrieben. Im Vorfeld wird der Versuchsaufbau mechanisch für jeden Probanden individuell eingestellt und einmalig eine Justierprozedur durchgeführt. Anschließend wurden die Versuche durchgeführt.

### 6.1.1 Individuelle mechanische Anpassung des Versuchsstands

Zunächst wird der Versuchsaufbau mechanisch für den Probanden individuell eingestellt. Die Kamera und Beleuchtung vom Pupillometer werden so angepasst, dass das Auge des Probanden scharf erfasst wird und gleichmäßig ausgeleuchtet ist. Lichtreflexe auf der Cornea dürfen im Kamerabild die Pupille nicht überlagern, da sonst die Bestimmung der Pupillenweite beeinträchtigt werden kann.

Die Vorsatzlinse wird so angepasst, dass die Sichtachse durch die Linse parallel zu der Schiene verläuft, auf dem das Versuchsziel verschoben wird. Zudem muss das Versuchsziel in seiner horizontalen und vertikalen Position so ausgerichtet werden, dass es für den Probanden immer mittig im Bildfeld liegt. Die Einstellprozedur dauerte ein bis zwei Minuten für jeden Probanden.

### 6.1.2 Justierprozedur für die Linse

Für jeden Probanden wird einmalig eine Justierprozedur für die Linse durchgeführt. Sie dient dazu, für jeden Probanden die individuelle scharfe Entfernung zu bestimmen. Die Berechnung der kombinierten Brechkraft des Auges mit der Vorsatzlinse ist in Abs. 5.3 beschrieben.

Der Abstand der Schärfeebene des Probanden zum objektseitigen Knotenpunkt der Linse  $P'_0$  wird für jeden Probanden individuell anhand von mehreren Messungen bestimmt. Dazu wird das Versuchsziel an drei definierte Positionen verschoben. Der Proband stellt mit einer Fernsteuerung die Brechkraft der Linse so ein, dass das Versuchsziel bestmöglich scharf sichtbar ist. Das erstellte Programm berechnet damit automatisch die Motorschritt-Nullposition.

Für jeden Probanden kann damit klar bestimmt werden, in welcher Entfernung er scharf sieht. So kann überprüft werden, wie erfolgreich die Probanden die Linsenbrechkraft an unterschiedliche Zielentfernungen anpassen können.

### 6.1.3 Vorgabe des Pupillenweitenbereichs

Eine weitere Voraussetzung für das Funktionieren der Linsensteuerung ist, dass der maximale und der minimale Pupillendurchmesser, beschrieben in Abs. 5.2.2, nicht gleich waren, also der Pupillenweitenbereich nicht Null ist. Sonst kann die Funktion für die Brechkraftberechnung keine Ergebnisse liefern. Daher müssen zu Beginn des Versuchs der maximale und der minimale Pupillendurchmesser festgelegt werden.

Im Vorfeld diesen Bereich festzulegen, ist nicht unproblematisch. Kann der Proband die vordefinierte maximale oder minimale Pupillenweite nicht erreichen, ist es nicht möglich, im Versuch alle Zielentfernungen scharf zu stellen. Zu Beginn der Versuche wird ein kleiner Bereich von plus 100  $\mu\text{m}$  minus 150  $\mu\text{m}$  um den aktuellen Pupillendurchmesser festgelegt. Der Bereich war so klein, dass die Steuerbarkeit der Linse nicht beeinträchtigt wurde. Der maximale und minimale Pupillendurchmesser werden während des Versuchs kontinuierlich neu bestimmt. Das stellt sicher, dass der Proband die Pupillenweiten auch erreichen kann, die notwendig sind, um die fernste und kürzeste Zielentfernung scharf zu stellen.

## 6.2 Versuchsaufbau

Die Aufgabe der Probanden ist es, mit der Pupille das Beobachtungsziel in verschiedenen Entfernungen scharf zu stellen. Der Entfernungsbereich, in dem das Beobachtungsziel verschoben wird, beträgt 3 dpt. Im Verlauf des Versuchs wird das Ziel in 15 Einzelschritten an vorher definierte Positionen verschoben (siehe Abb. 6.1 a). Der Entfernungsunterschied der einzelnen Schritte beträgt 0,5 dpt, bei den letzten beiden Verschiebungen 3 dpt.

Im ersten Versuchsdurchlauf bekommt jeder der Probanden ausreichend Zeit für jeden Schritt, um sich mit der Steuerung vertraut zu machen. Im zweiten und jedem weiteren Durchlauf bekommt der Proband 10 Sekunden für jede Zielposition. Während das Versuchsziel verschoben wird, ist die Zielentfernung nicht eindeutig definiert. Daher werden die Messdaten, die während dem Verschieben aufgenommen werden, anhand von Markierungen im Zeitsignal aussortiert, die der Versuchsleiter mit einem Taster erzeugt. Der Versuch wird mit jedem Probanden dreimal durchgeführt.

Die erste Versuchsreihe wurde an 14 Probanden durchgeführt (5 männlich, 9 weiblich). Die Altersspanne reichte von 24 bis 64 Jahren. Die Probanden wurden in zwei Gruppen eingeteilt: die jüngere Gruppe 1 im Alter von 24-31 Jahren (2 männlich, 4 weiblich) und die älteren Gruppe 2 von 51-64 Jahren (3 männlich, 5 weiblich), siehe Tab. 6.1. Eine Voraussetzung für die Auswertung des Versuches war, dass die Probanden nicht akkomodieren konnten, da sonst die Schärfebene nicht eindeutig hätte ermittelt werden können. Bei den älteren Probanden wurde davon ausgegangen, dass sie aufgrund von Presbyopie über keine Restakkommodationsfähigkeit mehr verfügten. Den jüngeren Probanden wurden zwei bis drei Dosierungen 1 % Zyklopentolat verabreicht. Dieses Medikament lähmt sowohl die Akkommodation als auch die Pupille.

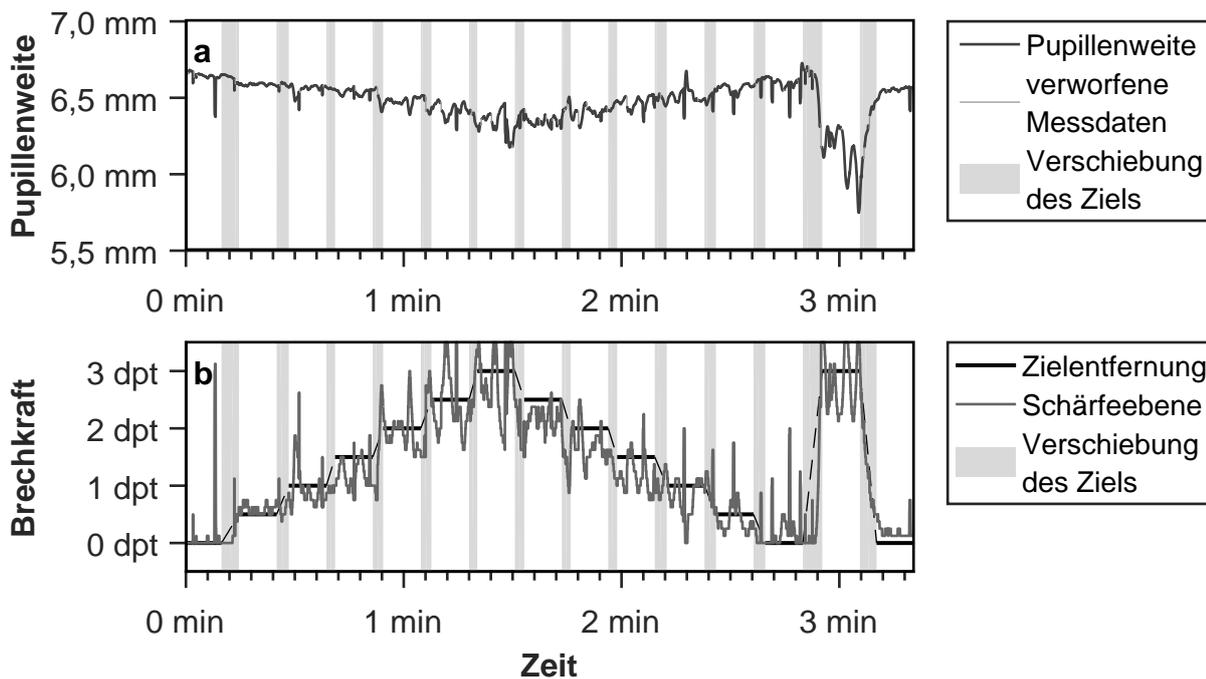
Gruppe	1	2	Gesamt
Alter	24-31	51-64	24-64
Myope	1 /1	3 /1	4 /2
Emmetrope	5 /0	3 /1	8 /1
Hyperope	0 /0	2 /1	2 /1
Gesamt	6 /1	8 /3	14 /4

/- Astigmatismus

Tabelle 6.1: Zusammensetzung der Probandengruppen

## 6.3 Auswertung der Versuche

In Abb. 6.1 ist das Ergebnis des zweiten Versuchs einer 26-jährigen Probandin (Probandin ED, siehe Tab. B.1) beispielhaft dargestellt (Visus = 1,0; Refraktion = -1,875 dpt). In Teilabbildung a ist die Pupillenweite in grau dargestellt. Die hellgrauen vertikalen Balken kennzeichnen die Zeit in der das Versuchsziel verschoben wurde. Der hellgraue Anteil der Kurve kennzeichnet Messdaten, die aufgrund von Lidschlägen verworfen wurden.



**Abbildung 6.1:** Versuchsergebnisse eines Einzelversuchs, Probandin ED, Versuch 2

In Teilabbildung **b** sind die Entfernungen des Versuchsziels, angegeben in Dioptrien, in schwarz dargestellt. Die Zeit, in das Versuchsziel verschoben wurde, ist mit vertikalen hellgrauen Balken hinterlegt. Die Zielentfernung war in den Bereichen nicht eindeutig und wurde bei der Auswertung nicht berücksichtigt. Das Versuchsziel wurde bei allen Probanden in gleicher Weise in 15 Schritten verschoben.

Die dunkelgraue Kurve in Teilabbildung **b** zeigt, wo die Schärfeebene der Probandin lag. Die Schärfeebene wurde von der Probandin mit der Pupille verändert, da sich die Brechkraft der künstlichen Linse vor dem Auge mit der Pupillenweite änderte. Beim Vergleich der Teilabbildungen **a** und **b** sieht man, wie sich die Pupille mit abnehmender Zielentfernung und zunehmendem Brechkraftbedarf zusammenzog. Die Schärfeebene folgt von Schwankungen abgesehen im Verlauf in guter Näherung der Zielentfernung. Die Empfindlichkeit der Steuerung passte sich im Laufe des Versuchs dem vergrößerten Pupillenbereich an. So hatte die moderate Pupillenkonstriktion von 0,25 mm bei Sekunde 8 am Anfang des Versuchs etwa gleiche Auswirkungen auf die Brechkraft wie spätere deutlichere Konstriktionen der Pupillenweite. Im Laufe des Versuches änderte sich, welche Brechkraft aus welcher Pupillenweite resultierte. Dennoch war die Probandin in der Lage die Linsenbrechkraft im Bereich der Zielentfernung zu halten.

In Abb. 6.2 ist ein Box-Plot desselben Versuchs dargestellt. Die Kästchen geben die Verteilungen der Schärfeebene bei den verschiedenen Zielentfernungen wieder. Die Antennen geben den maximalen und minimalen Messwert der Verteilung an. Die Ober- und Unterkante des Kästchens und der Mittelstrich markieren die

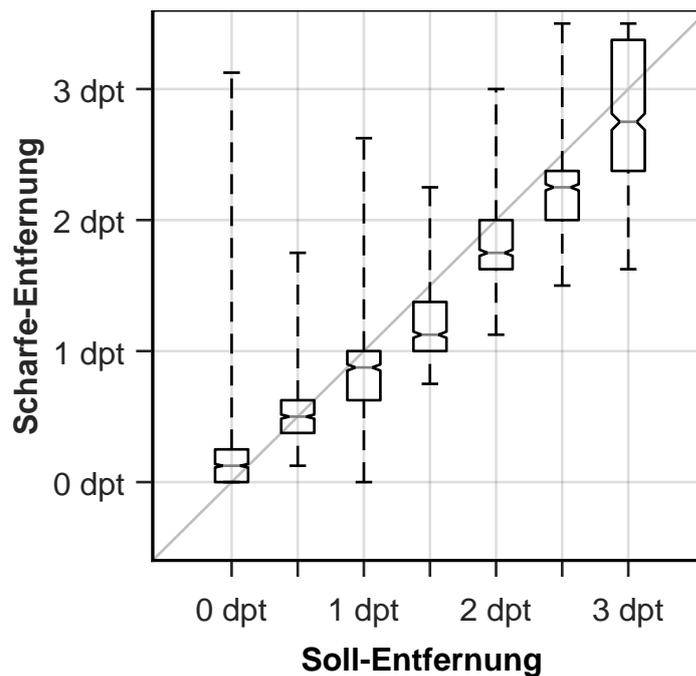


Abbildung 6.2: Akkommodationsdiagramm

Quartile der Verteilung. Die Einkerbungen geben das 95%-Konfidenzintervall des Medians an. Auf der Diagonalen stimmen Schärfeebene und Zielentfernung überein. Ebenso wie diese Probandin neigten viele zur Unterakkommodation in der Nähe und zur Überakkommodation in der Ferne. Das gleicht der natürlichen Akkommodation, siehe[WC06]. Bei der kürzesten Zielentfernung von 3 dpt ist der Interquartilsabstand, also der Bereich innerhalb dessen sich 50% der Messwerte konzentrierten, im Vergleich zu den anderen Verteilungen deutlich vergrößert. Bei dieser Entfernung gelang es der Probandin weniger gut, das Betrachtungsziel fokussiert zu halten.

Wie gut die Einstellung der Linse insgesamt war, lässt sich anhand des kumulativen Defokushistogramms in Abb. 6.3 b ablesen. In 60% der Versuchszeit war der

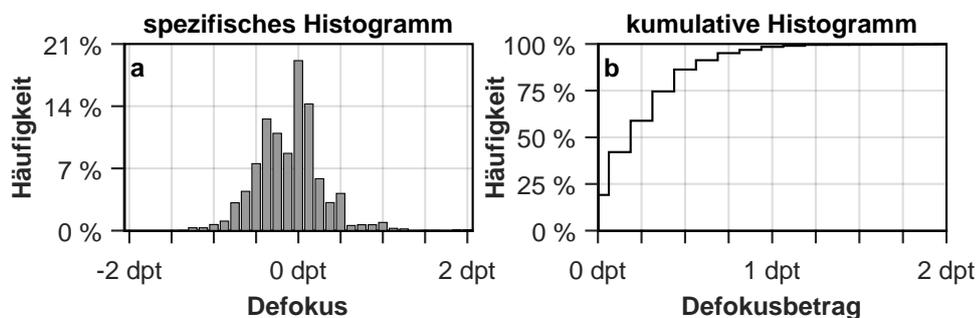


Abbildung 6.3: Spezifische Defokus-Histogramme desselben Versuchs, Probandin ED, Versuch 2

Defokusbetrag kleingleich 0,25 dpt. Das liegt bei Personen mit Normalvisus innerhalb des Schärfentiefebereichs, siehe Abs. 3.10.2.

### 6.3.1 Herleitung einer objektiven Bewertungsgröße für den Linsenversuch

Nicht bei allen Versuchen war die Übereinstimmung der Schärfenebene und der Zielentfernung so eindeutig, wie in Abb. 6.1. Um eine objektive Bewertung und Vergleichbarkeit der unterschiedlichen Versuche zu ermöglichen, wird hier eine neue Bewertungsgröße generiert: der Defokusindex (*DFI*).

Für die Bewertung der Versuche werden die spezifischen Defokus-Histogramme  $h[x]$  ausgewertet, siehe Abb. 6.4 a. Der Defokus  $x$  ist diskret in Achtel-Dioptrieschritte unterteilt.

$$i = [0..56] \qquad x_i = i \cdot 0,125 \text{ dpt} - 3,5 \text{ dpt}$$

Das spezifische Defokus-Histogramm wird mit einer diskreten nicht normierten Gaußfunktion  $g_0$  mit den folgenden Parametern multipliziert:  $\mu = 0 \text{ dpt}$ ,  $\sigma = 0,5 \text{ dpt}$ .

$$g_0[x_i] = e^{-\frac{x_i^2}{2(0,5 \text{ dpt})^2}} \qquad (6.1)$$

Das resultierende diskrete Funktionenprodukt, siehe Abb. 6.4 c, wird über den gesamten Bereich aufsummiert. Das ergibt die Bewertungsgröße *DFI*:

$$DFI = \sum h[x_i] \cdot g_0[x_i] \qquad (6.2)$$

Der *DFI* ist eine skalare, einheitslose Größe, die unabhängig von der Versuchsdauer ist. Der Wertebereich reicht von Null bis Eins. Das Maximum von Eins wird nur bei einer perfekten Übereinstimmung von Schärfenebene und Betrachtungszielentfernung erreicht. Je stärker das Defokus-Histogramm gespreizt ist, desto kleiner wird der *DFI*.

### 6.3.2 Statistischer Nachweis, dass der Mensch mit der Pupille eine künstliche Linse regeln kann

Die Bewertungsgröße erlaubt es, das Abschneiden der Probanden zu vergleichen. Ob und wie gut ein Proband die Linse regeln konnte, kann damit aber nicht ausgesagt werden. Um eine objektive Einschätzung zu erhalten, wird ermittelt, wie wahrscheinlich es ist, einen bestimmten *DFI* zufällig zu erreichen, wenn keine Relation zwischen der vom Probanden erzeugte Linsenbrechkraft und der vorgegebenen Zielentfernung besteht.

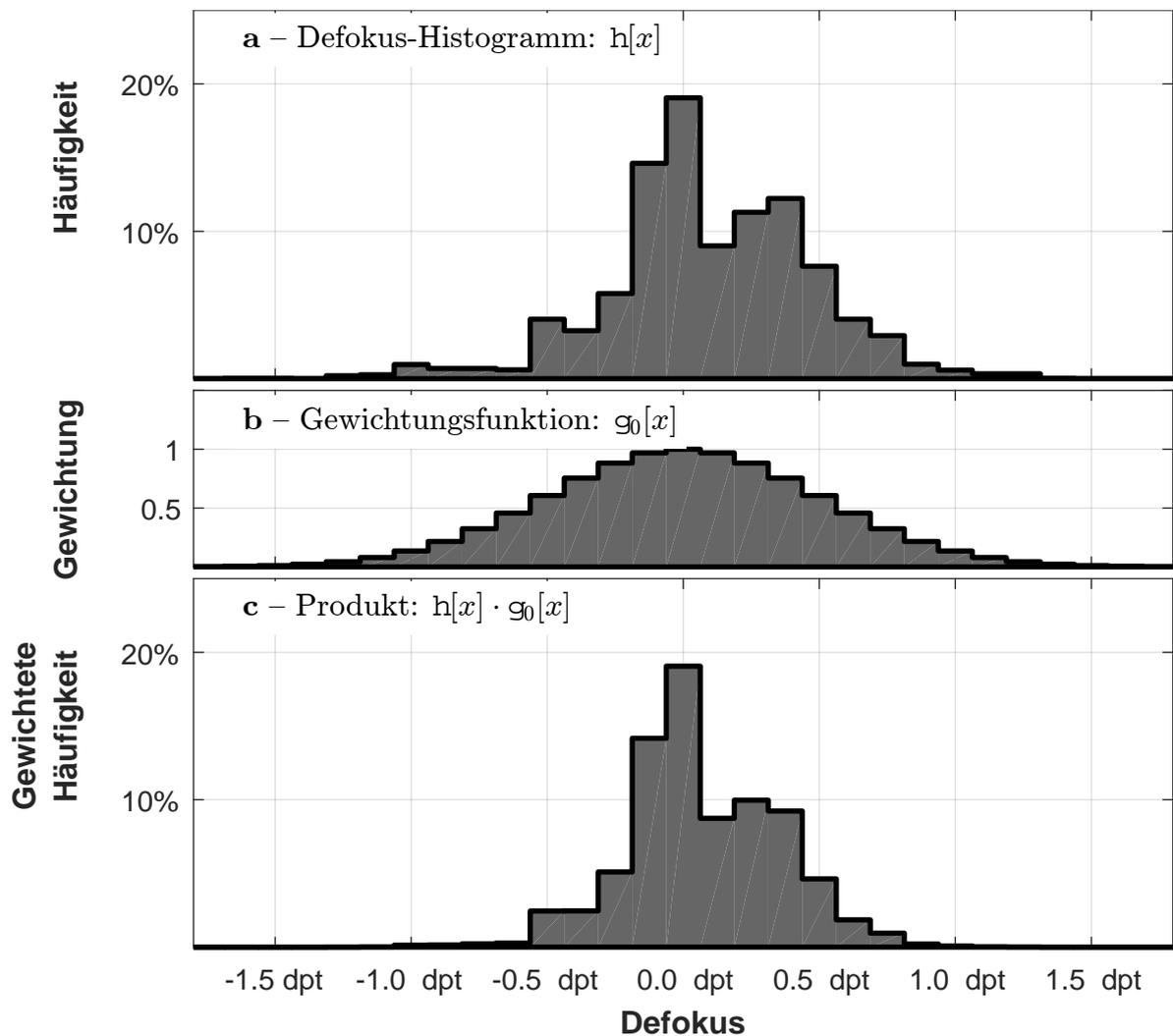
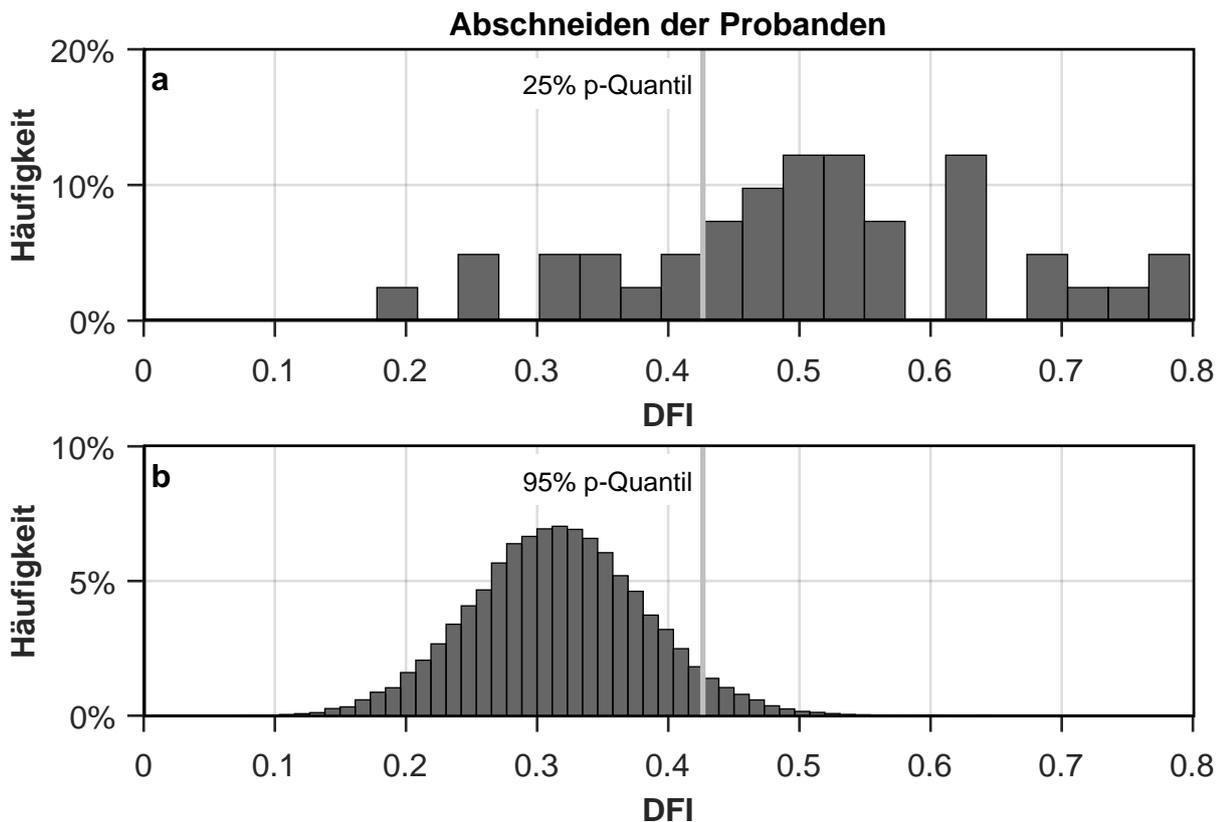


Abbildung 6.4: Berechnung der Bewertungsgröße Defokusindex

Der Defokus ist die Differenz der Zielentfernung und der Schärfeebene, die vom Probanden erzeugt wird. Die Beziehung zwischen den gemessenen Schärferebenen und Zielentfernung wird dadurch aufgehoben, dass die Reihenfolge der Zielentfernungen zufällig vertauscht wird. Die Zielentfernungen und die Anzahl der Einzelschritte bleibt erhalten. Aus den veränderten Zielentfernungen und den gemessenen scharfen Entfernungen der Versuche werden für jeden Versuch künstliche Defokuszeitreihen erzeugt. Für jeden Probandenversuch werden zufällig tausend künstliche Defokuszeitreihen erzeugt. Daraus wird der DFI berechnet.

Die Verteilung der DFI-Ergebnisse der künstlichen Defokuszeitreihen werden mit der DFI-Verteilung der realen Messungen verglichen. In Abb. 6.5 a ist die DFI-Verteilung der Probanden dargestellt, in Teilabbildung b die DFI-Verteilung der zufallsgenerierten, künstlichen Defokuszeitreihen. Es wird die Nullhypothese  $H_0$  überprüft, dass die Probanden nicht in der Lage waren, die Linse so zu regeln, dass der Defokus verringert wurde. Wenn die Übereinstimmung von



**Abbildung 6.5:** Vergleich der DFI-Verteilung der Probanden mit der von zufallsgenerierten Defokusverteilungen

vorgegebener Zielentfernung und scharfen Entfernung rein zufällig ist, macht die Vertauschung der Zielentfernungen keinen Unterschied in der Bewertung. Dann sollte zwischen den DFI-Verteilungen der Originalzeitreihen und denen der künstlichen Defokuszeitreihen kein Unterschied feststellbar sein.

Die Wahrscheinlichkeit, dass  $H_0$  zutrifft, ergibt sich zu  $p < 1 \times 10^{-18}$  (Mann-Whitney,  $\alpha = 1\%$ ). Das weist objektiv für alle Versuche zusammen nach, dass das menschliche Gehirn grundsätzlich Defokusunschärfe mit der Pupille aktiv, situativ angepasst reduzieren kann.

### 6.3.3 Vergleich des individuellen Abschneidens der Probanden

Das Ergebnis im vorangegangenen Abschnitt belegt, dass einige Probanden die Fähigkeit besitzen, die künstliche Linse mit der Pupille zu regeln. Es sagt nicht aus, wie viele der Probanden bei welchen Versuchen über die Fähigkeit verfügten. Bei einigen Versuchen schien keine Übereinstimmung zwischen Zielentfernung und Schärfenebene zu bestehen. Das individuelle Abschneiden der Probanden wird im Folgenden ebenfalls anhand der DFI-Verteilung der künstlichen Defokuszeitreihe

untersucht. Die DFI-Ergebnisse aller Versuche sind zum Vergleich im Überblick in Abb. 6.6 dargestellt. Die Bewertungsgrundlage der einzelnen Versuche wird im Folgenden erläutert.

Für die Einzelversuche lässt sich mit der im vorangegangenen Abschnitt beschriebenen Methodik, ebenfalls die Wahrscheinlichkeit bestimmen, einen bestimmten DFI zufällig zu erreichen. Die Vorgabe einer definierten Irrtumswahrscheinlichkeit legt eine DFI-Grenze fest, die im Folgenden als Bewertungsmaß für das Bestehen und Nichtbestehen der Einzelversuche dient. Als Irrtumswahrscheinlichkeit werden für die Einzelversuche  $\alpha = 5\%$  festgelegt. Die Grenze entspricht damit dem 95 %-Quantil der künstlichen Defokus-Verteilung:  $DFI_{95\%} = 0,4264$ , in Abb. 6.6 als horizontale Linie dargestellt. Wenn die Brechkraftänderung der Linse nicht in Zusammenhang mit der Zielentfernung steht, kommt es zufällig in 5 % der Fälle zu einer Bewertung oberhalb des Schwellwerts. Die Probanden schlossen zwischen drei und vier Versuchen ab. Bei Probandin TR kam es zu einem Kalibrierungsfehler. In den ersten drei Versuchen konnte sie daher nicht den gesamten Brechkraftbereich abdecken. Daher ist bei ihr nur der letzte Versuch dargestellt.

Basierend auf dieser Bewertung waren drei Viertel der Versuche erfolgreich,

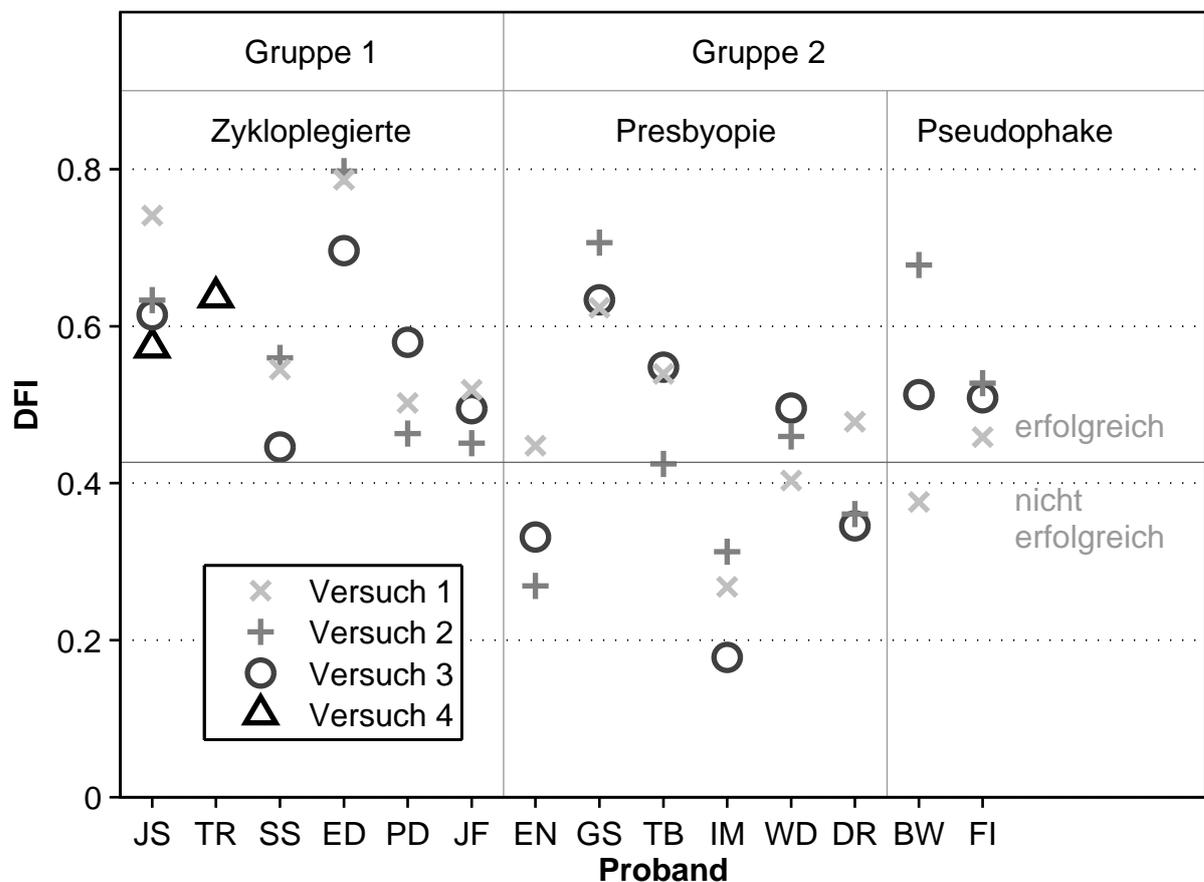
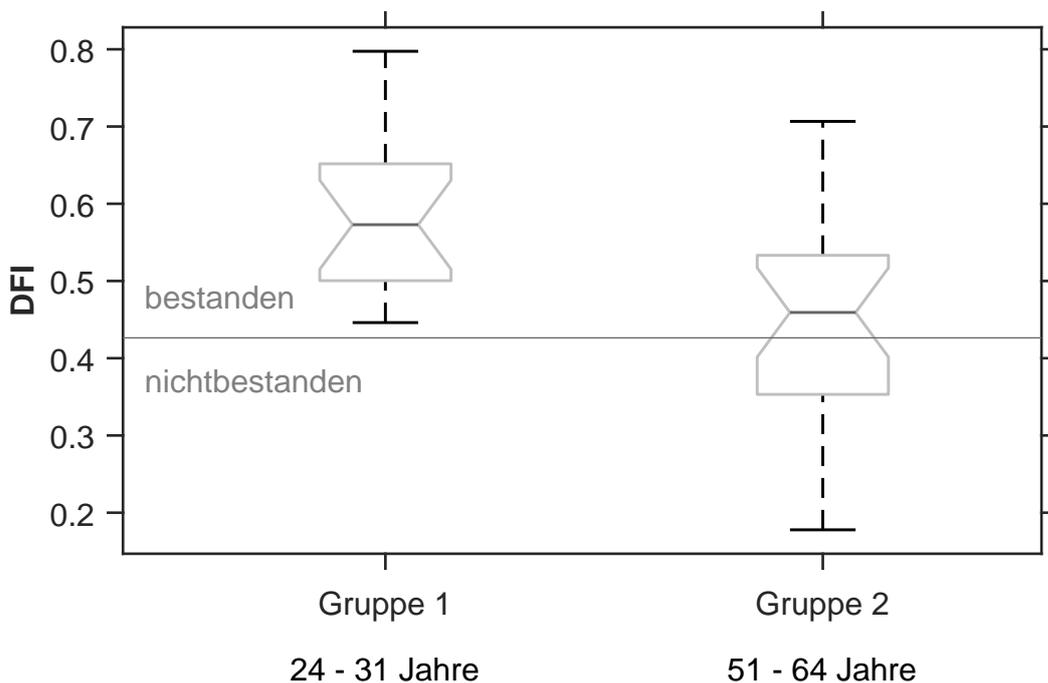


Abbildung 6.6: Ergebnisse aller Versuche im Vergleich



**Abbildung 6.7:** Vergleich der DFI-Verteilungen beider Altersgruppen

siehe Abb. 6.6. Alle Probanden bis auf einen konnten mindestens einen Versuch erfolgreich abschließen. 10 von 14 Probanden waren schon im ersten Versuch erfolgreich. Das spricht dafür, dass die Probanden instinktiv verstanden, mit der Linsensteuerung umzugehen. Im Gegensatz zur älteren Gruppe waren alle Versuche der jungen Gruppe erfolgreich. Die Unterschiede beider Gruppen werden im folgenden Abschnitt dargelegt.

### 6.3.4 Einfluss des Probandenalters

Gruppe 1 schnitt signifikant besser ab, als Gruppe 2 (Mann-Whitney,  $p = 0,225\%$ ,  $\alpha = 5\%$ ), siehe Abb. 6.7. Das beste Ergebnis wurde in Gruppe 1 erzielt. Das schlechteste in Gruppe 2. Es liegt nahe, dass der Unterschied auf das Probandenalter zurückzuführen ist. Der Schluss ist nicht zweifelsfrei zu ziehen. Die Ergebnisse zeigen den kausalen Zusammenhang, dass die Gruppe mit den älteren Probanden schlechter abschnitt. Ob die Ursache das Alter war, oder ob es andere Gründe gab ist damit nicht gesagt. Es gab über das Alter hinaus noch weitere Unterschiede, die das unterschiedliche Abschneiden verursacht haben können.

Fehlsichtigkeit trat verstärkt in der älteren Gruppe auf siehe Tab. 6.1. Auch wenn ausschließlich Emmetropen beider Gruppen miteinander verglichen werden, schnitt die ältere Gruppe im Mittel schlechter ab. Der Unterschied ist dann aber nicht signifikant (Mann-Whitney,  $p = 64,3\%$ ,  $\alpha = 5\%$ ). Die Fehlsichtigen in der zweiten Gruppe schnitten signifikant schlechter ab, als die Emmetropen (Mann-

Whitney,  $p = 2,5\%$ ,  $\alpha = 5\%$ ). Es ist möglich, dass das schlechtere Abschneiden der zweiten Gruppe nicht altersbedingt war, sondern auf Fehlsichtigkeit zurückzuführen ist. Das ist nicht leicht einzuordnen. Die Versuchsbedingungen waren für die Fehlsichtigen identisch, weil die künstliche Linse den Brechkraftunterschied ausglich. Allenfalls ist es möglich, dass sich die Wahrnehmung der Defokussierung bei Fehlsichtigen unterscheidet. In der ersten Gruppe war nur eine einzige Myope, die am besten von allen Probanden abschnitt. Es ist damit nicht eindeutig, dass Fehlsichtige schlechter abschnitten. Die Anzahl an Fehlsichtigen in der ersten Gruppe war zu gering, um Vergleiche zwischen beiden Gruppen zu ziehen.

Ein weiterer möglicher Grund ist, dass die Augen der ersten Gruppe zyклоplegiert wurden, um die Akkommodationsfähigkeit zu unterbinden. Bei Gruppe 2 wurde darauf verzichtet. Es ist nicht ausgeschlossen, dass einige Probanden der zweiten Gruppe über eine Restakkommodationsfähigkeit verfügten. Der jüngste Proband der zweiten Gruppe war 51. Es ist denkbar, dass sich die natürliche Akkommodation und die Brechkraftänderung der künstlichen Linse gegenseitig beeinträchtigt haben. Dafür spricht, dass die Probanden der älteren Gruppe mit starren Intraokularlinsen besser abschnitten als der Gruppendurchschnitt.

Keine der Erklärungen kann zweifelsfrei einer anderen vorgezogen werden. In der folgenden, überarbeiteten Untersuchung wurden alle Probanden gleichermaßen zyклоplegiert, um auszuschließen, dass die unterschiedliche Verabreichung von Medikamenten die Ursache für die Unterschiede war.

### 6.3.5 Weitere Auswertungen

Neben den zuvor beschriebenen Auswertungen wurden die Daten noch weiter untersucht. Die Daten lieferten zu den Auswertungen keine eindeutigen Ergebnisse. Entweder war die Anzahl der Probanden mit bestimmten Eigenschaften zu gering, um Erkenntnisse über die Auswirkung dieser Eigenschaften auf das Abschneiden zu gewinnen. Oder die Messergebnisse zeigten kein einheitliches Bild, das einen klaren Rückschluss ermöglicht. Ein weiterer Grund ist, dass mehrere Eigenschaften bei Probanden auftraten, die für ein bestimmtes Abschneiden verantwortlich sein könnten. Die Fragestellungen, über die die Messdaten keinen Aufschluss gaben, werden der Vollständigkeit halber aufgeführt.

Es ist von Interesse, ob sich die Probanden mit der Zeit verbessern und in späteren Versuchen besser abschnitten als in anfänglichen. Beim Abschneiden zeigte sich keine zeitliche Reihenfolge im Sinne einer Steigerung oder eines Abfalls der Bewertung. Vielmehr wechselten sich bessere und schlechtere Bewertungen gleichverteilt ab. Bei jeweils vier Probanden war der erste und der zweite Versuch der beste, in fünf Fällen der letzte. Um einen zeitlichen Lerneffekt wirklich feststellen zu können, müssen mehr Versuche über einen größeren Zeitraum gemacht werden.

### 6.3.6 Diskussion und Verbesserungsbedarf

In diesem Versuch konnte erstmals die generelle Fähigkeit des zentralen Nervensystems nachgewiesen werden, Unschärfe aktiv und situativ angepasst mit der Pupille zu reduzieren. Die Art und Weise wie sich die Pupille auf die Bildschärfe in dem Versuch auswirkte, war ungewöhnlich. Das erfordert das Erkennen der Defokussierung und das Erkennen und Verstehen des Einflusses der Pupillenweite darauf.

Das Konzept für die Linsensteuerung in Abs. 5.2.3 hat sich bewährt. Die zugrundeliegenden Annahmen, die als Vorgaben in den Entwurf einfließen, haben sich bestätigt. Erstens zeigten die Probanden, anders als in den Ergebnissen in Abs. 4.5, eine messbare Reaktion der Pupille zur Reduktion der Defokussierung. Das bestätigt die Annahme, dass die Pupille dann Unschärfe mit der Pupille reduziert, wenn die Auswirkung der Pupille auf die Abbildungsqualität ausreichend groß ist.

Zweitens ist beim Entwurf der Steuerung davon ausgegangen worden, dass der Bereich der Pupillenweite, der für die Reduktion von Defokusunschärfe genutzt werden kann, begrenzt ist. Es wurde eine Methode entwickelt, den Bereich für jeden Probanden individuell aus dem Pupillensignal zu bestimmen. Dreizehn von vierzehn Probanden waren in der Lage im Zielbereich die Defokusunschärfe zu reduzieren und den Brechkraftbereich größtenteils durch die Pupillenbewegung abzudecken. Es gab jedoch größere Schwierigkeiten, die nächste Entfernung anzusteuern. Das belegt die Annahme, dass der Pupillenweitenbereich, der für die Defokusreduktion genutzt werden kann, begrenzt ist. Sonst hätten die Probanden durch eine weitere Pupillenkonstriktion den Defokus weiter reduziert. Das konnten sie aber nicht.

Die für die Linsensteuerung erarbeiteten Entwicklungskriterien haben sich damit bestätigt. Neben der Schwierigkeit, die größten Brechkraft zu erzeugen, zeigte sich noch eine weitere. Wenn die Probanden die Zielbrechkraft erreicht hatten, hatten sie Schwierigkeiten, die Linsenbrechkraft konstant zu halten. Der Grund dafür ist ein Dilemma, das bereits in Abs. 4.5.2 in Teilen beschrieben ist. Die Pupille ist stets in Bewegung. Diese wird über die Steuerung direkt auf die Linsenbrechkraft übertragen. Die Brechkraft kann also nicht vollständig ruhig werden. Das fällt umso stärker ins Gewicht, desto kleiner der zur Verfügung stehende Pupillenbereich ist.

Durch konstruktive Anpassung der Steuerung ist es möglich, die durch die Pupille verursachten Schwankungen der Brechkraft zu hemmen. Das erleichtert es, die Brechkraft zu fixieren, erschwert es jedoch, die Brechkraft exakt auf eine gewünschte Entfernung einzustellen oder sie überhaupt zu verändern. Das Einschränken der Empfindlichkeit der Steuerung schränkt ebenso die Fähigkeit des Zentralen Nervensystems ein, die Funktionsweise der Linse zu ermitteln. Daher stellt die Anpassung der Steuerung einen Kompromiss dar zwischen

dem leichten präzisen Ändern der Brechkraft und dem Fixieren der Brechkraft. Die Linsensteuerung wird für die nachfolgenden Untersuchungen konstruktiv überarbeitet, siehe Abs. 7.1.2.

## 6.4 Zusammenfassung

Die Ergebnisse der ersten experimentellen Untersuchungen zur zielgerichteten Änderung der Brechkraft in Abhängigkeit von der Pupillenweite wurden in diesem Kapitel vorgestellt. Dafür wurde ein neues Bewertungsverfahren zur Auswertung der Messdaten entwickelt, mit dem statistisch für alle Versuche zusammen zweifelsfrei nachgewiesen werden konnte, dass Probanden die Defokussierung mit der Pupille reduzieren konnten. Die individuelle Auswertung zeigte, dass 13 von 14 Probanden die künstliche Linse vor dem Auge mit der Pupille so regeln konnten, dass der Defokus reduziert wurde. Damit ist gezeigt, dass die für den Versuchsaufbau neu entwickelte Linsensteuerung grundsätzlich funktioniert. Es zeigte sich jedoch auch, dass die Probanden einerseits Schwierigkeiten hatten, die kürzeste Zielentfernung mit der Linse zu fokussieren. Andererseits hatten die Probanden Schwierigkeiten, die Linsenbrechkraft konstant zu halten, wenn die Zielbrechkraft erreicht worden war. Für die Lesefähigkeit mit einer künstlichen Linse ist es kritisch, wenn die Brechkraft der Linse unkontrollierbar um mehr als die Schärfentiefe schwankt. Um die beschriebenen Schwierigkeiten zu beheben, wird das Konzept der Linsensteuerung überarbeitet. In weiterführenden Untersuchungen wird der Erfolg der Überarbeitung überprüft.



# 7 Zweite experimentelle Untersuchungen mit dem neuen Versuchsaufbau

In diesem Kapitel werden weiterführende Untersuchungen mit der künstlichen Vorsatzlinse beschrieben. Der Versuchsaufbau ist derselbe, der in Kap. 5 beschrieben ist. Die Änderungen zu den ersten Untersuchungen werden im Folgenden beschrieben. Das sind im Einzelnen:

- Überarbeitung des Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhangs,
- Einflechten von Maßnahmen um Einfluss von Schwankungen der Pupillenweite auf die Linsenbrechkraft zu reduzieren,
- Höhere der Probandenanzahl,
- Verwendung von mehr Messpunkten für die Justageprozedur.

Die für den Versuch neu entwickelten Software für die Auswertung der Pupillenweite und die Linsensteuerung wird entsprechend den Erkenntnissen in Abs. 6.3.6 überarbeitet. Für die Justierung der Vorsatzlinse werden mehr Messpunkte herangezogen. Der Versuchsablauf wird aufgrund der höheren Probandenzahl gestrafft. Für die Auswertung wird die in der vorherigen Untersuchung entwickelte Bewertungsgröße DFI herangezogen.

## 7.1 Weiterentwicklung des Konzeptes

Obwohl gezeigt werden konnte, dass das Konzept der in Abs. 5.2.3 beschriebenen Steuerung grundsätzlich funktioniert, ermöglichte die Steuerung nicht allen Probanden eine einwandfreie, alltagstaugliche Kontrolle der Linse. Ein Problem der Steuerung war, dass Probanden Schwierigkeiten hatten, die Brechkraft konstant zu halten, nachdem sie das Versuchsziel scharf gestellt hatten. Der Grund dafür ist, dass einerseits der Bewegungsbereich der Pupille begrenzt ist, andererseits die Pupille stets in Bewegung ist. Die Bewegung überträgt sich über die Steuerung auf die Linse. Je kleiner der Pupillenweitenbereich ist, der für die Anpassung der Linsenbrechkraft zur Verfügung steht, desto empfindlicher reagiert die Steuerung auf die Pupillenweitenfluktuationen. Bei dem in Abs. 5.2.3 beschriebenen Konzept kann die Empfindlichkeit der Steuerung nicht herabgesetzt werden, da sonst nicht der gesamte Brechkraftbereich durch den möglichen Bewegungsbereich der Pupille abgedeckt wird.

Bei dem ersten Entwurf der Linsensteuerung wurden bereits zwei Maßnahmen getroffen, um die Brechkraft besser konstant halten zu können. Zum einen wurde ein gleitender Mittelwertbildner verwendet, um das Pupillensignal zu glätten. Zum anderen waren die Brechkraftänderungen auf Achtel-Dioptrie-Stufen beschränkt. Die Maßnahmen allein lösten das Problem nicht. Daher muss das bestehende Konzept überarbeitet werden. Die Reaktionsempfindlichkeit der Steuerung auf die Pupillenfluktuationen muss reduziert werden und dennoch die Möglichkeit erhalten werden, den gesamten Brechkraftbereich abzudecken. Die Steuerung wird so verändert, dass die Pupillenbewegung eine Reaktionsschwelle überschreiten muss, um eine Reaktion der Linsensteuerung zu erzielen. Solange Pupillenweitenänderungen die Schwelle nicht überschreiten, bleibt die Brechkraft der Linse konstant.

Die Umsetzung einer solchen Reaktionsschwelle hat zwei Schwierigkeiten. Zum einen muss die Reaktionsschwelle für jeden Probanden individuell sinnvoll angepasst werden. Zum anderen kann kein fester Pupillendurchmesser als Reaktionsschwelle vorgegeben werden. Der Bereich, der durch die obere und untere Reaktionsschwelle aufgespannt wird, muss sich an den Verlauf der Pupillenweite anpassen. In den folgenden Abschnitten wird erläutert, wie den Schwierigkeiten begegnet wurde.

In Kap. 6 variierte der Pupillenweitenbereich, den die Probanden für die Regelung der Linse nutzten. Auch die Fluktuationen der Pupillenweite unterschieden sich zwischen den Probanden. Daher ist zu erwarten, dass sich die optimale Reaktionsschwelle für jeden Probanden unterscheidet. Im Vorfeld der neuen Untersuchung wurde kein Anhaltspunkt gefunden, der es erlaubt, die Reaktionsschwelle sinnvoll aus dem Pupillensignal abzuleiten. Daher wurden für jeden Probanden unterschiedliche Reaktionsschwellen getestet.

### 7.1.1 Implementierung der Reaktionsschwelle

Die Linse soll nur bei Pupillenweitenänderungen reagieren, die die Reaktionsschwelle überschreiten. Das impliziert, dass die aktuelle Pupillenweite mit einer vergangenen Pupillenweite verglichen wird. Liegt das Ergebnis des Vergleichs oberhalb der Reaktionsschwelle reagiert die Linsensteuerung, sonst nicht.

Entscheidend ist, wie der Pupillenweitenunterschied bestimmt wird, da das große Auswirkungen auf die Funktionalität hat. Die einfachste Möglichkeit ein Maß für die Pupillenweitenänderung zu erhalten, ist die zeitliche Ableitung des Pupillensignals zu bilden. Für die diskrete Zeitreihe der Pupillenweite  $D[k]$  ist die Ableitung wie folgt:

$$\frac{\Delta}{\Delta t} D[k] = \frac{D[k] - D[k-1]}{\Delta t} . \quad (7.1)$$

Es ist sofort ersichtlich, dass die Ableitung des Pupillensignals keine gute Lösung ist. Das Differenzieren verstärkt das im Pupillensignal vorhandene Rauschen. Das widerspricht der Intention, die Steuerung für das Pupillenrauschen unempfindlicher zu machen. Naheliegender scheint das Pupillenweitensignal oder dessen Ableitung mit Filtern zu glätten, um das Rauschen im Signal zu unterdrücken. Das verbessert die Empfindlichkeit gegen Rauschen nicht wesentlich, was an folgendem Beispiel verdeutlicht wird. Zur Glättung wird ein gleitender Mittelwertbildner  $\bar{D}_n$  der Breite  $n$  verwendet:

$$\bar{D}_n[k] = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} D[k-i] . \quad (7.2)$$

Aus Gl. (7.1) und (7.2) wird die erste Ableitung der geglätteten Zeitreihe gebildet. Die erste Ableitung des gleitenden Mittels der Pupillenweite ist identisch zum gleitenden Mittelwert der ersten Ableitung der ungefilterten Pupillenweitenzeitreihe:

$$\begin{aligned} \frac{\Delta}{\Delta t} \bar{D}_n[k] &= \frac{\bar{D}_n[k] - \bar{D}_n[k-1]}{\Delta t} = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} \frac{D[k-i] - D[k-i-1]}{\Delta t} \\ &= \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} \frac{\Delta}{\Delta t} D[k-i] . \end{aligned} \quad (7.3)$$

Die gleitenden Mittelwertbildner überdecken in großen Teilen den gleichen Bereich. Gl. (7.3) entspricht daher der Sekantensteigung der ungefilterten Pupillenweitenzeitreihe, wie folgend gezeigt:

$$\frac{\Delta \bar{D}_n[k]}{\Delta t} = \frac{\sum_{i=1}^n D[k-i+1] - \sum_{i=1}^n D[k-i]}{n \Delta t} = \frac{D[k] - D[k-n]}{n \Delta t} . \quad (7.4)$$

Der Abstand der Sekantenschnittpunkte entspricht der Breite  $n$  des gleitenden Mittelwertbildners. Rauschen der Originalzeitreihe wirkt sich auf Gl. (7.1) ebenso aus, wie auf Gl. (7.4). Es wird bei beiden Gleichungen die Differenz zweier Messpunkte der Originalzeitreihe gebildet. Das Rauschen wird zwar beim Mittelwertbildner durch die Ganzzahl  $n$  im Nenner geteilt. Aber auch der Pupillenweitenunterschied einer Reaktion wird durch den gleichen Faktor geteilt. Damit bleibt das Verhältnis des Rauschens zu einer detektierbaren Pupillenreaktion bei beiden Gleichungen gleich. Durch die Überlappung der Mittelwertbildner wird die Auswirkung der Glättung aufgehoben.

Für die überarbeitete Steuerung werden daher zwei Mittelwertbildner verwendet, die aufeinander folgen, sich jedoch nicht überlappen:

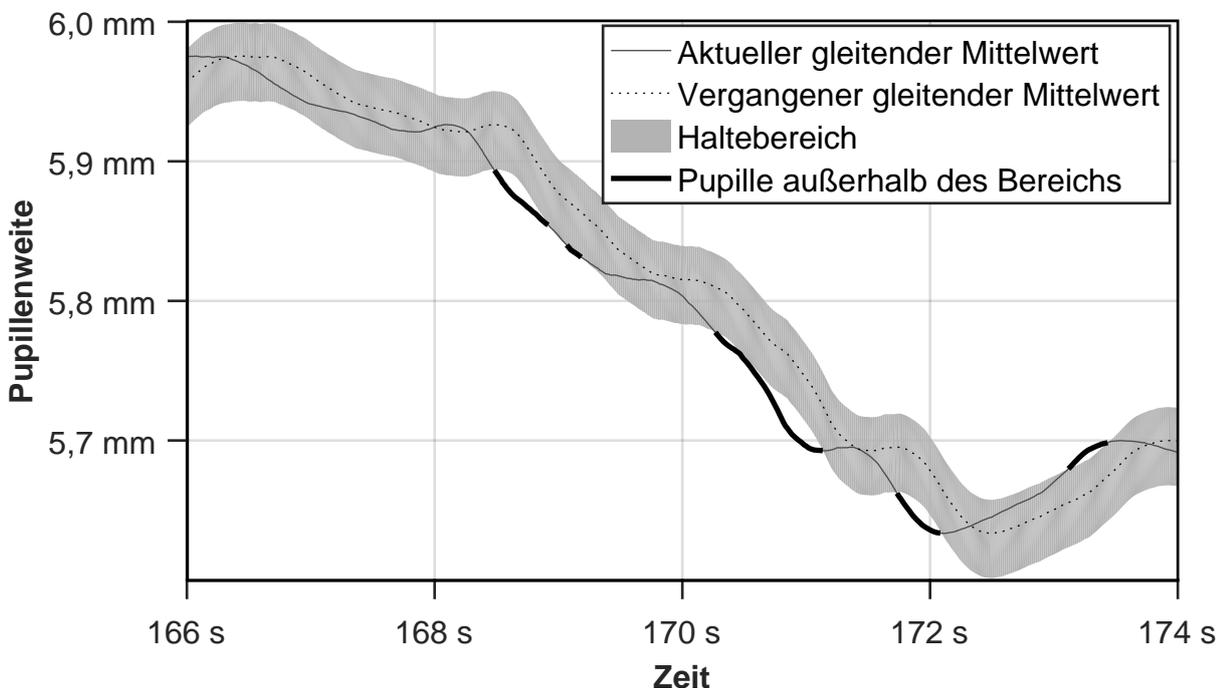
$$\Delta \bar{D}_{mn}[k] = \bar{D}_n[k] - \bar{D}_m[k-n] = \frac{\sum_{i=0}^{n-1} D[k-i]}{n} - \frac{\sum_{i=0}^{m-1} D[k-n-i]}{m}. \quad (7.5)$$

Beide gleitenden Mittelwertbildner verwenden  $n = m = 20$  aufeinanderfolgende Messwerte. Für die Feststellung, ob der aktuelle Pupillenweitenmesswert Reaktionsschwelle über- oder unterschreitet, wird Gl. (7.5) in die folgenden Bedingungen umformuliert:

$$\bar{D}_n[k] < \bar{D}_m[k-n] - H_1 \quad \text{Untere Reaktionsschwelle unterschritten,} \quad (7.6)$$

$$\bar{D}_n[k] > \bar{D}_m[k-n] + H_2 \quad \text{Obere Reaktionsschwelle überschritten.} \quad (7.7)$$

Dabei sind  $H_1$  und  $H_2$  die untere und obere Reaktionsschwelle. In Abb. 7.1 ist beispielhaft gezeigt, welche Anteile der Pupillenbewegung genutzt werden. Die gepunktete Linie ist der vergangene gleitende Mittelwert  $\bar{D}_m[k-n]$ . Um diesen herum werden die obere und untere Reaktionsschwelle festgelegt (grau hinterlegt). In den Bereichen, in denen die Pupillenweite die Reaktionsschwellen über- oder unterschreitet, ist sie fett dargestellt. Lediglich in diesen Bereichen reagiert die Steuerung auf die Pupillenweite.



**Abbildung 7.1:** Schema des Überschreitens der Reaktionsschwelle durch die Pupillenweite

Das Zeitsignal des vergangenen gleitenden Mittelwertbildners wird im Folgenden als  $\bar{D}_{20}[t - 20] = \bar{D}'_{20}[t]$  bezeichnet. Dabei gibt  $t$  den aktuellen Zeitpunkt an. Die Messpunkte, die in den vergangenen Mittelwert einfließen, liegen aufgrund der Abtastrate von 60 Hz etwa 0,67 s bis 0,33 s zurück. Der im gleichen Augenblick bestimmte aktuelle gleitende Mittelwertbildner wird als  $\bar{D}_{20}[t]$  bezeichnet.

Der Bereich zwischen dem oberen und unten Schwellwert um  $\bar{D}'_{20}[t]$  herum wird als Haltebereich bezeichnet. Die Pupillenweiten  $D_{h1}[t]$  und  $D_{h2}[t]$ , die den Haltebereich der Größe  $H_{Ges} = H_1 + H_2$  zum Zeitpunkt  $t$  begrenzen, sind:

$$D_{h1}[t] = \bar{D}'_{20}[t] - H_1, \quad (7.8)$$

$$D_{h2}[t] = \bar{D}'_{20}[t] + H_2. \quad (7.9)$$

Für die Untersuchungen wurde ein asymmetrischer Haltebereich verwendet:  $0,75 \cdot H_1 = H_2$ . Das trägt dem Umstand Rechnung, dass bei den Probanden in der vorherigen Untersuchung augenscheinlich die Reduktion der Pupillenweite ausgeprägter und schneller ablief als die Dilatation.

## 7.1.2 Überarbeitung des Funktionszusammenhangs der Linsensteuerung

Im vorangehenden Abschnitt wurde gezeigt, wie die Pupillenfluktuationen bei der Verarbeitung des Pupillensignals herausgefiltert werden. Im Folgenden wird beschrieben, wie der funktionale Zusammenhang zwischen Pupillenweite und Brechkraft überarbeitet wurde.

Wie in der Untersuchung in Kap. 6 gezeigt, war die Linsensteuerung geeignet, um den Defokus zu reduzieren. Daher wird am Grundkonzept der Steuerung festgehalten. Sie wird allerdings in einigen Punkten verbessert. Ein Problem war, dass alle Probanden Schwierigkeiten hatten, hohe Brechkraft mit der Linse zu erzeugen. Zum einen wird daher der Reservebereich hin zu kleinen Pupillenweiten vergrößert. Zum anderen wird der zuvor lineare Funktionszusammenhang so angepasst, dass die Steuerung bei kleinen Pupillenweiten weniger sensibel auf eine Pupillenänderung reagiert, siehe Abb. 7.2.

Um die Steuerung an die Pupillenweite anzupassen und dafür zu sorgen, dass der gesamte Brechkraftbereich immer von der Pupille abgedeckt werden kann, müssen wie bei der vorherigen Linsensteuerung folgende Größen aus dem Pupillensignal für jeden Probanden bestimmt werden:

1. Minimale Pupillenweite:

$$D_{min} = \min \{ \bar{D}_{20}[t] \mid \forall t \geq 0 \}. \quad (7.10)$$

2. Maximale Pupillenweite:

$$D_{max} = \max \{ \bar{D}_{20} [t] \mid \forall t \geq 0 \} . \quad (7.11)$$

3. Begrenzung des unteren Reservebereichs:

$$D_a = D_{min} + \frac{1}{4} (D_{max} - D_{min} - H_{Ges}) . \quad (7.12)$$

4. Begrenzung des oberen Reservebereichs:

$$D_b = D_{max} - \frac{1}{8} (D_{max} - D_{min} - H_{Ges}) . \quad (7.13)$$

5. Anteil des Haltebereichs, der sich nicht mit dem Reservebereich überlappt, mit Gl. (7.8) und (7.9):

$$H = \min\{D_b, D_{h2}\} - \max\{D_a, D_{h1}\} . \quad (7.14)$$

Die Größen wurden während des Versuchsverlaufs permanent angepasst. Für die Brechkraft wurden folgende Werte fest definiert:

1. Maximale Brechkraft:

$$P_{max} = 3,5 \text{ dpt} . \quad (7.15)$$

2. Brechkraft am unteren Reservebereich:

$$P_a = 3,0 \text{ dpt} . \quad (7.16)$$

3. Brechkraft am oberen Reservebereich:

$$P_b = 0 \text{ dpt} . \quad (7.17)$$

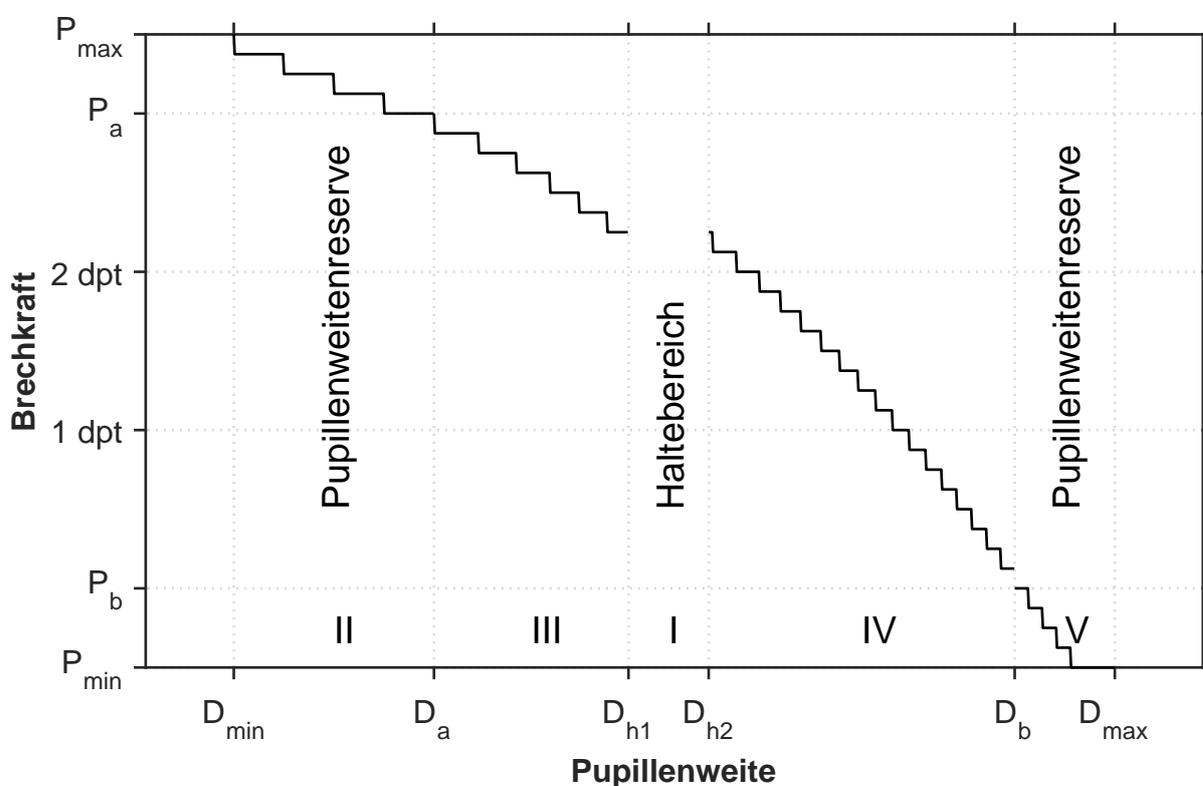
4. Minimale Brechkraft:

$$P_{min} = -0,5 \text{ dpt} . \quad (7.18)$$

Die festgelegten Brechkräfte und die aus dem Pupillensignal bestimmten Größen legen fest, bei welcher mittleren Pupillenweite welche Brechkraft erzeugt wird. Bei der vorhergehenden Steuerung, Abs. 5.2.3, konnte der gesamte Brechkraftbereich mit einer einzigen Funktion abgedeckt werden. Für die überarbeitete Linsensteuerung müssen für die Ermittlung der Brechkraft fünf Bereiche unterschieden werden, siehe auch Abb. 7.2. Das liegt daran, dass der Funktionszusammenhang in den Reservebereichen linear verläuft, im übrigen Bereich einen quadratischen Funktionsverlauf besitzt und außerdem der Haltebereich den Funktionsverlauf unterteilt. Die Bereiche werden im Folgenden erläutert.

Diese Fallunterscheidungen wirken zunächst komplex. Bei Betrachtung von Abb. 7.2 wird die Unterteilung jedoch einfacher verständlich. Die Gleichungen die den Funktionsverlauf beschreiben, sind aufgrund der vielen eingehenden Parameter wenig intuitiv. Daher wird zunächst erklärt wie die Funktionsanteile konstruiert werden. In Abs. B.3 folgt dann die mathematische Beschreibung der Funktionsbereiche.

Zunächst gibt es den in Abs. 7.1.1 eingeführten und dort erläuterten Haltebereich (I). Dann gibt es zwei Reservebereiche, den unteren (II) und den oberen (V). Der untere ist doppelt so groß, wie der obere. Der Verlauf der Funktion ist in Bereich II flacher. Die Intention ist, dass bei kleinen Pupillenweiten die gleiche Pupillenbewegung weniger große Brechkraftänderungen hervorruft, als bei weiten Pupillen. Das reduziert die Schwankungen der Brechkraft bei kleinen Pupillenweiten. Zudem muss die Pupille weniger stark kontrahiert werden, um große Brechkraft zu erzeugen. Außerhalb des Reservebereiches ist der Zusammenhang zwischen Pupillenweite und Brechkraft eine quadratische Gleichung. Eine quadratische Gleichung besitzt drei Parameter. Die werden durch die folgenden Bedingungen bestimmt: Die Funktion muss durch die Punkte  $(D_a, P_a)$  und  $(D_b, P_b)$  gehen. Die Steigung im Punkt  $(D_a, P_a)$  entspricht der des ersten Reservebereiches. Der quadratische Funktionsteil ist in zwei Bereiche unterteilt, den unterhalb (III) und den oberhalb (IV) des Haltebereichs.



**Abbildung 7.2:** Schema des nichtlinearen Zusammenhangs zwischen Brechkraft und Pupillenweite

Im Haltebereich bleibt die Brechkraft konstant. Oberhalb des Haltebereichs ist die Funktion um die Breite des Haltebereiches  $H$  verschoben. Die Steigung im oberen Reservebereich (V) entspricht der Steigung der vorhergehenden Funktion in Punkt  $(D_b, P_b)$ . Der zusammengesetzte Funktionsverlauf wird wie bei der vorherigen Linsensteuerung in Achtel-Dioptrieschritte gestuft, um das Festhalten der Brechkraft zu erleichtern.

Die mathematische Beschreibung des Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhangs sowie die ausführliche Herleitung erfolgen aus Gründen der Übersichtlichkeit in Abs. B.3 im Anhang.

## 7.2 Versuchsdurchführung

Der Versuchsaufbau war derselbe, der in Kap. 5 beschrieben ist. Die Versuchsdurchführung entsprach im Wesentlichen dem in Abs. 6.2 beschriebenen *Procedere*. In einigen Punkten wurden im Vergleich zur vorherigen Untersuchung Änderungen vorgenommen, die in den folgenden Abschnitten beschrieben sind.

### 7.2.1 Überarbeitete Justierung der Vorsatzlinse

Bei den vorangegangenen Untersuchungen wurde der Schärfepunkt jedes Probanden bei der Justierungsprozedur anhand von drei Messpunkten bestimmt. Die Entfernungen, in die das Ziel verschoben wurde, konnten durch den Versuchsleiter vorgegeben werden, um auf große Fehlsichtigkeiten einzugehen.

Im der neuen Untersuchung wurden starke Fehlsichtigkeiten von vornherein ausgeschlossen. Das Programm wurde daher so überarbeitet, dass sieben festgelegte Messpunkte zur Bestimmung der Schärfeebene herangezogen wurden, um die Genauigkeit der Bestimmung der individuellen Schärfeebene zu erhöhen.

### 7.2.2 Änderungen im Versuchsablauf

Der Versuchsablauf wurde aufgrund der größeren Probandenanzahl gestrafft. Es wurden insgesamt 33 Probanden, an fünf Tagen direkt hintereinander untersucht. Daher wurde erstens auf den längeren Einführungsversuch verzichtet. Zweitens war die Zeitspanne, die die Probanden hatten, um das Ziel in einer Entfernung scharf zu stellen, auf 10 s begrenzt. Drittens wurden mit allen Probanden so viele Versuche wie möglich durchgeführt. Die Versuchsanzahl variierte von mindestens zwei Versuchen bis hin zu sieben Versuchen, weil sich die benötigte Zeit der vorangehenden medizinischen Untersuchung und die benötigte Zeit für die Versuchseinstellungsprozedur zu Beginn der Untersuchungen unterschieden.

### 7.2.3 Haltebereichsgrößen

Um auf die im vorangehenden Versuch erkannten Probleme mit der Steuerung einzugehen, wurde sie, wie in Abs. 7.1.2 beschrieben, überarbeitet. Es konnte im Vorfeld nicht vorhergesagt werden, welche Haltebereichsgröße für welchen Probanden die besten Resultate erbringt. Daher wurde die Größe des Haltebereichs von Versuch zu Versuch verändert. Ziel war es zu ermitteln, welches die geeignetste Haltebereichsgröße für den betreffenden Probanden war. Zur besseren Vergleichbarkeit zwischen den Probanden wurden die Haltebereichsgrößen vordefiniert festgelegt: 21  $\mu\text{m}$ , 35  $\mu\text{m}$ , 56  $\mu\text{m}$ , 70  $\mu\text{m}$  und 91  $\mu\text{m}$ .

Im frühen Verlauf der Untersuchung schienen ältere Probanden Schwierigkeiten zu haben, Kontrolle über die Linsensteuerung zu erlangen, wenn beim ersten Versuch ein Haltebereich von 35  $\mu\text{m}$  oder mehr vorgegeben wurde. Das war bei insgesamt fünf Probanden der Fall. Um den Einstieg zu erleichtern, wurde der erste Versuch für die übrigen Probanden mit kleinerem Haltebereich durchgeführt. Bei den Versuchen nach dem ersten Versuch wurden die Haltebereichsgrößen so variiert, dass alle Größen gleichmäßig über die Anzahl der Versuche verteilt waren. Wenn Versuche mit verschiedenen Haltebereichsgrößen immer in der gleichen Reihenfolge durchgeführt worden wären, wäre bei der Auswertung der Daten nicht eindeutig, ob mögliche Effekte auf die Haltebereichsgröße oder auf einen Ermüdungs- oder Lerneffekt zurückzuführen sind.

Bei fünf Probanden wurden zusätzlich, neben den fünf vorgegebenen Haltebereichsgrößen, größere und kleinere Haltebereiche verwendet, um festzustellen, ob sich deren Abschneiden damit verbessert. Ein älterer Proband hatte von vornherein sichtlich Schwierigkeiten, die Linsenbrechkraft an die Zielentfernungen anzupassen. Um festzustellen, ob der Haltebereich verhindert, dass dieser Proband die Linse regeln kann, wurde der Haltebereich auf 11  $\mu\text{m}$  und 2  $\mu\text{m}$  reduziert. Bei vier Probanden, bei denen größere Haltebereiche keine Beeinträchtigung darstellten oder selbst bei großen Haltebereichen noch deutliche Schwankungen der Linsenbrechkraft vorhanden waren, wurden Versuche mit größeren Haltebereichen als 91  $\mu\text{m}$  durchgeführt: 104  $\mu\text{m}$ , 140  $\mu\text{m}$  und 210  $\mu\text{m}$ . Die Ergebnisse dazu sind in Abs. 7.3.5 dargestellt.

### 7.2.4 Probandenzusammensetzung

Insgesamt wurden 33 Probanden untersucht (13 männlich, 20 weiblich). Es wurden alle Probanden gleichermaßen zyклоplegiert (1 % Zyklopentolat, 3 Dosierungen). Die Einteilung in Gruppen erfolgte ebenso wie in dem vorhergehenden Versuch. Alle Probanden jünger als 32 Jahre wurden der ersten Gruppe zugeordnet. Alle übrigen Probanden der zweiten Gruppe, siehe Tab. 7.1.

Gruppe	1	2	Gesamt
Alter	18-31	32-79	18-79
Myope	4 /2	4 /2	8 /4
Emmetrope	17 /0	5 /0	22 /0
Hyperope	0 /0	3 /2	3 /2
Gesamt	21 /2	12 /4	33 /6

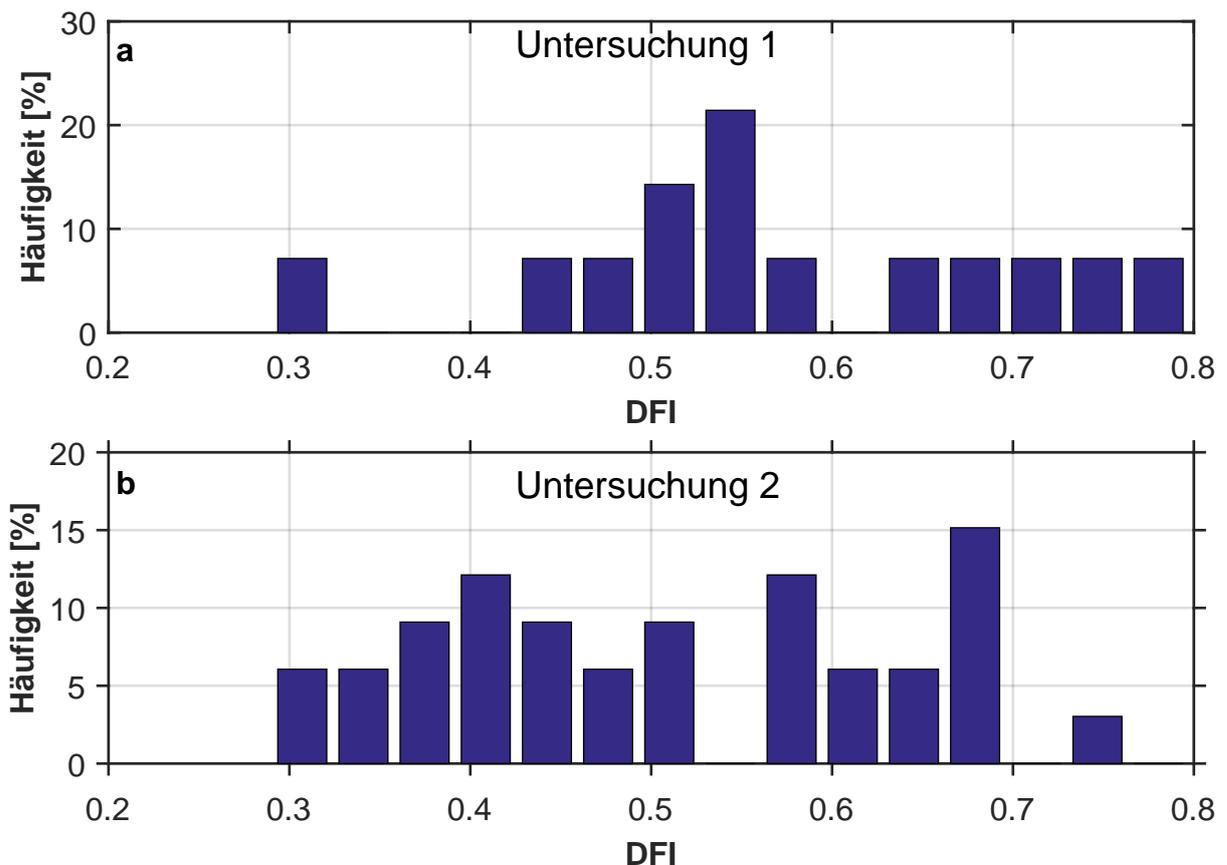
/- Astigmatismus

**Tabelle 7.1:** Zusammensetzung der Altersgruppen

### 7.3 Auswertung und Ergebnisse

Die Auswertung geschah äquivalent zur vorhergehenden Untersuchung. Die Versuche wurden anhand des DFI bewertet. Für die Untersuchung wurden aus den gemessenen Zeitreihen für jeden Versuch ebenfalls tausend künstliche Defokuszeitreihen mit veränderter Zielentfernungsreihenfolge produziert. Die Verteilung diente, wie im ersten Versuch zum Vergleich, wie wahrscheinlich es ist, ein bestimmtes DFI-Ergebnis zu erzielen, wenn die Veränderungen der Linsenbrechkraft mit der Pupille keinen Bezug zur Zielentfernung haben. Das 95 %-Quantil, das als Unterscheidungskriterium zwischen einem erfolgreichen und nicht erfolgreichen Einzelversuch diente, lag etwas höher als im ersten Versuch:  $DFI_{95\%} = 0,4465$ . Die Variation kann dadurch erklärt werden, dass der Verlauf der Brechkräfte sich über alle Versuche zusammengenommen bei beiden Untersuchungen unterschieden. Die unterschiedlichen DFI-Grenzen behalten für die Bewertung der Messdaten der jeweiligen Untersuchung ihre statistische Aussagekraft.

In Abb. 7.3 sind die besten Bewertungsergebnisse für jeden Probanden für beide Untersuchungen gegenübergestellt. Im Mittel schnitten die Probanden in der zweiten Untersuchung schlechter ab als in der ersten. Im Gegensatz zur ersten Untersuchung, in der 92,8 % der Probanden mindestens einen Versuch erfolgreich abschlossen, konnten in der zweiten Untersuchung lediglich 60,6 % mindestens einen Versuch erfolgreich abschließen.



**Abbildung 7.3:** Unterschiedliches Abschneiden der Probanden in der ersten und zweiten Untersuchung

### 7.3.1 Einfluss von Alter, Visus und Refraktion

Zur Überprüfung des Einflusses des Alters wurden die Probanden, wie in der ersten Untersuchung in zwei Gruppen eingeteilt. Die Fehlsichtigkeit in beiden Altersgruppen teilte sich wie folgt auf. In der jüngeren Gruppe waren vier von den 21 Probanden myop, von denen wiederum zwei Astigmatiker waren. In der älteren Gruppe waren von insgesamt zwölf Probanden ebenfalls vier myop, unter denen auch zwei Astigmatiker waren. Darüber hinaus gab es in dieser Gruppe fünf Emmetrope und drei Hyperope, von denen auch zwei Probanden einen Astigmatismus hatten, siehe Tab. 7.1. Das Verhältnis von Fehlsichtigen zu Emmetropen verändert sich von 4:21 in Gruppe 1 zu 7:12 in der älteren Gruppe. Aufgrund der Inhomogenität beider Gruppen wurden die Probanden entsprechend ihrer Fehlsichtigkeit einzeln verglichen. Die DFI-Verteilungen in den einzelnen Gruppen, differenziert nach Emmetropen und Myopen sind in Abb. 7.4 dargestellt.

Die Auswertung ergab, dass signifikante Unterschiede in den Verteilungen der Bewertungen von Myopen und Emmetropen in beiden Altersgruppen bestehen. Die Ergebnisse der statistischen Tests sind in Tab. 7.2 aufgeführt. Probanden der

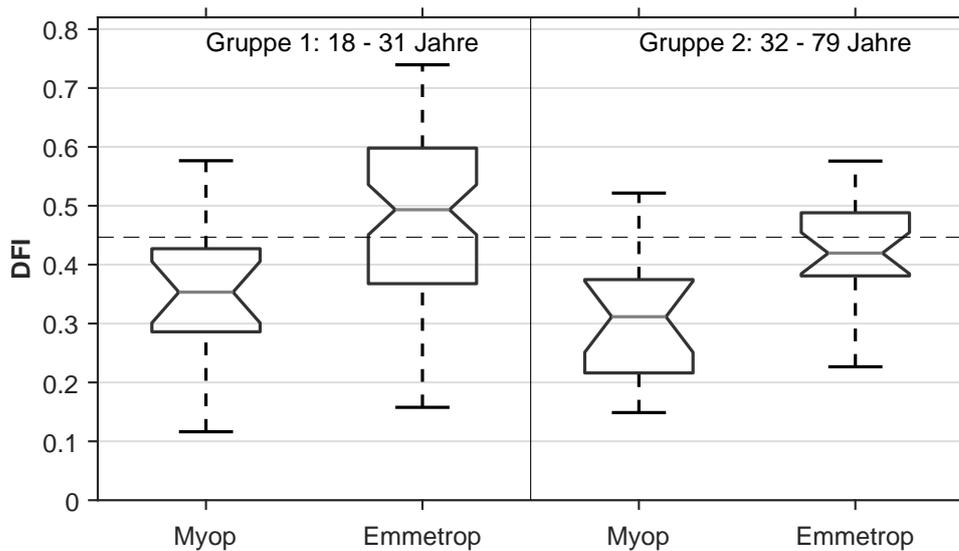


Abbildung 7.4: Abschneiden der Probanden in Bezug auf Myopie und Alter

älteren Gruppe schnitten im Mittel signifikant schlechter ab. Überdies schnitten Myope in beiden Altersgruppen schlechter ab als Emmetrope. Es bestehen damit Abhängigkeiten sowohl vom Alter wie auch der Fehlsichtigkeit. Die Auswirkungen von Hyperopie konnte aus den Daten nicht ermittelt werden, da insgesamt nur drei hyperope Probanden am Versuch teilnahmen, die alle in der älteren Probandengruppe waren, sehr unterschiedlich abschnitten und sowohl zu den Jüngsten, wie auch zu den Ältesten der Gruppe zählten. Eindeutige Aussagen sind aufgrund der großen Unterschiede der hyperopen Probanden nicht möglich.

**Nullhypothese  $H_0$ :** Ergebnisse der verglichenen Gruppen sind Repräsentationen derselben zugrundeliegenden Verteilung.

**Irrtumswahrscheinlichkeit:**  $\alpha = 5\%$

Gruppenvergleich	Hypothesentest	p-Wert	Ergebnis
Myope und Emmetrope in beiden Altersgruppen	Kruskal-Wallis-Test	0,002 %	$H_0$ verworfen
Beide Altersgruppen	Rangsummentest	0,21 %	$H_0$ verworfen
Myope und Emmetrope in Gruppe 1	Rangsummentest	0,13 %	$H_0$ verworfen
Myope und Emmetrope in Gruppe 2	Rangsummentest	0,13 %	$H_0$ verworfen

Tabelle 7.2: Vergleich des Abschneidens in beiden Altersgruppen

### 7.3.2 Einfluss der Haltebereichsgröße

Die Bewertung der Versuche einzelner Probanden unterschied sich von Versuch zu Versuch. Die individuellen Unterschiede in der DFI-Bewertung der Versuche waren umso größer, desto schlechter die Probanden abschnitten. Um Aussagen über den Einfluss der Haltebereichsgrößen auf das Abschneiden einzelner Probanden gewinnen zu können, musste eine Vergleichbarkeit der individuellen Unterschiede im Abschneiden geschaffen werden. Der erste Versuch jedes Probanden wurde nicht in die Betrachtung einbezogen, da dort zur Erleichterung des Einstiegs vornehmlich die gleiche Haltebereichsgröße verwendet wurde. Für die weiteren Versuche im Intervall  $I = \{a \in \mathbb{N} | 2 \leq a \leq n_P\}$ , wobei  $n_P$  die Gesamtversuchsanzahl des Probanden  $P$  bezeichnet, wird aus dem  $DFI_P[i_V]$  des Probanden bei jedem Versuch  $i_V$  eine spezifische Vergleichsgröße entwickelt. Für jeden Versuch  $i_V \in I$  eines Probanden wird die Differenz des DFI des Versuchs mit dem mittleren DFI des Probanden gebildet, bezogen auf den Unterschied zwischen dem maximalen und minimalen DFI des Probanden. Die Größe wird im Folgenden als relative DFI-Differenz  $\Delta DFI_P[i_V]$  bezeichnet:

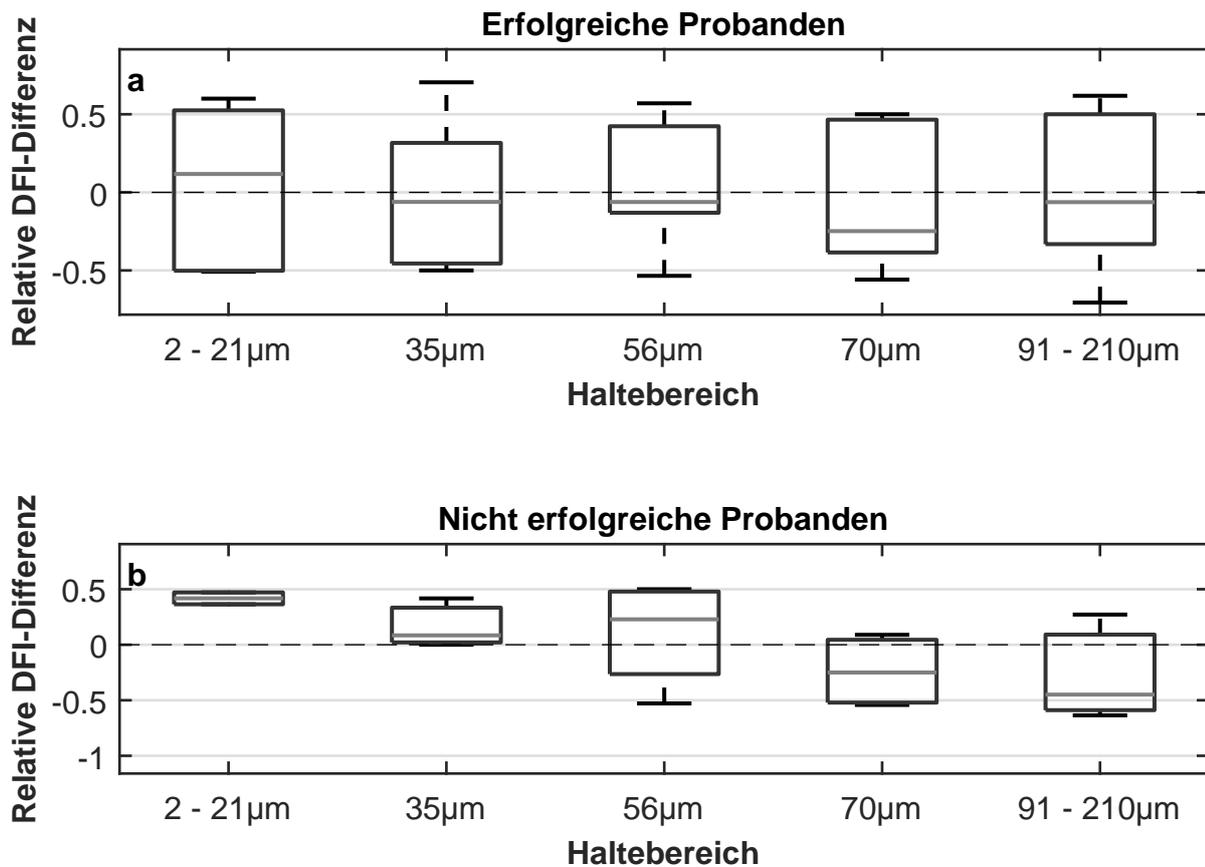
$$\Delta DFI_P[i_V] = \frac{DFI_P[i_V] - \frac{1}{n_P} \sum_{i_V=2}^{n_P} DFI_P[i_V]}{\max\{\epsilon, \max\{DFI_P[i_V] | \forall i_V \in I\} - \min\{DFI_P[i_V] | \forall i_V \in I\}\}} \quad (7.19)$$

Der Wert  $\epsilon$  ist der kleinste positive Wert des verwendeten Datentyps und dient dazu, dass der Nenner nicht Null wird, wenn Maximum und Minimum gleich sind. Damit sind individuelle Veränderungen im Abschneiden bezüglich geänderten Versuchsbedingungen unabhängig von der individuellen Versuchsanzahl und der individuellen Varianz im Abschneiden vergleichbar.

Bei den Probanden, die zumindest einen Versuch erfolgreich abschlossen, zeigte sich kein signifikanter Zusammenhang der relativen DFI-Differenz und der Haltebereichsgröße (Korrelationskoeffizient  $R = 0,03$ ;  $p = 82,79\%$ ;  $\alpha = 5\%$ ). In Abb. 7.5 a sind die Ergebnisse dargestellt. Bei den Probanden, bei denen kein Versuch einen DFI von 0,4465 überschritt, zeigte sich hingegen ein signifikanter Trend (Korrelationskoeffizient  $R = -0,5445$ ;  $p = 2,92\%$ ;  $\alpha = 5\%$ ). Je kleiner der Haltebereich war, desto besser schnitten die Probanden im Mittel ab, siehe Abb. 7.5 b.

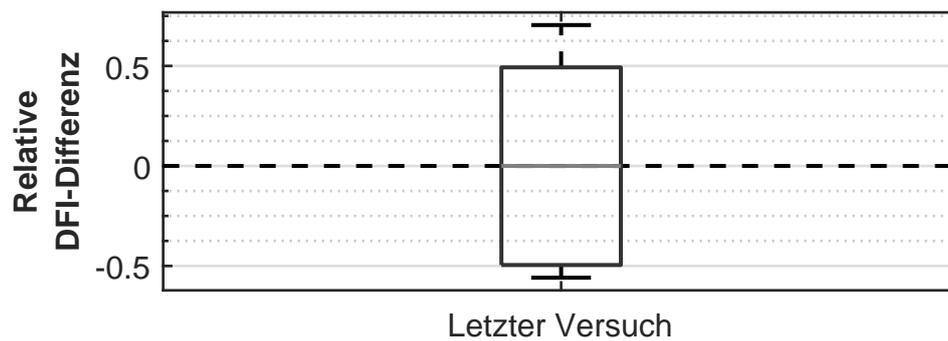
### 7.3.3 Auswertung Lern- und Ermüdungseffekte

Eine weitere Fragestellung ist, ob Probanden in späteren Versuchen besser oder schlechter abschnitten, also ein zeitlicher Einfluss auf das Abschneiden bestand. Das wurde ebenfalls mit der relativen DFI-Differenz, Gl. (7.19), untersucht.



**Abbildung 7.5:** Individuelle Unterschiede in der Bewertung in Bezug zur Haltebereichsgröße

Die Haltebereichsgröße wurde mit allen Versuchen außer dem ersten für jeden Probanden so variiert, dass sie mit der Versuchsanzahl der Probanden unkorreliert war. Damit lässt sich für die Versuche unabhängig von der Haltebereichsgröße feststellen, ob ein Einfluss der Versuchsanzahl vorlag. Die Gesamtanzahl der absolvierten Versuche unterschied sich von Proband zu Proband. Das führt zu einem Dilemma. Einerseits möchte man eine möglichst große Zeitspanne untersuchen, da ein zeitlicher Effekt dann voraussichtlich am deutlichsten auftritt. Andererseits nimmt die Anzahl an Probanden mit zunehmender Versuchsanzahl schnell ab. Je weniger Versuche ausgewertet werden können, desto geringer ist die statistische Sicherheit, mit der gewonnene Aussagen Gültigkeit besitzen. Ausreißer können dann leichter das Ergebnis verfälschen. Hier wurde für jeden Probanden der relative DFI-Unterschied des letzten Versuchs untersucht. Die Größe vergleicht die Bewertung des letzten Versuchs mit dem mittleren Abschneiden des Probanden. Dadurch ist gewährleistet, dass die maximale Anzahl an Versuchen in die Bewertung einfließt. Möglich ist, dass durch das Einbeziehen von Probanden mit nur wenigen Versuchen ein Effekt, sofern er vorhanden ist, verschleiert wird. Das wird in Kauf genommen, um keinen falschen Rückschluss aus den Messdaten zu ziehen.



**Abbildung 7.6:** Verteilung des relativen DFI-Unterschieds des individuell letzten Versuchs der Probanden

Es zeigte sich für die Probanden weder ein positiver noch ein negativer Effekt, siehe Abb. 7.6. Der Boxplot zeigt die Verteilung der relativen DFI-Differenz der Probanden bei ihrem letzten Versuch. Der Median ist Null. Die Hälfte schnitt beim letzten Versuch damit besser oder gleich ihrer mittleren Bewertung ab, die andere Hälfte schlechter oder gleich. Der arithmetische Mittelwert der Verteilung ist positiv,  $\mu = 0,0095$ , weicht aber nicht signifikant von Null ab (t-Test:  $p = 54,01\%$ ,  $\alpha = 5\%$ ). In der kurzen Versuchszeitspanne war für die Probanden keine Verbesserung oder Verschlechterung mit der Anzahl der Versuche festzustellen. Wenn zeitliche Einflüsse bestanden, waren sie so gering, dass sie sich in der begrenzten Versuchszeit nicht unterscheidbar von der Bewertungsvarianz der Versuche abgehoben haben. Das Ergebnis entspricht dem der vorhergehenden Untersuchung, siehe Abs. 6.3.5. Ob sich auf längere Sicht die Probanden in den Versuchen verbessern, muss in einer weiteren Untersuchung geklärt werden.

### 7.3.4 Überarbeitung der Linsensteuerung

In den vorangegangenen Abschnitten wurde die Überarbeitung der Linsensteuerung beschrieben. Die Veränderungen hatten zwei Zielsetzungen. Erstens sollten größere Brechkraft leichter erzeugt und gehalten werden können. Zweitens sollte die Linsenbrechkraft besser ruhig gehalten werden können, wenn die Zielentfernung scharf gestellt worden war.

Wenn man die Ergebnisse von verschiedenen Probanden beider Untersuchungen gegenüberstellt, gelang es den Probanden in der zweiten Untersuchung mit dem nichtlinearen Verlauf der Steuerung besser, die Zielentfernung von 3 dpt zu fokussieren und die Brechkraft in einem geringeren Bereich um die Zielentfernung konstant zu halten. Die Versuche von je vier Probanden der ersten und der zweiten Untersuchung sind in Abb. 7.7 gegenübergestellt. Die Informationen zu den Probanden sind in Tab. 7.3 angegeben. Weiterführende Informationen sind den Probandendaten der Untersuchungen in Tab. B.1 und Tab. B.2 im Anhang zu entnehmen.

Um die Vergleichbarkeit zwischen den Probanden beider Untersuchungen sicherzustellen wurden horizontal stets Probanden mit einer ähnlichen DFI-Bewertung gegenübergestellt, vgl. Tab. 7.3. Die DFI-Bewertungen der Probanden nehmen von der jeweils besten Bewertung von oben nach unten ab. In den Diagrammen sind die Zielbrechkräfte schwarz dargestellt. Die aktuellen von den Probanden scharfgestellten Zielentfernungen sind in grau eingezeichnet. Es sind jeweils die letzten drei Versuchsschritte dargestellt, da dort die Änderung der Zielentfernung am größten war. Diese Versuchsschritte bereiteten den Probanden in der ersten Untersuchung die größten Schwierigkeiten. Zum Teil waren die Probanden nicht in der Lage die hohen Brechkräfte mit der Pupillenweite zu erzeugen, selbst wenn ihnen das zuvor bei der Veränderung in 0,5 dpt-Schritten auf die Zielentfernung von 3 dpt gelungen war. Des Weiteren variierte die Brechkraft stark. In der rechten Spalte sind die Versuche mit der überarbeiteten Linsensteuerung gezeigt. Es ist ersichtlich, dass es den Probanden einerseits besser gelang die hohen Brechkräfte zu erzeugen, andererseits, dass die Varianz der Brechkraft

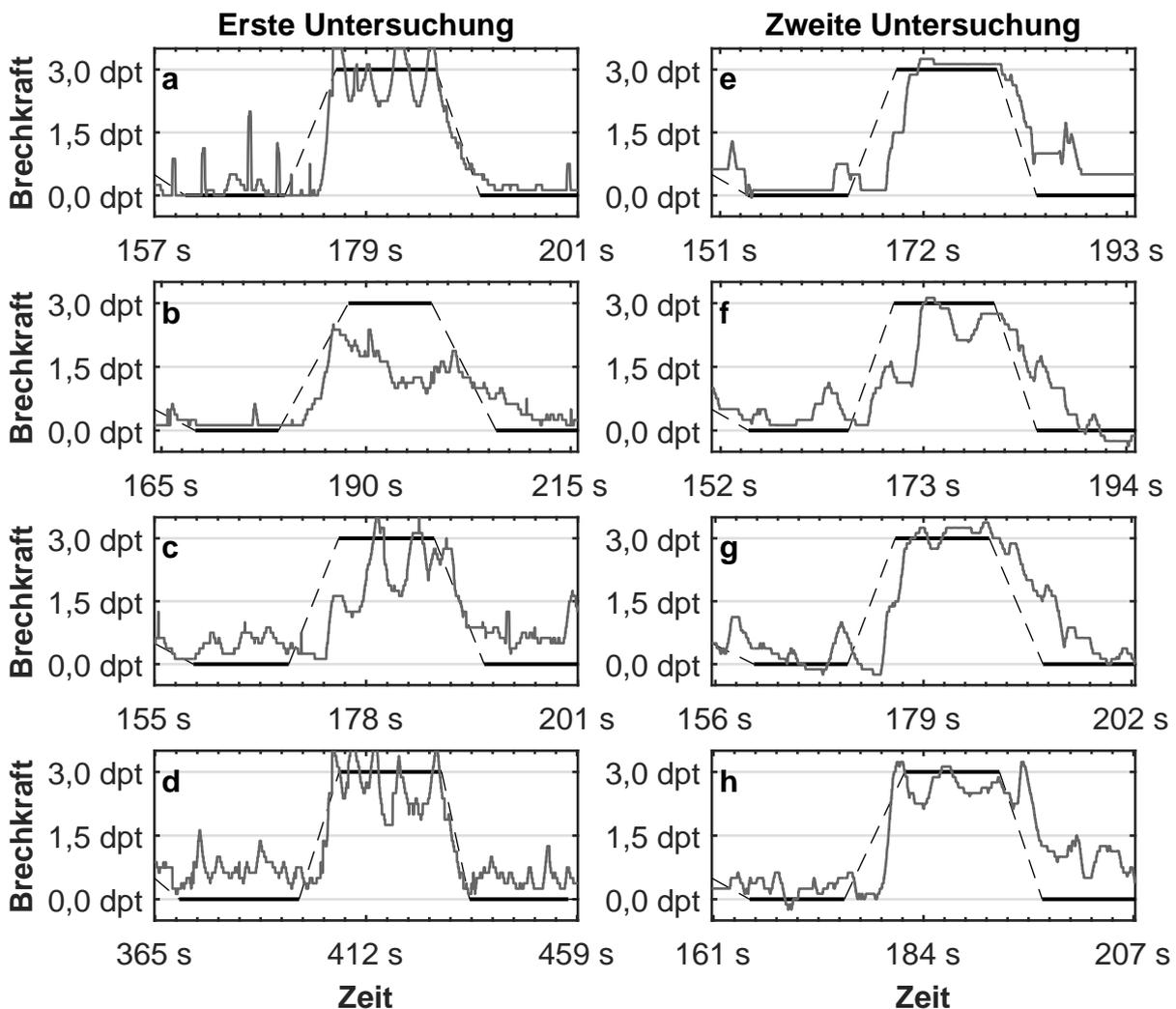


Abbildung 7.7: Gegenüberstellung von Versuchsergebnissen aus beiden Untersuchungen

Abbildung	Untersuchung	Proband	Versuch	DFI-Bewertung
<b>a</b>	1	14 ED	2	0,7974
<b>b</b>	1	1 BW	2	0,6778
<b>c</b>	1	13 TR	4	0,6332
<b>d</b>	1	3 GS	1	0,6234
DFI-Mittelwert =				0,6830
Abbildung	Untersuchung	Proband	Versuch	DFI-Bewertung
<b>e</b>	2	30 KSI	2	0,7396
<b>f</b>	2	28 MH	3	0,6714
<b>g</b>	2	18 MV	1	0,6608
<b>h</b>	2	12 TM	1	0,6560
DFI-Mittelwert =				0,6819

**Tabelle 7.3:** Probandenauflistung aus Gegenüberstellung

bei allen Versuchen geringer war. Damit ist gezeigt, dass die Änderungen der Linsensteuerung grundsätzlich erfolgreich waren.

### 7.3.5 Einfluss der Haltebereichsgröße auf Abschneiden eines Probanden

Auch wenn in den Daten kein Hinweis darauf gefunden wurde, wie für erfolgreiche Probanden die optimale Haltebereichsgröße bestimmt werden kann, so beeinflusste bei einigen Probanden die Größe des Haltebereichs merklich das Abschneiden im Versuch. Im Folgenden werden zwei Versuche eines Probanden mit unterschiedlichen Haltebereichen verglichen. Bemerkenswert ist, dass der Proband im ersten Versuch sehr starke Schwankungen der Pupillenweite mit einer Amplitude von bis zu 0,8 Millimetern aufwies, siehe Abb. 7.8 a.

Verglichen mit den Pupillenreaktionen in Kap. 4 und der Literatur [Loe99] ist die Pupillenbewegung ungewöhnlich groß. Die Schwingungen sind zudem sehr regelmäßig und treten beim letzten Versuch des Probanden nicht in der Form auf, siehe Abb. 7.9 a. Es ist daher davon auszugehen, dass die starken Schwankungen auf die Besonderheit des Versuchsaufbaus zurückzuführen sind. Im Gegensatz zur Untersuchung der Pupillenweite in Alltagssituationen wirkte sich die Pupillenbewegung über die Linsensteuerung stark auf die Schärfe der Abbildung aus. Offensichtlich reagierte die Pupille des Probanden auf die Bildschärfe, denn die mit der Pupille erzeugte Schärfebene folgte der Zielentfernung, auch wenn

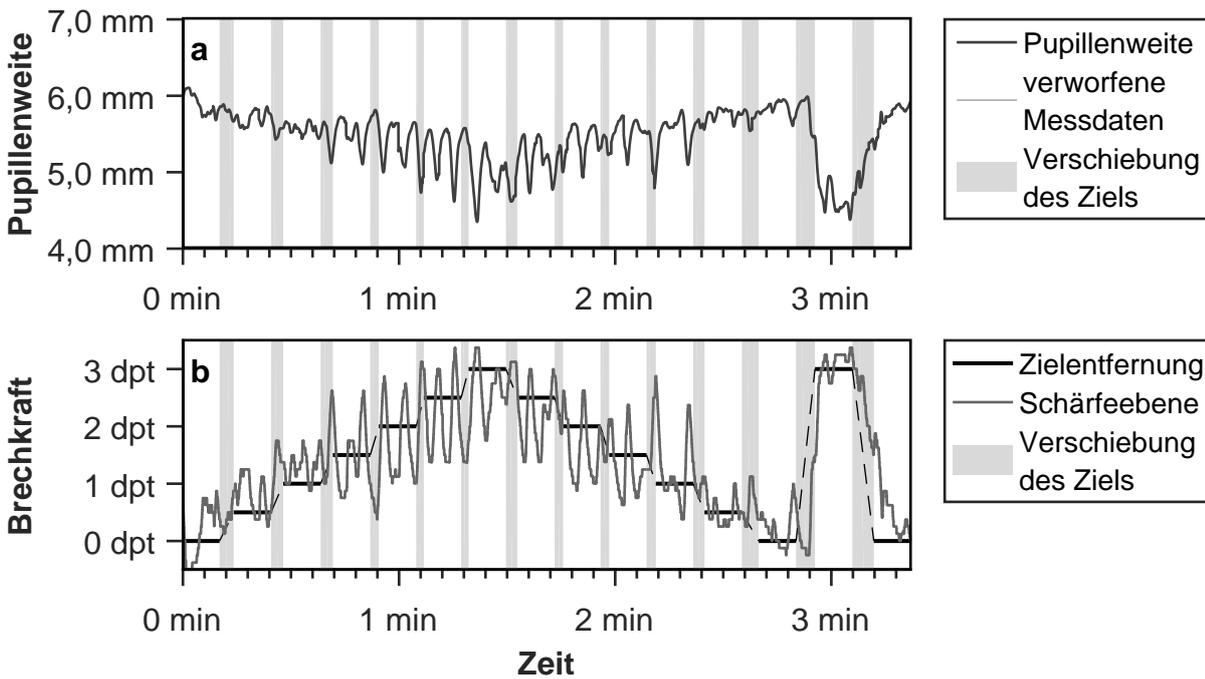


Abbildung 7.8: Versuch 1, Proband MV, Haltebereich  $H = 21 \mu\text{m}$

sie mit einer Amplitude von bis zu 1 dpt schwankte. Es lag eine geschlossene Wirkungskette vor. Es ist daher davon auszugehen, dass Schwingungen auf einem Rückkopplungseffekt beruhen, der hin zu größeren Brechkraften zunahm. In [Loe99] werden Instabilitätsoszillationen für den Lichtreflexbogen gezeigt: Pu-

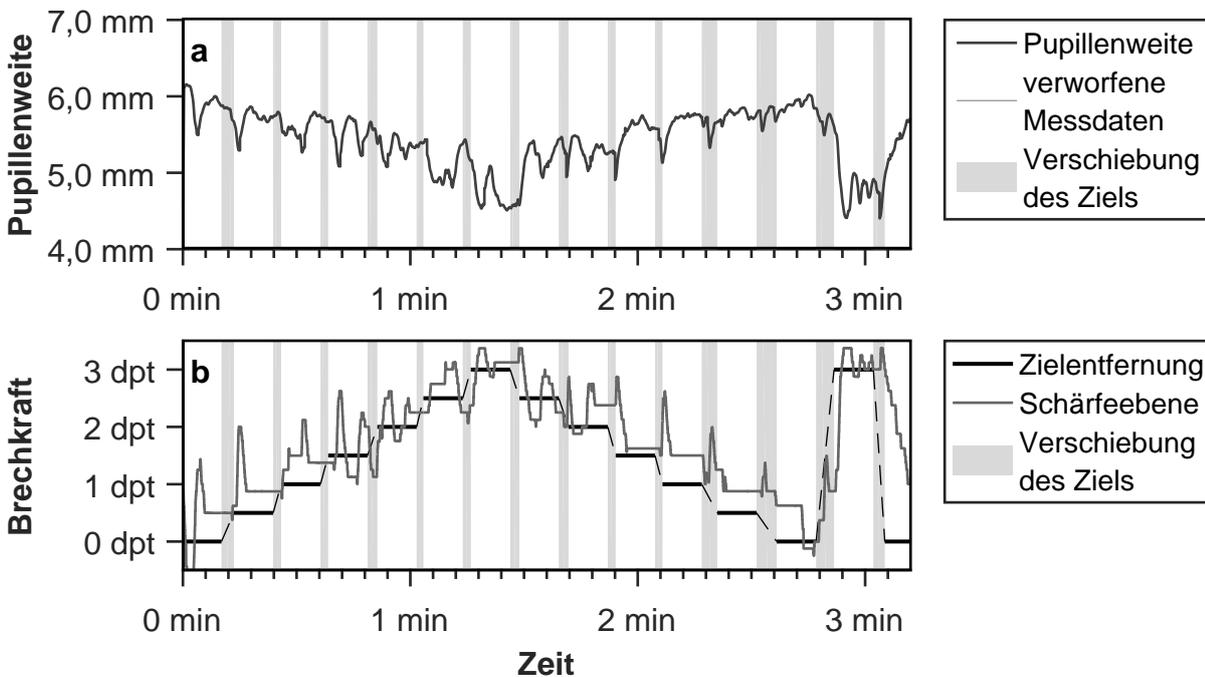


Abbildung 7.9: Versuch 7, Proband MV, Haltebereich  $H = 210 \mu\text{m}$

pillenrandlichteffekt\*. Die werden dadurch ausgelöst, dass die Rückführung des Reflexbogens künstlich verstärkt wird. Dadurch haben Anpassungsreaktionen übermäßige Auswirkungen, was permanent wechselnde Ausgleichsbewegungen nach sich zieht. Ein möglicher weiterer Grund für die Instabilitätsoszillationen ist, dass die Linse auf das Pupillensignal verzögert reagierte, einerseits durch die begrenzte Geschwindigkeit des Linearmotors der Linse, andererseits durch die Rauschunterdrückung der Signalauswertung und den Haltebereich. Wenn die Pupille auf die aktuelle Abbildungsschärfe reagiert, die Linse aber der Pupillenbewegung folgt, entstehen durch das Nachlaufen der Linse Abweichungen die permanent ausgeglichen werden müssen.

Um die Oszillationen der Pupillenweite zu dämpfen wurden mit demselben Probanden Versuche mit immer größeren Haltebereichsgrößen durchgeführt. Der Versuch mit einem Haltebereich von  $210\ \mu\text{m}$  ist in Abb. 7.9 gezeigt. Durch den großen Haltebereich gelang es dem Probanden deutlich besser die Linsenbrechkraft konstant zu halten. Bemerkenswert ist, dass sich dadurch ebenso die Pupille zielgerichteter bewegte. Anstelle permanent zu oszillieren, wies sie Bereiche größerer Ruhe auf, wenn die Zielentfernung scharf gestellt war. Zudem zeigte sich eine große Pupillenreaktion mit einem Überschwinger, während oder nachdem die Zielentfernung verschoben wurde. In Abb. 7.9 a sind die Verschiebungen der Zielentfernung hellgrau hinterlegt. Entweder während der Verschiebung oder im Anschluss daran sind bei allen Schritten deutliche Pupillenkonstriktionen mit Überschwinger sichtbar. Auf die Linse wirkte sich das als große Brechkraftänderung aus, wenn eine Brechkraftanpassung erforderlich wurde.

In Abb. 7.10 und 7.11 sind die Verteilungen der Schärfeebene in Bezug zur Zielentfernung in Dioptrien für beide Versuche dargestellt. Im zweiten Diagramm ist die Größe der Kästchen deutlich verringert. Sie markieren den Interquartilsabstand, also den Bereich, in dem der Defokus in der Hälfte der Zeit verblieb. Bei den Zielentfernungen  $0,5\ \text{dpt}$  und  $1\ \text{dpt}$  ist er sogar Null. Der Betrag des mittleren Abstands von der Zielentfernung veränderte sich hingegen kaum zwischen beiden Versuchen. Die DFI-Bewertung beider Versuche ist ähnlich:  $0,6598$  im ersten Versuch und  $0,6792$  im letzten. Das heißt, auch wenn es dem Probanden im zweiten dargestellten Versuch besser gelang, die Brechkraft ruhig zu halten, spiegelt sich das in der Bewertungsgröße kaum wieder.

Damit ist erstens gezeigt, dass der Haltebereich grundsätzlich der Problematik zwischen Halten und Verändern der Brechkraft zu unterscheiden begegnen kann. Zweitens ist gezeigt, dass sich die Haltebereichsgröße nicht nur auf die Fähigkeit auswirkt, die Linsenbrechkraft konstant zu halten, sondern ebenfalls auf die Art und Weise, wie die Pupille sich bewegt. Die Reaktionen zeigen, dass das zentrale Nervensystem verstehen kann, wie es die Brechkraft mit der

\* Eigene Übersetzung aus dem Englischen: *Edge light effect*.

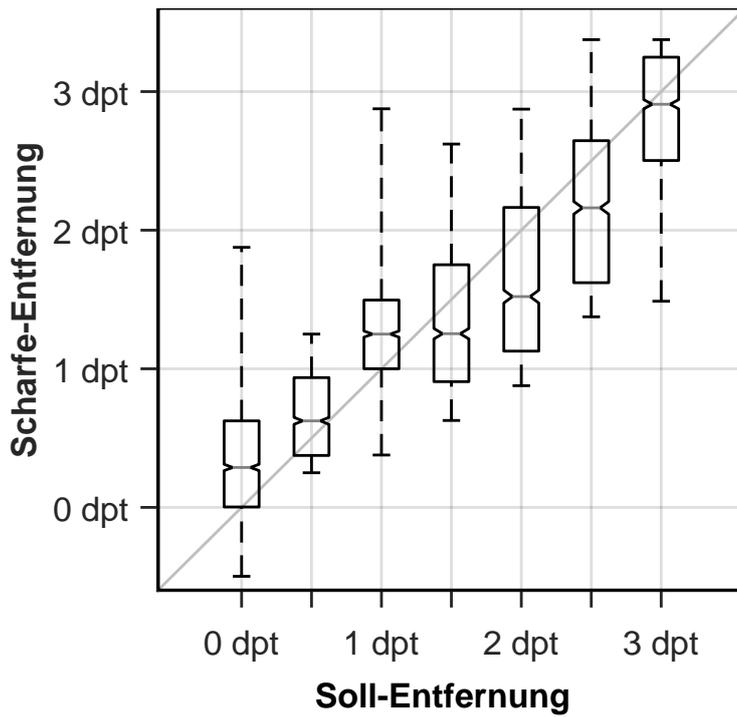


Abbildung 7.10: Akkommodationsdiagramm: Versuch 1, Proband MV, Haltebereich  $H = 21 \mu\text{m}$

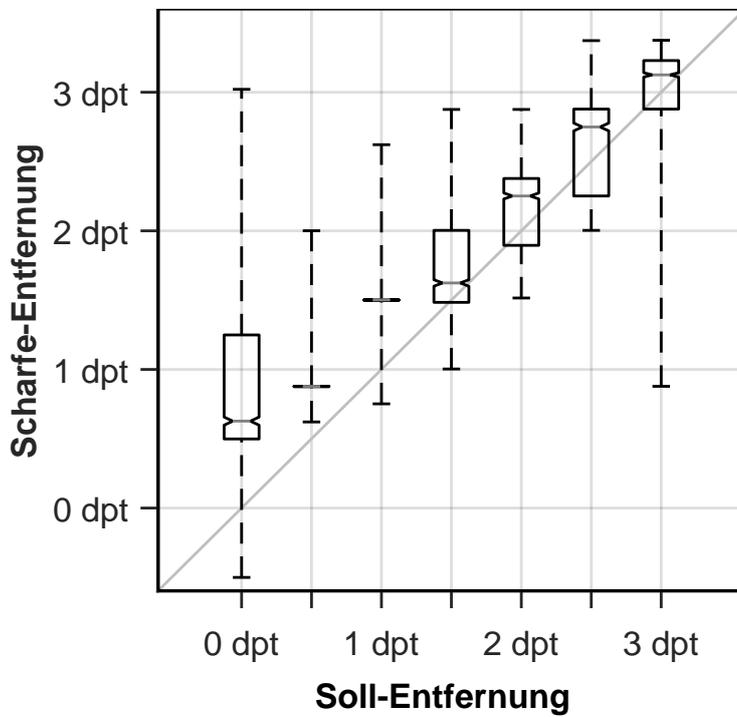


Abbildung 7.11: Akkommodationsdiagramm: Versuch 7, Proband MV, Haltebereich  $H = 210 \mu\text{m}$

Pupille beeinflussen kann und dementsprechend angepasst reagiert. Zur weiteren Verbesserung muss eine Methodik gefunden werden, um für Individuen sinnvoll die optimale Haltebereichsgröße zu ermitteln.

## 7.4 Diskussion

In den vorhergehenden Untersuchungen wurde gezeigt, dass ältere Probanden schlechter abschnitten. Aufgrund anderer möglicher Einflüsse konnte das nicht zweifelsfrei auf das Alter zurückgeführt werden. In der zweiten Untersuchung mit der überarbeiteten Linsensteuerung hat sich das Ergebnis bestätigt. Die neuen Versuche waren bis hin zur Medikamentierung für alle Probanden gleich. Damit wurde gezeigt, dass das Probandenalter sich negativ auf das Abschneiden bei dem Versuch auswirkt. Da das Implantat für Presbyope und Kataraktpatienten und damit für den älteren Teil der Bevölkerung entwickelt wird, ist das nicht vorteilhaft. Es ist jedoch kein Ausschluss für das Messprinzip. Zum einen kann durch Weiterentwicklung die Einstiegsfreundlichkeit der Bedienung verbessert werden. Im der ersten Untersuchung hatten die älteren Probanden zwar größere Schwierigkeiten als die jüngeren, konnten jedoch bis auf eine Probandin den Defokus nachweislich reduzieren. Zum anderen ist aufgrund von den in Abs. 2.5 beschriebenen Lernversuche mit der Pupille zu erwarten, dass die Bewegungsabläufe, die zur Regelung des Implantates notwendig sind, trainiert und verbessert werden können.

Bei den Probanden, die zumindest einen Versuch erfolgreich abschlossen, ergibt sich ein weiterer Hinweis darauf, dass sich das zentrale Nervensystem auf die Linsensteuerung einstellen konnte. Die Funktionsweise der Steuerung war den Probanden unbekannt. Die Pupillenreaktionen waren nicht zufällig. Es musste die Pupille in einem bestimmten Bereich gehalten werden, um das Ziel scharf zu stellen. Eine zu kleine Pupillenreaktion verringert den Defokus nicht vollständig, eine zu große Pupillenreaktion vergrößert den Defokus. Die Bedingungen entsprechen nicht den natürlichen Auswirkungen der Pupillenweite auf die Sehschärfe. Dennoch waren die meisten Probanden in der Lage, die Pupillenweite dementsprechend anzupassen. Dass das allen Probanden die in der Lage waren die Linse zu regeln, innerhalb von Minuten gelang, spricht dafür, dass diese Probanden die Anlage dafür, die optimale Pupillenweite zu finden und einzustellen, bereits vorher besaßen. Das kann man sich mit der Steuerung zunutze machen.

Die offene Frage bleibt, was mit den Probanden ist, die keinen Versuch erfolgreich abschlossen. Bei ihnen zeigte sich auch eine Reduktion des Defokus. Das zeigt sich daran, dass Probanden umso schlechter abschnitten, je größer der Haltebereich war. Wenn diese Probanden nicht über die Fähigkeit verfügt hätten, zumindest in geringem Maße den Defokus mit der Pupillenweite zu reduzieren, hätte die

Veränderung der Haltebereichsgröße keinen Effekt gehabt. Da der Effekt jedoch besteht, verfügen auch diese Probanden über die Fähigkeit die Pupillenweite zur Verbesserung der Abbildungsqualität einzusetzen. Damit gab es erstens Probanden, bei denen die Fähigkeit, die optimale Pupillenweite zu finden und einzustellen, zwar in den Grundzügen vorhanden aber zu wenig ausgeprägt, um bei Einzelversuchen sichtbare Erfolge zu erzielen. Des Weiteren gab es einen Großteil der Probanden, die den Defokus merklich reduzieren konnten, deren Fähigkeit die Linse zu kontrollieren zum Teil noch nicht ausreichend war, um Anforderungen im Alltag zu begegnen.

Die Frage, die sich für diese Probanden ergibt, ist, ob sie über einen längeren Zeitraum in der Lage sind, ihre Fähigkeit zur Defokusreduktion mit der Pupille zu verbessern. In den hier gemachten Untersuchungen ergaben sich keine Anzeichen dafür, dass sich die Probanden mit der Zeit über mehrere Versuche hinweg verbesserten. Das ist allerdings nicht verwunderlich. Die Versuchszeit betrug nur einige Minuten. Um eine Verbesserung nachzuweisen, sind regelmäßige Trainingsversuche über einen Zeitraum von mindestens einem Monat notwendig, wenn sich die Erfahrungen aus den in Abs. 2.5 beschriebenen Trainingsexperimenten auf das Erlernen des Umgangs mit der entwickelten Pupillensteuerung übertragen lassen.

## **7.5 Weitere Verbesserungen des Konzepts zur Brechkraftanpassung**

Für die Untersuchungen mit der künstlichen Linse wurden zwei Konzepte für die Anpassungen der Brechkraft in Relation zur Pupillenweite entwickelt. In den Untersuchungen haben sich Stärken und Schwächen der Konzepte gezeigt. Aus den Ergebnissen lassen sich weitere sinnvolle Anpassungen der Konzepte ableiten. Erstens ist die Ermittlung des zur Verfügung stehenden Pupillenweitenbereichs aus dem Pupillensignal zu verbessern. Zweitens kann der Zusammenhang von Pupillenweite zur Brechkraft so verändert werden, dass Probanden der Einstieg erleichtert wird. Beide Verbesserungen werden nachfolgend beschrieben.

### **7.5.1 Verbesserung der Abschätzung des zur Verfügung stehenden Pupillenweitenbereichs**

In Abs. 5.2.4 wurde eine Möglichkeit aufgezeigt, wie der zur Verfügung stehende Pupillenweitenbereich aus dem Pupillensignal ermittelt werden kann. Für die Untersuchungen wurde fortlaufend das Maximum und das Minimum des geglätteten Pupillenweitensignals ermittelt. Bei Versuchstart wurden die Werte stets zurückgesetzt. Sofern die maximale und minimale Pupillenweite fortlaufend für

unbegrenzte Zeit ermittelt werden und nicht zurückgesetzt werden, vergrößert sich der ermittelte zur Verfügung stehende Pupillenweitenbereich stetig. Wenn sich die tonische Pupillenweite aufgrund von Veränderungen des Erregungszustandes des vegetativen Nervensystems ändert, entspricht der ermittelte Bereich nicht mehr dem tatsächlich zur Verfügung stehenden Pupillenweitenbereich. Dann kann nicht mehr der gesamte Brechkraftbereich abgedeckt werden. Um die Funktionalität sicherzustellen, muss sich der Bereich an Veränderungen der tonischen Pupillenweite anpassen. Eine Möglichkeit ist, die ermittelten Maximal- und Minimalwerte nach einer Zeitspanne zurückzusetzen. Das verursacht jedoch eine plötzliche Veränderung in der Empfindlichkeit der Steuerung. Eine bessere Möglichkeit besteht darin den Pupillenweitenbereich kontinuierlich in Abhängigkeit der Zeit zu verkleinern. Neue ermittelte Maximalwerte vergrößern weiterhin den Bereich. Dadurch ergibt sich keine plötzliche Änderung der Empfindlichkeit und gemessene Maximale und minimale Pupillenweiten bestimmen dann nur für eine begrenzte Zeit die Empfindlichkeit und werden kontinuierlich durch aktuellere Maximalwerte ersetzt.

Eine weitere Erkenntnis aus den Untersuchungen ist, dass sich die Größe des Pupillenweitenbereichs auf die Möglichkeit auswirkt, mit der Pupille die Brechkraft sinnvoll anzupassen. Solange der Pupillenweitenbereich kleiner als  $300\ \mu\text{m}$  war, reagierte die Linse zu stark auf kleinere Pupillenschwankungen. Die verursachten Brechkraftschwankungen überschritten Amplituden von  $0,5\ \text{dpt}$  und stellten für das scharfe Sehen eine Einschränkung dar. Bei der zweiten Untersuchung hingegen schnitt kein Proband erfolgreich ab, bei denen der Pupillenweitenbereich größer als  $1\ \text{mm}$  war. Daraus folgt, dass für die Brechkraftanpassung die maximale Größe des Pupillenweitenbereichs beschränkt werden sollte. Eine Möglichkeit die Größe des Pupillenweitenbereichs zu bestimmen, ergibt sich aus den Erkenntnissen in Abs. 4.2.2. Dort wurde gezeigt, dass die Pupillenreaktion in Relation zur Betrachtungsentfernung bezogen auf den Ausgangspupillendurchmesser gleichbleibend war, unabhängig von Einflüssen wie Alter und Leuchtdichte. Das indiziert, dass der Pupillenweitenbereich, der für die Anpassung der Brechkraft genutzt werden kann, in Relation zur Pupillenweite konstant und unabhängig von weiteren Einflussfaktoren beschreibbar ist. Ist das der Fall, kann der Pupillenweitenbereich in Relation zur tonischen Pupillenweite für Individuen ermittelt werden. Das muss experimentell in Folgeuntersuchungen verifiziert werden.

Durch die beschriebenen Maßnahmen passt sich die Steuerung an Veränderungen der tonischen Pupillenweite an und ist damit unempfindlich gegenüber dem größten Teil der in Abs. 2.6 beschriebenen Störeinflüsse. Des Weiteren wurde in Abs. 2.1 die Ähnlichkeit der Innervierung der Ringmuskeln der Pupille und der Augenlinse hervorgehoben. Beide sind parasymphatisch innerviert. Das heißt, dass sich der Parasympathikotonus auf die Akkommodation ähnlich auswirken muss, wie auf die Pupille. Da sich die beschriebenen Störgrößen nicht merklich auf die Akkommodation auswirken, kann geschlossen werden,

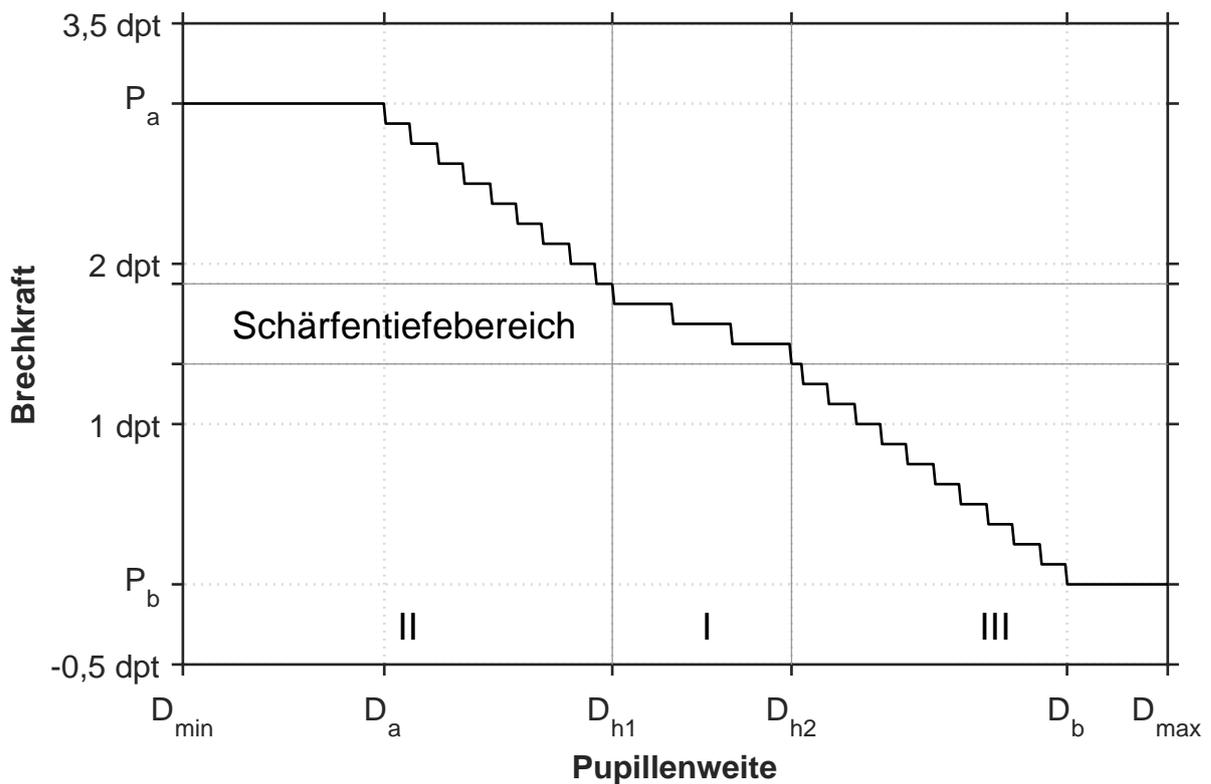
dass das zentrale Nervensystem diese Einflüsse ausregeln kann. Das ist ebenso zu erwarten, wenn eine künstliche Linse mit der Pupille geregelt wird. In den vorliegenden Untersuchungen wurde gezeigt, dass Linsenfehlstellungen mit der Pupille korrigiert werden. Damit ist zu erwarten, dass mit einer optimalen Linsensteuerung auch Fehlstellungen durch nicht erfassbare Einflüsse oder andere Pupillenreflexreaktionen vom zentralen Nervensystem ausgeregelt werden, wenn sie die Bildschärfe beeinträchtigen.

### 7.5.2 Veränderung des Zusammenhanges von Pupillenweite und Brechkraft

In den weiterführenden Untersuchungen wurde ein Haltebereich eingeführt, um es den Probanden zu erleichtern, die Brechkraft der Linse konstant zu halten. Im Vergleich zur ersten Untersuchung fiel dadurch den Probanden der zweiten Untersuchung der Einstig schwerer. Durch den Haltebereich beeinflussen Pupillenbewegungen nur teilweise die Brechkraft. Das erschwert es dem zentralen Nervensystem, den Einfluss von Pupillenbewegungen auf die Brechkraft nachzuvollziehen und die Pupillenweite sinnvoll anzupassen. Hier wird die Schlussfolgerung gezogen, dass die Fluktuationen der Pupillenweite dazu dienen, den Zusammenhang von Pupillenweite und Bildschärfe zu ergründen. Damit haben die Pupillenfluktuationen für das Regeln der Linsenbrechkraft eine sinnvolle Funktion, ebenso wie es die Brechkraftfluktuationen der natürlichen Linse für die Akkommodation haben.

Daraus ergeben sich die in Abb. 7.12 dargestellten Änderungen für das Konzept. Anstelle einen Haltebereich zu verwenden, in dem die Pupillenweite keinen Einfluss auf die Linsenbrechkraft hat, ist in dem Bereich um den vergangenen Pupillendurchmesser  $\bar{D}'_m$  die Steigung des Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhangs vermindert, so wie es in Bereich II in Abb. 7.2 der Fall war. Der Brechkraftunterschied in dem Bereich wird auf den Schärfentiefebereich festgelegt. Eine neue Möglichkeit die Schärfentiefe für Probanden individuell in Abhängigkeit der Pupillenweite zu berechnen, wurde in Abs. 5.2.4 vorgestellt.

Dadurch ändern Fluktuationen der Pupillenweite die Brechkraft um den Betrag der Schärfentiefe, wenn die mittlere Pupillenweite gleichbleibend ist und die Pupillenweite die Grenzen des Bereichs II nicht überschreitet. Die Brechkraftänderungen sind dann nicht dauerhaft. Befindet sich das Ziel in der scharfen Entfernung sind Brechkraftänderungen in der Größe des Schärfentiefebereichs nicht bewusst wahrnehmbar und damit nicht störend. Ist das Ziel nicht scharf, ist die Schwelle für das Erkennen einer Brechkraftänderung geringer. Sie liegt dann bei 50 bis 60% des Schärfentiefebereichs [AFPR05, CSW<sup>+</sup>06, CWV07]. Einflüsse der Pupillenbewegung auf die Brechkraft, die durch die Fluktuation der Pupillenweite verursacht werden, sind dann für das zentrale Nervensystem



**Abbildung 7.12:** Neues Konzept für den Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhang

erkennbar. Das macht es möglich, eine künstliche Linse mit der Pupille ähnlich der natürlichen Augenlinse zu regeln.

In den Bereichen II und III ist der Pupillenweitenbrechkraftzusammenhang linear und besitzt eine größere Steigung, um den gesamten Brechkraftbereich abzudecken. Der Vorteil des nichtlinearen Zusammenhangs größere Brechkräfte leichter erzeugen und fixieren zu können, bleibt trotzdem erhalten. Einerseits ist der Reservebereich zur linken Seite wie beim nichtlinearen Zusammenhang vergrößert. Andererseits ist die geringere Steigung in allen Bereichen dadurch gewährleistet, dass Bereich I einer Pupillenweitenänderung nachfolgt, wenn sie dauerhaft ist. Wenn die Pupillenweitenänderung so groß ist, dass sie in Bereich II oder III gelangt, ist daher die Brechkraftänderung größer als in Bereich I. Zudem ist die Brechkraftänderung ebenso groß, wenn sich der vergangene gleitende Mittelwert der Pupillenweite ändert. Der Grund ist der folgende. Da der Funktionsverlauf in den Bereichsübergängen kontinuierlich ist, muss sich die mittlere Brechkraft von Bereich I entsprechend anpassen. Damit verändert eine Verschiebung von Bereich I die Brechkraft ebenso stark wie eine Pupillenweitenänderung in Bereich II oder III. Die Größe des gleitenden Mittelwertbildners muss deshalb vergrößert werden. Das hat einerseits zum Ziel, dass Bereich I träger auf Pupillenweitenänderungen reagiert und andererseits weniger stark von den Pupillenfluktuationen beeinflusst wird. Die nicht dauerhaften Änderungen des vergangenen gleitenden Mittelwerts der Pupille sind damit geringer und

ebenfalls die daraus resultierenden Brechkraftfluktuationen. Mit der Bereichsgröße  $I$  und der Länge des gleitenden Mittelwerts muss der Zusammenhang optimalerweise so angepasst werden, dass die Änderungen der Brechkraft die direkt und indirekt durch die Pupillenfluktuationen verursacht werden, in etwa dem Schärfentiefebereich entsprechen.

### 7.6 Zusammenfassung

Die Auswertung der ersten experimentellen Untersuchung mit der künstlichen Vorsatzlinse zeigte, dass Menschen grundsätzlich mit der Pupille eine künstliche Linse regeln können. Allerdings besaß das erste Steuerungskonzept der Linse Nachteile. Einerseits fiel es den Probanden schwer die dichtesten Zielentfernungen scharfzustellen. Andererseits fiel es den Probanden schwer die Brechkraft konstant zu halten, nachdem die Zielbrechkraft erreicht worden war.

Zur Beseitigung dieser Nachteile wurde das bestehende Konzept für die zweite Untersuchung überarbeitet. Einerseits wurde der lineare Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhang durch einen nichtlinearen Zusammenhang ersetzt. Das erleichterte es den Probanden, die kürzesten Zielentfernungen scharfzustellen, insbesondere wenn die dafür notwendige Brechkraftänderung mehrere Dioptrien betrug. Andererseits wurde ein Haltebereich vorgesehen, innerhalb dessen Pupillenweitenänderungen keine Änderungen der Zielbrechkraft zur Folge hatten. Dadurch konnten die durch die Pupillenweitenfluktuationen ausgelösten Brechkraftschwankungen der Linse sichtlich reduziert werden. Die zuvor bestehenden Probleme konnten durch die Anpassung der Steuerung vermindert oder gar beseitigt werden.

Die Änderungen an der Linsensteuerung hatten jedoch nicht nur positive Effekte. Einer größeren Anzahl von Probanden fiel es mit der überarbeiteten Linsensteuerung schwerer, die Defokussierung zu reduzieren. Im Vergleich schlossen lediglich 61 % im Gegensatz zu 93 % bei der ersten Untersuchung zumindest einen Versuch erfolgreich ab.

Daraus resultierte jedoch eine wesentliche neue Erkenntnis. Nach dem Vergleich der Ergebnisse der ersten und zweiten Untersuchung ist davon auszugehen, dass die Pupillenweiteschwankungen für das Erkennen der Auswirkungen der Pupillenweite auf die Linsenbrechkraft eine wichtige Rolle spielen. Das Erkennen des Einflusses ist Voraussetzung dafür, gezielt den Defokus zu reduzieren.

Daraus wurde ein weiteres, überarbeitetes Konzept für die Linsensteuerung abgeleitet, das die Auswirkungen der Pupillenweitenfluktuationen nicht vollständig unterdrückt, sondern so reduziert, dass sie im Schärfentiefebereich verbleiben. Damit sind die von den Pupillenschwankungen verursachten Brechkraftänderungen so klein, dass sie sich optisch nicht störend auswirken und im Idealfall

gar nicht bemerkt werden. Theoretisch kann damit eine Linsenregelung mit der Pupillenweite ähnlich der natürlichen Akkommodation erfolgen. Das muss allerdings in weiterführenden Untersuchungen praktisch bestätigt werden.



# 8 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit bestand darin, ein neues Konzept zur Nutzung des Pupillennahreflexes für das Künstliche Akkommodationssystem zu entwickeln. Wesentliche wissenschaftliche Zwischenschritte dafür waren die Entwicklung eines Modells zum Einfluss der Pupillenweite auf die Abbildungsqualität, Ableiten eines Modells zur Reaktion der Pupille auf eine Kombination von Einflüssen aus experimentellen Daten, Entwicklung von Soft- und Hardware für einen neuen Versuchsaufbau und die Durchführung und Auswertung von experimentellen Untersuchungen zur Nutzbarkeit des Pupillennahreflexes.

Zunächst wurde in Kapitel 1 der bisherige Entwicklungsstand aufgeführt und die Voraussetzungen und Ziele für die Realisierung der Nutzung des Pupillennahreflexes für das Künstliche Akkommodationssystem herausgestellt.

In Kapitel 2 wurden die notwendigen Grundlagen zur Nutzbarkeit des Pupillennahreflexes aufgeführt. Bisherige Ergebnisse und Aussagen von Untersuchungen in der Literatur wurden zusammengestellt. Die widersprüchlichen Erkenntnisse zum Pupillennahreflex wurden gegenübergestellt und untersucht. Es wurden mögliche Störquellen für das Konzept identifiziert und Hypothesen zu den Wirkzusammenhängen abgeleitet.

In Kapitel 3 wurden ein neues theoretisches Modell des Einflusses der Pupillenweite auf die Abbildungsqualität des Auges in Bezug zur Defokussierung entwickelt. Das Modell wurde anhand von Messdaten aus der Literatur validiert. Damit konnten die Hypothesen zu den Wirkzusammenhängen des Pupillennahreflexes überprüft werden.

In Kapitel 4 wurden von der Universitäts-Augenklinik Tübingen zur Verfügung gestellte Messdaten ausgewertet. Dabei wurde ein neuer Zusammenhang abgeleitet, wie sich die Kombination von Einflussfaktoren wie Alter, Leuchtdichte und Betrachtungsentfernung auf die Pupillenweite auswirken. Es wurden daraus Vorgaben für den Messbereich des Pupillenweitensensors abgeleitet.

In Kapitel 5 wurden die im Rahmen der Arbeit entwickelten Hardware- und Softwarekomponenten beschrieben. Der neuartige Versuchsaufbau mit einer künstlichen Linse vor dem Auge wurde vorgestellt. Aus den in den vorhergehenden Kapiteln gewonnenen Erkenntnissen wurde ein neues Konzept zur Anpassung der Linsenbrechkraft an die Pupillenweite entwickelt. Für den Versuchsaufbau wurde eine Methodik entwickelt, die Schärfeebene der Probanden mit der Vorsatzlinse zu bestimmen.

In Kapitel 6 wurden experimentelle Untersuchungen mit dem neuartigen Versuchsaufbau durchgeführt. Für diesen wurde eine neue objektive Bewertungsmethodik entwickelt. Anhand dieser Bewertung konnte statistisch überprüft werden, ob es die Probanden vermochten, die Linsenbrechkraft erfolgreich an die Zielentfernung anzupassen. Einerseits konnte die Eignung des entwickelten

linearen Konzeptes festgestellt werden. Andererseits wurden Schwachstellen in dem Konzept identifiziert.

In Kapitel 7 wurde das lineare Konzept zur Brechkraftanpassung überarbeitet und durch ein nichtlineares ersetzt. Damit wurde es den Probanden erleichtert, die Brechkraft konstant zu halten. Die Eignung der Anpassungsmaßnahmen des Konzeptes wurde in den Untersuchungen bestätigt. Aus den experimentellen Untersuchungen wurden Aussagen zur Leistungsfähigkeit der entwickelten Konzepte zur Anpassung der Linsenbrechkraft gewonnen.

Die wesentlichen Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sind:

1. Entwicklung eines neuen Konzeptes zur Nutzung des Pupillennahreflexes für das Künstliche Akkommodationssystem,
2. Ableitung eines neuen optischen Modells des Auges zur Untersuchung des Einflusses der Pupillenweite auf die Abbildungsqualität,
3. Überprüfen von Hypothesen zu den Reflexmechanismen des Pupillennahreflexes anhand von Messdaten mit dem entwickelten Modell,
4. Entwicklung eines neuen Modells zum Zusammenspiel der wichtigsten, auf die Pupille einwirkenden Einflussfaktoren aus der Analyse zur Verfügung gestellter Messdaten,
5. Nachweis aus Messdaten von 202 Probanden, dass Alter, Betrachtungsentfernung und Leuchtdichte gleichbleibend unabhängig voneinander die Pupillenweite beeinflussen,
6. Ableiten von Aussagen aus dem Modell zu Auswirkungen auf die Implantatzielgruppe von Kataraktpatienten durch Einschränkungen des Messbereichs der Pupillenweitensensorik,
7. Entwicklung eines neuartigen Versuchs mit künstlicher Linse vor dem Auge, Programmierung der graphischen Benutzeroberfläche und der Versuchsablaufsteuerung,
8. Entwurf, Aufbau und Validierung eines linearen Konzeptes zur Anpassung der Linsenbrechkraft in Bezug zur Pupillenweite,
9. Erbringen des statistischen Nachweises aus den Versuchsergebnissen, dass es möglich ist, die Linsenbrechkraft mit der Pupille zu regeln,
10. Überarbeitung des Konzeptes zur Anpassung der Linsenbrechkraft zur besseren Abdeckung des Brechkraftbereichs und Erleichterung des Fixierens der Brechkraft,
11. Ableiten von experimentellen Aussagen zur Leistungsfähigkeit des entwickelten Konzeptes,
12. Nachweis der prinzipiellen Machbarkeit des funktionalen Konzeptes.

---

Das in der vorliegenden Arbeit entwickelte Konzept ermöglicht es, die Pupille zur Regelung einer künstlichen Linse zu nutzen. Die prinzipielle Machbarkeit des Konzeptes konnte nachgewiesen werden. Außerdem wurden Möglichkeiten aufgezeigt, um die Funktionsweise weiter zu verbessern. Für die Nutzung der Pupillenweite als Entfernungssindikator im Künstlichen Akkommodations-system sind weitere Entwicklungsschritte notwendig. Das Konzept für die Brechkraftanpassung kann dahingehend optimiert werden, dass sie mehr der natürlichen Augenlinse entspricht. Fluktuationen der Pupillenweite sollten Brechkraftänderungen im Schärfentiefebereich zur Folge haben. Das entspricht den Brechkraftfluktuationen der natürlichen Augenlinse. Damit ist zu erwarten, dass den Implantatträgern der Einstieg besser gelingt. Weiterhin muss untersucht werden, wie sich das Konzept zur Brechkraftanpassung für Individuen optimal anpassen lässt.

Auf Basis der Datenlage in der Literatur ist zu erwarten, dass Patienten mit der Zeit ihre persönliche Fähigkeit die Brechkraft zu regeln verbessern können. Das sollte aber in Trainingsexperimenten mit einer ausreichenden Anzahl von Probanden über einen Zeitraum von mehr als einem Monat verifiziert werden.

Nach den zuvor genannten Untersuchungen muss außerdem die Alltagstauglichkeit des Konzeptes unter Beweis gestellt werden. Für den Nachweis der Eignung für verschiedenste Alltagsbedingungen muss ein weiterer Versuchsaufbau entworfen werden, der es Probanden ermöglicht, sich frei zu bewegen. Dafür ist ein kopffester, tragbarer Versuchsaufbau zweckmäßig, der mit Linsen variabler Brechkraft vor beiden Augen ausgestattet ist. Die Pupillenweiten in beiden Augen sowie die Umfeldleuchtdichte werden mit Kameras erfasst. Dieser Aufbau kommt für Presbyope und beidseitig Pseudophake infrage.

Es gibt unbestreitbar technische Herausforderungen dafür, die Pupille zur Regelung der Brechkraft für das Künstliche Akkommodationssystem nutzbar zu machen. Dennoch besitzt das Messprinzips deutliche Vorteile gegenüber einer Vergenzwinkelsensorik. Die Pupillenweiten-Sensorik lässt sich mit bestehender Technik in faltbare Intraokularlinsen integrieren, sie kann monokular implantiert werden und hat im Vergleich zur Vergenzwinkelsensorik einen geringen Energiebedarf, da auf Kommunikation weitestgehend verzichtet werden kann. Daher ist die Weiterentwicklung des Messprinzips vielversprechend.



# Anhang

## A Informationen zu den Grundlagen der Pupille

Im folgenden Kapitel sind detailliertere Darstellungen der Nervenleitungen der Reflexpfad der Pupille aufgeführt. Sie dienen im Grundlagenkapitel als Vorlage für die vereinfachte Abb. 2.1. Des Weiteren folgt eine tabellarische Auflistung zu Veröffentlichungen, die Einflussgrößen benennen, die die Pupillenweite oder den Reflexverlauf beeinflussen.

### A.1 Grafiken zu Pupillenreflexpfaden

In Abb. A.1 ist der Reflexbogen des Pupillenlichtreflexes dargestellt. Afferenz des Pupillenlichtreflexes ist die Netzhaut. Mit dem Sehnerv gelangt die Sensorinformation über die Sehnervenkreuzung ins Mittelhirn. Die Nervenleitungen der rechten Hemisphäre beider Augen werden in der Sehnervenkreuzung nach

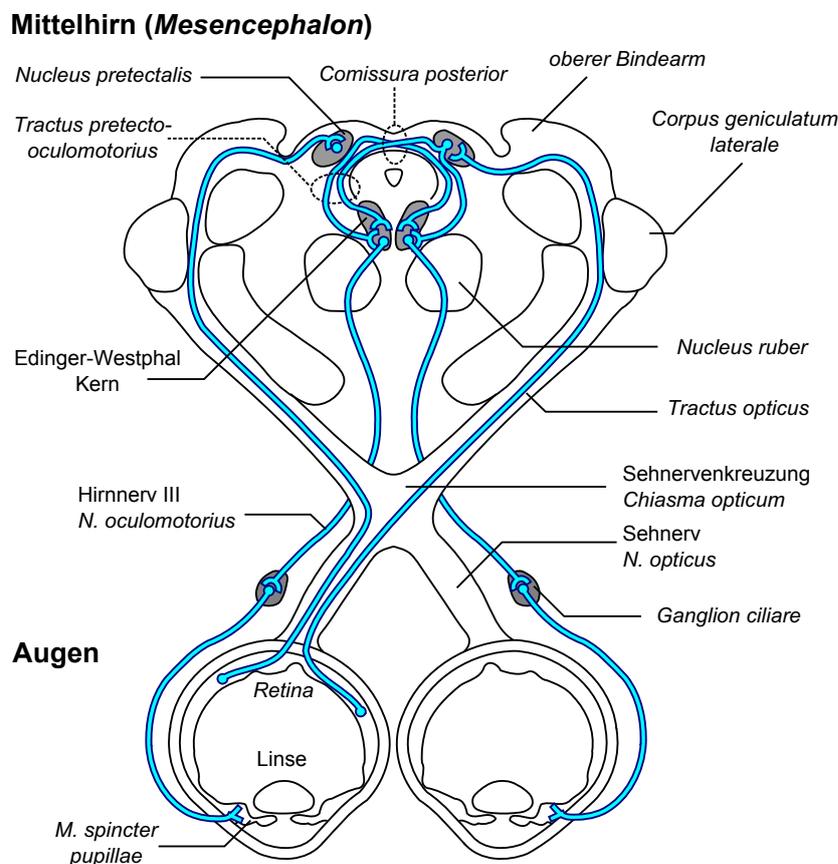


Abbildung A.1: Reflexbogen des Pupillenlichtreflexes(verändert nach [Bou05])

rechts geführt, die der linken Hemisphäre nach links. Die Nervenleitungen für den Lichtreflex gehen vorbei am *Corpus geniculatum laterale* zu den pretectalen Nervenkerneln. Von dort wird der Pfad aufgeteilt und verläuft beidseitig zu den Edinger-Westphal Kernen. Daraus resultiert, dass die bei gesunden Menschen die Pupille in beiden Augen auf Licht reagiert, selbst wenn nur ein Auge stimuliert wird [Lan98]. Die Pupillenweiten in beiden Augen sind normalerweise gleich groß. Vom Edinger-Westphal-Kern verläuft der efferente Schenkel über den *Nervus oculomotorius* zum *Ganglion ciliare*, verschaltet dort ein letztes Mal und innerviert den *Musculus sphincter pupillae*.

In Abb. A.2 ist die Innervierung des Öffnungsmuskels der Iris dargestellt. Der Dilatatormuskel der Pupille wird über den *Hypothalamus* gesteuert. Die Nervenleitung ist jedoch deutlich länger als beim Konstriktor. Sie verläuft entlang des verlängerten Marks bis zum zweiten Halswirbel ins *Centrum cerebrospinale*. Anschließend wird die Nervenleitung entlang der Halsschlagader nach oben geführt. Sie dringt neben der *Arteria carotis interna*, die bei Menschen das Auge mit Blut versorgt in den Schädel ein, verläuft neben dem *Ganglion ciliare* entlang ohne zu verschalten und führt ins Auge zum Dilatatormuskel.

In Abb. A.3 sind die Reflexpfade des Pupillennahreflexes dargestellt. Die Darstellung entspricht der aus [Loe99]. Die Afferenz für alle Komponenten der Nahtrias ist die Netzhaut. Außerdem können weitere Aktivität der gesamten Großhirnrinde, hier mit **X** markiert, und vom verlängerten Mark, hier mit **Z** markiert, den Reflex beeinflussen. Der afferente Schenkel verläuft von der Netzhaut über den Sehnerv, die Sehnervenkreuzung, verschaltet im *Corpus geniculatum laterale* und projiziert zum visuellen Cortex. Die Efferenzen der Pupillen-, Akkommodations- und Konvergenzreaktion sind mit **P**, **A** und **C** bezeichnet. Über den Pfad vom Cortex zum Tegmentum wirken sich hemmende Einflüsse aus. Die Efferenzen für den Pupillennahreflex verlaufen zum Tectum und Pretectum und werden dort ipsilateral verschaltet. Sie verlaufen dann zu ihren jeweiligen Motorzentren im Mittelhirn, und von dort zu den Muskeln.

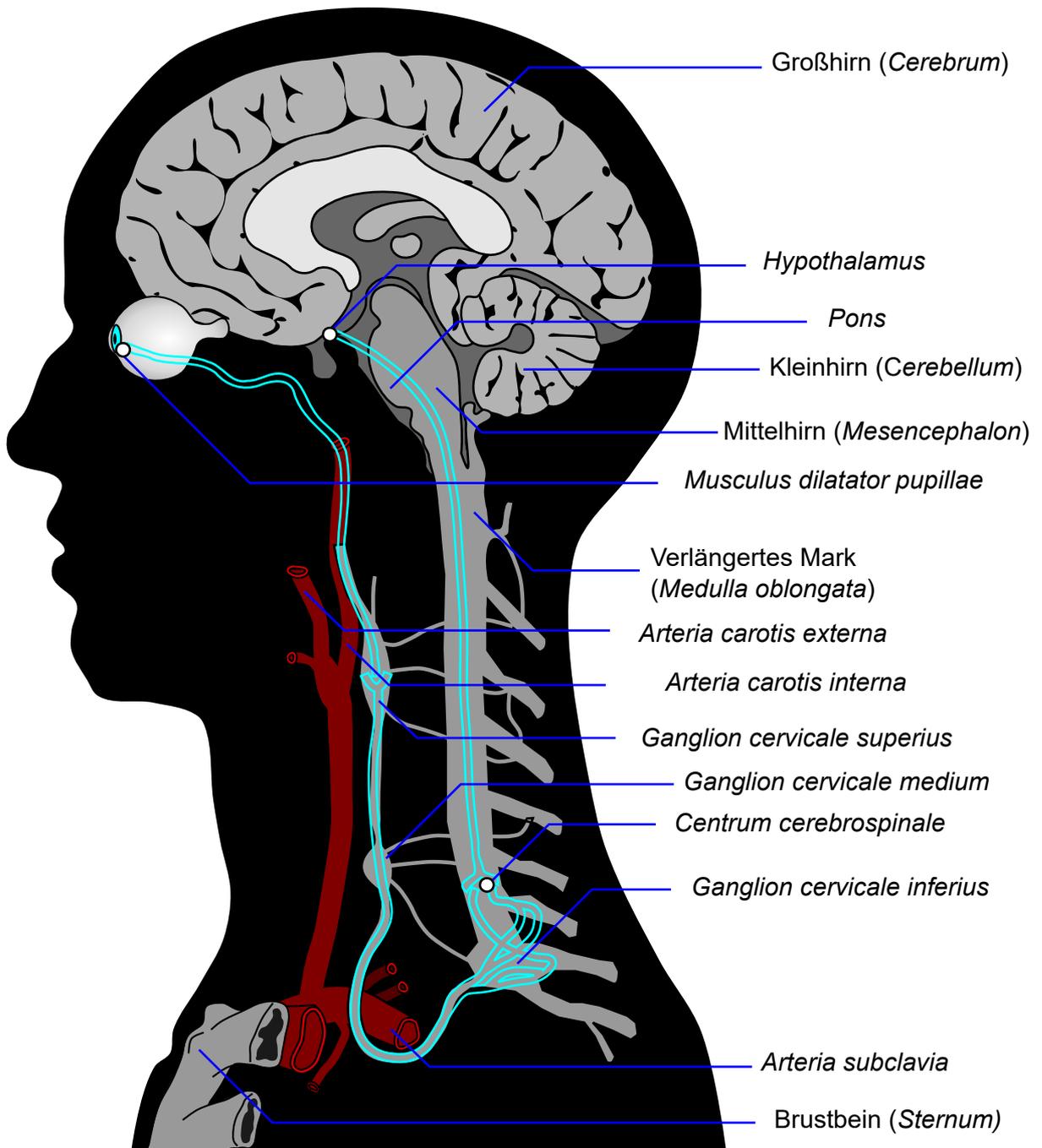


Abbildung A.2: Innervierung des Öffnungsmuskels der Iris (nach [Bou05])

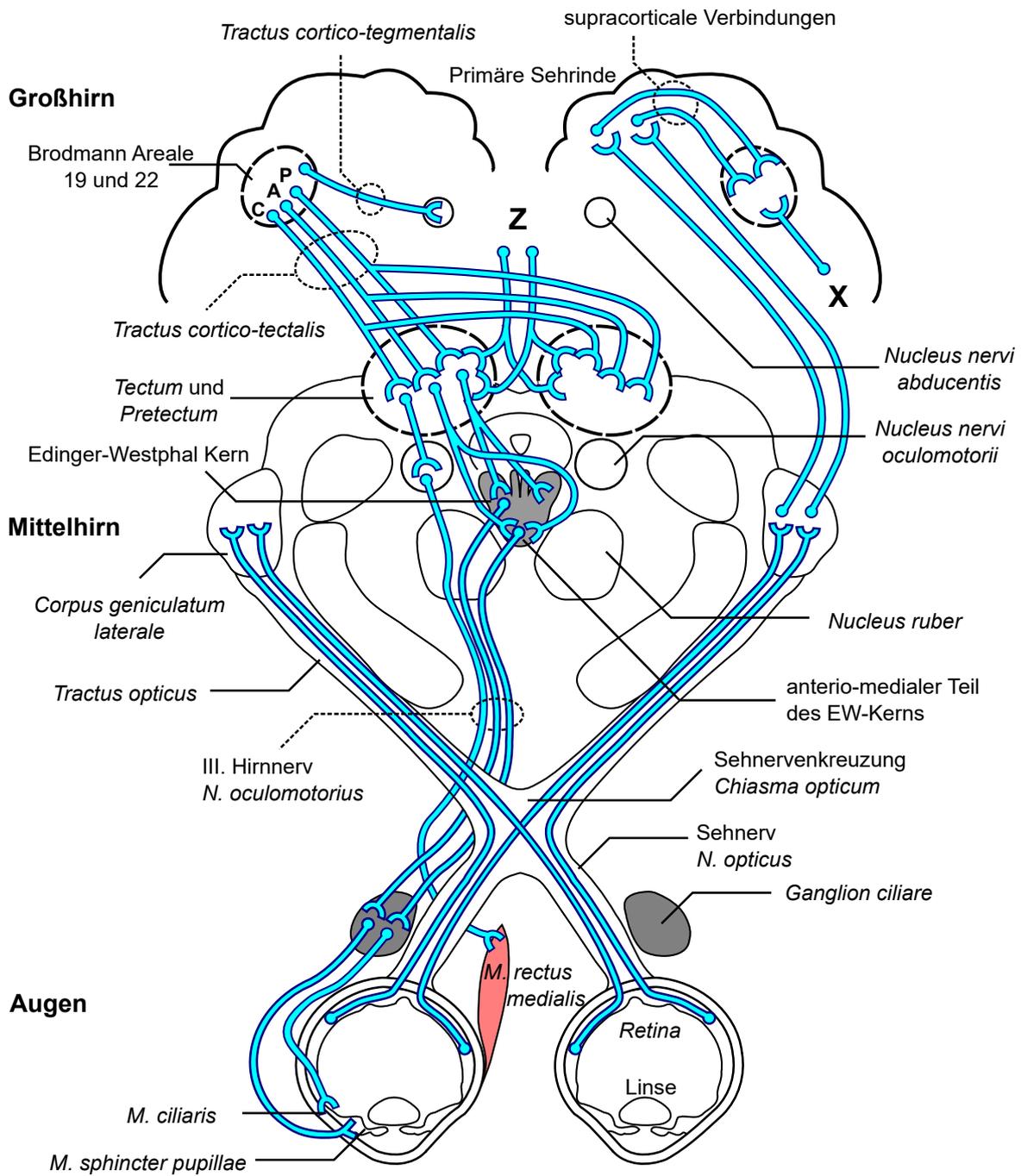


Abbildung A.3: Reflexpfade der Nahtrias, nach [Loe99]

## A.2 Literaturnachweise zu Einflussgrößen auf Pupillenweite und Reflexverlauf

Auswirkung	Auslöser/ Reiz	Zusammenhang	Quelle
<b>Konstriktion</b>	Licht		[Loe99]
	Entfernung		[MBKS90, MS90]
	Muster		[Enr87]
	Hypergravitation	Unbekannt	[CH03]
	Lidschluss	Unaufmerksamkeit	[DNH12]
	Digitalbild der Sonne		[BPM13]
	Hoher Parasympathikotonus		[Loe99, War02]
<b>Dilatation</b>	Dunkelheit	Sensorische Reize	[Gol72]
	Töne/ akustische Stimulation		[PS03, SKKM05, PGH12, Fri81]
	Optische Stimulation		
	Berührung im Gesichtsfeld		[Loe99, LYL <sup>+</sup> 13]
	Aktivität des <i>Locus coeruleus</i>	Hemmung des Parasympathikotonus	[JC10]
	Gedächtnis		[SKKM05, PGH12, NFRE13]
	Kognitive Prozesse		[Gol72, DNH12, KHW14]
	Aufmerksamkeit		[MAR <sup>+</sup> 08, DNH12, KHW14]
Fortsetzung nächste Seite	mental Forderndes		[SKKM05, PGH12, DNH12]

Auswirkung	Auslöser/ Reiz	Zusammenhang	Quelle
<b>Dilatation</b>	Rechnen		[BLW00, SCC <sup>+</sup> 13]
	neu Erkennen/ Gewöhnung		[SKKM05, PGH12, NFRE13, MAFM13]
	Entscheidungsfällung		[GKD14, NSEC13, LSJ14]
	Handlungsbereitschaft/ Erwartung	Hemmung des Parasympathikotonus	[MAR <sup>+</sup> 08, BSB04]
	Verarbeitung von widersprüchlichen Informationen		[SB13]
	Überraschung		[LSJ14]
	Sprachverständnis		[ZHJ <sup>+</sup> 14, KSCZK14]
	Anstrengung	Hoher Sympathikotonus	
	Erektion		[GoI72]
	Sexuell stimulierende Bilder		[LF07, RSW12]
	Schmerzen		[GoI72, EW95, HKMPA08]
	Positive und negative emotionale akustische Stimuli	Affektive Verarbeitung	[GoI72, PJS00, PS03]

**Tabelle A.1:** Auswirkungen auf die Pupille

A.2 Literaturnachweise zu Einflussgrößen auf Pupillenweite und Reflexverlauf

Auswirkung	Auslöser/Reiz	Zusammenhang	Quelle
Oszillationen/ Fluktuationen	Edge-Light-Stimulation	Regelkreisinstabilität	[CW50, ME86, Loe99]
	Externes Feedback	Regelkreisinstabilität/ chaotische Oszillationen	[LM88, LM89a, LM89b, LMBM90, ML90]
	Lichtinduzierte Pupillenoszillationen		[Loe99, War02]
	Schläfrigkeitwellen	Hoher Parasympathikotonus	[Loe99, War02]
	Lange Bildschirmtätigkeit		[UTI97, TUI89]
	Pupillendurchmesser	Pupillengrößeneffekt	[KS85]
	Rauschen	Verrauschtes Nervensignal	[SS66, US82]
Herabgesetzte Lichtreaktion	Akustische Stimulation		[Fri81]
	Angst		[BSB04]
Ausbleiben einer Reaktion	Monokulare Akkommodation	Ursachen umstritten	[Sta91, NJP92]
	Nahstimulation	unbekannt	[OC85]
	Lange Bildschirmtätigkeit		[UTI97, TUI89]

**Tabelle A.2:** Veränderte oder fehlende Reaktion

<b>Kategorie</b>	<b>Einfluss</b>	<b>Auswirkungen</b>	<b>Quelle</b>
Drogen/ Medikamente	Marijuana	Konstriktion/ Anisochorie bei starker Überdosis	[Loe99]
		Kein Einfluss auf tonische Pupillenweite/ Reaktions- geschwindigkeit wird her- ab gesetzt	[FHBP98]
	Opiate	profunde Miosis	[FHBP98]
	Kokain	Dilatation	[Loe99]
	Halluzinogene: LSD, DMT, Pzilocin	Mydriasis	[Loe99]
	Atropin	Dilatation	[Loe99]
	Amphetamine	Dilatation	[Loe99]
Legale Substanzen	Nikotin	Mydriasis	[Loe99]
	Alkohol	Dilatation	[ZG04]
	Koffein	Dilatation	[Loe99]
Psychische Erkrankungen	Depression	Verringerte Verzögerung des Pupillenlichtreflexes	[FFI <sup>+</sup> 99]
	Angststörungen	Reflexamplitude des Licht- reflexes herabgesetzt	[BBS90]
Stoffwechsel- erkrankungen	Diabetes	Miosis	[KDH <sup>+</sup> 94]

**Tabelle A.3:** Einfluss von Krankheiten, Medikamenten und Drogen

# B Versuchsdaten

Im Folgenden sind die Probandendaten der experimentellen Untersuchungen aufgelistet. In Tab. B.1 sind die Probanden der ersten Untersuchung aufgeführt. In Tab. B.2 sind die Probanden der zweiten Untersuchung aufgelistet. Die Angaben von Visus und Refraktion beziehen sich stets auf das stimulierte Auge.

## B.1 Probandendaten der ersten Untersuchung

Nummer	Kürzel	Geschlecht	Gruppe	Alter	Visus	Sph. Äquivalent
1	BW	w	2	57	1,2	-2
2	JF	m	1	31	1,25	0
3	GS	w	2	57	1	0
4	IM	w	2	62	1	1
5	DR	w	2	64	1,25	2,5
6	EN	w	2	51	1,6	-1,75
7	WD	m	2	62	1,25	1
8	PD	w	1	28	1,25	0
9	FI	m	2	57	1	0
10	SS	m	1	26	1	0
11	TB	m	2	57	1,25	-0,375
12	JS	w	1	24	1,25	0
13	TR	w	1	24	1,25	0
14	ED	w	1	26	1	-1,875

**Tabelle B.1:** Probandendaten der ersten Untersuchung mit künstlicher Linse

## B.2 Probandendaten der zweiten Untersuchung

Nummer	Kürzel	Geschlecht	Gruppe	Alter	Visus	Sph. Äquivalent
1	LS	w	1	24	1,25	-1,125
2	JSO	w	1	22	1,25	0
3	KSH	w	1	23	1,25	0
4	KB	w	1	25	1,25	0
5	TB	w	1	27	1	0
6	JR	m	1	24	1,25	0
7	VM	w	2	37	1	0
8	RE	w	1	19	1,25	0
9	HW	m	2	32	1,25	0
10	BT	w	2	56	1	0,625
11	JSI	w	1	27	1,25	0
12	TM	w	1	25	1	0
13	FH	m	2	41	1	-0,125
14	FD	m	1	20	1	0
15	UW	m	2	45	1,6	0
16	MM	m	2	51	1,25	-4,5
17	TS	w	2	51	1,25	0
18	MV	m	1	28	1,25	0
19	JK	w	2	32	1,25	0
20	SP	m	1	30	1	0
21	WE	m	2	79	0,6	1
22	AD	w	1	26	1,25	-0,5
23	TD	m	2	33	1,6	1,25
24	KV	m	1	28	1	-0,75
25	AR	w	1	21	1	0
26	AS	w	2	52	1,25	-2,25
27	JO	m	1	23	1	0
28	MH	w	1	24	1,25	0
29	CAD	m	1	24	1,25	0
30	KSI	w	1	25	1,25	-1,5
31	KW	w	1	29	1	0
32	PF	m	2	35	1,25	-2,5
33	CS	w	1	23	1,25	0
34	CAM	w	1	18	1,25	0

Tabelle B.2: Probandendaten der zweiten Untersuchung mit künstlicher Linse

## B.3 Herleitung des nichtlinearen Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhangs

Im vorliegenden Abschnitt wird die Gesamtfunktion für den nichtlinearen Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhang hergeleitet, der bei den in Kap. 7 beschriebenen experimentellen Untersuchungen verwendet wurde. Der gesamte Funktionsverlauf wird abschnittsweise für fünf verschiedene Bereiche bestimmt, siehe Abb. 7.2. Der Funktionsbereich I ist der Haltebereich. Dort behält die Brechkraft den letzten berechneten Wert. Für die übrigen Bereiche II bis V werden die Funktionsverläufe nach gleichbleibendem Schema hergeleitet. Zunächst wird eine Funktionsvariable aufgestellt, die linear von der mittleren gleitenden Pupillenweite  $\bar{D}_{20}$  abhängt. Das vereinfacht die Bestimmung der Funktionsparameter. Dann wird die Basisfunktion mit unbekanntem Parametern aufgestellt. Es folgen die Bedingungen für die Bestimmung der Parameter. Anschließend werden die Funktionsparameter aus den Bedingungen bestimmt. Zum Schluss wird der Funktionsverlauf auf Achtel-Dioptrie-Schritte gerundet.

Die im Folgenden verwendeten Größen für die Pupillenweiten  $D_{min}$ ,  $D_{max}$ ,  $D_a$ ,  $D_b$ , die Brechkräfte  $P_{max}$ ,  $P_{min}$ ,  $P_a$ ,  $P_b$  und die korrigierte Haltebereichsgröße  $H$  wurden bereits in Abs. 7.1.2 eingeführt und sind in Gl. (7.10) bis (7.18) definiert. Die Größen sind in den Abb. 7.2 und B.1 graphisch dargestellt.

### B.3.1 Bereich I

Der Bereich I ist der Haltebereich der Breite  $H_{Ges}$ . Die obere und untere Begrenzung des Haltebereichs  $D_{h1}$ ,  $D_{h2}$  sind in Gl. (7.8) und Gl. (7.9) definiert. Der Haltebereich wird, wie in Abs. 7.1.1 beschrieben, um den vergangenen gleitenden Mittelwert der Pupillenweite  $\bar{D}'_{20}[t]$  herum konstruiert. Damit ist die Position des Haltebereiches veränderlich. Er kann entweder teilweise oder vollständig mit den Reservebereichen I und II überlappen. In den Reservebereichen hat der Haltebereich keinen Einfluss auf den Verlauf der zugrundeliegenden Basisfunktion. Im übrigen Definitionsbereich der Funktion,  $D_a \leq \bar{D}_{20} \leq D_b$ , wird links des Haltebereiches der Funktionsverlauf für Bereich III rechts davon der Funktionsverlauf des Bereiches IV verwendet. Befindet sich die Pupillenweite im Haltebereich bleibt die Brechkraftvorgabe für die künstliche Vorsatzlinse konstant.

**Funktion für den Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhang:**

$$P_I [t] = P [t - 1] . \quad (B.1)$$

### B.3.2 Bereich II

**Funktionsvariable:** Die zu bestimmende Funktion  $f_{II}$  hängt von der mittleren gleitenden Pupillenweite  $\bar{D}_{20}$  ab. Als Funktionsvariable wird hier jedoch der Term  $\xi_{II}$  verwendet, der linear von  $\bar{D}_{20}$  abhängt. Das vereinfacht die Bestimmung der Funktionsparameter erheblich.

$$\xi_{II} = \frac{\bar{D}_{20} - D_{min}}{D_a - D_{min}} . \quad (\text{B.2})$$

**Basisgleichung:** Die Basisfunktion  $f_{II}$  für Bereich II ist linear. Die Parameter  $a_{II}$  und  $b_{II}$  werden im Folgenden bestimmt.

$$f_{II}(\xi_{II}) = b_{II} - a_{II} \xi_{II} . \quad (\text{B.3})$$

**Bedingungen:** Die folgenden zwei Bedingungen ergeben sich daraus, dass die Gesamtfunktion durch die Punkte  $(D_{min}, P_{max})$  und  $(D_a, P_a)$  gehen muss. Mit  $\xi_{II}(\bar{D}_{20} = D_{min}) = 0$  und  $\xi_{II}(\bar{D}_{20} = D_a) = 1$  folgt:

$$f_{II}(\xi_{II} = 0) = P_{max} = b_{II} \quad (\text{B.4})$$

$$f_{II}(\xi_{II} = 1) = P_a = b_{II} - a_{II} . \quad (\text{B.5})$$

**Bestimmung der Parameter:** Der Parameter  $b_{II}$  folgt unmittelbar aus Bedingung (B.4).

$$b_{II} = P_{max} . \quad (\text{B.6})$$

Einsetzen von  $b_{II}$  in Gl. (B.5) ergibt den Parameter  $a_{II}$ .

$$a_{II} = P_{max} - P_a . \quad (\text{B.7})$$

**Aufstellen des stetigen Funktionszusammenhangs:** Einsetzen der Parameter  $a_{II}$  und  $b_{II}$  in Gl. (B.3) ergibt den stetigen funktionalen Zusammenhang  $f_{II}$  für den Bereich II.

$$f_{II}(\xi_{II}) = P_{max} - (P_{max} - P_a) \xi_{II} . \quad (\text{B.8})$$

**Funktion für den Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhang:** Für die finale Funktion  $P_{II}(\bar{D}_{20})$  wird die stetige Funktion  $f_{II}$  durch Multiplikation mit Acht, Abrunden und Division durch Acht auf Achtel-Dioptrie-Schritte gerundet.

$$P_{II}(\bar{D}_{20}) = \frac{1}{8} \text{floor}(8 f_{II}(\xi_{II}(\bar{D}_{20}))) \quad (\text{B.9})$$

### B.3.3 Bereich III

**Funktionsvariable:** Entsprechend zu Bereich II wird als Funktionsvariable ein Term  $\xi_{III}$  verwendet, der linear von  $\bar{D}_{20}$  abhängt. Das vereinfacht die Bestimmung der Funktionsparameter.

$$\xi_{III} = \frac{\bar{D}_{20} - D_a}{D_b - D_a - H}. \quad (\text{B.10})$$

**Basisfunktion:** Die Basisfunktion  $f_{III}$  in Bereich III und IV ist quadratisch, mit den drei zu bestimmenden Parametern  $a_{III}$ ,  $b_{III}$  und  $c_{III}$ .

$$f_{III}(\xi_{III}) = c_{III} - a_{III} \xi_{III}^2 - b_{III} \xi_{III}. \quad (\text{B.11})$$

**Bedingungen:** Es werden für die Bestimmung der Parameter die folgenden drei Bedingungen verwendet. Erstens muss die Steigung der Funktionen  $f_{II}$  und  $f_{III}$  beim Übergang der Bereiche an der Stelle  $\bar{D}_{20} = D_a$  identisch sein. Zweitens muss der finale Funktionszusammenhang durch die Punkte  $(D_a, P_a)$  und  $(D_b, P_b)$  verlaufen. Der zweite Punkt wird für das Aufstellen für die stetige Funktion noch einmal aus zwei Gründen verschoben. Erstens wird die stetige Funktion  $f_{III}$  später auf Achtel-Dioptrie-Schritte abgerundet. Die daraus entstehende Funktion verläuft durch das Abrunden den genannten Punkt. Zweitens soll nicht die Funktion für den Bereich III, sondern die um den Haltebereich  $H$  verschobene Funktion für den Bereich IV, durch den Punkt verlaufen. Für den Bereich III muss die Bedingung also entgegengesetzt um den Haltebereich verschoben werden. Der zweite Punkt  $(D_b, P_b)$  wird auf  $(D_b - H, P_b + (\frac{1}{8} - \epsilon) \text{dpt})$  um den Haltebereich und etwas weniger als eine achtel Dioptrie nach oben verschoben, mit  $\epsilon$  als kleinstem Wert des verwendeten Datentyps. Mit  $\xi_{II}(\bar{D}_{20} = D_a) = 1$ ,  $\xi_{III}(\bar{D}_{20} = D_a) = 0$  und  $\xi_{III}(\bar{D}_{20} = D_b - H) = 1$  folgt:

$$f_{III}(\xi_{III} = 0) = P_a = c_{III} \quad (\text{B.12})$$

$$f_{III}(\xi_{III} = 1) = c_{III} - a_{III} - b_{III} = P_b + \left(\frac{1}{8} - \epsilon\right) \text{dpt} \quad (\text{B.13})$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial f_{II}(\xi_{II} = 1)}{\partial \xi_{II}} \frac{\partial \xi_{II}}{\partial \bar{D}_{20}} &= -\frac{P_{max} - P_a}{D_a - D_{min}} \\ &= \frac{\partial f_{III}(\xi_{III} = 0)}{\partial \xi_{III}} \frac{\partial \xi_{III}}{\partial \bar{D}_{20}} = -\frac{b_{III}}{D_b - D_a - H} \end{aligned} \quad (\text{B.14})$$

**Bestimmung der Parameter:** Der Parameter  $c_{III}$  folgt unmittelbar aus Bedingung (B.12).

$$c_{III} = P_a . \quad (B.15)$$

Der Parameter  $b_{III}$  folgt durch Umformen von Gl. (B.14).

$$b_{III} = \frac{(P_a - P_{max}) (D_a - D_b + H)}{D_a - D_{min}} . \quad (B.16)$$

Mit  $b_{III}$  und  $c_{III}$  folgt aus Bedingung (B.13) Parameter  $a_{III}$ .

$$\begin{aligned} a_{III} &= c_{III} - b_{III} - P_b + \left(\epsilon - \frac{1}{8}\right) dpt \\ &= P_a - P_b - \frac{(P_a - P_{max}) (D_a - D_b + H)}{D_a - D_{min}} + \left(\epsilon - \frac{1}{8}\right) dpt . \end{aligned} \quad (B.17)$$

**Aufstellen des stetigen Funktionszusammenhangs:** Einsetzen der Parameter  $a_{III}$ ,  $b_{III}$  und  $c_{III}$  in Gl. (B.11) ergibt den stetigen funktionalen Zusammenhang  $f_{III}$  für den Bereich III.

$$\begin{aligned} f_{III}(\xi_{III}) &= P_a - \frac{(P_a - P_{max}) (D_a - D_b + H)}{D_a - D_{min}} \xi_{III} - \left(P_a - P_b \right. \\ &\quad \left. - \frac{(P_a - P_{max}) (D_a - D_b + H)}{D_a - D_{min}} + \left(\epsilon - \frac{1}{8}\right) dpt\right) \xi_{III}^2 \end{aligned} \quad (B.18)$$

**Funktion für den Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhang:** Abrunden der Funktion  $f_{III}$  auf achte Dioptrieschritte ergibt den finalen Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhang  $P_{III}$  für den Bereich.

$$P_{III}(\bar{D}_{20}) = \frac{1}{8} \text{floor}(8 f_{III}(\xi_{III}(\bar{D}_{20}))) . \quad (B.19)$$

### B.3.4 Bereich IV:

**Funktionsvariable:** Entsprechend zu Bereich III wird als Funktionsvariable ein Term  $\xi_{IV}$  verwendet, der linear von  $\bar{D}_{20}$  abhängt.

$$\xi_{IV}(\bar{D}_{20}) = \xi_{III}(\bar{D}_{20} - H) = \frac{\bar{D}_{20} - D_a - H}{D_b - D_a - H} . \quad (B.20)$$

**Basisfunktion:** Die Basisfunktion für Bereich IV ist identisch zu Gl. (B.11).

**Bedingungen:** Die einzige Bedingung für den Bereich ist, dass die finale Funktion  $P_{IV}$  gegenüber der Funktion  $P_{III}$  um den Haltebereich  $H$  verschoben ist. Das ist bereits durch die Funktionsvariable  $\xi_{IV}$  sichergestellt.

**Aufstellen des stetigen Funktionszusammenhangs:** Der stetige Gleichungszusammenhang entspricht dem von Bereich III. Die Gleichungsparameter für beide Bereiche sind identisch. Als Funktionsvariable wird  $\xi_{VI}$  eingesetzt.

$$f_{III}(\xi_{IV}) = f_{IV}(\xi_{IV}) . \quad (B.21)$$

**Funktion für den Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhang:** Der Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhang  $P_{IV}$  für Bereich IV mit achteil Dioptrie Brechkraftstufen entspricht:

$$P_{IV}(\bar{D}_{20}) = \frac{1}{8} \text{floor}(8 f_{IV}(\xi_{IV}(\bar{D}_{20}))) . \quad (B.22)$$

### B.3.5 Bereich V:

**Funktionsvariable:** Entsprechend zu den Bereichen II bis IV wird als Funktionsvariable ein Term  $\xi_V$  verwendet, der linear von  $\bar{D}_{20}$  abhängt. Das vereinfacht die Bestimmung der Funktionsparameter.

$$\xi_V = \bar{D}_{20} - D_b . \quad (B.23)$$

**Basisfunktion:** Ebenso wie in Bereich II ist die Basisfunktion  $f_V$  eine Gerade mit den zu bestimmenden Parametern  $a_V$  und  $b_V$ .

$$f_V(\xi_V) = b_V - a_V \xi_V . \quad (B.24)$$

**Bedingungen:** Die Bedingungen ergeben sich daraus, dass die Funktion  $f_V$  einerseits durch den Punkt  $(D_b, P_b)$  gehen muss. Andererseits muss die Steigung der Funktionen  $f_{IV}$  und  $f_V$  beim Übergang der Bereiche IV und V an der Stelle  $\bar{D}_{20} = D_b$  identisch sein. Mit  $\xi_{IV}(\bar{D}_{20} = D_b) = 1$  und  $\xi_V(\bar{D}_{20} = D_b) = 0$  folgen die Bedingungen:

$$f_V(\xi_V = 0) = P_b = b_V \quad (\text{B.25})$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial f_{IV}(\xi_{IV} = 1)}{\partial \xi_{IV}} \frac{\partial \xi_{IV}}{\partial \bar{D}_{20}} &= -(2a_{III} + b_{III}) \cdot \frac{1}{D_b - D_a - H} \\ &= \frac{\partial f_V(\xi_V = 0)}{\partial \xi_V} \frac{\partial \xi_V}{\partial \bar{D}_{20}} = -a_V \end{aligned} \quad (\text{B.26})$$

**Bestimmung der Parameter:** Aus Bedingung (B.25) folgt der Parameter  $b_V$  unmittelbar.

$$b_V = P_b. \quad (\text{B.27})$$

Der Parameter  $a_V$  ergibt sich durch Umformen aus Bedingung (B.26).

$$\begin{aligned} a_V &= (2a_{III} + b_{III}) \cdot \frac{1}{D_b - D_a - H} \\ &= 2 \left( \left( c_{III} - b_{III} - P_b + \left( \epsilon - \frac{1}{8} \right) \text{dpt} \right) + b_{III} \right) \cdot \frac{1}{D_b - D_a - H} \\ &= \left( 2c_{III} - b_{III} - 2P_b + 2 \left( \epsilon - \frac{1}{8} \right) \text{dpt} \right) \cdot \frac{1}{D_b - D_a - H}. \end{aligned} \quad (\text{B.28})$$

Der Wert  $\epsilon$  wird Null gesetzt, um die Gleichung zu vereinfachen. Einsetzen von Gl. (B.15) und (B.16) in Gl. (B.28) ergibt:

$$a_V = 2 \frac{P_a - P_b - \frac{1}{8} \text{dpt}}{D_b - D_a - H} + \frac{(P_a - P_{max})}{D_a - D_{min}}. \quad (\text{B.29})$$

**Aufstellen des stetigen Funktionszusammenhangs:** Der stetige Funktionsverlauf  $f_V$  der bestimmten Parameter  $a_V$  und  $b_V$  in Gl. (B.24)

$$f_V(\xi_V) = P_b - \left( 2 \frac{P_a - P_b - \frac{1}{8} \text{dpt}}{D_b - D_a - H} + \frac{(P_a - P_{max})}{D_a - D_{min}} \right) \xi_V. \quad (\text{B.30})$$

**Funktion für den Pupillenweiten-Brechkraft-Zusammenhang:** Ebenso wie bei den Bereichen II bis IV wird der Funktionszusammenhang  $f_V$  in Achtel-Dioptrie-Schritte gestuft. Das Vorgehen ist äquivalent zu den anderen Bereichen. Die Funktion wird jedoch nicht ab-, sondern aufgerundet. Des Weiteren wird die Funktion mit der Maximumfunktion  $\max\{...\}$  nach unten begrenzt.

$$P_V(\bar{D}_{20}) = \max \left\{ P_{min}, \frac{1}{8} \text{ceil} \left( 8 f_V(\xi_V(\bar{D}_{20})) \right) \right\}. \quad (\text{B.31})$$

### B.3.6 Graphische Darstellung der Konstruktion des Funktionsverlaufes

In Abb. B.1 ist die Konstruktion des Funktionsverlaufes dargestellt. Der Haltebereich ist nicht eingezeichnet, da die Position desselben für das Aufstellen der Basisfunktionen nicht relevant ist. Lediglich die korrigierte Haltebereichsgröße  $H$  muss einbezogen werden. Aus dem Diagramm ist ersichtlich, dass zunächst ein stetiger Funktionsverlauf separat für die Bereiche I bis IV aufgestellt wird, der anschließend auf Achtel-Dioptrieschritte gerundet wird. Zudem sind die Schnittpunkte eingezeichnet, die als Bedingungen in die Konstruktion der Funktionen verwendet wurden.

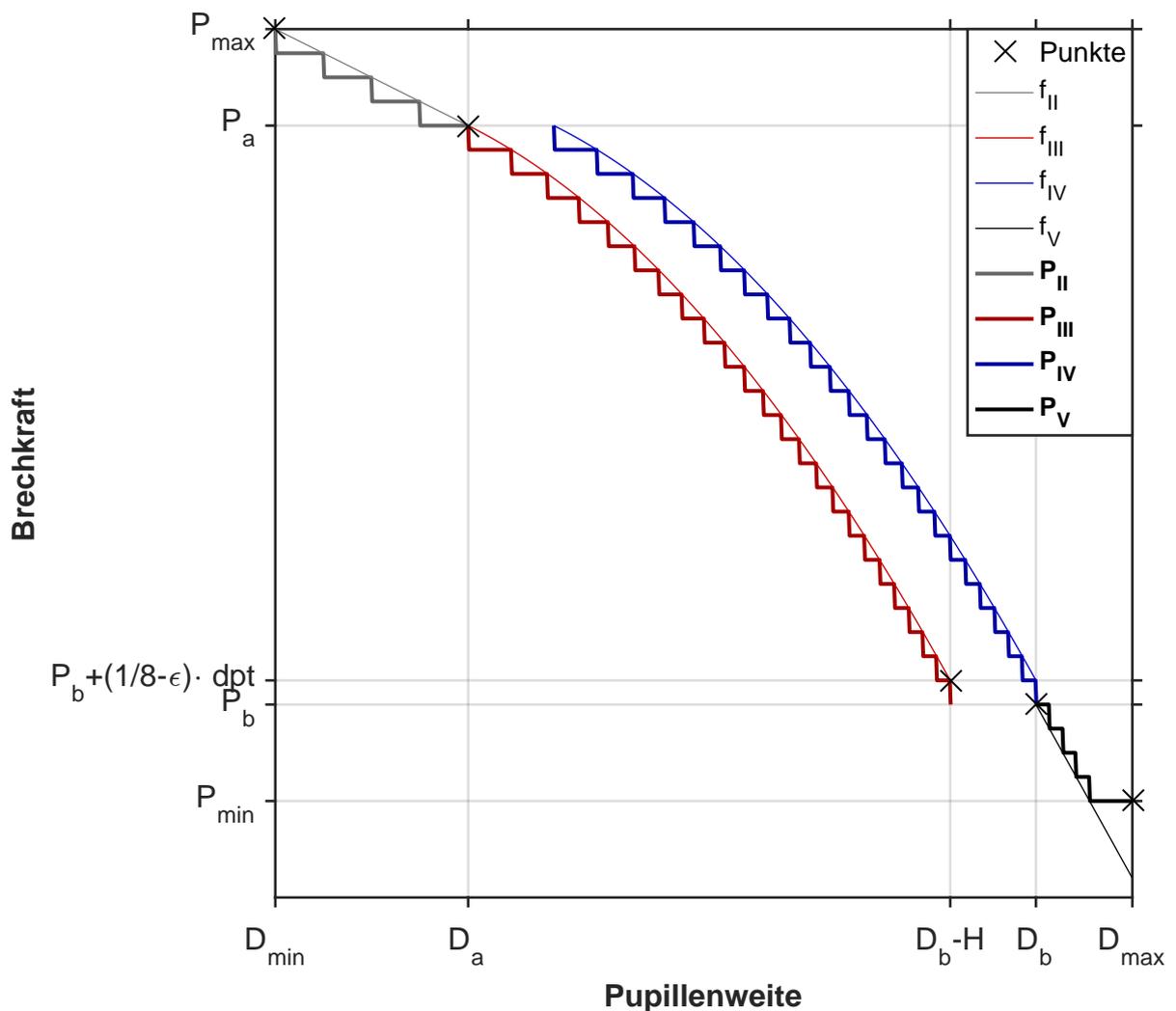


Abbildung B.1: Konstruktion des nichtlinearen Zusammenhangs zwischen Brechkraft und Pupillenweite

### B.3.7 Zusammengesetzte Funktion

Für alle Bereiche zusammen wird die Funktion  $P_{Ges}$  aufgestellt, die aus den für die einzelnen Funktionsbereiche bestimmten Teilfunktionen zusammengesetzt ist.

$$P_{Ges}(\bar{D}_{20}) = \begin{cases} P_I(\bar{D}_{20}) & : D_{h1} \leq \bar{D}_{20} \leq D_{h2} \\ P_{II}(\bar{D}_{20}) & : \bar{D}_{20} < D_a \wedge (\bar{D}_{20} < D_{h1} \vee D_{h2} < \bar{D}_{20}) \\ P_{III}(\bar{D}_{20}) & : \bar{D}_{20} < D_{h1} \wedge D_a \leq \bar{D}_{20} \leq D_b \\ P_{IV}(\bar{D}_{20}) & : \bar{D}_{20} > D_{h2} \wedge D_a < \bar{D}_{20} \leq D_b \\ P_V(\bar{D}_{20}) & : \bar{D}_{20} > D_b \wedge (\bar{D}_{20} < D_{h1} \vee \bar{D}_{20} > D_{h2}) \end{cases} \quad (B.32)$$

# Literaturverzeichnis

- [AFPR05] ATCHISON, D. A.; FISHER, S. W.; PEDERSEN, C. A.; RIDALL, P. G.: Noticeable, troublesome and objectionable limits of blur. In: *Vision Research* 45 (2005), S. 1967–1974
- [AMT19] AMTECH: *Produktseite*. Internet-Quelle, 2019. <http://www.amtech.de/de/produkte/cip>; zuletzt aufgerufen am 26.05.2019
- [AS02] ATCHINSON, D. A.; SMITH, G.: *Optics of the Human Eye*. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2002
- [ASE79] ATCHINSON, D. A.; SMITH, G.; EFRON, N.: The effect of pupil size on visual acuity in uncorrected and corrected myopia. In: *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 56 (1979), Nr. 5, S. 315–323
- [Aul68] AULHORN, H.: Die Abhängigkeit der Sehschärfe von der Pupille. In: *Bericht über die Zusammenkunft der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft* 68 (1968), S. 304–309
- [BA04] BURNHAM, K. P.; ANDERSON, D. R.: Multimodel Inference: Understanding AIC and BIC in Model Selection. In: *Sociological Methods and Research* 33 (2004), S. 261–304
- [BAOM02] BABA, M.; ASADA, N.; ODA, A.; MIGITA, T.: A thin lens based camera model for depth estimation from defocus and translation by zooming. In: *Proc. of 15th Int. Conf. on Vision Interface* (2002), S. 274–281
- [BBM<sup>+</sup>10] BRADLEY, J. C.; BENTLEY, K. C.; MUGHAL, A. I.; ROCKEFELLER S.L. YOUNG, H. B.; BROWN, S. M.: The effect of gender and iris color on the dark-adapted pupil diameter. In: *Journal of Ocular Pharmacology and Therapeutics* 26 (2010), Nr. 4, S. 335–340
- [BBS90] BAKES, A.; BRADSHAW, C. M.; SZABADI, E.: Attenuation of the pupillary light reflex in anxious patients. In: *Br. J. clin. Pharmac.* 30 (1990), S. 377–381
- [BCB50] BIRREN, J. E.; CASPERSON, R. C.; BOTWICK, J.: Age changes in pupil size. In: *Journal of Gerontology* 5 (1950), Nr. 3, S. 216–221
- [Ber07] BERGEMANN, M.: *Neues mechatronisches System zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit des menschlichen Auges*, Universität Karlsruhe (TH), Diss., 2007
- [Ber13] BERKE, A.: Der Graue Star nach dem Grauen Star. In: *DOZ* 01 (2013), S. 84–85

- [BGG10] BRETTHAUER, G.; GENGENBACH, U.; GUTHOFF, R.: Mechatronic systems to restore accommodation. In: *Intelligent Implants in Ophthalmology*, Nova Acta Leopoldina ; N.F.111, Nr.379, 2010, S. 167–175
- [BGN<sup>+</sup>14] BRETTHAUER, G.; GENGENBACH, U.; NAGEL, J.; BECK, C.; FLIEDNER, J.; KOKER, L.; STACHS, M. K. O.; GUTHOFF, R.: Fortschritte des Künstlichen Akkommodationssystem. In: *Klin Monatsbl Augenheilkd.* 231(12) (2014), S. 1174–1182
- [BGS10] BRETTHAUER, G.; GENGENBACH, U.; STACHS, O.; GUTHOFF, R.: Ein neues mechatronisches System zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit des menschlichen Auges. In: *Klin Monatsbl Augenheilkd.* 227(12) (2010), S. 935–939
- [BLW00] BEATTY, J.; LUCERO-WAGONER, B.: *Handbook of psychophysiology*. Cambridge University Press, 2000, S. 142–162
- [Bou05] BOURNIAS, T. E.: *Blueprints Ophthalmology*. Malden Massachusetts: Blackwell Publishing, 2005, S. 59–62
- [BPM13] BINDA, P.; PEREVERZEVA, M.; MURRAY, S. O.: Pupil constrictions to photographs of the sun. In: *Journal of Vision* 13 (2013), Nr. 6:8, S. 1–9
- [Brö14] BRÖKELMANN, J.: Vergleich von OECD-Daten durch die IAS: Deutschlands OP-Statistik ist mangelhaft ! In: *BAO Depesche* 32 (2014), S. 1–6
- [BSB04] BITSIOS, P.; SZABADI, E.; BRADSHAW, C.: The fear-inhibited light reflex: importance of the anticipation of an aversive event. In: *International Journal of Psychophysiology* 52 (2004), S. 87–95
- [BUGK<sup>+</sup>11] BRETTHAUER, G.; ULRICH GENGENBACH, M. B.; KOKER, T.; RÜCKERT, W.; GUTHOFF, R.: *Künstliches Akkommodationssystem*. 2011. Patentschrift: EP1919360 B1
- [CH03] CHEUNG, B.; HOFER, K.: Acceleration effects on pupil size with control of the mental environment. In: *Aviat Space Environ Med* 74 (2003), S. 669–674
- [CSW<sup>+</sup>06] CIUFFREDA, K. J.; SELENOW, A.; WANG, B.; VASUDEVAN, B.; ZIKOS, G.; ALI, S. R.: Bothering blur: a functional unit of blur perception. In: *Vision Research* 46 (2006), S. 895–901
- [CW50] CAMPBELL, F. W.; WHITESIDE, T. C.: Induced pupillary oscillations. In: *The British journal of Ophthalmology* 34 (1950), Nr. 3, S. 180–189
- [CWV07] CIUFFREDA, K. J.; WANG, B.; VASUDEVAN, B.: Conceptual model of human blur perception. In: *Vision Research* 47 (2007), S. 1245–1252

- [Dax04] DAXECKER, F.: Christoph Scheiner und die Optik des Auges. In: *Spektrum der Augenheilkunde* 18 (2004), Nr. 4, S. 201–204
- [DNH12] DANIELS, L. B.; NICHOLS, D. F.; HOCK, M. S. S. H. S.: Changes in pupil diameter entrained by cortically initiated changes in attention. In: *Visual Neuroscience* 29 (2012), S. 131–142.
- [Enr87] ENRIGHT, J. T.: Perspective vergence: oculomotor responses to line drawings. In: *Vision Res.* 27 (1987), Nr. 9, S. 1513–1526
- [Eva07] EVANS, B. J. W.: Review Article Monovision: a review. In: *Ophthalm. Physiol. Opt.* 27 (2007), S. 417–439
- [EW95] ELLERMEIER, W.; WESTPHAL, W.: Gender differences in pain ratings and pupil reactions to painful pressure stimuli. In: *Pain* 61 (1995), S. 435–439
- [FFI<sup>+</sup>99] FOUNTOULAKISA, K.; FOTIOUB, F.; IACOVIDESA, A.; TSIPTSIOSB, J.; GOULASC, A.; TSOLAKID, M.; IERODIAKONOVA, C.: Changes in pupil reaction to light in melancholic patients. In: *International Journal of Psychophysiology* 31 (1999), S. 121–128
- [FHBP98] FANT, R. V.; HEISHMAN, S. J.; BUNKER, E. B.; PICKWORTH, W. B.: Acute and Residual Effects of Marijuana in Humans. In: *Pharmacology Biochemistry and Behavior* 60 (1998), Nr. 4, S. 777–784
- [FHBW14] FLIEDNER, J.; HEINE, C.; BRETTHAUER, G.; WILHELM, H.: The Pupil Can Control an Artificial Lens Intuitively. In: *Investigative Ophthalmology Vision Science* 55(2) (2014), S. 759–766
- [Fri81] FRITH, C. D.: The effects of sound on pupil size and the pupil light reflex. In: *Person & Individ. Diff.* 2 (1981), S. 119–123
- [FS83] FUCHUAN SUN, L. W. S. William C. Krenz K. William C. Krenz: A systems model for the pupil size effect I: transient data. In: *Biological Cybernetics* 48 (1983), S. 101–108
- [FSD11] FEHR, J.-N.; SCHNELL, U.; DOLL, W.: *Method and apparatus for detecting accommodation*. 2011. Elenza Inc.
- [GBE14] GBE GESUNDHEITSBERICHTERSTATTUNG DES BUNDES: *Diagnosedaten der Krankenhäuser von 2000-2012*. Internet-Quelle, 2014. <http://www.gbe-bund.de/gbe10/>; zuletzt aufgerufen am 19.09.2014
- [GDK<sup>+</sup>03] GISLÉN, A.; DACKER, M.; KRÖGER, R. H.; ABRAHAMSSON, M.; NILSSON, D.-E.; WARRANT, E. J.: Superior underwater vision in a human population of sea gypsies. In: *Current Biology* 13 (2003), S. 833–836
- [GG05] GENGENBACH, U.; GUTHOFF, G. B. R.: Künstliches Akkommodationssystem auf der Basis von Mikro- und Nanotechnologie. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2005*, VDE Verl., 2005, S. 411–414

- [GGB<sup>+</sup>15a] GUTH, H.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; FLIEDNER, J.; BECK, C.; KRUG, M.; MARTIN, T.; NAGEL, J.; KOKER, L.; SIEBER, I.: *Means for controlling the accommodation demand detection in an artificial accommodation system*. 2015. Patentschrift: WO2015/165584 A1
- [GGB<sup>+</sup>15b] GUTH, H.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; FLIEDNER, J.; BECK, C.; KRUG, M.; MARTIN, T.; NAGEL, J.; KOKER, L.; SIEBER, I.: *Sensor System for Determining the Control Signals Activating Ciliary Muscles*. 2015. Patentschrift: US 9144376 B2
- [GGK08] GISLÉN, A.; GUSTAFSSON, J.; KRÖGER, R. H.: The accommodative pupil responses of children and young adults at low and intermediate levels of ambient illumination. In: *Vision Research* 48 (2008), S. 989–993
- [GKD14] GEE, J. W.; KNAPEN, T.; DONNERA, T. H.: Decision-related pupil dilation reflects upcoming choice and individual bias. In: *PNAS* (2014), S. E618–E625
- [Gol72] GOLDWATER, B. C.: Psychological significance of pupil movements. In: *Psychological Bulletin* 77 (1972), Nr. 5, S. 340–355
- [GPB80] GREEN, D. G.; POWERS, M. K.; BANKS, M. S.: Depth of focus, eye size and depth of field. In: *Vision Research* 20 (1980), S. 827–835
- [Gre03] GREHN, F.: *Augenheilkunde*. 28. Berlin, Heidelberg: Springer, 2003
- [GWDK06] GISLÉN, A.; WARRANT, E. J.; DACKER, M.; KRÖGER, R. H.: Visual training improves underwater vision in children. In: *Vision Research* 46 (2006), S. 3443–3450
- [Hay12] HAYDEN, F. A.: Electronic IOLs: the future of cataract surgery. In: *Eye World* (2012), S. 58–59
- [HKMPA08] HÖFLE, M.; KENNTNER-MABIALA, R.; PAULI, P.; ALPERS, G. W.: You can see pain in the eye: pupillometry as an index of pain intensity under different luminance conditions. In: *International Journal of Psychophysiology* 70 (2008), S. 171–175
- [HML<sup>+</sup>00] HUNTER, J.; MILTON, J.; LÜDKE, H.; B. WILHELM; H. WILHELM: Spontaneous fluctuations in pupil size are not triggered by lens accommodation. In: *Vision Research* 40 (2000), S. 567–573
- [HSC84] HUNG, G. K.; SEMMLOW, J. L.; CIUFFREDA, K. J.: The near response: modeling, instrumentation and clinical applications. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* BME31 (1984), S. 910–919
- [HYW13] HEINE, C.; YAZDANI, F.; WILHELM, H.: Pupillenweite in Alltagssituationen. In: *Kin. Monatbl. d. Augenheilkunde* 230 (2013), S. 1114–1118

- [JC10] JEPMA, M. S. G. S. N. M.; COHEN, J. D.: Pupil diameter tracks changes in control state predicted by the adaptive gain theory of locus coeruleus function. In: *Cogn Affect Behav Neurosci.* 10 (2010), Nr. 2, S. 252–269
- [JM67] JAMPPEL, R. S.; MINDEL, J.: The nucleus for accommodation in the midbrain of the macaque. In: *Investigative Ophthalmology* 6 (1967), Nr. 1, S. 40–50
- [KDH<sup>+</sup>94] KARAVANAKI, K.; DAVIES, A. G.; HUNT, L. P.; MORGAN, M. H.; BAUM, J. D.: Pupil size in diabetes. In: *Archives of Disease in Childhood* 71 (1994), S. 511–515
- [KG05] KASTHURIRANGAN, S.; GLASSER, A.: Characteristics of pupil responses during far-to-near and near-to-far accommodation. In: *Ophthal. Physiol. Opt.* 25 (2005), S. 328–339
- [KG06] KASTHURIRANGAN, S.; GLASSER, A.: Age related changes in the characteristics of the near pupil response. In: *Vision Research* 46 (2006), S. 1393–1403
- [KHW14] KANG, O. E.; HUFFER, K. E.; WHEATLEY, T. P.: Pupil dilation dynamics track attention to high-level information. In: *Plos one* 9 (2014), Nr. 8, S. 1–6
- [KL11] KIRSCHFELD, K.; LAND, M.: Sehen mit bi- und multifokalen Intraokularlinsen. In: *Der Ophthalmologe* 2011 108 (2011), S. 1139–1144
- [Kli08] KLINK, S.: *Neues System zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs im menschlichen Auge*, Universität Karlsruhe (TH), Diss., 2008
- [Kok03] KOKOSCHKA, S.: *Grundlagen der Lichttechnik*. Script zur Vorlesung, 2003. Lichttechnisches Institut (LTI); Universität Karlsruhe (TH)
- [KPV58] KADELECOVÁ, V.; PELEŠKA, M.; VAŠKO, A.: Dependence of age on the pupil diameter in the dark. In: *Nature* 182 (1958), S. 1520 – 1521
- [KS84] KRENZ, W.; STARK, L.: Neuronal Population Model for the Pupil-Size Effect. In: *Mathematical Biosciences* 68 (1984), S. 247–256
- [KS85] KRENZ, W. C.; STARK, L.: Systems Model for Pupil Size Effect II Feedback Model. In: *Biological Cybernetics* 51 (1985), S. 391–397
- [KSCZK14] KOELEWIJN, T.; SHINN-CUNNINGHAM, B. G.; ZEKVELD, A. A.; KRAMER, S. E.: The pupil response is sensitive to divided attention during speech processing. In: *Hearing Research* 312 (2014), S. 114–120
- [KTBK11] KLAPROTH, O.; TITKE, C.; BAUMEISTER, M.; KOHNEN, T.: Accommodative intraocular lenses - principles of clinical evaluation and current results. In: *Klin Monatsbl Augenheilkd.* 228 (2011), S. 666–675

- [Lan98] LANG, G. K.; AMANN, J. (Hrsg.); GAREIS, O. (Hrsg.); LANG, G. E. (Hrsg.); RECKER, D. (Hrsg.); SPRAUL, C. (Hrsg.); WAGNER, P. (Hrsg.): *Augenheilkunde*. Stuttgart, New York: Thieme, 1998
- [LF07] LAENG, B.; FALKENBERG, L.: Women's pupillary responses to sexually significant others during the hormonal cycle. In: *Hormones and Behavior* 52 (2007), S. 520–530
- [LGS<sup>+</sup>13] LANGENBUCHER, A.; GOEBELS, S.; SZENTMÁRY, N.; SEITZ, B.; EPPIG, T.: Vignetting and field of view with the KAMRA corneal inlay. In: *BioMed Research International* (2013), S. 1–6
- [Lin01] LINDNER, H.: *Physik für Ingenieure*. Fachbuchverlag Leipzig, 2001
- [LM88] LONGTIN, A.; MILTON, J. G.: Complex oscillations in the human pupil light reflex with mixed and delayed feedback. In: *Mathematical Biosciences* 90 (1988), S. 183–199
- [LM89a] LONGTIN, A.; MILTON, J. G.: Insight into the transfer function, gain, and oscillation onset for the pupil light reflex using nonlinear delay-differential equations. In: *Biological Cybernetics* 61 (1989), S. 51–58
- [LM89b] LONGTIN, A.; MILTON, J. G.: Modelling autonomous oscillations in the human pupil light reflex using non-linear delay differential equations. In: *Bulletin of Mathematical Biology* 51 (1989), S. 605–624
- [LMBM90] LONGTIN, A.; MILTON, J. G.; BOS, J. E.; MACKEY, M. C.: Noise and critical behavior of the pupil light reflex at oscillation onset. In: *The American Physical Society* 41 (1990), Nr. 12, S. 6992–7005
- [Loe99] LOEWENFELD, I. E.: *The Pupil - Anatomy, Physiology and Clinical Applications*. Oxford: Elsevier LTD, 1999
- [LSJ14] LAVÍN, C.; SANMARTÍN, R.; JUBAL, E. R.: Pupil dilation signals uncertainty and surprise in a learning gambling task. In: *Frontiers in Behavioral Neuroscience* 7 (2014), Nr. 218, S. 1–8
- [LYL<sup>+</sup>13] LEE, I.-S.; YOON, S.-S.; LEE, S.-H.; LEE, H.; PARK, H.-J.; WALLRAVEN, C.; CHAE, Y.: An amplification of feedback from facial muscles strengthened sympathetic activations to emotional facial cues. In: *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical* 179 (2013), S. 37–42
- [MAFM13] MONTEFINESE, M.; AMBROSINI, E.; FAIRFIELD, B.; MAMMARELLA, N.: The "subjective" pupil old/new effect: Is the truth plain to see? In: *International Journal of Psychophysiology* 89 (2013), S. 48–56
- [Mar07] MARTIN, H.: *Biomechanische Untersuchungen von akkommodationsfähigen Linsenimplantaten im humanen Auge*, Universität Rostock, Habil., 2007

- [MAR<sup>+</sup>08] MORESI, S.; ADAM, J. J.; RIJCKEN, J.; GERVEN, P. W. V.; KUIPERS, H.; JOLLES, J.: Pupil dilation in response preparation. In: *International Journal of Psychophysiology* 67 (2008), S. 124–130
- [MBKS90] MYERS, G. A.; BAREZ, S.; KRENZ, W. C.; STARK, L.: Light and target distance interact to control pupil size. In: *Modeling Methodology Forum* (1990), S. R813–R819
- [ME86] MARTYN, C. N.; EWING, D. J.: Pupil cycle time: a simple way of measuring an autonomic reflex. In: *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* 49 (1986), S. 771–774
- [MG95] MAYS, L. E.; GAMLIN, P. D.: Neuronal circuitry controlling the near response. In: *Current Opinion in Neurobiology* 5 (1995), S. 763–768
- [MGS93] MYERS, G. A.; GANNON, J. A.; STARK, L. W.: Level dependent signal flow in the light pupil reflex II Phase velocity of responses to sinusoidal light stimuli. In: *Biological Cybernetics* 68 (1993), S. 245–240
- [ML90] MILTON, J. G.; LONGTIN, A.: Evaluation of pupil constriction and dilation from cycling measurements. In: *Vision Res.* 4 (1990), S. 515–525
- [MM49] MARG, E.; MORGAN, M. W.: The pupillary near reflex. In: *American Journal of Optometry and Archives of American Academy of Optometry* 26 (1949), S. 183–198
- [MM50a] MARG, E.; MORGAN, M. W.: The pupillary fusion reflex. In: *Archives of Ophthalmology* 5 (1950), S. 871–878
- [MM50b] MARG, E.; MORGAN, M. W.: Further investigations of the pupillary near reflex. In: *American Journal of Optometry and Archives of American Academy of Optometry* 27 (1950), Nr. 5, S. 217–225
- [MS90] MYERS, G.; STARK, L.: Topology of the near response triad. In: *Ophthal. Physiol. Opt.* 10 (1990), S. 175–181
- [MS93a] MYERS, G. A.; STARK, L.: Level dependent signal flow in the light pupil reflex I Latency of time domain responses to transient stimuli. In: *Biological Cybernetics* 68 (1993), S. 229–234
- [MS93b] MYERS, G. A.; STARK, L.: Level dependent signal flow in the light pupil reflex III Phase velocity in high gain instability oscillations. In: *Biological Cybernetics* 68 (1993), S. 241–246
- [MT08] M. BAUMEISTER; T. KOHNEN: Akkommodation und Presbyopie Teil 2: Operative Verfahren zur Presbyopiekorrektur. In: *Der Ophthalmologe* 11 (2008), S. 1059–1073
- [Nag12] NAGEL, J.: *Neues Konzept für die bedarfsgerechte Energieversorgung des Künstlichen Akkommodationssystems*, Angewandte Informatik (IAI); Karlsruher Institut für Technologie (KIT), Diss., 2012

- [NFRE13] NABER, M.; FRÄSSLE, S.; RUTISHAUSER, U.; EINHÄUSER, W.: Pupil size signals novelty and predicts later retrieval success for declarative memories of natural scenes. In: *Journal of Vision* 13 (2013), Nr. 2:11, S. 1–20
- [NJP92] N. J. PHILLIPS, B. G. B. Winn W. B. Winn: Absence of pupil response to blur-driven accommodation. In: *Vision Res.* 32 (1992), Nr. 9, S. 1775–1779
- [NSEC13] NABER, M.; STOLL, J.; EINHÄUSER, W.; CARTER, O.: How to become a mentalist: reading decisions from a competitor’s pupil can be achieved without training but requires instruction. In: *Plos one* 8 (2013), Nr. 8, S. 1–8
- [OC85] O’NEILL, J. F.; COGAN, D. G.: Absence of the near reflex in a healthy adolescent. In: *Journal of pediatric ophthalmology and strabismus* 22 (1985), S. 76–77
- [OSS82] OWSLEY, C.; SEKULER, R.; SIEMSEN, D.: Contrast sensitivity throughout adulthood. In: *Vision research* 23 (1982), Nr. 7, S. 689–699
- [PGH12] PAPESH, M. H.; GOLDINGER, S. D.; HOUT, M. C.: Memory strength and specificity revealed by pupillometry. In: *International Journal of Psychophysiology* 83 (2012), S. 56–64
- [PJS00] PARTALA, T.; JOKINIERNI, M.; ; SURAKKA, V.: Pupillary responses to emotionally provocative stimuli. In: *Eye Tracking Research & Applications Symposium* (2000), S. 123–129
- [PPBS02] PEDROTTI, F.; PEDROTTI, L.; BAUSCH, W.; SCHMIDT, H.: *Optik für Ingenieure - Grundlagen*. 2. Berlin, Heidelberg: Springer, 2002
- [PS03] PARTALA, T.; SURAKKA, V.: Pupil size variation as an indication of affective processing. In: *Int. J. Human-Computer Studies* 59 (2003), S. 185–198
- [PUE96] PAHLAVAN, K.; UHLIN, T.; EKLUNDH, J.-O.: Dynamic Fixation and Active Perception. In: *International Journal of Computer Vision* 17 (1996), Nr. 2, S. 113–135
- [RDG13] RIHA, W.; DEXL, A.; GRABNER, G.: Presbyopiekorrektur mit dem Kamra-Hornhaut-Inlay: Studienergebnisse nach 3 Jahren. In: *Ophthalmo-Chirurgie* 25 (2013), S. 81–86
- [RL02] REINHARD, G.; LACHNIT, H.: Differential conditioning of anticipatory pupillary dilation responses in humans. In: *Biological Psychology* 60 (2002), S. 51–68
- [RSW12] RIEGER, G.; SAVIN-WILLIAMS, R. C.: The eyes have it: sex and sexual orientation differences in pupil dilation patterns. In: *Plos One* 7 (2012), Nr. 8, S. 1–10

- [SB13] STEENBERGEN, H. van; BAND, G. P. H.: Pupil dilation in the simon task as a marker of conflict processing. In: *Frontiers in Human Neuroscience* 7 (2013), Nr. 215, S. 1–11
- [SCC<sup>+</sup>13] STOLL, J.; CHATELLE, C.; CARTER, O.; KOCH, C.; LAUREYS, S.; EINHÄUSER, W.: Pupil responses allow communication in locked-in syndrome patients. In: *Current Biology* 23 (2013), Nr. 15, S. R647–R648
- [SHS75] SEMMLOW, J.; HANSMANN, D.; STARK, L.: Variation in pupillomotor responsiveness with mean pupil size. In: *Vision Res.* 15 (1975), S. 85–90
- [SKKM05] SCHLEMMER, K. B.; KULKE, F.; KUCHINKE, L.; MEER, E. van d.: Absolute pitch and pupillary response: effects of timbre and key color. In: *Psychophysiology* 42 (2005), S. 465–472
- [SS66] STANTEN, S. F.; STARK, L.: A statistical analysis of pupil noise. In: *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering* BME 13 (1966), Nr. 3, S. 140–152
- [Sta91] STAKENBURG, M.: Accommodation without pupillary constriction. In: *Vision Res.* 31 (1991), Nr. 2, S. 267–273
- [STS83] SUN, F.; TAUCHI, P.; STARK, L.: Dynamic pupillary response controlled by the pupil size effect. In: *Experimental Neurology* 82 (1983), S. 313–324
- [Ter10] TERWEE, T.: Lens refilling – state of the art. In: *Nova Acta Leopoldina* NF111 (2010), Nr. 379, S. 153–160
- [TUI89] TSUCHIYA, K.; UKAI, K.; ISHIKAWA, S.: A quasistatic study of pupil and accommodation after-effects following near vision. In: *Ophthal. Physiol. Opt.* 9 (1989), S. 385–391
- [UH95] USUI, S.; HIRATA, Y.: Estimation of autonomic nervous activity using the inverse dynamic model of the pupil muscle plant. In: *Annals of Biomedical Engineering* 23 (1995), S. 375–387
- [US82] USUI, S.; STARK, L.: A model for nonlinear stochastic behavior of the pupil. In: *Biological Cybernetics* 45 (1982), S. 13–21
- [UTI97] UKAI, K.; TSUCHIYA, K.; ISHIKAWA, S.: Induced pupillary hippus following near vision: increased occurrence in visual display unit workers. In: *Ergonomics* 40 (1997), Nr. 11, S. 1201–1211
- [Voi68] VOIGT, W. H.: Conditioning the human pupillary response. In: *Perceptual and Motor Skills* 26 (1968), S. 975–982
- [VPP<sup>+</sup>10] VOSKRESENSKAYA, A.; POZDEYEVA, N.; PASHTAEV, N.; BATKOV, Y.; TREUSHNICOV, V.; CHEREDNIK, V.: Initial results of trifocal diffractive IOL implantation. In: *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 248 (2010), S. 1299–1306

- [War02] WARGA, M. R.: *Untersuchung unter konstanten Beleuchtungsbedingungen bei unterschiedlicher zentralnervöser Aktivierung*, Medizinische Fakultät der Eberhardt-Karls-Universität zu Tübingen, Diss., 2002
- [WC06] WANG, B.; CIUFFREDA, K. J.: Depth-of-focus of the human eye: theory and clinical implications. In: *Survey of Ophthalmology* 51 (2006), Nr. 1, S. 75–85
- [WDS<sup>+</sup>18] WENZEL, M.; DICK, H. B.; SCHARRER, A.; SCHAYAN, K.; REINHARD, T.: Umfrage von BDOC, BVA, DGII und DOG zur ambulanten und stationären Intraokularchirurgie: Ergebnisse für das Jahr 2017. In: *Ophthalmo-Chirurgie* 30 (2018), S. 255–266
- [Wes01] WESEMANN, W.: Die Grenzen der Sehschärfe, Teil 2: Einfluss von Pupillengröße und Beugung. In: *DOZ* 9 (2001), S. 28–32
- [WG03] WITTING, M. D.; GOYAL, D.: Normal pupillary size in fluorescent and bright light. In: *Annals of Emergency Medicine* 41 (2003), S. 247–250
- [WSW93] WILHELM, H.; SCHAEJFEL, F.; WILHELM, B.: Die Altersabhängigkeit der Pupillennahreaktion. In: *Klinische Monatsblätter der Augenheilkunde* 203 (1993), S. 110–116
- [WWEP94] WINN, B.; WHITAKER, D.; ELLIOTT, D. B.; PHILLIPS, N. J.: Factors affecting light-adapted pupil size in normal human subjects. In: *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 35 (1994), Nr. 3, S. 1132–1137
- [WY12] WATSON, A. B.; YELLOTT, J. I.: A unified formula for light-adapted pupil size. In: *Journal of Vision* 12 (2012), Nr. 10, S. 1–16
- [YHU00] YAMAJI, K.; HIRATA, Y.; USUI, S.: A method for monitoring autonomous nervous activity by pupillary flash response. In: *Systems and Computers in Japan* 31 (2000), Nr. 4, S. 2447–2456
- [YHU01] YAMAJI, K.; HIRATA, Y.; USUI, S.: Improvement of the method for monitoring autonomic nervous activity by pupillary flash response. In: *Systems and Computers in Japan* 32 (2001), S. 2152–2159
- [YUH<sup>+</sup>10] YUDA, K.; UOZATO, H.; HARA, N.; TETZLAFF, W.; HISAHARA, S.; HORIE, H.; NAKAJIMA, S.; HORIE, H.: Training regimen involving cyclic induction of pupil constriction during far accommodation improves visual acuity in myopic children. In: *Clinical Ophthalmology* 4 (2010), S. 251–260
- [ZG04] ZIMBARDO, P. G.; GERRIG, R. J.; GRAF, R. (Hrsg.); NAGLER, M. (Hrsg.); RICKER, B. (Hrsg.): *Psychologie*. 16. München, Boston, San Francisco: Pearson Studium, 2004

- [ZHJ<sup>+</sup>14] ZEKVELD, A. A.; HESLENFELD, D. J.; JOHNSRUDE, I. S.; VERSFELDA, N. J.; KRAMER, S. E.: The eye as a window to the listening brain: neural correlates of pupil size as a measure of cognitive listening load. In: *NeuroImage* 101 (2014), S. 76–86