Objektive und subjektive Bewertungsverfahren zur Wirkung von Aberrationen am Auge

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades Doktoringenieur (Dr.-Ing.)

vorgelegt der Fakultät für Informatik und Automatisierung der Technischen Universität Ilmenau

von

Dipl.-Ing. (FH) Hendrik Jungnickel geboren am 15.02.1978

Tag der Einreichung: 25.09.2014

Tag der wissenschaftlichen Aussprache: 04.03.2015

Gutachter: 1. Prof. Dr.-Ing. habil. Jens Haueisen

2. Prof. Dr. rer. nat. habil. Richard Kowarschik

3. Prof. Dr.-Ing. Michael Gebhardt

urn:nbn:de:gbv:ilm1-2015000070

Kurzfassung

Hendrik Jungnickel:

Objektive und subjektive Bewertungsverfahren zur Wirkung von Aberrationen am Auge

Die Arbeit beschäftigt sich mit verschiedenen Verfahren zur Quantifizierung der menschlichen Sehqualität unter dem Einfluss von Aberrationen. Dabei wird unterschieden zwischen objektiven Methoden, bei denen Sehfunktionen als Messwerte erfasst werden, und subjektiven Methoden, die eine Einschätzung des Seheindrucks durch den Probanden erfordern. Um das Sehen mit unterschiedlichen Ausprägungen von Aberrationen simulieren zu können, wurde ein adaptiv-optischer Laboraufbau genutzt, der Adaptive Phoropter. Neben der Erfassung der Wellenfrontfehler des Auges war es mit dem Aufbau möglich, diese Fehler zu korrigieren oder bestimmte Fehler zu erzeugen.

In einer Probandenstudie ging es darum, eine Alternative zu den bisher verwendeten Maßen (Visus und Kontrastempfindlichkeit) zur Bewertung der Sehqualität zu finden. Bei den Untersuchungen unter Blendungsbedingungen und Korrektion aller Aberrationen (inklusive Aberrationen höherer Ordnung) wurde festgestellt, dass sich neben der Kontrastempfindlichkeit auch die Blendempfindlichkeit gegenüber einer Brillenkorrektion signifikant bessert. Außerdem reduziert sich bei der Mehrzahl der Probanden das subjektive Blendempfinden. Damit stellt das Prüfen des Blendungssehens eine sinnvolle Ergänzung zu den bisherigen Prüfverfahren dar.

Zwei weitere Probandenstudien hatten die Untersuchung der subjektiv wahrnehmbaren Auswirkungen von Aberrationen zum Ziel. Zunächst wurden für verschiedene Aberrationen Unterschiedsschwellen ermittelt, die angeben, ab welcher Größenordnung eine Änderung des Seheindrucks erkennbar ist. Erstmals wurde hierfür ein Treppenverfahren zur Bestimmung der Schwelle verwendet, welches eine hohe Genauigkeit bei kurzer Messdauer ermöglicht. Die Wirkungen der verschiedenen Aberrationen wurden verglichen und Einflussfaktoren auf die Unterschiedsschwellen identifiziert. Dabei hat sich gezeigt, dass das Beschreiben der Sehveränderung mittels einer Maßzahl für die Bildqualität treffender ist als die Angabe der mittleren quadratischen Abweichung der Wellenfront. Eine weiterführende Studie beschäftigte sich mit der Frage, ob es mit einer speziellen Testmustergestaltung möglich ist, Änderungen der Sehqualität sensibler als mit klassischen Sehzeichen aufzudecken. Hierbei wurden die Unterschiedsschwellen für verschiedene Testmustervarianten verglichen und gezeigt, dass mit Buchstaben geeigneter Größe kleine Änderungen bei Schärfe und Kontrast ähnlich gut erkannt werden können wie mit anderen Mustern.

Die vorliegende Arbeit liefert damit neue Erkenntnisse zur Auswirkung der Korrektion von Aberrationen auf den Seheindruck und dient als Grundlage, um subjektive Bewertungsverfahren – beispielsweise zur genaueren Refraktionsbestimmung unter Einbeziehung Aberrationen höherer Ordnung – weiterzuentwickeln. Darüber hinaus wurden aus den Experimenten Anforderungen abgeleitet, die ein adaptiver Phoropter zur Durchführung von Sehfunktionsprüfungen und subjektiven Refraktionen haben muss. Zum Teil wurden diese Erkenntnisse bereits umgesetzt, um den Laboraufbau zu optimieren.

Abstract

Hendrik Jungnickel:

Objective and subjective evaluation methods on the effects of ocular aberrations

The study focuses on a selection of methods for quantifying human visual performance, which is affected by optical aberrations. The objective methods measure visual function and provide a numerical result whereas the subjective methods reflect participants' evaluation of their visual perception. To simulate vision under various degrees of aberration, an adaptive optics set-up was used – the 'Adaptive Phoropter'. Measurements and correction of wavefront errors and simulation of certain wavefront error patterns were conducted with this set-up.

One experiment on volunteers looked at identifying an alternative to visual acuity and contrast sensitivity tests. Under glare conditions and full correction of all aberrations, including higher-order aberrations, disability glare were significantly improved compared to a typical spectacle correction as well as the contrast sensitivity. Additionally, the majority of participants reported lower subjectively perceived glare levels (discomfort glare). The findings suggest that measuring glare is a useful addition to traditional visual function tests.

Subsequent experiments analyzed the subjective perception of aberrations in participants. An initial study determined the just-noticeable differences for the perception of selected aberrations. These differences indicate the magnitude of aberrations that alter the visual impression measurably. For the first time, an accurate, fast measuring staircase procedure was employed to determine the just-noticeable differences for aberrations. The effects of the different aberrations were compared and influential factors on the just-noticeable differences were identified. It was found that image quality metrics for describing the change of the visual quality are more appropriate than the typically used root-mean-square wavefront error. The final study investigated the effectiveness of novel test patterns as a more sensitive means of visual quality assessment than classical optotypes. Just-noticeable differences were determined and compared for a selection of test patterns. Results show that using appropriate sized letters, small variations in sharpness and contrast are equally well detected as with other test patterns.

The present thesis provides new insights on visual perception following the correction of aberrations. Furthermore, it provides fundamentals for further developing subjective measurement methods, particularly by considering higher-order aberrations in refraction for spectacle corrections. Requirements were also derived from the experiments for an adaptive phoropter to be used for testing visual functions and subjective refractions. These findings have partly been considered in the optimization of the set-up.

Inhaltsverzeichnis

Kurzi	Tassung	J
Abstr	ract	II
Inhalt	tsverzeichnis	II
Abkü	irzungen und Formelzeichen	V
1	Einleitung und Zielstellung	1
2	Grundlagen	3
2.1	Abbildungsqualität und Aberrationen	3
2.2	Wellenfrontsensoren	4
2.3	Zernike-Polynome	5
2.4	RMS-Fehler	6
2.5	Metriken	
2.6	Adaptive Optiken	11
2.7	Sehfunktionen 2.7.1 Visus 2.7.2 Kontrastsehen 2.7.3 Blendungssehen	13 15
2.8	Psychophysische Methoden 2.8.1 Psychometrische Funktion 2.8.2 Konstanzmethode 2.8.3 Grenzmethode 2.8.4 Herstellungsmethode 2.8.5 Treppenmethode	
3	Stand der Wissenschaft	23
3.1	Verteilung von Aberrationen	
3.2	Einflussfaktoren auf Aberrationen	23
3.3	Korrektionsmöglichkeiten von Aberrationen	24
3.4	Sehfunktionen bei der Wellenfrontkorrektion mit adaptiven Optiken	26
3.5	Eignung von Metriken zur Beschreibung der Sehqualität	27
3.6	Subjektive Wahrnehmung von Aberrationen	28
3.7	Sensibilität von Testmustern	30
3.8	Zusammenfassung	32
4	Erfassung von Sehfunktionen bei der Wellenfrontkorrektion	34
4.1	Material und Methode 4.1.1 Laboraufbau 4.1.2 Probanden 4.1.3 Durchführung 4.1.4 Statistische Methoden	34 34 36
4.2	Ergebnisse	40

	4.2.3 4.2.4	Subjektive Bildbewertungen		
5		chiedsschwellen für verschiedene Aberrationen		
5.1		denentwicklung		
J.1	5.1.1	Testmuster		
	5.1.2	Schwellenwertbestimmung	50	
5.2	Materi	Material und Methode		
	5.2.1	Laboraufbau	53	
	5.2.2	Kalibrierung		
	5.2.3 5.2.4	Probanden Durchführung		
	5.2.5	Statistische Methoden.		
5.3	Ergebn	nisse	59	
	5.3.1	Erster Satz der Messungen		
	5.3.2	Vergleich zwischen erstem und zweitem Satz der Messungen	62	
6	Unters	schiedsschwellen für verschiedene Testmuster	65	
6.1	Testmu	ster-Konzeption	65	
6.2	Materi	al und Methode	67	
	6.2.1	Rechnerische Simulation der Aberrationen		
	6.2.2	Optische Generierung der Aberrationen		
	6.2.3 6.2.4	Probanden Durchführung		
	6.2.5	Statistische Methoden.		
6.3	Ergebn	nisse	75	
0.2	6.3.1	Rechnerische Simulation der Aberrationen		
	6.3.2	Optische Generierung der Aberrationen		
_	6.3.3	Metriken der Abbildungsqualität		
7		ssion		
7.1		ive Bewertungsverfahren		
7.2		tive Bewertungsverfahren		
	7.2.1 7.2.2	Subjektive Bildbewertungen		
	7.2.2	Sensibilität verschiedener Testmuster		
7.3	Metrik	en der Abbildungsqualität		
1.5	7.3.1	Metriken und Sehfunktionen		
	7.3.2	Metriken und Unterschiedsschwellen		
7.4	Experi	mentelle Bedingungen	95	
	7.4.1	Beleuchtungsbedingungen	95	
	7.4.2 7.4.3	Restfehler bei Wellenfrontkorrektionen		
7.5		Reproduzierbarkeittnisse für den Laboraufbau		
8		nmenfassung und Ausblick		
		-		
		chnis		
	Ü	zeichnis		
		hnis		
		F-1-12		
		Erklärung		
i nese	II		113	

Abkürzungen und Formelzeichen

2-IFC erzwungene Wahl aus zwei zeitlichen Intervallen (engl. two-interval forced choice)

a niedrigstes Niveau der psychometrischen Funktion

AO adaptive Optik

AreaMTF Fläche der Sichtbarkeit für die radial gemittelte MTF

AreaOTF Fläche der Sichtbarkeit für die radial gemittelte OTF

b konstanter Parameter der psychometrischen Funktion

B_{ave} mittlere Verwaschungsstärke (engl. average blur strength)

BAT Brightness Acuity Tester

BE Blendempfindlichkeit

BK Brillenkorrektion

BU Buchstabentafel

C_n Korrekturfaktor

 c_n^{m} Zernike-Koeffizient

cd/m² Candela pro Quadratmeter, Einheit der Leuchtdichte

CW Korrelationsbreite der Lichtverteilung (engl. *correlation width*)

CS Kontrastempfindlichkeit (engl. *contrast sensitivity*)

D50 zentraler Durchmesser der PSF mit 50 % Lichtanteil

DOG Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft

dpt Dioptrie, Einheit des Brechwertes

E Beleuchtungsstärke

ENT Entropie der PSF

EW äquivalente Breite der PSF (engl. equivalent width)

F.A.C.T. Functional Acuity Contrast Test

FF-CATS Frankfurt-Freiburg Contrast & Acuity Test System

FrACT Freiburg Visual Acuity & Contrast Test

GW Grauwert

HO-RMS quadratischer Mittelwert der Aberrationen höherer Ordnung

HWHH halbe Halbwertsbreite (engl. half width at half height)

K Kontrast

 K_0 Kontrastschwelle ohne Blendung

 K_{Blend} Kontrastschwelle mit Blendung

KE Kontrastempfindlichkeit

L Leuchtdichte

 $L_{\rm I}$ Infeld-Leuchtdichte

 L_{max} maximale Leuchtdichte

 L_{\min} minimale Leuchtdichte

L_U Umfeld-Leuchtdichte

LASIK Laser-in-situ-Keratomileusis

LIB realer Lichtanteil im Kernbereich der aberrationsfreien PSF

(engl. *light-in-the-bucket*)

LSF Lichtstreuungsfaktor

MTF Modulationstransferfunktion

MZB maximal zulässige Bestrahlung

n Anzahl der untersuchten Fälle

NS neuronale Schärfe (engl. neural sharpness)

OCT Optischer Kohärenz-Tomograph

OTF optische Transferfunktion

P Erkennungswahrscheinlichkeit

p Signifikanzwert

PEST Parameter Estimation by Sequential Testing

PFC_t Pupillenanteil mit "guten" Subaperturen beruhend auf der Bildverwaschung

PFS_c Anteil der kritischen Pupille beruhend auf der Wellenfrontneigung

PFS_t Pupillenanteil mit "guten" Subaperturen beruhend auf der Wellenfrontneigung

PFW_c Anteil der kritischen Pupille beruhend auf dem Wellenfrontfehler

PFW_t Pupillenanteil mit "guten" Subaperturen beruhend auf dem Wellenfrontfehler

PSF Punktbildverwaschungsfunktion

PV Peak-to-valley-Differenz

r Korrelationskoeffizient nach Pearson

*r*² Bestimmtheitsmaß

RC Reproduzierbarkeitskoeffizient (engl. repeatability coefficient)

RMS quadratischer Mittelwert (engl. *root mean square*)

RMS_s quadratischer Mittelwert der Wellenfrontneigung über die gesamte Pupille

RMS_w quadratischer Mittelwert des Wellenfrontfehlers über die gesamte Pupille

UGR Unified Glare Rating

s Standardabweichung

SFcMTF Grenzfrequenz der radial gemittelten MTF

SFcOTF Grenzfrequenz der radial gemittelten OTF

SLM räumlicher Modulator für Licht (engl. spatial light modulator)

SLO Scanning-Laser-Ophthalmoskop

SM zweites Moment (engl. second moment) der Lichtverteilung

SRMTF Strehl-Verhältnis beruhend auf der Modulationstransferfunktion (engl. Strehl ratio)

SROTF Strehl-Verhältnis beruhend auf der optischen Transferfunktion

SRX Strehl-Verhältnis in der räumlichen Domäne

STD Standardabweichung der Lichtintensitäten in der PSF bezogen den

aberrationsfreien Wert

STR Strahlenfigur

t Anstieg der psychometrischen Funktion

VK Vollkorrektion

VMTF Volumen unter der Modulationstransferfunktion

VNOTF Volumen unter der neuronal gewichteten OTF bezogen auf das der neuronal

gewichteten MTF

VOTF Volumen unter der OTF bezogen auf das unter der MTF

VSMTF visuelles Strehl-Verhältnis beruhend auf der Modulationstransferfunktion

VSOTF visuelles Strehl-Verhältnis beruhend auf der optischen Transferfunktion

VSX visuelles Strehl-Verhältnis in der räumlichen Domäne

WF Wellenfrontfehler

Z_n^m Zernike-Polynom

γ Gammawert

λ Wellenlänge

ρ Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman

1 Einleitung und Zielstellung

Aberrationen (Abbildungsfehler) können die optische Abbildung im menschlichen Auge maßgeblich beeinflussen. Neben Fehlsichtigkeiten wie Myopie (Kurzsichtigkeit), Hyperopie (Übersichtigkeit) und Astigmatismus (Stabsichtigkeit), auch Aberrationen niedriger Ordnung genannt, wirken sich sogenannte Aberrationen höherer Ordnung auf das Netzhautbild aus. Aufgrund der Entwicklungen in der Medizintechnik gibt es seit einigen Jahren die Möglichkeit, diese Abbildungsfehler mit Wellenfront-Aberrometern zu erfassen. Eine Korrektion der Aberrationen höherer Ordnung, auch als Wellenfront-korrektion bezeichnet, lässt sich nicht mit Brillengläsern oder Kontaktlinsen erreichen, weil es hier keinen konstanten Durchblickspunkt gibt. Bei refraktiv-chirurgischen Verfahren (z. B. LASIK) oder beim Implantieren von Intraokularlinsen wäre eine solche Korrektion jedoch denkbar und wird zum Teil auch schon erfolgreich angewendet.

Zur Simulation von Wellenfrontkorrektionen wurde im Institut für Angewandte Optik der Friedrich-Schiller-Universität in Jena ein adaptiv-optisches System entwickelt, der Adaptive Phoropter. Mit ihm lassen sich beim Blick auf einen Sehtestmonitor nicht nur Aberrationen beseitigen, sondern auch gezielt bestimmte Abbildungsfehler beeinflussen und erzeugen. Die positive Wirkung einer Wellenfrontkorrektion auf Visus und Kontrastempfindlichkeit wurde bereits bestätigt (Dalimier et al., 2008; Rocha et al., 2007). Denkbar ist auch eine Verbesserung weiterer Sehfunktionen. Aberrationen niedriger und höherer Ordnung des Auges könnten das Sehen bei Blendung beeinflussen. In diesem Falle würde eine Korrektion der Aberrationen die Blendempfindlichkeit reduzieren. Im Adaptiven Phoropter lassen sich Leuchtdioden zuschalten, um ein Sehen unter Blendbedingungen zu simulieren. Dies bietet die Möglichkeit, die Einflüsse der Aberrationen auf das Sehvermögen umfassender als bisher wissenschaftlich zu untersuchen.

Ein Ziel der Arbeit ist es, den Einfluss der Wellenfrontkorrektion auf die Blendempfindlichkeit bei realen Probanden zu untersuchen. Zum Vergleich sollen die Auswirkungen auf Visus und Kontrastempfindlichkeit erfasst werden. Dadurch wird geklärt, ob die Blendempfindlichkeitsmessung zusätzliche Informationen für die Ermittlung der optimalen Korrektion liefert. Die Messungen von Blendempfindlichkeit, Visus und Kontrastempfindlichkeit sind objektive Bewertungsverfahren. Zusätzlich wird untersucht, ob eine gemessene Verbesserung dieser drei Sehfunktionen auch zu einer subjektiv wahrnehmbaren Sehverbesserung führt. Dies geschieht durch die Bewertung von Alltagsbildern, die über den Sehzeichenmonitor des Adaptiven Phoropters dargeboten werden.

Die subjektive Wahrnehmung der Aberrationen hat für deren Korrektion eine zentrale Bedeutung. Von ihr hängt ab, ob eine Korrektion der Fehler sinnvoll ist und welche Teilfehler ausgeglichen werden sollten. Die Empfindlichkeit für solche Fehler lässt sich durch die Messung einer Unterschiedsschwelle erfassen. Sie gibt die kleinste Aberrationsänderung an, die zu einer wahrnehmbaren Änderung des Seheindrucks führt. Auf diese Weise können Größenordnungen der Aberrationen bestimmt

werden, ab denen es zweckmäßig wäre, den Wellenfrontfehler zu korrigieren. In dieser Arbeit wird zunächst der Frage nachgegangen, wie sich die Bestimmung der Unterschiedsschwelle hinsichtlich Zeitaufwand und Genauigkeit optimieren lässt. Es werden in Probandenuntersuchungen Schwellenwerte für verschiedene Teilaberrationen ermittelt und geprüft, ob verschiedene Aberrationen das Sehvermögen unterschiedlich stark beeinflussen. In diesem Zusammenhang werden aus den Wellenfrontdaten mehrere physikalische Maßzahlen (Metriken) berechnet. Untersucht wird, ob diese die subjektive Sehqualität treffender anzeigen können als die klassische Angabe des Wellenfrontfehlers in Mikrometern. Außerdem soll die Bestimmung der Unterschiedsschwellen helfen, eine sinnvolle Stufung für einen subjektiven Abgleich einer individuellen Korrektion festzulegen, der mit einem Adaptiven Phoropter möglich wäre.

Weitgehend ungeklärt ist in diesem Zusammenhang auch die Frage, welche Sehobjekte und Testmuster bei einem subjektiven Abgleich der Aberrationen höherer Ordnung verwendet werden sollten. Denkbar ist, dass es neben den klassischen Optotypen (Buchstaben und Zahlen) andere Testmuster gibt, mit denen sich die feinen Sehveränderungen bei einer Aberrationskorrektion sensibler feststellen lassen. Um dies zu untersuchen, werden verschiedene Testmuster entworfen und im Rahmen von Probandenunterschungen geprüft, ob sich mit ihnen empfindlicher als mit klassischen Sehzeichen eine Änderung der Sehqualität aufdecken lässt. Betrachtet wird dabei auch, bei welchen Detailgrößen diese Änderungen vom Probanden am sichersten erkannt werden können.

Adaptive Optiken am Auge werden bislang hauptsächlich zur Anfertigung hochaufgelöster Bilder vom Augenhintergrund verwendet (Hofer et al., 2005; Roorda, 2010). Beim Einsatz zur Bestimmung und zum subjektiven Abgleich einer individuellen Korrektion gibt es hingegen noch wenig Erfahrungen. Daher sollen mit Hilfe der Untersuchungen Optimierungsmöglichkeiten für den Adaptiven Phoropter gefunden werden, die eine spätere Anwendung beim Ophthalmologen oder Augenoptiker möglich machen.

Die Arbeit wurde in acht Kapitel gegliedert. Nach der Einleitung werden in Kapitel 2 grundlegende Begriffe und Zusammenhänge erläutert, die bei dem bearbeiteten Thema eine Rolle spielen. Kapitel 3 enthält gesicherte Erkenntnisse auf dem Gebiet und zeigt Felder auf, die bislang unzureichend oder gar nicht wissenschaftlich betrachtet wurden und damit Ansätze für diese Arbeit bilden. In den Kapiteln 4 bis 6 werden drei Probandenstudien beschrieben, wobei jeweils die theoretische Methodenentwicklung, das Studiendesign und die Ergebnisse dargestellt sind. Eine kritische Betrachtung der Ergebnisse aus verschiedenen Blickwinkeln und die Ableitung von Schlussfolgerungen sind in Kapitel 7 zu finden. In Kapitel 8 werden schließlich eine zusammenfassende Darstellung der Ergebnisse und ein Ausblick gegeben.

2 Grundlagen

2.1 Abbildungsqualität und Aberrationen

Die Optik des Auges erzeugt ein Bild der externen Welt in der Ebene der Photorezeptoren. Bei einer idealen Abbildung würde ein Punkt wieder als Punkt abgebildet werden. Im Realfall unterliegt das Netzhautbild jedoch verschiedenen Einflüssen. Erstens können Streuungen im Tränenfilm, in der Hornhaut, im Kammerwasser, in der Linse und im Glaskörper die Abbildung verschlechtern. Zweitens ist durch die Beugung an der Pupille das Auflösungsvermögen begrenzt. Als dritter Einfluss spielen die Aberrationen (lat. *aberratio* = Abweichung) eine Rolle, die vor allem an Hornhaut und Augenlinse auftreten. Man unterscheidet hierbei zwischen der chromatischen Aberration, die durch die Wellenlängenabhängigkeit der Brechzahl verursacht wird, und den monochromatischen Aberrationen. Bei den monochromatischen Abbildungsfehlern wird nur eine bestimmte Wellenlänge berücksichtigt. Sie sind einteilbar in die Fehler niedriger Ordnung (Sphäre, Astigmatismus) und die Fehler höherer Ordnung.

Einer der bedeutendsten Abbildungsfehler höherer Ordnung ist die sphärische Aberration (Porter et al., 2001). Sie bewirkt, dass Randstrahlen eines Lichtbündels stärker (positive sphärische Aberration) oder schwächer (negative sphärische Aberration) als die zentralen Strahlen gebrochen werden (Abb. 1). Ein weiterer häufiger Abbildungsfehler ist die Koma. Bei der Abbildung eines Lichtpunkts entsteht hier eine kometenartige Lichterscheinung, deren Kern nach der optischen Achse zeigt (Abb. 2, links). Auch der Trefoil (dreiachsiger Astigmatismus) ist in Normalaugen ähnlich häufig wie die sphärische Aberration und die Koma vorhanden (Salmon und van de Pol, 2006). Bei diesem Abbildungsfehler wird eine punktförmige Lichtquelle zu einem unscharfen Fleck mit einer dreistrahligen Symmetrie verzerrt (Abb. 2, rechts).

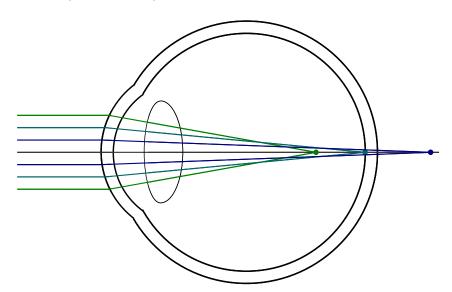
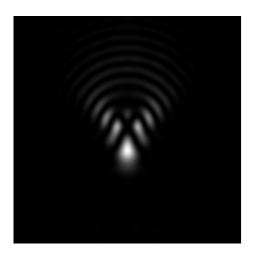


Abb. 1: Strahlenverlauf bei positiver sphärischer Aberration



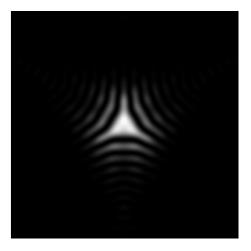


Abb. 2: Simulierte Abbildung eines punktförmigen Objektes bei vorhandener Koma (links) bzw. bei Trefoil (rechts)

Als Synonym für Aberration bzw. Abbildungsfehler wird oftmals der Begriff Wellenfrontfehler verwendet. Dies rührt daher, dass bei der Messung von Aberrationen die Wellenfronten betrachtet werden, die stets senkrecht zu den dazugehörigen Lichtstrahlen verlaufen. Der Wellenfrontfehler ist dabei die Abweichung der realen Wellenfront von der Idealform. Bei einer Abbildung aus Unendlich beispielsweise treffen ebene Wellenfronten auf das Auge, aus denen bei einem fehlerfreien Auge nach Durchlaufen von Hornhaut, Kammerwasser und Augenlinse ideale Kugelwellen entstehen würden. Im Realfall sind diese Wellenfronten jedoch mehr oder weniger deformiert.

2.2 Wellenfrontsensoren

Mit der Entwicklung von Wellenfrontsensoren für die Anwendung am menschlichen Auge ist die Messung von Aberrationen schnell und einfach geworden und liefert präzise Ergebnisse. Hinsichtlich der Funktionsweise kann zwischen drei grundlegenden Arten von Wellenfrontsensoren unterschieden werden: der Sensor nach Tscherning, das Laser-Ray-Tracing und der Shack-Hartmann-Sensor. Beim Tscherning-Aberrometer wird ein Laserstrahlenbündel durch eine Lochmaske gesendet, so dass ein Punktmuster über die gesamte Pupillenfläche in das Auge abgebildet wird. Mit einer Beobachtungsoptik wird die Form des Punktmusters auf der Netzhaut analysiert. Das Laser-Ray-Tracing funktioniert ähnlich, nur dass ein einzelner Laserstrahl in zeitlicher Abfolge durch verschiedene Orte in der Pupille in das Auge tritt. Es werden die Verschiebungen der entstehenden Lichtpunkte erfasst.

Am meisten verbreitet sind Wellenfrontsensoren nach dem Shack-Hartmann-Prinzip. Die Methode zur Vermessung von menschlichen Augen mit einem Shack-Hartmann-Sensor wurde erstmals im Jahre 1994 vorgestellt (Liang et al., 1994). Sie unterscheidet sich von den oben beschriebenen Verfahren dahingehend, dass nicht das ins Auge einfallende, sondern das austretende Licht analysiert wird. Zunächst wird jedoch ein dünner Laserstrahl in das Auge geschickt, der auf die Netzhaut fokussiert wird und im Bereich der Fovea ein kleines Lichtpünktchen erzeugt. Dieses dient als sekundäre Lichtquelle, so dass von ihm kugelförmige Wellen ausgehen (Abb. 3). Ein ideales fehlerfreies Auge würden

ebene Wellenfronten verlassen. Real sind die Wellenfronten jedoch deformiert. Sie treffen auf ein Linsenarray, also eine rasterförmige Anordnung von vielen kleinen Einzellinsen. Hinter jeder Linse entsteht ein Lichtpunkt auf einer CCD-Matrix, die genau in der Brennebene des Linsenarray angeordnet ist. Je nachdem, wie stark verkippt die Wellenfront an den jeweiligen Linsen ist, verschieben sich die Lichtpünktchen auf der CCD-Matrix. Aus diesen Verschiebungen kann die Software des Sensors die Form der Wellenfront und wiederum daraus die einzelnen Zernike-Koeffizienten errechnen (Liang et al., 1994).

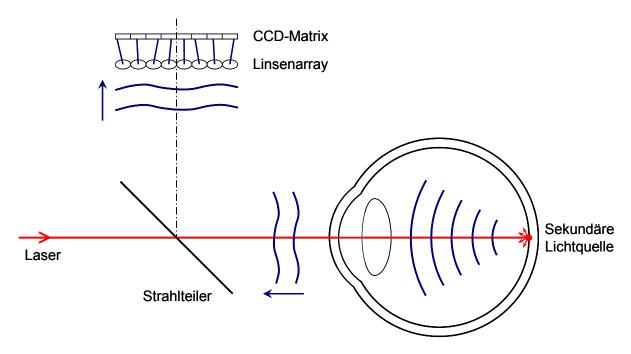


Abb. 3: Funktionsprinzip eines Shack-Hartmann-Wellenfrontsensors

2.3 Zernike-Polynome

Über die Pupille verteilt treten verschiedene Abweichungen auf, die mathematisch mit Hilfe von Zernike-Polynomen beschrieben werden können. Vereinfacht ausgedrückt sind Zernike-Polynome einzelne Komponenten, aus denen der Wellenfrontfehler zusammengesetzt ist. Der Ort in der Pupille wird mit den Parametern ρ (Abstand vom Pupillenzentrum) und θ (Winkel von der x-Achse entgegen dem Uhrzeigersinn) definiert. Somit lässt sich für die gesamte Pupille die Fehlerverteilung wie folgt angeben:

$$W(\rho,\theta) = c_0^0 Z_0^0 + c_1^{-1} Z_1^{-1} + c_1^1 Z_1^1 + c_2^{-2} Z_2^{-2} + c_2^0 Z_2^0 + c_2^2 Z_2^2 + c_3^{-3} Z_3^{-3} + \dots$$
 (1)

Der Wellenfrontfehler W wird in Mikrometer angegeben. Die Werte Z_n^m sind die Zernike-Polynome, wobei m die meridionale Frequenz (Anzahl der Schwingungen beim Umlauf um den Mittelpunkt) und n die radiale Ordnung (Zernike-Ordnung) ist. Durch jedes Polynom wird die charakteristische Form der jeweiligen Fehlerkomponente beschrieben (Norm DIN EN ISO 24157, 2008). In Abb. 4 sind die Zernike-Polynome bis zur 4. Ordnung dargestellt. Die 2. Ordnung enthält die Komponenten Sphäre

und Astigmatismus, die mit Brillengläsern und Kontaktlinsen korrigiert werden können. Ab der 3. Ordnung spricht man von den Fehlern höherer Ordnung. Die Pyramide in Abb. 4 ließe sich nach unten hin beliebig erweitern. Allerdings nimmt mit zunehmender radialer Ordnung der Einfluss auf die Sehqualität immer weiter ab (Thibos et al., 2002), so dass normalerweise eine Betrachtung bis zur 5. oder 6. Ordnung genügt.

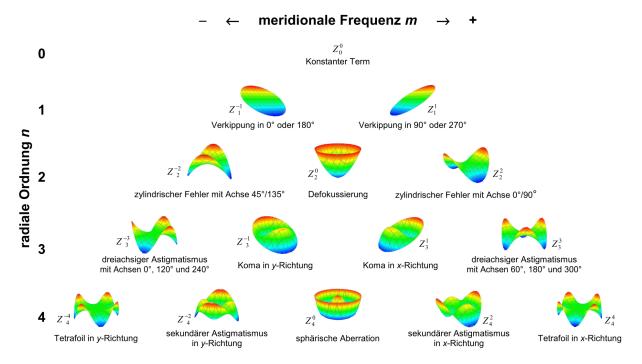


Abb. 4: Zernike-Polynome in pyramidenförmiger Darstellung

Jedem Zernike-Polynom ist ein Koeffizient c vorangestellt, der ebenfalls mit den Indizes m und n gekennzeichnet ist. Dieser Koeffizient gibt an, wie stark die jeweilige Fehlerkomponente am Gesamtwellenfrontfehler beteiligt ist. Dies sind auch die Werte, die bei der Wellenfrontmessung durch das Aberrometer ausgegeben werden. Die einzelnen Zernike-Koeffizienten werden in Mikrometer angegeben.

2.4 RMS-Fehler

Neben der komplexen Beschreibung des Wellenfrontfehlers in Form von Zernike-Polynomen und -Koeffizienten gibt es verschiedene Varianten, die Stärke der Wellenfrontfehler als einfachen Zahlenwert anzugeben. Eine Möglichkeit ist der RMS-Wert (mittlerer quadratischer Wellenfrontfehler, engl. root-mean-square). Der RMS-Wert wird ebenfalls in Mikrometer angegeben. Verschiedene Zernike-Koeffizienten werden dabei wie folgt zusammengefasst:

$$RMS = \sqrt{\sum \left(c_{\rm n}^{\rm m}\right)^2} \tag{2}$$

Je nachdem, welche Koeffizienten man einbezieht, ergeben sich verschiedene RMS-Werte. Gebräuchlich ist vor allem die Angabe

- des Gesamt-RMS-Wertes (Fehler von 2. bis 6. Ordnung),
- des RMS-Wertes der Aberrationen höherer Ordnung (HO-RMS, Fehler von 3. bis 6. Ordnung),
- die Angabe bestimmter Teilfehler, z. B. Koma-RMS (c_3^{-1} und c_3^{-1}) und Trefoil-RMS (c_3^{-3} und c_3^{-3}).

Das Quadrat des RMS-Wertes wird als Wellenfrontvarianz bezeichnet. Sie ist die Summe der Einzelvarianzen der Zernike-Komponenten, die wiederum den Quadraten der einzelnen Zernike-Koeffizienten entsprechen. Die Höhe dieser Einzelvarianzen gibt Aufschluss darüber, welchen Anteil die jeweiligen Teilfehler am Wellenfrontfehler haben.

2.5 Metriken

2.5.1 Überblick

Die Forschergruppe um Thibos an der Indiana University (USA) beschrieb 31 verschiedene Metriken, mit denen aus den Wellenfrontmessdaten Maßzahlen für die optische Qualität errechnet werden können (Thibos et al., 2004). Die Maßzahlen basieren zum Teil auf physikalischen Größen, mit denen die Abbildungsqualität von optischen Systemen beschrieben wird. Diese Größen sind die Punktbildverwaschungsfunktion (engl. *point spread function*, PSF), die Modulationstransferfunktion (MTF) und die optische Transferfunktion (OTF). Nachfolgend sind die Metriken, unterteilt in drei Kategorien, kurz beschrieben.

2.5.2 Metriken der Wellenfrontqualität

Bei einem idealen fehlerfreien optischen System liegen ebene Wellenfronten mit einem Wellenfrontfehler von Null über die gesamte Pupillenfläche vor. Bei den in Tab. 1 aufgelisteten Metriken wird bewertet, wie stark die Wellenfront von der ebenen Form abweicht.

Tab. 1: Metriken der Wellenfrontqualität nach der Beschreibung von Thibos et al. (2004)

Kürzel	Beschreibung
RMS _w	quadratischer Mittelwert des Wellenfrontfehlers über die gesamte Pupille
	RMS-Fehler im Sinne des Abschnitts 2.4, angegeben in Mikrometer
PV	Peak-to-valley-Differenz
	Differenz zwischen höchstem und niedrigsten Wellenfront-Fehlerwert in der Pupille
RMSs	quadratischer Mittelwert der Wellenfrontneigung über die gesamte Pupille
	Die Neigungen der Wellenfront in x- und y-Richtung sind proportional zu den Verschiebungen der Lichtpunkte auf der CCD-Matrix beim Shack-Hartmann-Sensor (Abb. 3, S. 5). Der RMS _s -Wert wird in Winkelminuten angegeben.
Bave	mittlere Verwaschungsstärke (engl. average blur strength)
	Die Stärke der Bildverwaschung wird aus dem sphärischen und dem astigmatischen Fehler in jedem Ort der Pupille errechnet.
PFW _c	Anteil der kritischen Pupille beruhend auf dem Wellenfrontfehler
	Verhältnis der zentralen kreisrunden Pupillenfläche mit einem RMS _w -Wert unterhalb einer festgelegten Größe (z. B. λ/4) zur Gesamt-Pupillenfläche
PFS _c	Anteil der kritischen Pupille beruhend auf der Wellenfrontneigung
	Verhältnis der zentralen kreisrunden Pupillenfläche mit einem RMS _s -Wert unterhalb einer festgelegten Größe (z. B. 1 Winkelminute) zur Gesamt-Pupillenfläche
PFC _c	Anteil der kritischen Pupille beruhend auf der Bildverwaschung
	Verhältnis der zentralen kreisrunden Pupillenfläche mit einem Bave-Wert unterhalb einer festgelegten Größe (z. B. 0,25 dpt) zur Gesamt-Pupillenfläche
PFW _t	Pupillenanteil mit "guten" Subaperturen beruhend auf dem Wellenfrontfehler
	Verhältnis aller Flächenanteile mit einem RMS $_w$ -Wert unterhalb einer festgelegten Größe (z. B. $\lambda/4$) zur Gesamt-Pupillenfläche
PFSt	Pupillenanteil mit "guten" Subaperturen beruhend auf der Wellenfrontneigung
	Verhältnis aller Flächenanteile mit einem RMS _s -Wert unterhalb einer festgelegten Größe (z. B. 1 Winkelminute) zur Gesamt-Pupillenfläche
PFCt	Pupillenanteil mit "guten" Subaperturen beruhend auf der Bildverwaschung
	Verhältnis aller Flächenanteile mit einem B _{ave} -Wert unterhalb einer festgelegten Größe (z. B. 0,25 dpt) zur Gesamt-Pupillenfläche

2.5.3 Metriken der Abbildungsqualität für punktförmige Objekte

Die Abbildung eines punktförmigen Objektes wird durch die Punktbildverwaschungsfunktion (PSF) beschrieben. Mit Hilfe der Metriken in Tab. 2 wird die Verteilung der PSF bewertet. Die ersten fünf

Metriken beschreiben die **Kompaktheit** der PSF, während die übrigen sechs Metriken den **Kontrast** der Punktabbildung wiedergeben.

Tab. 2: Metriken der Abbildungsqualität für punktförmige Objekte nach der Beschreibung von Thibos et al. (2004)

Kürzel	Beschreibung
D50	zentraler Durchmesser der PSF mit 50 % Lichtanteil
	Die Lichtverteilung im äußeren Bereich um die D50-Fläche bleibt unberücksichtigt.
EW	äquivalente Breite der PSF (engl. equivalent width)
	Durchmesser eines Zylinders mit der selben Höhe und dem selben Volumen wie die reale PSF
SM	zweites Moment (engl. second moment) der Lichtverteilung
	Diese Metrik ist vergleichbar mit dem Massenträgheitsmoment. Sie beschreibt, wie schnell die PSF außerhalb des Maximums absinkt.
HWHH	halbe Halbwertsbreite (engl. half width at half height)
	mittlerer Radius der Fläche, bei der die Lichtintensität mindestens 50 % des Maximums der PSF beträgt
CW	Korrelationsbreite der Lichtverteilung (engl. correlation width)
	halbe Halbwertsbreite der Autokorrelation der PSF
SRX	Strehl-Verhältnis in der räumlichen Domäne
	Verhältnis des Maximums der aberrationsbehafteten PSF zum Maximum der aberrationsfreien PSF
LIB	realer Lichtanteil im Kernbereich der aberrationsfreien PSF (engl. light-in-the-bucket)
	Anteil der gesamten Energie der realen PSF, die in den Flächenbereich des zentralen Beugungsscheibchens bei einer aberrationsfreien Abbildung fällt
STD	Standardabweichung der Lichtintensitäten in der PSF bezogen auf den aberrationsfreien Wert
	Je verwaschener die Punktabbildung ist, desto geringer ist die Standardabweichung der Licht- intensitäten.
ENT	Entropie der PSF
	Die Entropie ist ein Begriff aus der Informationstheorie und ist ein Maß für den mittleren Informationsgehalt.
NS	neuronale Bildschärfe (engl. neural sharpness)
	Die PSF wird mit einer Gauß-Funktion gewichtet, um den Einfluss des neuronalen Systems zu berücksichtigen. Die Metrik ist das Verhältnis des Integrals der aberrationsbehafteten gewichteten PSF zum Integral der aberrationsfreien gewichteten PSF.
VSX	visuelles Strehl-Verhältnis in der räumlichen Domäne
	Die PSF wird mit einer Funktion gewichtet, die der inversen Fourier-Transformation der neuronalen Kontrastempfindlichkeitsfunktion (siehe Abschnitt 2.7.2) entspricht. Die Metrik ist das Verhältnis des Integrals der aberrationsbehafteten gewichteten PSF zum Integral der aberrationsfreien gewichteten PSF.

2.5.4 Metriken der Abbildungsqualität für gitterförmige Objekte

Die Modulationstransferfunktion (MTF) beschreibt die Reduktion des Bildkontrastes gegenüber dem Kontrast des Objektes in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz. In der optischen Transferfunktion (OTF) ist zusätzlich die Information über die Phasenverschiebung in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz enthalten. Mit Hilfe der Metriken in Tab. 3 wird der Verlauf der MTF bzw. der OTF bewertet.

Tab. 3: Metriken der Abbildungsqualität für gitterförmige Objekte nach der Beschreibung von Thibos et al. (2004)

Kürzel	Beschreibung	
SFcMTF	Grenzfrequenz der radial gemittelten MTF	
	Die Frequenz entspricht dem letzten Schnittpunkt der MTF mit der neuronalen Kontrastschwellenfunktion (siehe Abschnitt 2.7.2), wobei die MTF durch Integration über alle Orientierungen errechnet wurde.	
SFcOTF	Grenzfrequenz der radial gemittelten OTF	
	Die Frequenz entspricht dem ersten Schnittpunkt der OTF mit der neuronalen Kontrastschwellenfunktion (siehe Abschnitt 2.7.2), wobei die OTF durch Integration über alle Orientierungen errechnet wurde. Der SFcOTF-Wert ist somit die höchste Ortsfrequenz vor der ersten Phasenumkehr, die noch wahrgenommen werden kann (Abb. 5, S. 11).	
AreaMTF	TF Fläche der Sichtbarkeit für die radial gemittelte MTF	
	Verhältnis des Flächeninhalts der aberrationsbehafteten MTF oberhalb der neuronalen Kontrastschwellenfunktion zum Flächeninhalt der aberrationsfreien MTF oberhalb der neuronalen Kontrastschwellenfunktion	
AreaOTF	Fläche der Sichtbarkeit für die radial gemittelte OTF	
	Verhältnis des Flächeninhalts der aberrationsbehafteten OTF oberhalb der neuronalen Kontrastschwellenfunktion zum Flächeninhalt der aberrationsfreien OTF oberhalb der neuronalen Kontrastschwellenfunktion (jeweils bis zur Grenzfrequenz SFcOTF)	
SRMTF	Strehl-Verhältnis beruhend auf der Modulationstransferfunktion (engl. Strehl ratio)	
	Verhältnis des Volumens unter der aberrationsbehafteten (zweidimensionalen) MTF zum Volumen unter der aberrationsfreien MTF	
SROTF	Strehl-Verhältnis beruhend auf der optischen Transferfunktion	
	Verhältnis des Volumens unter der aberrationsbehafteten (zweidimensionalen) OTF zum Volumen unter der aberrationsfreien OTF	
VSMTF	visuelles Strehl-Verhältnis beruhend auf der MTF	
	Hierbei wird die MTF mit der neuronalen Kontrastempfindlichkeitsfunktion (siehe Abschnitt 2.7.2) gewichtet. Der VSMTF-Wert ist dann das Verhältnis des Volumens unter der aberrationsbehafteten zum Volumen unter der aberrationsfreien gewichteten MTF.	

VSOTF	visuelles Strehl-Verhältnis beruhend auf der OTF	
	Hierbei wird die OTF mit der neuronalen Kontrastempfindlichkeitsfunktion (siehe Abschnitt 2.7.2) gewichtet, so dass man eine "objektive Kontrastempfindlichkeitsfunktion" erhält. Der VSOTF-Wert ist dann das Verhältnis des Volumens unter der aberrationsbehafteten zum Volumen unter der aberrationsfreien objektiven Kontrastempfindlichkeitsfunktion.	
VOTF	Volumen unter der OTF bezogen auf das unter der MTF	
	Diese Metrik ist ein Maß für den Einfluss der Phasenwechsel der OTF. Ohne Phasenwechsel wären beide Volumina gleich.	
VNOTF	Volumen unter der neuronal gewichteten OTF bezogen auf das der neuronal gewichteten MTF	
	Diese Metrik berücksichtigt nur die Phasenwechsel der OTF, die für die visuelle Wahrnehmung relevant sind.	

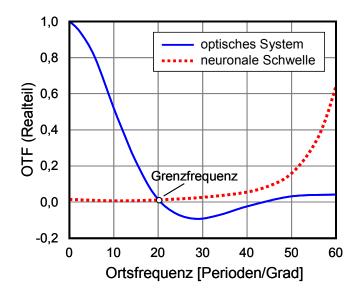


Abb. 5: Radiale OTF für ein aberrationsbehaftetes optisches System (rot) und neuronale Kontrastschwellenfunktion (blau). Der Schnittpunkt beider Linien bestimmt die Grenzfrequenz der SFcOTF-Metrik.

2.6 Adaptive Optiken

Um die Auswirkungen der Aberrationen höherer Ordnung auf das Sehen bewerten zu können, sind Geräte interessant, die diese Aberrationen beeinflussen und zu Forschungs- oder Demonstrationszwecken korrigieren können. Diese Möglichkeit bieten adaptive Optiken. Sie enthalten neben einem Wellenfrontsensor zur Messung der Aberrationen ein elektronisch-optisches Bauelement (Spatial light modulator, SLM) oder einen verformbaren Spiegel, der die Fehler ausgleichen kann. Abb. 6 zeigt den adaptiven Spiegel MIRAO 52-d (Fa. Imagine Eyes, Orsay, Frankreich). 52 elektromagnetische Aktuatoren können die silberbeschichtete Membran mit einem Hub von bis zu 50 µm verformen. Jeder Aktuator besteht aus einer Spule und einem Magneten, der mit der Membran fest verbunden ist. Beim Anlegen einer Spannung an die Spule wird ein magnetisches Feld erzeugt, das mit anziehender oder

abstoßender Kraft auf die Membran wirkt. Die Kraft ändert sich dabei linear mit der angelegten Spannung.

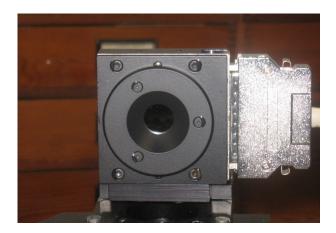


Abb. 6: Adaptiver Spiegel MIRAO 52-d. Die Spiegelmembran hat einen Durchmesser von 15 mm und kann durch 52 Aktuatoren elektromagnetisch verformt werden.

Die auf den adaptiven Spiegel auftreffenden Wellenfronten werden dabei so verändert, dass die gemessenen Wellenfrontfehler (siehe Abschnitt 2.2) ausgeglichen werden. Ursprünglich wurden adaptiven Optiken in der Astronomie eingesetzt, um atmosphärische Störungen auszugleichen und eine optimale Abbildung der Himmelsobjekte zu ermöglichen (Tyson, 2010). Die erste Anwendung eines adaptivoptischen Systems am menschlichen Auge wurde von Liang und Williams (1997) beschrieben.

Während zuvor die Erkennung detaillierter Strukturen am Augenhintergrund durch die schlechte optische Qualität des Auges begrenzt war, können mit Hilfe von adaptiven Optiken auch am lebenden Auge feinste Details bis hin zu einzelnen Rezeptoren erkannt und abgebildet werden (Liang und Williams, 1997). Adaptive Optiken werden daher in ophthalmologischen Geräten angewendet, um die Bildgebung und die Diagnostik von okulären Erkrankungen zu verbessern. Klassisches Beispiel ist die Funduskamera. Die Korrektion der Wellenfrontfehler des Auges steigert die Auflösung bei der Abbildung, so dass mehr Details der Netzhaut sichtbar werden. Es können auch – bei entsprechender Fokussierung – Details der Blutgefäße und der Verlauf der Nervenfaserbündel dargestellt werden. Zudem ist es möglich, die einzelnen Zapfentypen (S-Zapfen, M-Zapfen und L-Zapfen) zu identifizieren und deren Verteilung in verschiedenen Netzhautbereichen zu analysieren (Hofer et al., 2005).

Beim Scanning-Laser-Ophthalmoskop (SLO) sorgt eine konfokale Lochblende dafür, dass nur das reflektierte Laserlicht einer bestimmten Gewebeschicht abgebildet wird. Dabei kann mit beweglichen Spiegeln eine größere Fläche abgerastert (gescannt) werden. Mit einer adaptiven Optik (AO) kann der Laserpunkt bestmöglich fokussiert werden, so dass seine Ausdehnung so gering wie möglich ist. Dadurch verbessern sich mit einem AO-SLO der Kontrast und die Auflösung gegenüber herkömmlichen SLOs (Roorda, 2010).

Auch Optische Kohärenz-Tomographen (OCT) lassen sich mit adaptiven Optiken kombinieren. Hier kann die laterale Auflösung gegenüber herkömmlichen OCT-Geräten um den Faktor 5 gesteigert

werden, außerdem werden Speckles reduziert und die Empfindlichkeit gesteigert (Miller et al., 2011). Damit sind ultrahoch aufgelöste dreidimensionale Bilder von den Netzhautstrukturen möglich, die bisher nur mittels Histologie sichtbar gemacht werden konnten.

Grundsätzlich machen adaptive Optiken bei allen Geräten Sinn, mit denen die Augenmedien optisch durchquert werden müssen. Dabei wird durch den Ausgleich der Aberrationen des Auges die Auflösung für die Bildgebung deutlich gesteigert. Neben dem Blick ins Auge (bildgebende Verfahren) ist aber auch die umgekehrte Lichtrichtung interessant: der Blick aus dem Auge heraus. Hier können adaptive Optiken eingesetzt werden, um die Abbildung eines angeblickten Objektes auf der Netzhaut zu beeinflussen und die Auswirkungen auf das Sehvermögen zu untersuchen. Möglich ist – wie auch bei den bildgebenden Verfahren – die Korrektion oder Erzeugung von Aberrationen niedriger und höherer Ordnung. Nur befindet sich hier am Ende des Strahlengangs keine Aufnahmeeinheit, sondern Sehobjekte oder Testmuster, die vom Probanden betrachtet werden. Diese Variante einer adaptiven Optik wurde auch in der vorliegenden Arbeit verwendet und ist in Abschnitt 4.1.1 näher beschrieben.

Eine spezielle Version einer adaptiven Optik, mit der Untersuchungen zum Sehvermögen durchgeführt werden können, ist das AO-SLO der Forschergruppe um Roorda (University of California, USA). Bei diesem Gerät kann der Laser so moduliert werden kann, dass einzelne Rezeptoren der Netzhaut stimuliert werden und dadurch bestimmte Muster wahrgenommen werden. Vergleichbar ist dies mit der Bilderzeugung bei der Bildröhre eines Fernsehers. Das AO-SLO kann außerdem als hochfrequenter Eyetracker benutzt werden. Diese Technik erfasst die Augenbewegungen in Echtzeit und ermöglicht, den Laser entsprechend nachzuführen. Werden beide Einsatzmöglichkeiten dieses AO-SLO (Erzeugung von Stimuli und Eyetracking) kombiniert, ist man in der Lage, gezielt bestimmte Bereiche der Netzhaut zu stimulieren, wobei auf einzelne Zapfen genau fokussiert werden kann (Roorda, 2010). Dies ermöglicht eine neue Art von Experimenten für die visuelle Wahrnehmung. Es können die Funktionsweise einzelner Rezeptoren und Rezeptorenbereiche untersucht werden. Eine denkbare klinische Anwendung ist die hochaufgelöste Perimetrie (Tuten et al., 2012).

2.7 Sehfunktionen

2.7.1 Visus

Der Visus, oft auch als Sehschärfe bezeichnet, ist der Schwellenwert der Fähigkeit, feine Details eines Objektes wahrzunehmen. Er wird als Kehrwert des kleinsten Sehwinkels in Winkelminuten angegeben, unter dem der jeweilige Stimulus bzw. dessen kritisches Detail noch erkennbar ist (Norm DIN 5340, 1998). Beim Refraktionieren gilt die optimale Korrektion als erreicht, wenn der Visus maximal ist. Außerdem ist er Kriterium bei Eignungsprüfungen für bestimmte berufliche Tätigkeiten, oder er lässt pathologische Veränderungen des visuellen Apparates erkennen (Paliaga, 1993).

Der Visus ist abhängig vom Alter, von der Gesichtsfeldleuchtdichte, vom Netzhautort und vom Pupillendurchmesser. Außerdem ist er vom Sehzeichen abhängig (Methling, 2012). Folgende Parameter haben dabei einen Einfluss:

• Art der Sehzeichen

Nach der Norm DIN EN ISO 8596 (2009) wird als Normsehzeichen der Landoltring verwendet. Sein Außendurchmesser beträgt das Fünffache der Linienbreite und der Lückenbreite. Er kann in acht verschiedenen Orientierungen dargeboten werden (Abb. 7). Hier geht es um die Ermittlung einer **Auflösungssehschärfe**, also um die Fähigkeit, zwei Punkte als getrennt wahrnehmen zu können.



Abb. 7: Landoltringe in acht möglichen Orientierungen (vier gerade und vier schräge Orientierungen)

Von der Auflösungssehschärfe abzugrenzen ist die **Punktsehschärfe**, bei der die Fähigkeit geprüft wird, einen einzelnen Punkt oder ein einzelnes Objekt wahrzunehmen. Bei der Benennung von Buchstaben, Zahlen und Formen wird die **Erkennungssehschärfe** geprüft, bei der neben dem Auflösungsvermögen psychologische Faktoren (z. B. Kenntnis des Objektes, Erwartungshaltung) eine Rolle spielen. Schließlich kann noch die **Lokalisationssehschärfe** bestimmt werden. Hier wird die Wahrnehmung der räumlichen Beziehung zweier Objekte zueinander getestet, wie z. B. die Noniussehschärfe (Paliaga, 1993).

• Kontrast der Sehzeichen

Je geringer der Kontrast, desto niedriger ist der gemessene Visus (siehe Abschnitt 2.7.2). Normalerweise wird der Visus bei hohem Kontrast mit einer Sehzeichen-Leuchtdichte von \leq 15 % der Testfeldleuchtdichte ermittelt (Norm DIN EN ISO 8596, 2009). Man spricht daher auch vom Hochkontrastvisus. Zum Testen spezieller Sehsituationen ist es aber auch möglich, den Visus bei niedrigem Kontrast zu messen (Niedrigkontrastvisus).

• Abstand der Sehzeichen

Bei gleichzeitiger Darbietung mehrerer benachbarter Optotypen mit geringem Abstand kann die Erkennbarkeit aufgrund von Trennschwierigkeiten, auch Kontureninteraktion genannt, beeinträchtigt sein. Daher schreibt die Norm DIN EN ISO 8596 (2009) bestimmte Abstände vor, die je nach Visuswert variieren. Die Mindestabstände reichen von der 2fachen Lückenbreite des Landoltringes bei Visuswerten < 0,06 bis zum 3fachen Durchmesser des Landoltringes bei Visuswerten > 1,0.

Ratewahrscheinlichkeit

Je weniger Antwortmöglichkeiten zur Auswahl stehen, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, trotz Nichterkennens ein Sehzeichen richtig zu benennen. Bei hoher Ratewahrscheinlichkeit fällt das Messergebnis tendenziell zu gut aus.

Die Sehzeichen können auf durchleuchteten Tafeln, auf nicht durchleuchteten Tafeln oder auf elektronischen Anzeigen dargeboten werden. Letzteres hat den Vorteil, dass man eine Randomisierung der Zeichen vornehmen kann und damit Fehlereinflüsse durch Auswendiglernen vermeidet.

2.7.2 Kontrastsehen

Der (photometrische) Kontrast ist die definierte Beziehung zwischen örtlich oder zeitlich unterschiedlichen Leuchtdichten im Gesichtsfeld. Zur Berechnung des Kontrastes können unterschiedliche Definitionen verwendet werden. Hauptsächlich kommen der Weber-Kontrast und der Michelson-Kontrast zur Anwendung. Der Weber-Kontrast mit der Gleichung

$$K = \frac{L_{\rm I} - L_{\rm U}}{L_{\rm II}} \tag{3}$$

wird häufig bei kleinen Sehobjekten (Infeld-Leuchtdichte $L_{\rm I}$) in großem Umfeld (Umfeld-Leuchtdichte $L_{\rm U}$) gebraucht. Oft wird aber auch der Michelson-Kontrast mit der Gleichung

$$K = \frac{L_{\text{max}} - L_{\text{min}}}{L_{\text{max}} + L_{\text{min}}} \tag{4}$$

verwendet, wobei L_{max} die maximale und L_{min} die minimale Leuchtdichte ist. Er findet vor allem Anwendung, wenn nicht eindeutig zwischen Infeld und Umfeld unterschieden werden kann (Norm DIN 5340, 1998). In der vorliegenden Arbeit wurde stets der Michelson-Kontrast berechnet.

Der geringste wahrnehmbare photometrische Kontrast wird als Kontrastschwelle bezeichnet. Der Kehrwert der Kontrastschwelle ist die Kontrastempfindlichkeit (Norm DIN 5340, 1998). Sie ist ein Maß für die Fähigkeit, Helligkeitsunterschiede wahrnehmen zu können. Unter der Ortsfrequenz versteht man die Anzahl der Perioden eines Streifenmusters, die unter dem Sehwinkel von 1 Grad erscheinen. Breite Streifen oder grobe Sehobjekte haben demnach eine geringe Ortsfrequenz, während schmale Streifen bzw. feine Sehobjekte eine hohe Ortsfrequenz haben (Methling, 2012).

Zur Ermittlung der Kontrastempfindlichkeit sind unterschiedliche Methoden gebräuchlich. Eine Möglichkeit ist die Verwendung von Sinusgittertafeln, wie zum Beispiel der "Functional Acuity Contrast Test" (F.A.C.T., Fa. Stereo Optical, USA). Es existieren auch Tafeln mit Optotypen und abgestuftem Kontrast, wie etwa die "Pelli-Robson-Tafel" (Fa. Clement Clarke International, Großbritannien). Die computergesteuerte Darbietung von Landoltringen auf einem Monitor ist mit dem "Freiburg Visual Acuity & Contrast Test" (FrACT) möglich (Bach et al., 2008).

Zahlreiche Einflussfaktoren können sich auf das Messergebnis für die Kontrastempfindlichkeit auswirken. Der wichtigste Faktor ist die Ortsfrequenz. Abb. 8 A zeigt den Zusammenhang zwischen Ortsfrequenz bzw. Detailgröße und der Kontrastempfindlichkeit, die sogenannte Kontrastempfindlichkeitskurve (grün). Ihr Maximum liegt bei einer Ortsfrequenz von etwa 4 bis 10 Perioden pro Grad und nimmt mit zunehmender Ortsfrequenz immer weiter ab. Auch zu niedrigeren Ortsfrequenzen hin findet eine Abnahme der Kontrastempfindlichkeit statt.

Die Kontrastempfindlichkeit ist das Produkt aus der Kontrastübertragung durch die Optik des Auges, beschreibbar durch die MTF, und der Übertragungsleistung durch das neuronale System. Eine sogenannte neuronale Kontrastempfindlichkeitsfunktion wurde experimentell durch Projizieren eines Interferenzmusters auf die Netzhaut ermittelt (Campbell und Green, 1965). Sie ist in Abb. 8 A als blaue Kurve eingetragen. Abb. 8 B zeigt die Kehrwerte der Kontrastempfindlichkeiten, also die Kontrastschwellen. Die neuronale Kontrastempfindlichkeitsfunktion und die neuronale Kontrastschwellenfunktion wurden auch bei der Berechnung verschiedener Metriken der Abbildungsqualität herangezogen (siehe Abschnitte 2.5.3 und 2.5.4).

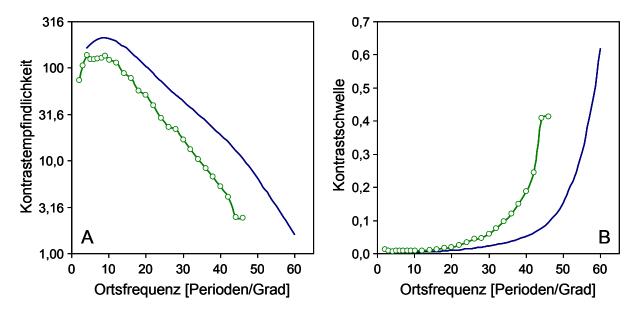


Abb. 8: Kontrastempfindlichkeit (A) bzw. Kontrastschwelle (B) in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz. Die Beispielwerte wurden von Campbell und Green (1965) experimentell ermittelt, wobei vom Proband entweder ein externes Sinusmuster (grüne Kurven) oder ein auf die Netzhaut projiziertes Interferenzmuster (blaue Kurven) beurteilt wurde. Der Anstieg der Kontrastschwellenfunktionen zeigt, dass für die Erkennbarkeit feinerer Details ein höherer Kontrast notwendig ist.

Neben der Ortsfrequenz gibt es noch weitere Einflussfaktoren auf die Kontrastempfindlichkeit (Bach et al., 2008; Methling, 2012). Sie ist abhängig:

- von der Art des Testmusters (Sinusmuster, Optotypen),
- vom untersuchten Netzhautort,
- vom Alter,

- von der Adaptationsleuchtdichte,
- von der Darbietungszeit,
- von der Untersuchungsart (monokular, binokular),
- von optischen Faktoren (z. B. Streulicht, Refraktionsstatus),
- von neuronalen Faktoren,
- von pathologischen Faktoren (Erkrankungen und Medikamente).

Die Prüfung des Kontrastsehens liefert mehr Informationen über das Sehvermögen als der Visus, da bei der Visusprüfung im Normalfall nur die Wahrnehmung hoher Ortsfrequenzen bei hohem Kontrast getestet wird.

2.7.3 Blendungssehen

Blendung ist eine durch zu hohe Leuchtdichte oder Leuchtdichteunterschiede ausgelöste visuelle Störempfindung mit oder ohne nachweisbarer Minderung von Sehfunktionen. Bei der Bewertung unterscheidet man zwischen physiologischer Blendung (engl. *disability glare*) und psychologischer Blendung (engl. *discomfort glare*) (Norm DIN 5340, 1998).

Bei der physiologischen Blendungsbewertung wird die Minderung von Sehfunktionen betrachtet. Trübungen der Augenmedien, wie zum Beispiel bei Katarakt, durch Hornhautödem nach Kontaktlinsentragen, bei einem Glaukomanfall oder Hornhautunebenheiten nach chirurgischen Eingriffen können zu Lichtstreuungen im Auge führen (Finkelstein, 1952; Lackner et al., 2003). Streulicht kann außerdem durch unkorrigierte Ametropien (Defokussierung, Astigmatismus) verursacht werden (Scott und Jacobs, 1992). Weitere mögliche Gründe sind dehydrierte weiche Kontaktlinsen, Ablagerungen auf Kontaktlinsen und verkratzte Brillengläser. Durch die entstehende Schleierleuchtdichte reduziert sich der Netzhaut-Bildkontrast. Dabei ist der Einfluss der Blendquelle abhängig von ihrem Abstand zum fixierten Objekt (Vos, 1984). Neben optischen Faktoren können auch neuronale Faktoren bei der Blendung eine Rolle spielen (van den Berg, 1995).

Als Maß für die Minderung der Sehleistung kann die Blendempfindlichkeit herangezogen werden. Sie wird errechnet aus der Kontrastschwelle ohne Blendung (K_0) und der Kontrastschwelle mit Blendung (K_{Blend}). Möglich sind verschiedene Berechnungswege. Eine Gleichung wurde von Paulsson und Sjostrand (1980) festgelegt, bei der der Lichtstreuungsfaktor (LSF) ermittelt wird:

$$LSF = \frac{L}{E} \cdot \left(\frac{K_{\text{Blend}}}{K_0} - 1\right) \tag{5}$$

L ist dabei die mittlere Testfeldleuchtdichte und E die Beleuchtungsstärke der Blendquelle am Auge. Heutzutage ist eine vereinfachte Variante dieser Gleichung gebräuchlich. Hierbei wird die Blend-

empfindlichkeit (*BE*) als Reduktion der logarithmierten Kontrastempfindlichkeit (*KE*) durch die Blendquelle definiert (Elliott, 2006):

$$BE = \log KE_0 - \log KE_{\text{Blend}} \tag{6}$$

Die Blendempfindlichkeit wird häufig bei klinischen Untersuchungen erfasst, beispielsweise wenn es um die Prüfung der Auswirkungen einer Katarakt geht, wenn der Erfolg eines refraktiv-chirurgischen Eingriffs kontrolliert werden soll oder wenn ein Hornhautödem beurteilt wird. Ein international verbreitetes Testgerät dafür ist der "Brightness Acuity Tester" (BAT). Der BAT besteht aus einer diffus beleuchteten Halbkugel, die vor das Auge gehalten wird. Der Patient blickt durch eine kleine Öffnung in der Mitte der Halbkugel auf eine Visus- oder Kontrasttafel (Holladay et al., 1987). Eine andere Möglichkeit ist die Messung der Kontrastempfindlichkeit an Streifenmustern unter Blendbedingungen. Dazu eignet sich beispielsweise der "CSV-1000 Halogen Glare Test" (Fa. Vector Vision, Greenville, Ohio), der den CSV-1000-Kontrasttest und zwei periphere Blendquellen enthält. Ein weiteres Testgerät ist der "Optec 6500" (Fa. Stereo Optical Co., Chicago, Illinois). Hierbei handelt es sich um ein binokulares Einblickgerät, das als Kontrasttafel den "Functional Acuity Contrast Test" (F.A.C.T.) enthält und bei dem zwölf weiße Leuchtdioden oval um das Testfeld angeordnet sind. Bühren et al. (2006) erstellten einen Laboraufbau, das "Frankfurt-Freiburg Contrast & Acuity Test System" (FF-CATS), das die Prüfung bei verschiedenen Beleuchtungs- und Blendbedingungen ermöglicht. Das FF-CATS beinhaltet die Software FrACT, die Landoltringe auf einem PC-Monitor darbietet (siehe Abschnitt 2.7.2), und acht weiße Leuchtdioden, die als Blendquellen ringförmig um das Testfeld angeordnet sind. In Deutschland ist die Prüfung des Blendungssehens durch Empfehlungen der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft geregelt (DOG, 2014). Zur Führerschein-Begutachtung werden von der DOG drei Geräte empfohlen, die die Testzeichen und eine Blendquelle unter festgelegten Bedingungen darbieten können. Dabei handelt es sich um den "Mesotest II" (Fa. Oculus, Wetzlar), das "Nyktometer 500" (Fa. Rodenstock, München) und den "Optovist" (Fa. Vistec, Olching). Abhängig von der Führerscheinklasse müssen mit und ohne Blendung bestimmte Kontraststufen erkannt werden, damit eine Nachtfahrtauglichkeit bescheinigt werden kann.

Im Unterschied zur physiologischen Blendungsbewertung geschieht die psychologische Blendungsbewertung rein unter dem Gesichtspunkt der Störempfindung. Die Messung gestaltet sich schwierig, da die psychologische Blendung auf der subjektiven Einschätzung des Probanden beruht. Meist werden Fragebögen verwendet, um die Bewertung vorzunehmen. Eine gebräuchliche Methode ist das "Unified Glare Rating" (UGR), das von der Internationalen Beleuchtungskommission (Commission Internationale de l'Éclairage) entwickelt wurde (CIE, 1995).

2.8 Psychophysische Methoden

2.8.1 Psychometrische Funktion

Die Methoden der Psychophysik untersuchen den Zusammenhang zwischen dem subjektiven (psychischen) Erleben und den messbaren (physikalischen) Reizen. Sie dienen zur Ermittlung einer Schwelle für die kleinste Reizgröße, die eine Empfindung auslöst (Absolutschwelle) bzw. einer Schwelle für die kleinste wahrnehmbare Änderung eines Reizes (Unterschiedsschwelle). Bei der visuellen Wahrnehmung existiert dabei kein fester Schwellenwert, bei dem ein unterschwelliger Reiz zu 100 % nicht erkannt und ein oberschwelliger Reiz zu 100 % erkannt wird.

Stattdessen folgt die Wahrnehmung der sogenannten psychometrischen Kurve, die einen sigmoiden Verlauf (Abb. 9) hat. Sie zeigt die Erkennungsrate in Abhängigkeit von der Reizintensität. Die Reizstärken im Übergangsbereich werden manchmal erkannt und manchmal nicht. Der steilste Punkt (Wendepunkt) der Kurve in diesem Übergangsbereich repräsentiert die Schwelle. Die Erkennungsrate hier entspricht dem Mittelwert aus 100% und der Ratewahrscheinlichkeit. Die Ratewahrscheinlichkeit wiederum wird bestimmt aus dem Kehrwert der Antwortmöglichkeiten. Bei acht verschiedenen Orientierungen des Landoltrings beispielsweise liegt die Wahrscheinlichkeit, einen nicht erkennbaren Ring richtig zu raten, bei 12,5 %.

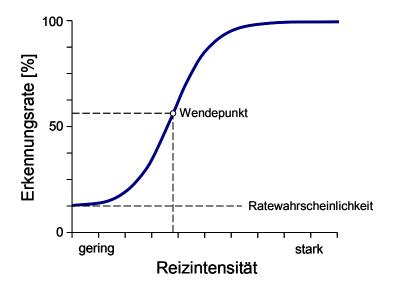


Abb. 9: Psychometrische Funktion. Die Erkennungsrate steigt mit zunehmender Reizintensität vom Niveau der Ratewahrscheinlichkeit bis auf 100 %. Der Wendepunkt dieser sigmoiden Funktion wird bei der Schwellenwertbestimmung gesucht.

Der typische Verlauf der psychometrischen Funktion erklärt sich durch ein Rauschen, das die Erkennbarkeit beeinflusst. Es entsteht aufgrund von Schwankungen in den äußeren Einflüssen (z. B. Akkommodation, Lichtverhältnisse), aber auch durch unterschiedliche Aktivitätslevel der neuronalen Prozesse (Elliott, 2006). Für die mathematische Darstellung der Kurve werden am häufigsten die

logistische Funktion, die Weibull-Funktion und die kumulative Gaußfunktion verwendet (Strasburger, 2001). Die Gleichung der logistischen Funktion ist in Abschnitt 5.1.2 zu finden (Gleichung 10).

Die Lage der psychometrischen Funktion kann in Abhängigkeit vom "subjektiven Kriterium" variieren. Ein risikofreudiger Proband gibt bereits eine positive Rückmeldung, wenn er den Reiz nur äußerst schwach wahrnimmt. Bei ihm würde sich die Kurve weiter links befinden als bei einem vorsichtigen Beobachter mit gleicher Empfindlichkeit, der erst eine Wahrnehmung meldet, wenn der Reiz deutlich erkennbar ist. Um eine Schwellenwertbestimmung unabhängig von diesem subjektiven Kriterium durchzuführen, sollte die Methode der erzwungenen Wahl (engl. *forced-choice method*) angewendet werden. Auch bei Nichterkennen ist der Proband hier angehalten, eine Antwortmöglichkeit aus einer vorgegebenen Auswahl zu wählen, d. h. zu raten (Elliott, 2006).

2.8.2 Konstanzmethode

Eine von vier grundlegenden Methoden zur Schwellenwertbestimmung ist die Konstanzmethode (engl. *method of constant stimuli*). Mit ihr kann man eine vollständige psychometrische Kurve bestimmen. Konstant bedeutet dabei, dass immer dieselbe Anzahl der Stimuli für jede Intensität bzw. jede Größe verwendet wird. Man verwendet starke Reize, die immer erkannt werden, schwächere Reize, die der Proband nicht bei allen Darbietungen erkennt, und schwache unterschwellige Reize, die in keinem Fall erkannt werden. Insgesamt werden mindestens fünf bis zehn Reizstufen geprüft. Die verschiedenen Reizstärken sollen dabei in zufälliger Reihenfolge dargeboten werden. Für jede Stärke wird am Ende eine Erkennungsrate errechnet (Paliaga, 1993).

Will man bei der Schwellenwertermittlung mittels Optotypen die einzelnen Erkennungsraten exakt bestimmen, müssen für jede Größenstufe mindestens 100 Optotypen dargeboten werden. Dies ist notwendig für wissenschaftliche Untersuchungen, wie z. B. die Eichung von Sehzeichen. Für die Anwendung in der Praxis wird das Konstanzverfahren zugunsten einer kürzeren Prüfdauer in vereinfachter Form angewendet. So werden oftmals nur 10 Optotypen pro Größenstufen dargeboten und es wird auf unterschwellige Optotypen verzichtet (Paliaga, 1993).

Die Konstanzmethode ist eine sehr genaue Methode, aber auch diejenige, die die meiste Zeit in Anspruch nimmt.

2.8.3 Grenzmethode

Bei der Grenzmethode (engl. *method of limits*) werden Reize in schrittweise absteigender oder aufsteigender Reihenfolge dargeboten. Zu Beginn wird ein oberschwelliger Reiz gezeigt, dann wird die Reizstärke Stufe für Stufe vermindert. Die Stufe, bei der der Reiz erstmalig nicht erkannt wird, wird notiert. Nun wird ein unterschwelliger Reiz dargeboten und die Reizstärke Schritt für Schritt erhöht, bis der Stimulus erstmalig erkannt wird. Diese Stufe ist der zweite Messwert. Die Stimulusgröße, bei der jeweils eine Antwortänderung erfolgt, nennt man Transitionspunkt. Auf diese Weise erhält man

nach mehreren Wiederholungen eine Reihe von Messwerten für die Transitionspunkte, und zwar jeweils die gleiche Anzahl für zunehmende und abnehmende Reizstärken. Der Mittelwert oder der Median aus den Transitionspunkten stellt den gesuchten Schwellenwert dar. Hat der Proband nur die Wahl zwischen den Antworten "Ja" und "Nein", wird oftmals eine gewisse Persevationstendenz festgestellt. Das bedeutet, dass der Beobachter dazu neigt, aufeinanderfolgend in derselben Weise zu antworten. So könnte er trotzdem weiter mit "Ja" antworten, obwohl er den Reiz schon nicht mehr wahrnimmt. Durch die abwechselnde Darbietung abnehmender und zunehmender Reizstärken heben sich diese Fehler jedoch gegenseitig auf (Paliaga, 1993).

Für Sehschärfemessungen wendet man in der Praxis oft auch eine stark vereinfachte Form der Grenzmethode an: In einer Zeile befinden sich mehrere Optotypen gleicher Größe. Wird die Zeile komplett richtig vorgelesen, wechselt man zur nächsten Zeile mit kleineren Optotypen. Die letzte fehlerfrei erkannte Zeile liefert den Sehschärfewert. Auf zunehmende Optotypengrößen wird verzichtet (Methling, 2012).

2.8.4 Herstellungsmethode

Bei der Herstellungsmethode (engl. *method of adjustment*) stellt der Proband selbst die Reizstärke so ein, dass er den Reiz gerade wahrnehmen kann. Dabei kann entweder ein unterschwelliger Reiz oder ein oberschwelliger Reiz voreingestellt sein. Im ersten Fall steigert der Proband die Reizstärke, im zweiten Fall reduziert er sie. Nach mehreren Wiederholungen wird ein Mittelwert berechnet (Elliott, 2006). Der Proband übernimmt hier eine aktive Rolle im Verfahren, so dass die Wahrscheinlichkeit größer ist, dass er hoch aufmerksam bleibt. Beeinflusst werden kann das Messergebnis durch die Einstellgeschwindigkeit der Reizgröße und vom subjektivem Kriterium des Probanden (siehe Abschnitt 2.8.1). So könnte er beispielsweise bei zunehmender Reizstärke warten, bis er den Reiz wirklich sicher erkennt, oder bei abnehmender Reizstärke zu spät den Einstellvorgang stoppen. Die Herstellungsmethode ist damit die ungenaueste Methode, aber auch die schnellste.

2.8.5 Treppenmethode

Die Treppenmethode (engl. *staircase method*), auch Eingabelungsmethode genannt, findet vor allem bei der computergestützten Schwellenprüfung Anwendung. Sie ist effizienter als andere Methoden, da sich die Messung auf den Schwellenbereich konzentriert und somit weniger Darbietungen notwendig sind. Dennoch erhält man ebenso unverfälschte und zuverlässige Messwerte wie mit der Konstanzmethode (Watson und Fitzhugh, 1990). Nachteilig ist, dass die Messprozedur sehr anstrengend ist, weil die Reizdarbietungen durchweg im Schwellenbereich stattfinden.

Zu Beginn wird eine oberschwellige Reizgröße dargeboten, die Stufe für Stufe bis zur ersten falschen Antwort reduziert wird. Dann werden die Reize wieder vergrößert, bis die erste richtige Antwort genannt wird. Nun werden die Reize wiederum verkleinert. Die Gesamtzahl der Reizdarbietungen

bzw. die Anzahl der Umkehrpunkte ist dabei festgelegt. Es existieren unterschiedliche Varianten der Treppenmethode. Beispiele hierfür sind *Békésy-*Tracking, PEST, Best-PEST und SIAM. Diese Varianten unterscheiden sich durch viele Details in der Durchführung der Messung. Unter anderem gibt es unterschiedliche Regeln für die Änderung der Reizstärke und für die Schwellenberechnung. Nachfolgend soll das Best-PEST-Verfahren näher erläutert werden.

Das Best-PEST-Verfahren (Best Parameter Estimation by Sequential Testing) kann sowohl für Ja/Nein-Aufgaben, als auch für Aufgaben mit Auswahlmöglichkeit verwendet werden. Zunächst wird mit grober Reizabstufung die ungefähre Lage der Schwelle gesucht. Ist diese gefunden, wird mit Hilfe eines statistischen Schätzverfahrens (Maximum-Likelihood-Methode) aus den bisher gegebenen Antworten der wahrscheinlichste Schwellenwert berechnet und der dazugehörige Reiz dargeboten. Die Berechnung erfolgt nach jeder Darbietung neu. Dadurch werden die Schrittweiten immer kleiner (siehe auch Abb. 25, S. 50). Nach Erreichen der festgelegten Darbietungszahl gibt die letzte Berechnung nach der Maximum-Likelihood-Methode den gesuchten Schwellenwert an (Lieberman und Pentland, 1982).

Nachteilig beim Best-PEST-Verfahren ist, dass es sich um ein aufwändiges Berechnungsverfahren handelt und daher nur für computergesteuerte Anwendungen eignet. Eine irrtümliche Antwort zu Messbeginn führt zu einer Schwellensuche im falschen Bereich, so dass hier ein Neustart der Messung notwendig ist. Vorteile des Verfahrens sind ein sehr schnelles Erreichen der Schwelle, ein maximaler Informationsgewinn pro Darbietung und eine große Genauigkeit (Pentland, 1980).

3 Stand der Wissenschaft

3.1 Verteilung von Aberrationen

In zahlreichen Studien wurde unter Verwendung verschiedener Wellenfrontsensoren untersucht, in welchen Größenordnungen und mit welcher Verteilung die verschiedenen monochromatischen Aberrationen auftreten (Castejon-Mochon et al., 2002; Porter et al., 2001; Thibos et al., 2002; Wang und Koch, 2003). Die Ergebnisse von einigen dieser Studien wurden von Salmon und van de Pol (2006) zusammengefasst. Demnach sind in gesunden Normalaugen Koma (c_3^{-1} und c_3^{-1}), Trefoil, (c_3^{-3} und c_3^{-3}) und die sphärische Aberration (c_4^{0}) betragsmäßig am stärksten ausgeprägt. Mit zunehmender Zernike-Ordnung nehmen die Beträge der Koeffizienten ab. Bei der sphärischen Aberration gibt es eine Tendenz hin zu positiven Werten, während bei allen anderen Aberrationen höherer Ordnung der Mittelwert nahezu null ist. Der Gesamt-RMS-Wert für die Aberrationen höherer Ordnung bei einer 5-mm-Pupille betrug im Mittel 0,186 μ m.

Bei einem Pupillendurchmesser von 7,5 mm entspricht der durchschnittliche Betrag an Aberrationen höherer Ordnung einem Wellenfrontfehler, der durch eine Defokussierung von ca. 0,25 dpt erzeugt wird (Thibos et al., 2002). Jedoch gibt es dabei über viele Personen gesehen eine große Streubreite. So entspricht bei etwa 10% aller gesunden Augen der Wellenfrontfehler einer Defokussierung von mehr als 0,37 dpt, bei anderen Augen wiederum fällt er deutlich niedriger als der Mittelwert aus (Thibos et al., 2002).

3.2 Einflussfaktoren auf Aberrationen

Die Größe der Zernike-Koeffizienten hängt von verschiedenen Einflussfaktoren ab. Die wichtigsten Faktoren sind:

Pupillengröße

Je größer die Pupille ist, desto höher sind die Messwerte für die Zernike-Koeffizienten und für die RMS-Werte. Beim Wechsel von einer 3-mm-Pupille auf eine 5-mm-Pupille steigen die Aberrationen circa um den Faktor 4 (Salmon und van de Pol, 2006).

Akkommodation

Die sphärische Aberration verändert sich bei Akkommodation hin zu negativen Werten (Ninomiya et al., 2002). Auch die Koma ändert sich, wobei Betrag und Richtung der Änderung von Mensch zu Mensch sehr unterschiedlich sind (Cheng et al., 2004a).

Alter

Ungefähr ab dem 40. Lebensjahr ist eine Zunahme der Aberrationen zu beobachten, die hauptsächlich auf Änderungen der inneren Aberrationen des Auges (v. a. der Augenlinse) zurückzuführen

sind (Lyall et al., 2013). Die Sehverschlechterungen durch das Anwachsen der Aberrationen höherer Ordnung werden zum Teil dadurch kompensiert, dass die Pupillengröße im Alter geringer ist und weniger variiert werden kann.

kurzzeitliche Faktoren

Die Wellenfrontfehler des Auges unterliegen kurzzeitlichen Schwankungen, zum Beispiel durch Mikroschwankungen der Akkommodation, Veränderungen des Tränenfilms, Augenbewegungen und Puls (Hofer et al., 2001). Daher sind mehrere aufeinanderfolgende Wellenfrontmessungen mit anschließender Mittelwertbildung sinnvoll, um diese kurzzeitlichen Einflüsse zu berücksichtigen.

Erkrankungen der optischen Medien

Verschiedene Krankheitsbilder beeinflussen die Aberrationen des Auges deutlich. Beispiele dafür sind die Katarakt, das Flügelfell (Pterygium), das Sicca-Syndrom (trockenes Auge) und der Keratokonus. Beim Keratokonus dominiert vermöge der krümmungsbedingten Brechwertzunahme im inferioren Hornhautbereich die vertikale Koma (Bühren und Kohnen, 2007b).

3.3 Korrektionsmöglichkeiten von Aberrationen

Wie in Abschnitt 2.6 beschrieben, lassen sich die Aberrationen des Auges mit Hilfe von adaptiven Optiken korrigieren. Dies geschieht jedoch nur zu Untersuchungs- und Forschungszwecken und bietet keine dauerhafte Korrektur. Für den Alltag kommen daher die folgenden Möglichkeiten in Betracht:

• wellenfrontgeführte refraktive Hornhautchirurgie

Mit der wellenfrontgeführten LASIK können die präoperativ vorhandenen Aberrationen beseitigt werden. Dies geschieht über eine Einberechnung der Wellenfrontfehler in das Ablationsprofil. Jedoch können biomechanische Effekte und/oder Wundheilungsreaktionen auftreten, so dass die Aberrationen höherer Ordnung in vielen Fällen nicht unter das präoperative Niveau sinken. Probleme treten auch auf, wenn die Pupille bei Dunkelheit einen größeren Durchmesser als die behandelte optische Zone hat (Smadja et al., 2012).

• individuell gefertigte Intraokularlinsen

Durch die Implantation von asphärischen Intraokularlinsen lässt sich die positive sphärische Aberration der Hornhaut reduzieren. Dies führt in den meisten Fällen zu einer Verbesserung der optischen Abbildung. Wichtig ist hierbei eine exakte Zentrierung der Linse im Auge (Kohnen und Klaproth, 2008).

Eine interessante Variante ist die Implantation von sogenannten lichtadjustierbaren Linsen (engl. *light-adjustable lenses*). Das sind Intraokularlinsen, die photoreaktive Silikonmonomere enthalten, wodurch postoperativ mittels UV-Licht die optische Wirkung beeinflusst werden kann. Denkbar ist damit in Zukunft auch die Beeinflussung von Aberrationen höherer Ordnung (Hengerer et al., 2009).

individuell gefertigte Kontaktlinsen

Der Erfolg aberrationskorrigierender Kontaktlinsen wird begrenzt durch Dezentrations- und Rotationsbewegungen auf dem Auge (Guirao et al., 2001). Sind die Aberrationen höherer Ordnung sehr stark ausgeprägt, ist eine Verbesserung der Sehleistung durch individuelle Kontaktlinsen feststellbar (Sabesan et al., 2007).

Aberrationen höherer Ordnung können nur für einen bestimmten Durchblickspunkt korrigiert werden. Liegt ein Wellenfrontfehler vor, so kann nur das Negativ dieser Fehlerverteilung den Fehler ausgleichen. Sind die Fehler und das korrigierende Negativ jedoch lateral zueinander verschoben, so ist die Korrektion nicht mehr wirksam und es entstehen neue Fehler. Daher können diese Aberrationen mit Brillengläsern nicht ausgeglichen werden. Bei mehreren Glasherstellern gibt es jedoch Ansätze, die Aberrationen höherer Ordnung bei der Auswahl der optimalen Korrektionswerte zu berücksichtigen. Die Glashersteller berechnen auf Grundlage der Aberrometer-Messung und der subjektiven Refraktion optimierte sphärozylindrische Kombinationen für einen oder mehrere Durchblickspunkte des Glases, wobei auch unterschiedliche Pupillengrößen Berücksichtigung finden. Bei der Berechnung finden Metriken Anwendung, die die Abbildung auf der Netzhaut bewerten (siehe Abschnitt 2.5).

3.4 Sehfunktionen bei der Wellenfrontkorrektion mit adaptiven Optiken

In zahlreichen Studien wurden adaptive Optiken angewendet, um Wellenfrontfehler von Probandenaugen auszugleichen und die Auswirkungen auf die Sehleistung zu untersuchen. In der nachfolgenden Übersicht ist ein Großteil dieser Studien mit einer Kurzdarstellung der Ergebnisse aufgelistet.

Tab. 4: Studien zur Auswirkung der Wellenfrontkorrektion mit adaptiven Optiken auf verschiedene Sehfunktionen

Autoren (Jahr)	Sehfunktionen	Änderung	Methode	Pupille (mm)	Pro- banden
Liang et al. (1997)	Kontrastempfindlichkeit	Steigerung um 0,76 log-Einheiten	monochromatische Rechteckgitter mit 27,5 Perioden/Grad	6	2
Yoon und Williams (2002)	Kontrastempfindlichkeit	Steigerung um bis zu 0,41 log-Einheiten	polychromatische Sinusgitter mit 2 bis 32 Perioden/Grad	6	2
	Visus	Steigerung um 0,08 log-Einheiten	E-Haken schwarz-auf-weiß		7
Fernandez und Artal (2005)	Akkommodation	Einstellzeit bis zu viermal länger	abruptes Induzieren von 1,5 dpt bzw. 2 dpt Defokussierung	natürlich	2
Chen et al. (2006)	Akkommodation	Einstellzeit und Akkommodationsab- weichung unverändert	abruptes Induzieren von 0,5 dpt Defokussierung	6	6
Lundström et al. (2007)	peripherer Visus (20°)	Steigerung um 0,03 log-Einheiten	Landoltringe monochromatisch	4,8	6
Rocha et al. (2007)	Visus	Steigerung um 0,08 log-Einheiten	Landoltringe schwarz-auf-weiß	5	9
Dalimier et al. (2008)	Kontrastempfindlichkeit	Steigerung um bis zu 0,27 log-Einheiten	Landoltringe mit Durchmesser 15', 4 Adaptationsleuchtdichten	6	7
Marcos et al. (2008)	Visus	Steigerung um bis zu 0,11 log-Einheiten	Buchstaben in 2 Kontrastpolaritäten, 7 Adaptationsleuchtdichten	6	7
Elliott et al. (2009)	Visus	Steigerung um bis zu 0,08 log-Einheiten	Landoltringe monochromatisch	6	12
	Kontrastempfindlichkeit	Steigerung um bis zu 0,47 log-Einheiten	monochromatische Sinusgitter mit 0,55 bis 18 Perioden/Grad		20
Gambra et al. (2009)	Akkommodation	geringere Akkommodations- abweichung	stufenweise Defokussierung von 1 bis 6 dpt	natürlich	5
Li et al. (2009)	Visus	Steigerung um 0,13 log-Einheiten	Landoltringe monochromatisch	6	12
Artal et al. (2010)	Visus	Steigerung um 0,09 log-Einheiten	E-Haken schwarz-auf-weiß, nur sphärische Aberration korrigiert	4,8	3
	Kontrastempfindlichkeit	Steigerung um 0,13 log-Einheiten	Sinusgitter mit 6 Perioden/Grad, nur sphärische Aberration korrigiert		

3.5 Eignung von Metriken zur Beschreibung der Sehqualität

Es gibt eine Interaktion zwischen verschiedenen Wellenfrontfehlern. Die Wirkung einer Aberration wird immer von den anderen Aberrationen beeinflusst. Diese Wechselwirkung existiert auch zwischen der 2. Zernike-Ordnung und den höheren Ordnungen, so dass die Aberrationen höherer Ordnung die sphärozylindrische Korrektion beeinflussen können (Cheng et al., 2004b). Bestes Beispiel hierfür ist die Interaktion zwischen Sphäre (2. Ordnung) und sphärischer Aberration (4. Ordnung). In manchen Fällen ist es sinnvoll, die Sphäre nicht voll auszukorrigieren, damit die sphärische Aberration bestmöglich kompensiert werden kann. Beide Aberrationen zusammen ergeben ein schärferes Bild, als wenn die Sphäre voll auskorrigiert wird, so wie es das Aberrometer anzeigt (Bühren und Kohnen, 2007a). Für die Bestimmung einer solchen optimierten Korrektion sind Metriken zur Beschreibung der Abbildungsqualität hilfreich.

Die Forschergruppe um Thibos beschrieb 31 verschiedene Metriken, mit denen aus den Wellenfrontmessdaten Maßzahlen für die optische Qualität errechnet werden können (Thibos et al., 2004). Die
Maßzahlen basieren zum Teil auf physikalischen Größen, mit denen die Abbildungsqualität von optischen Systemen beschrieben wird. Diese Größen sind die PSF (engl. *point spread function*, Punktbildverwaschungsfunktion), die MTF (Modulationstransferfunktion) und die OTF (optische Transferfunktion). Eine Auflistung dieser Metriken ist in Abschnitt 2.5 zu finden.

In zwei verschiedenen Studien von Cheng et al. (2004b) und Marsack et al. (2004) wurden Aberrationen höherer Ordnung durch Bildverwaschungen simuliert und geprüft, wie gut die Maßzahlen mit dem Visus korrelieren. Zwar lieferten beide Studien etwas unterschiedliche Ergebnisse, dennoch zeigte sich insgesamt der beste Zusammenhang mit dem Visus beim VSOTF-Wert, dem visuellen Strehl-Verhältnis beruhend auf der OTF. Hierbei wird die OTF mit einer neuronalen Kontrastübertragungsfunktion gewichtet, so dass man eine "objektive Kontrastempfindlichkeitsfunktion" erhält. Der VSOTF-Wert ist dann das Verhältnis aus den Volumina unter der aberrationsbehafteten und der aberrationsfreien objektiven Kontrastempfindlichkeitsfunktion. Eine gute Korrelation zwischen Maßzahl und dem Visus wiesen auch der VSMTF-Wert (visuelles Strehl-Verhältnis beruhend auf der MTF) und der NS-Wert (engl. neural sharpness, neuronale Bildschärfe) auf. Der RMS-Wert ist hingegen wenig zur Beschreibung der Sehqualität geeignet, da verschiedene Aberrationen, die offensichtlich unterschiedlich stark das Sehen beeinflussen, gleichwertig in die Zahl einfließen (Cheng et al., 2004b; Marsack et al., 2004). Bei einigen Metriken konnte zudem festgestellt werden, dass die Korrelation zwischen Visus und den Metrikwerten hoch ausfällt unabhängig davon, welcher Wellenfrontfehler das Sehen beeinflusste und welcher Pupillendurchmesser vorhanden war (Ravikumar et al., 2012).

Über den Zusammenhang der Metriken mit der Kontrastempfindlichkeit ist bislang nur eine Studie bekannt. Liu et al. (2010) ließen bei zehn Probanden per Herstellungsmethode (siehe Abschnitt 2.8.4) 18 Sekunden lang fortlaufend die Kontrastschwelle bestimmen, während der Lidschlag unterdrückt

wurde. Durch den Tränenfilmaufriss veränderten sich während dieser Dauer die Kontrastschwelle und die optische Qualität. Simultan wurden die Wellenfrontfehler gemessen, aus denen die Metriken errechnet wurden. Bave, NS und AreaOTF korrelierten am besten mit der Änderung der Kontrastempfindlichkeit.

3.6 Subjektive Wahrnehmung von Aberrationen

Während es zahlreiche Studien zu den Auswirkungen von Aberrationen auf die messbaren Sehfunktionen gibt, lassen sich zur subjektiven Wahrnehmung unter Einfluss der Aberrationen nur wenige Veröffentlichungen finden.

Sawides et al. (2010) korrigierten mit Hilfe einer adaptiven Optik die Aberrationen niedriger und höherer Ordnung. Sie untersuchten, wie sich die subjektive Schärfe von Schwarz-Weiß-Fotografien, die Gesichtserkennung und die Wahrnehmung von Gesichtsausdrücken ändert. Im Mittel wurden 84 % der Bilder mit korrigierten Aberrationen schärfer gesehen. Bei 16 von 17 untersuchten Probanden verbesserte sich die Erkennung von (bekannten) Gesichtern durchschnittlich um den Faktor 1,13. Gesichtsausdrücke wurden jedoch nicht systematisch besser wahrgenommen. Begründet wurde dies mit der Vermutung, dass die Wahrnehmung von Gesichtsausdrücken einfacher ist als die Gesichtserkennung, so dass dafür auch eine leicht unscharfe (aberrationsbehaftete) Abbildung auf der Netzhaut ausreichend ist.

Die Arbeitsgruppe um Atchison verwendete ein adaptiv-optisches System, um nach der Herstellungsmethode bei den Probanden drei Unschärfekriterien zu ermitteln. Erfasst wurden die gerade wahrnehmbare (*just noticeable*), die gerade störende (*just troublesome*) und die gerade unzumutbare (*just objectionable*) Unschärfe. Sie erzeugten unterschiedliche Aberrationen unter verschiedenen Bedingungen und ermittelten Faktoren, die sich auf die Unschärfewahrnehmung auswirkten (Stimulusgröße, Richtung der Aberration, Korrektionszustand). Die Ergebnisse sind in Tab. 5 zusammengefasst.

Neben der Erzeugung von Aberrationen mit adaptiven Optiken gibt es eine weitere Möglichkeit, die subjektive Unschärfewahrnehmung zu untersuchen. Statt mit optischer Verwaschung können die unscharfen Bilder durch rechnerische Simulation am Computer erzielt werden. Legras et al. (2004) bestimmten Unterschiedsschwellen (engl. *just-noticeable differences*) für Defokussierung, Astigmatismus und sphärische Aberration unter Verwendung der Konstanzmethode. Die Probanden verglichen zwei unterschiedlich verwaschene Snellen-Haken. Auch Ravikumar et al. (2011) verwendeten rechnerisch simulierte Bilder und ermittelten Unterschiedsschwellen angegeben in logarithmierten Einheiten der VSOTF-Metrik (siehe Abschnitt 2.5.4). Auch diese Ergebnisse sind in Tab. 5 aufgeführt.

Tab. 5: Studien zu Unterschiedsschwellen für Aberrationen

Autoren (Jahr)	Aberrationen und Mittelwert oder Median der Unterschieds- schwellen	Pupillen- durch- messer (mm)	Erzeugung der Unschärfe	Psycho- physische Methode	Korrektion der Aberrationen höherer Ordnung	Testtafel Visuswert	Pro- banden
Burton und Haig (1984)	Defokussierung* 0,219λ Astigmatismus* 0,303λ Koma* 0,460λ Sphär. Aberration* 0,206λ	2	Simulierte Bilder Simultan- vergleich	Konstanz- methode	Nein	verschiedene Testmuster	2
Legras et al. (2004)	Defokussierung 0,045 μm Astigmatismus 0,035 μm Sphär. Aberration 0,036 μm	6	Simulierte Bilder Simultan- vergleich	Konstanz- methode	Nein	Snellen-E 0,4	3
Wang und Ciuffreda (2005)	Defokussierung 0,45 dpt	5	Badal- Optometer	Herstellungs- methode	Nein	Ringähnliche Figur Ø = 15'	3
Legras und Rouger (2008)	VMTF-Änderung 6,3 bis 10 %	5,5	Simulierte Bilder Simultan- vergleich	Konstanz- methode	Ja**	Snellen-E 0,4	3
Atchison et al. (2009)	Defokussierung 0,16 μm	5	Adaptive Optik	Herstellungs- methode	Nein	Buchstaben 0,8	6
Guo und Atchison (2010)	Defokussierung 0,15 μm Zylinder 0,18 μm	5	Adaptive Optik	Herstellungs- methode	Nein/Ja	Buchstaben 0,8	10
Atchison und Guo (2010)	Koma 0,15 μm Trefoil 0,19 μm Sphärische Aberration 0,07 μm	5	Adaptive Optik	Herstellungs- methode	Ja	Buchstaben 0,8	6 5 (Trefoil)
Ravikumar et al. (2011)	logVSOTF-Änderung 0,049	3	Simulierte Bilder Simultan- vergleich	Konstanz- methode	Nein	Buchstaben 0,8 bis 1,25	3

VMTF = Volumen unter der Modulationstransferfunktion

^{*} Fehler nach Seidel

^{**} Probandenauge war korrigiert, während das Vergleichsbild mit typischen Aberrationen überlagert war

Wang und Ciuffreda (2005) untersuchten die Frage, inwiefern die Unterschiedsschwellen vom Abbildungsort des Testobjektes auf der Netzhaut abhängen. Sie fanden einen stetigen Anstieg der Schwellenwerte mit zunehmender Exzentrizität. Bei einem Abstand von 8° zur Fovea waren sie etwa doppelt so groß wie zentral.

3.7 Sensibilität von Testmustern

Zur subjektiven Beurteilung der Sehqualität werden sowohl in der Forschung als auch in der optometrischen Praxis überwiegend Buchstaben als Sehobjekte verwendet. Das Lesen von Buchstaben ist für die meisten Probanden eine gewohnte Sehaufgabe. Buchstaben sind einfach zu benennen, was die Kommunikation zwischen Untersucher und Proband erleichtert. Auch ist die Ratewahrscheinlichkeit gering. Jedoch haben die Buchstaben unterschiedliche Erkennbarkeiten bzw. Verwechslungshäufigkeiten (Roloff, 1978), so dass Buchstaben mit ähnlicher Lesbarkeit aus dem Alphabet ausgewählt werden, wie zum Beispiel bei der Bailey-Lovie-Tafel (Bailey und Lovie, 1976).

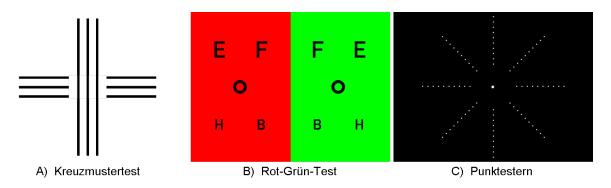


Abb. 10: Gebräuchliche Testmuster für den sphärischen Feinabgleich

Um einen Feinabgleich der sphärischen Fehlsichtigkeit vorzunehmen, kommen neben Buchstaben und Zahlen auch noch andere Testmuster in Frage. Der Kreuzmustertest (Abb. 10 A) enthält je eine Strichgruppe in waagerechter und senkrechter Richtung. Ist die Fehlsichtigkeit voll auskorrigiert, werden eine Strichgruppe vor der Netzhaut und die andere mit gleichem Abstand hinter der Netzhaut abgebildet. In diesem Fall erscheinen beide Richtungen gleich unscharf. Da beide Richtungen gleichzeitig beurteilt werden, handelt es sich hierbei um ein sogenanntes Simultanverfahren (Diepes, 2004). Ein weiteres Simultanverfahren stellt der Rot-Grün-Test dar (Abb. 10 B). Die gleichzeitige Myopisierung und Hyperopisierung geschieht hier mit Hilfe von farbigen Feldern. Dabei wird die chromatische Aberration des Auges ausgenutzt. Licht mit kürzeren Wellenlängen wird stärker gebrochen als das mit längeren Wellenlängen. Bei richtiger Korrektion ist man für die Sehzeichen im grünen Feld leicht myop und für die im roten Feld leicht hyperop, so dass beide Sehzeichengruppen gleich unscharf erscheinen. Beide Simultanverfahren werden als sehr empfindlich eingeschätzt. Es sollen Fehlsichtigkeiten kleiner als 0,12 dpt noch erkennbar sein. Nachteilig kann sich auswirken, dass es möglich ist, den hyperopisierten Bildanteil durch Akkommodation auszugleichen (Diepes, 2004). Für den sphärischen Abgleich unter reduzierten Leuchtdichtebedingungen kann der Punktlichttest nach Grimm

verwendet werden. Er enthält einen hellen Punkt mit 20' Durchmesser auf schwarzem Grund und wird zur Aufdeckung einer sogenannten Nachtmyopie verwendet. Je ausgeprägter diese relative Fehlsichtigkeit vorhanden ist, desto stärker wird ein Strahlenkranz um das Punktlicht wahrgenommen (Grimm, 1979). Der Punktestern ist eine Erweiterung des Punktlichttests mit strahlenförmig angeordneten Punktereihen (Abb. 10 C). Er findet sich in verschiedenen Sehtestgeräten wieder und soll das Abgleichen von Sphäre und Zylinder unter Nachtsehbedingungen ermöglichen. Bei Vorliegen eines Astigmatismus können einzelne Punktereihen als Striche wahrgenommen werden.

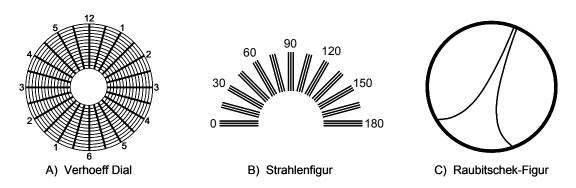


Abb. 11: Verschiedene Testmuster für den astigmatischen Abgleich

Für den Abgleich des astigmatischen Anteils der Fehlsichtigkeit gibt es weitere Alternativen zu den weitläufig verwendeten Buchstaben. Hierbei kann man zwischen feststehenden und drehbaren Testfiguren unterscheiden. Das "Verhoeff Dial" wird im englischsprachigen Raum benutzt und enthält radial angeordnete dickere Linien und zirkuläre dünnere Linien (Abb. 11 A) Beim Vorliegen eines Astigmatismus erscheinen die dickeren Linien in einer Richtung schärfer bzw. schwärzer als senkrecht dazu. Der Proband kann die Richtung der scharfen Linien als Uhrzeit angeben. Da die dünneren Linien senkrecht zu den dickeren Linien verlaufen, erscheinen die dünnen Linien dort scharf, wo die unscharfen dicken Linien verlaufen und umgekehrt (Crisp, 1942). Im deutschen Sprachraum werden Strahlenfiguren wie in Abb. 11 B dargestellt verwendet, die es in verschiedenen Varianten gibt. Ähnlich wie beim "Verhoeff Dial" werden hier die Unterschiede in der Schwärzung bewertet und auf diese Weise Zylinderbetrag und -achse bestimmt. Aufgrund der Abstände zwischen den Strahlen kann die Zylinderachse jedoch nur annähernd bestimmt werden (Diepes, 2004). Etwas genauer lässt sich die Achse mit der Raubitschek-Figur auffinden (Abb. 11 C). Sie ist drehbar und besteht aus zwei symmetrisch angeordneten Parabelkurven. Je nach Achslage des Astigmatismus relativ zur Figur sind die Kurven in bestimmten Teilabschnitten unscharf. Die Richtung der Figur stimmt mit der Achslage überein, wenn bei beiden Kurven die unscharfen Anteile gleich sind. Auf diese Weise lässt sich beispielsweise ein Astigmatismus von 2 dpt auf 2,5° genau korrigieren (Methling, 2012). Die drei genannten Testmuster werden normalerweise im genebelten Zustand angewendet (Zylindernebelmethode). Für einen präziseren Feinabgleich wird jedoch die Verwendung von Buchstaben, Zahlen und Ringen als Sehzeichen nach der Kreuzzylindermethode empfohlen (Borish und Benjamin, 2006).

Bei den meisten in Tab. 5 auf S. 29 genannten Studien zu Unterschiedsschwellen für Aberrationen wurden ebenfalls Buchstaben verwendet. Atchison und Guo (2010) verglichen drei Buchstabengrößen (Visus 0,25, 0,45 und 0,8) und ermittelten, dass die Unterschiedsschwelle kleiner wurde, je größer der Visuswert war. In anderen Studien kamen aber auch andere Testmuster zum Einsatz. Burton und Haig (1984) benutzen vier verschiedene Testmuster, die auf einem Monitor dargeboten wurden: ein Fahrzeug, die Luftbildaufnahme eines Hauses, ein randomisiertes Pixelmuster und eine schwarze Kreisfläche. Für die Luftbildaufnahme wurden dabei höhere Unterschiedsschwellen ermittelt als für die drei anderen Testmuster, bei denen die Schwellen etwa gleich waren. Bei Wang und Ciuffreda (2005) kam eine irreguläre ringähnliche Figur mit hohem Kontrast (73 %) zum Einsatz. Drobe und Toe (2012) fanden heraus, dass eine sphärische Unschärfe eher bei E-Haken als bei realen Bildern (Gesicht, Landschaftsbild) bemerkt wird.

3.8 Zusammenfassung

Wie Tab. 4 auf S. 26 zeigt, sind die Verbesserungen von Visus und Kontrastempfindlichkeit nach der Korrektion von Aberrationen höherer Ordnung schon häufiger untersucht worden. Da die Probandenzahlen jedoch stets niedrig ausfielen, ist durch die Untersuchung einer deutlich größeren Probandengruppe ein Informationsgewinn zu erwarten. Die Auswirkungen der Korrektion auf das Blendungssehen wurden bisher noch nicht untersucht. Dennoch ist dies eine relevante Sehfunktion, da Blendung bei Dunkelheit und bei großen Pupillen auftritt, wo Aberrationen höherer Ordnung einen stärkeren Einfluss haben. Daher wird im Rahmen der vorliegenden Arbeit geprüft, wie sich eine Wellenfrontkorrektion auf die Blendempfindlichkeit auswirkt. Es wird geklärt, ob die Blendempfindlichkeitsmessung zusätzliche Informationen für die Ermittlung der optimalen Korrektion liefert. Auch die Rolle der subjektiven Wahrnehmung von Aberrationen bei alltäglichen Sehaufgaben ist bislang kaum untersucht worden. Genau das spielt jedoch eine Rolle, wenn es um die Frage von Sinn und Zweck einer Korrektion von Aberrationen höherer Ordnung geht. Deshalb wird in dieser Arbeit der Frage nachgegangen, ob eine Verbesserung der objektiven Messwerte für Blendempfindlichkeit, Visus und Kontrastempfindlichkeit auch zu einer subjektiv wahrnehmbaren Sehverbesserung führt.

Metriken wurden in der Aberrationsforschung bisher verwendet, um die optische Qualität zu beschreiben. Dabei wurde der Zusammenhang mit dem Visus geprüft. Die Beziehung zur Kontrastempfindlichkeit ist noch unzureichend untersucht. Der Zusammenhang der Metriken mit der Kontrastempfindlichkeit bei Blendung und mit der Blendempfindlichkeit wurde noch gar nicht untersucht. Ebenso gibt es keine aussagekräftigen Untersuchungen zum Zusammenhang der Metriken mit der Unterschiedsschwelle. Ein Teil der vorliegenden Arbeit greift dieses Thema auf und beschäftigt sich mit der Frage, ob die Metriken die subjektive Sehqualität treffender anzeigen können als die klassische Angabe des Wellenfrontfehlers in Mikrometern.

Bei bisherigen Untersuchungen der Unterschiedsschwelle für Aberrationen wurde entweder ein Simultanvergleich mit rechnerisch simulierten Bildern durchgeführt, anstatt die Abbildung optisch zu beeinflussen, oder es wurde die Herstellungsmethode verwendet, die das subjektive Kriterium des Beobachters als Einfluss beinhaltet (Tab. 5, S. 29). Für praxisrelevante, objektivere und damit verlässliche Messergebnisse sind daher eine Optimierung der Bestimmung der Unterschiedsschwelle und die Überprüfung bei einer größeren Probandenzahl notwendig. Daraus lassen sich dann Aussagen zu einer sinnvollen Stufung für die Korrektion von Aberrationen höherer Ordnung ableiten, die es bisher noch nicht gibt.

Die Unterschiedsschwellen speziell für Aberrationen höherer Ordnung wurden bisher nur wenig untersucht. Die Schwellenwerte wurden dabei ausschließlich mit Buchstaben bestimmt (Tab. 5, S. 29). Offen ist, ob andere Testmuster sensibler feine Sehveränderungen durch Aberrationen erkennen lassen. Daher erscheint es sinnvoll, neue Testmuster zu entwerfen und ihre Zweckmäßigkeit zu überprüfen. Diesem Aspekt widmet sich die vorliegende Arbeit ebenso wie der Frage, bei welchen Detailgrößen die Sehveränderungen vom Probanden am sichersten erkannt werden können.

4 Erfassung von Sehfunktionen bei der Wellenfrontkorrektion

Dieses Kapitel beschreibt eine prospektive Querschnittsstudie, in der bei gesunden Probanden verschiedene Sehfunktionen bei der Korrektion von Aberrationen niedriger und höherer Ordnung gemessen wurden sowie eine subjektive Bewertung des Korrektionserfolges durch die Teilnehmer stattfand. Ein Teil der Ergebnisse wurde im *Journal of Refractive Surgery* publiziert (Jungnickel et al., 2011).

4.1 Material und Methode

4.1.1 Laboraufbau

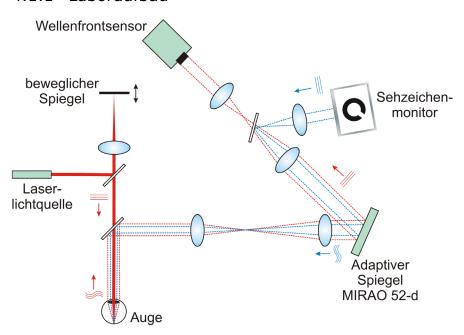


Abb. 12: Schema des Adaptiven Phoropters zur Wellenfrontmessung und -korrektion

In dieser Studie wurde der Adaptive Phoropter verwendet, ein adaptiv-optischer Aufbau, der schematisch in Abb. 12 dargestellt ist. Als Lichtquelle diente eine Infrarot-Laserdiode mit der Wellenlänge λ = 858 nm. Zur Messung der Wellenfrontaberrationen des Auges wurde zunächst das Laserlicht auf die Netzhaut fokussiert. Um die Größe des Lichtpunktes je nach Fehlsichtigkeit des Probanden zu minimieren, war ein Badal-Optometer mit einem beweglichen Spiegel integriert. Das Lichtpünktchen auf der Netzhaut konnte als sekundäre Lichtquelle betrachtet werden. Hier wurde das Licht diffus reflektiert. Unter der Annahme eines idealen Lichtpunktes gingen von der Netzhaut Kugelwellen aus. Durch die Wirkung der optischen Medien im Auge und deren Aberrationen wurde die Form der Wellenfronten verändert. Nach dem Verlassen des Auges wurden die Wellenfronten über ein Teleskop auf den adaptiven Spiegel MIRAO 52-d (Fa. Imagine Eyes, Orsay, Frankreich) abgebildet. Der Spiegel besaß 52 Aktuatoren unter einer durchgängigen beschichteten Membran, die elektromagnetisch bewegt werden konnten und einen maximalen Hub von 50 μ m in jede Richtung hatten (Fernandez et al., 2006). Um den vollen Spiegeldurchmesser von 15 mm nutzen zu können, wurde die Pupille um

den Faktor 2 vergrößert auf den Spiegel abgebildet. Ein zweites Teleskop bewirkte, dass die Spiegelfläche und die Mikrolinsen des Wellenfrontsensors (siehe Abschnitt 2.2) ebenfalls in konjugierten Ebenen lagen. Verwendet wurde der Wellenfrontsensor HASO 32 der Fa. Imagine Eyes. Da seine Apertur kleiner war als die des adaptiven Spiegels, wurde die Abbildung mit Hilfe des Teleskops um den Faktor 4,3 verkleinert.

Die Korrektion der Wellenfrontfehler fand als geschlossener Regelkreis ("Closed Loop") über die Software CASAO (Fa. Imagine Eyes) statt. Mit dem Wellenfrontsensor wurden die Fehler zunächst erfasst. Auf Grundlage dieser Daten berechnete die Software die notwendigen Spannungen für jeden Spiegelaktuator und steuerte den Spiegel entsprechend an. Nach der Einstellung des Spiegels wurden die verbliebenen Wellenfrontfehler erneut erfasst und die Spiegelaktuatoren nachgestellt (Abb. 13). Die Abfolge von Messung und Korrektion geschah mit einer Frequenz von 10 Hz. Die Minimierung des Wellenfrontfehlers wurde dabei in ein bis zwei Sekunden erreicht. Der Closed Loop konnte dann gestoppt werden.

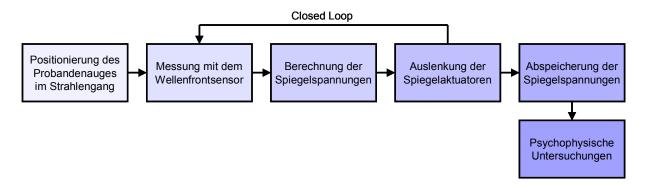


Abb. 13: Funktionsweise der Wellenfrontkorrektion am Adaptiven Phoropter. Im geschlossenen Regelkreis (Closed Loop) werden die Wellenfrontfehler gemessen, die Form der Spiegelmembran angepasst und anschließend erneut die Fehler gemessen.

Für die Ermittlung der Abbildungsfehler des Aufbaus kam ein quasi-ideales Kunstauge zum Einsatz, das bei Vermessung mit dem WASCA Analyzer (Fa. Carl Zeiss Meditec, Jena) einen RMS-Wert von 0,05 μm für eine 8-mm-Pupille aufwies. Eine Vermessung des Kunstauges mit dem Adaptiven Phoropter ergab die Abbildungsfehler des Aufbaus, die dann bei den Wellenfrontmessungen der Probandenaugen als Referenz abgezogen wurden.

Um die Probanden keiner Gefahr einer thermischen Schädigung der Netzhaut durch das Laserlicht auszusetzen, waren die Grenzen der maximal zulässigen Bestrahlung (MZB) einzuhalten. Diese berechnet sich nach der Norm DIN EN 60825-1 (2008), Tabelle 4, wie folgt:

$$MZB = 3.9 \cdot 10^{-4} \cdot C_4 \cdot C_7 \tag{7}$$

 C_4 und C_7 sind dabei wellenlängenabhängige Korrekturfaktoren, die nach Tabelle 10 der Norm definiert sind. Es gilt:

$$C_4 = 10^{0.002(\lambda - 700)} \tag{8}$$

und $C_7 = 1$. Daraus ergibt sich unabhängig von der Einwirkungsdauer eine maximal zulässige Bestrahlung von $MZB = 807 \mu W$. Zu Beginn eines jeden Untersuchungstages wurde die Bestrahlungsleistung mit dem Lasermessgerät "Orion PD" (Fa. Ophir, Jerusalem, Israel) in der Hornhautebene gemessen. Der höchste gemessene Wert lag bei 270 μW .

Zur Präsentation der Sehzeichen und Testbilder war ein 17-Zoll-Flachbildmonitor in das System eingekoppelt. Nach dem Vorbild des "Frankfurt-Freiburg Contrast & Acuity Test Systems" (FF-CATS, siehe Abschnitt 2.7.3) befanden sich kreisförmig um das Testfeld angeordnet acht Leuchtdioden, die als Blendquellen dienten (Abb. 14). Die Leuchtdioden hatten einen Abstand von 1,14° zum Testfeldzentrum und erzeugten eine Hornhautbeleuchtungsstärke von 0,027 lux.

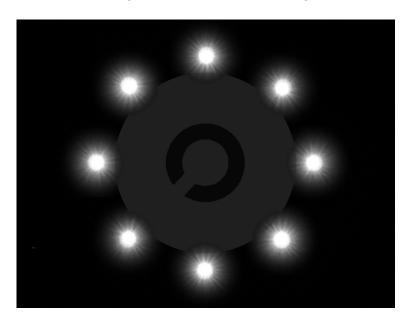


Abb. 14: Testzeichen auf dem Flachbildmonitor mit acht kreisförmig angeordneten Leuchtdioden

4.1.2 Probanden

Untersucht wurden 57 Augen von 30 gesunden Probanden (11 Frauen, 19 Männer). Das Alter der Probanden lag zwischen 20 und 65 Jahren (Mittelwert ± Standardabweichung: $35,5 \pm 12,4$ Jahre). Das sphärische Äquivalent der Fehlsichtigkeiten reichte von -4,75 bis +3,0 dpt. Drei der ursprünglich 60 Augen konnten nicht mit in die Auswertung einbezogen werden, da hier aufgrund der vorhandenen Fehlsichtigkeit die Einschlusskriterien nicht erfüllt waren. Tab. 6 zeigt die Einschluss- und Ausschlusskriterien der Studie.

Tab. 6: Einschluss- und Ausschlusskriterien in der Studie zu den Sehfunktionen bei Wellenfrontkorrektion

Einschlusskriterien	Ausschlusskriterien		
Mindestalter 18 Jahre	akute und chronische Augenerkrankungen		
 sphärische Fehlsichtigkeit kleiner als ±5 dpt astigmatische Fehlsichtigkeit kleiner als 3 dpt mesopische Pupillengröße mindestens 5 mm Vorliegen einer unterschriebenen Einverständniserklärung 	 bestkorrigierter Visus mit Brillenglas kleiner als 0,6 Nystagmus, Fixationsunruhe das Allgemeinbefinden beeinträchtigende systemische Erkrankungen momentane Anwendung von Augenmedikamenten Augenverletzung oder Augenoperation in den letzten 3 Monaten derzeitige Teilnahme an einer anderen klinischen Studie 		

Die Teilnahme an den Untersuchungen war freiwillig. Die erhobenen Daten wurden vertraulich behandelt. Durch einen Aufklärungsbogen wurden die Probanden über Nutzen und Risiken der Studie informiert und darauf hingewiesen, dass sie die Tests jederzeit abbrechen konnten.

4.1.3 Durchführung

Nach einer detaillierten Befragung hinsichtlich der Einschluss- und Ausschlusskriterien wurde bei den Probanden eine subjektive Refraktionsbestimmung durchgeführt. Dazu wurden eine Messbrille, Messgläser und eine Bailey-Lovie-Tafel in einer Entfernung von 4,6 m verwendet.

Für die Messungen mit dem Adaptiven Phoropter erfolgte die Stabilisierung der Probanden mit einer Stirn-/Kinnstütze (Abb. 15). Sie wurden so positioniert, dass die optische Achse des Aufbaus durch die Pupillenmitte verlief. Die Probanden wurden aufgefordert, ruhig zu sitzen und Kopfbewegungen zu vermeiden, die zu einer Dezentration und damit zu einer beeinträchtigten Wellenfrontkorrektion führen könnten. Für jeden Teilnehmer und jedes Auge wurden über den adaptiven Spiegel zwei verschiedene Korrektionen realisiert. Eine Korrektion ("Brillenkorrektion") beinhaltete die zuvor subjektiv bestimmten Messwerte, umgerechnet von einem Hornhautscheitelabstand von 12 mm auf die Hornhautebene. Außerdem wurden zum sphärischen Wert –0,25 dpt hinzuaddiert, da die Sehzeichen im Laboraufbau in unendlicher Entfernung abgebildet werden, während die subjektive Refraktion bei 4,6 m Prüfentfernung stattfand. Die andere Korrektion ("Vollkorrektion") umfasste die Minimierung aller Zernike-Koeffizienten von der 2. bis zur 6. Ordnung per Closed Loop (siehe Abschnitt 4.1.1). Die Spannungen jedes Spiegelaktuators wurden dabei gespeichert und im anschließenden Experiment als statische Korrektion aufgerufen.



Abb. 15: Probandenstabilisierung am Adaptiven Phoropter mit einer Stirn-/Kinnstütze

Die psychophysischen Messungen bei den Probanden umfassten die Bestimmung des Hochkontrastvisus, der Kontrastschwelle ohne Blendung und der Kontrastschwelle mit Blendung. Als Sehzeichen
kamen Landoltringe zur Anwendung, die von der Software FrACT (Bach, 2014), Version 2.3, erzeugt
und auf dem Flachbildmonitor dargeboten wurden. Das Programm verwendet zur Ermittlung der Reizschwellen das Best-PEST-Verfahren (Best Parameter Estimation by Sequential Testing), eine Treppenmethode zur schnellen Schwellenwertbestimmung (siehe Abschnitt 2.8.5). Die Öffnungen der Landoltringe konnten acht verschiedene Lagen haben. Bei jeder Darbietung musste der Proband die erkannte
Richtung über ein Nummernpad eingeben. Nach 24 Darbietungen endete jeder Messdurchgang. Bei
der Kontrastschwellenmessung betrug der Durchmesser des Landoltringes 50 Winkelminuten.

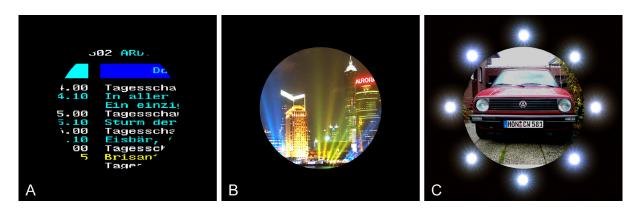


Abb. 16: Bilder für die subjektive Bewertung der Sehqualität A) Ausschnitt einer Videotexttafel, B) nächtliche Stadtansicht, C) Bild mit aktivierten Blendquellen (Fotomontage)

Zusätzlich zur Bestimmung von Visus und Kontrastschwellen hatten die Probanden die Aufgabe, anhand dreier Bilder (Abb. 16) die beiden Korrektionen subjektiv zu vergleichen. Der Sehfeld-durchmesser betrug dabei 1,9°. Die Probanden mussten sich für eine der folgenden fünf Antworten entscheiden und diese ebenfalls per Tastendruck mitteilen:

- Seheindruck 1 ist deutlich besser als Seheindruck 2
- Seheindruck 1 ist etwas besser als Seheindruck 2

- beide Seheindrücke sind nahezu gleich
- Seheindruck 2 ist etwas besser als Seheindruck 1
- Seheindruck 2 ist deutlich besser als Seheindruck 1

Die Reihenfolge der Korrektionen – Brillenkorrektion und Vollkorrektion – war in allen Fällen randomisiert. Die Bewertung des Bildes mit den aktivierten Blendquellen (Abb. 16 C) wurde nur bei 42 Augen vorgenommen, da den ersten Probanden der Studie diese Prüfvariante noch nicht zur Verfügung stand.

Es gab zwei Versuchsteile, für die jeweils eine eigene Vollkorrektion durchgeführt wurde. Der erste Teil beinhaltete die Messung der Kontrastschwelle und des Visus (Vollkorrektion 1, VK1). Im zweiten Teil wurden nach einer kurzen Pause die Kontrastschwelle mit Blendung ermittelt und die subjektiven Bewertungen vorgenommen (VK2). Die zweite Vollkorrektion war notwendig, da nach der Pause die Kopfposition verändert war.

Während der Messungen mit dem Adaptiven Phoropter war die Raumbeleuchtung ausgeschaltet. Die Monitorleuchtdichte gemessen durch den Aufbau betrug 2,64 cd/m² beim Visustest bzw. 1,26 cd/m² beim Kontrasttest.

Im Verlauf der Untersuchungen wurden pro Auge drei Wellenfrontmessungen gemacht. Zuerst wurden die Wellenfrontfehler bis zur 6. Zernike-Ordnung bei Brillenkorrektion mit zusätzlicher Nebelung um 1,5 dpt (zur Vermeidung von Akkommodation) erfasst. Die zweite und dritte Wellenfrontmessung wurde nach Ausführung von VK1 und VK2 aufgenommen, um die verbliebenen Restfehler (ebenfalls bis zur 6. Zernike-Ordnung) zu messen. Während der Wellenfrontmessungen schauten die Probanden auf ein weißes Fixationskreuz auf schwarzem Grund. Alle Untersuchungen wurden bei natürlicher Pupillenweite durchgeführt. Mittelwert und Standardabweichung des Pupillendurchmessers betrugen dabei $6,37\pm0,54$ mm.

Um Informationen über die Reproduzierbarkeit zu erhalten, wurden bei fünf Probanden (10 Augen) die Messungen an zwei späteren Tagen wiederholt. Damit konnten jeweils drei Messdurchgänge miteinander verglichen werden.

4.1.4 Statistische Methoden

Zunächst wurden die Daten mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung geprüft. Die Differenzen der logarithmierten Sehfunktionswerte und die Differenzen des Gesamt-RMS-Wertes waren normalverteilt (p > 0,05). Jedoch waren die Kontrastempfindlichkeit mit Blendung bei Brillenkorrektion, die Kontrastempfindlichkeit mit und ohne Blendung bei Vollkorrektion und die Blendempfindlichkeit bei Vollkorrektion nicht normalverteilt. Daher wurde für die Analysen der Unterschiede zwischen den Korrektionen auf nicht-parametrische Tests zurückgegriffen. Für die Untersuchung der Zusammenhänge zwischen Sehfunktionen und Wellenfrontfehlern wurde die Pearson-Korrelation geprüft. Da die

subjektiven Bewertungen als ordinale Daten vorlagen, wurden hier die Zusammenhänge zu den Wellenfrontfehlern mit der Spearman-Korrelation geprüft. Aus den bei den Wellenfrontmessungen ermittelten Zernike-Koeffizienten ließen sich die RMS-Werte (siehe Abschnitt 2.4) und mit Hilfe der Software MATLAB (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts) 29 weitere Metriken (siehe Abschnitt 2.5) berechnen. Da nicht alle Metriken normalverteilt waren, wurden die Zusammenhänge mit den Sehfunktionsänderungen mittels Spearman-Korrelation geprüft.

Nach den Reproduzierbarkeitsmessungen wurde für jede Sehfunktion der Reproduzierbarkeitskoeffizient (*RC*) nach Bland und Altman (1999) ermittelt. Er gibt an, in welchem Bereich um den Mittelwert einer Mehrfachmessung rechnerisch 95 % der Einzelmesswerte liegen und berechnet sich wie folgt:

$$RC = 1.96 \cdot \sqrt{2} \cdot \sqrt{\frac{\sum s^2}{n}} \tag{9}$$

s ist die Standardabweichung der drei Einzelmessungen und n die Anzahl der untersuchten Augen.

4.2 Ergebnisse

4.2.1 Restfehler bei Wellenfrontkorrektionen

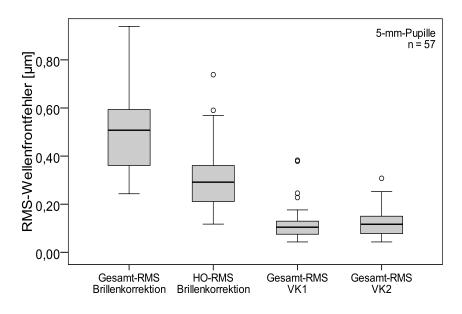


Abb. 17: Verbliebene Wellenfrontfehler für Brillenkorrektion und Vollkorrektion

Bei allen Wellenfrontmessungen wurde ein Pupillendurchmesser von 5 mm ausgewertet. Mit der Brillenkorrektion betrug der Median des Gesamt-RMS-Wellenfrontfehlers (2. bis 6. Zernike-Ordnung) 0,508 μ m (Abb. 17). Der RMS-Wert für die Fehler höherer Ordnung (HO-RMS) erreichte dabei 0,292 μ m. Mit der Vollkorrektion verblieben RMS-Restfehler im Median von 0,104 μ m (VK1) bzw. 0,117 μ m (VK2). Zwischen den Restfehlern von VK1 und VK2 bestand kein signifikanter Unterschied (p=0,188).

Abb. 18 zeigt die Verteilung der medianen Wellenfrontfehler-Varianzen über die verschiedenen Zernike-Koeffizienten. Bei der Brillenkorrektion entfielen 68,4 % der Restfehler auf die 2. Ordnung. 31,6 % der Fehler verteilten sich über die 3. bis 6. Ordnung, wobei der prozentuale Anteil mit steigender Ordnung abnahm. In der 5. und 6. Ordnung waren alle Zernike-Varianzen kleiner als 0,0004 μm², was einem RMS-Fehler von 0,02 μm entspricht. Bei Vollkorrektion (VK1) war der Anteil der 2. Ordnung auf 38,8 % reduziert (Median des RMS-Fehlers der 2. Ordnung: 0,058 μm). Die übrigen 61,2 % verteilten sich auf die 3. bis 6. Ordnung (Median des RMS-Fehlers der 3. bis 6. Ordnung: 0,074 μm). Die Ergebnisse bei VK2 waren ähnlich wie die bei VK1.

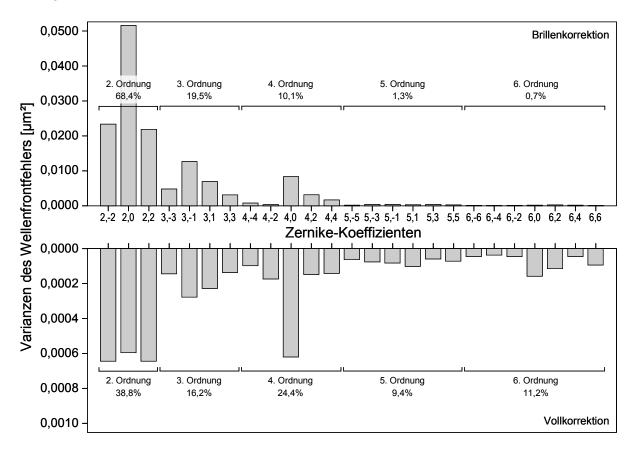


Abb. 18: Verteilung der medianen Wellenfrontfehler-Varianzen über die Zernike-Koeffizienten (5-mm-Pupille, n = 57)

4.2.2 Sehfunktionen

Die Ergebnisse von Visus, Kontrastempfindlichkeit (KE) ohne Blendung und KE mit Blendung zeigten im Median positive Differenzen (Abb. 19). Das bedeutete eine Verbesserung dieser Sehfunktionen bei der Korrektion aller Aberrationen im Vergleich zur Brillenkorrektion. Die Verbesserung des Visus betrug im Median 0,037 log-Einheiten und war statistisch nicht signifikant (Abb. 19 A, p = 0,070). Bei 58 % der Augen verbesserte sich der Visus. Der Median der Steigerung der KE ohne Blendung lag bei 0,133 log CS mit Vollkorrektion (Abb. 19 B). Das entspricht einem Faktor von 1,36. Die KE mit Blendung stieg im Median um 0,204 log CS (Faktor 1,60, Abb. 19 C). Beide Verbesserungen waren statistisch signifikant (p < 0,001). Die Steigerung der KE mit Blendung war größer als ohne Blendung, so

dass daraus auch eine Verbesserung der Blendempfindlichkeit folgt. Die Reduktion der Blendempfindlichkeit lag im Median bei 0,071 log CS (Faktor 0,85) und war statistisch signifikant (Abb. 19 D, p = 0,044).

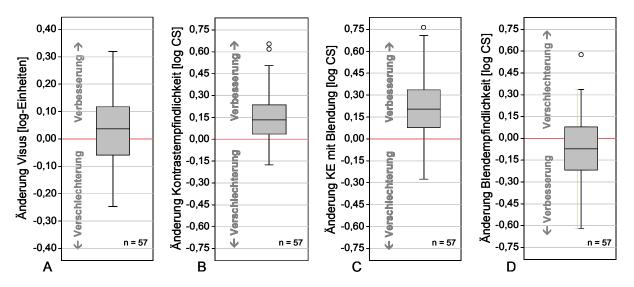


Abb. 19: Verteilung der Differenzen von Visus (A), KE ohne Blendung (B), KE mit Blendung (C) und Blendempfindlichkeit (D) zwischen Vollkorrektion und Brillenkorrektion

Um die Zusammenhänge zwischen den Sehfunktionen und den Wellenfrontfehlern zu untersuchen, wurden die Korrelationen von Visus, KE ohne und mit Blendung und Blendempfindlichkeit mit der Reduktion des Gesamt-Wellenfrontfehlers überprüft. Keine signifikante Korrelation zeigte sich zwischen Visus und RMS-Fehler (r = 0.25, p = 0.063) sowie zwischen KE ohne Blendung und RMS-Fehler (r = 0.24, p = 0.067). Jedoch war bei der KE mit Blendung eine signifikante mittlere Korrelation vorhanden (r = 0.50, p < 0.001). Dementsprechend wurde auch bei der Blendempfindlichkeit eine geringe negative Korrelation mit dem Gesamt-RMS-Fehler gefunden (r = -0.34, p = 0.011). Die Zusammenhänge sind in Abb. 20 dargestellt.

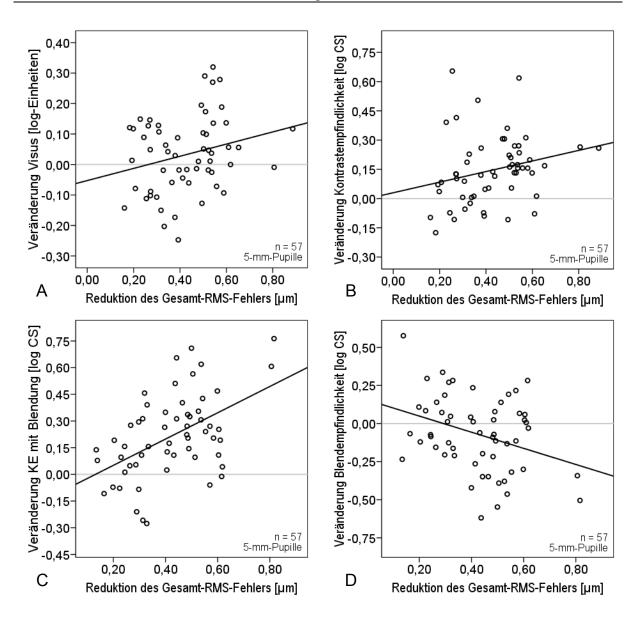


Abb. 20: Zusammenhänge zwischen der Reduktion des Gesamt-RMS-Fehlers (Brillenkorrektion minus Voll-korrektion) und Änderung des Visus (A), der KE ohne Blendung (B), der KE mit Blendung (C) und der Blendempfindlichkeit (D)

Die Sehqualität kann auch bewertet werden, indem man neben dem RMS-Wert weitere Metriken der Abbildungsqualität berechnet (siehe Abschnitt 2.5). Tab. 7 zeigt die Korrelationen der Sehfunktionsänderungen mit 30 von Thibos et al. (2004) beschriebenen Metriken, jeweils absteigend geordnet nach der Größe des Korrelationskoeffizienten. Die Reduktion des RMS-Wertes, wie in Abb. 20 angegeben, ist in Tab. 7 als "RMSw" aufgeführt. Den größten Zusammenhang mit der Visusänderung hatten die beiden OTF-Metriken SFcOTF (Grenzfrequenz der radial gemittelten OTF) und VSOTF (visuelles Strehl-Verhältnis beruhend auf der optischen Transferfunktion). Die Änderung der KE ohne Blendung korrelierte am besten mit der Metrik SM (Quadratwurzel des zweiten Moments der Lichtverteilung). Bei der Betrachtung der KE mit Blendung und der Blendempfindlichkeit lieferte unter anderem der RMS-Wert die größten Korrelationskoeffizienten (siehe auch Abb. 20 C und D). Auch der SM-Wert korrelierte signifikant mit der KE mit Blendung.

Tab. 7: Spearman-Korrelationskoeffizienten beim Vergleich der Änderungen der Sehfunktionen mit den Änderungen der Metriken der Abbildungsqualität. Signifikante Korrelationen sind mit * gekennzeichnet.

Visus		Kontrastemp ohne Ble		Kontrastempfindlichkeit mit Blendung		Blendempfindlichkeit	
Metrik	ρspear	Metrik	ρspear	Metrik	ρspear	Metrik	ρspear
SFcOTF	0,47*	SM	0,41*	SM	0,46*	RMSs	-0,25
VSOTF	0,47*	SFcOTF	0,35*	RMSs	0,43*	RMS _w	-0,23
D50	0,45*	RMSs	0,35*	RMSw	0,42*	SM	-0,22
AreaOTF	0,42*	RMS _w	0,35*	PV	0,41*	PV	-0,21
VNOTF	0,40*	PFSt	0,33*	PFWt	0,29*	PFWt	-0,19
STD	0,38*	VSOTF	0,33*	SFcMTF	0,29*	SFcMTF	-0,18
SRMTF	0,37*	PV	0,32*	PFSt	0,27*	EW	-0,11
AreaMTF	0,36*	D50	0,30*	SFcOTF	0,24	HWHH	-0,10
VSMTF	0,34*	VNOTF	0,30*	EW	0,18	PFS₀	-0,10
ENT	0,34*	Bave	0,25	VNOTF	0,18	CW	-0,09
NS	0,33*	VSMTF	0,24	PFSc	0,17	PFSt	-0,08
PFSt	0,32*	PFW _t	0,24	D50	0,17	NS	-0,05
PFS _c	0,31*	AreaOTF	0,22	VSOTF	0,14	PFC _t	-0,04
SRX	0,30*	SFcMTF	0,22	PFCt	0,13	SFcOTF	-0,04
SROTF	0,29*	PFC _t	0,20	HWHH	0,09	LIB	-0,02
VSX	0,28*	EW	0,17	NS	0,08	VNOTF	-0,01
PFW _t	0,28*	PFS _c	0,16	CW	0,08	VSX	-0,01
EW	0,27*	ENT	0,15	Bave	0,03	D50	0,00
PFC _t	0,26	NS	0,15	AreaOTF	0,02	Bave	0,04
RMSw	0,23	AreaMTF	0,14	LIB	0,02	VSOTF	0,04
SFcMTF	0,22	STD	0,12	VSX	0,01	PFW _c	0,05
SM	0,19	SRMTF	0,11	VSMTF	0,00	VSMTF	0,10
Bave	0,19	PFWc	0,10	ENT	-0,01	ENT	0,10
VOTF	0,18	VSX	0,10	AreaMTF	-0,04	AreaMTF	0,12
LIB	0,18	SROTF	0,10	PFW _c	-0,07	AreaOTF	0,12
CW	0,17	SRX	0,06	SRMTF	-0,07	SRMTF	0,14
RMSs	0,15	LIB	0,05	SRX	-0,10	SRX	0,15
PV	0,11	HWHH	0,03	STD	-0,11	SROTF	0,17
HWHH	0,09	VOTF	0,01	SROTF	-0,12	STD	0,20
PFW _c	0,04	CW	0,01	VOTF	-0,17	VOTF	0,21

Die Zusammenhänge zwischen der Visusänderung und der Metrik SFcOTF bzw. zwischen der KE-Änderung und der SM-Metrik sind in Abb. 21 grafisch dargestellt.

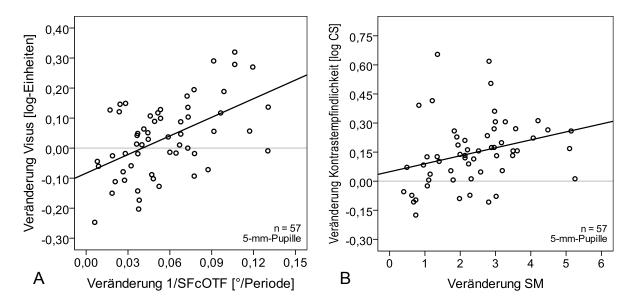


Abb. 21: Zusammenhänge zwischen der Reduktion des Kehrwertes der Metrik SFcOTF (Brillenkorrektion minus Vollkorrektion) und der Visusänderung (A) bzw. zwischen der Reduktion der SM-Metrik und der KE ohne Blendung (B)

4.2.3 Subjektive Bildbewertungen

Zusätzlich zu den Messungen von Visus, KE und Blendempfindlichkeit wurden die Probanden gebeten, beide Seheindrücke (Brillenkorrektion und Vollkorrektion) anhand von Bildern subjektiv miteinander zu vergleichen. Die relativen Anteile der Bewertungen sind in Abb. 22 dargestellt. Bei Bild A (Videotexttafel, Abb. 16 A, S. 38) erzeugte in 77 % der Fälle die VK den besseren Seheindruck als die Brillenkorrektion. Bei 14 % war kein Unterschied wahrnehmbar. Die Brillenkorrektion erschien nur in fünf Fällen besser. Bei Bild B (Stadt bei Nacht, Abb. 16 B) und Bild C (Bild mit Blendquellen, Abb. 16 C) waren die Prozentsätze für die Präferenz der VK geringer: 60 % (Bild B) bzw. 57 % (Bild C) bewerteten die VK besser als die Brillenkorrektion. 24 % bzw. 33 % nahmen keine Unterschiede wahr, während 16 % bzw. 10 % die Brillenkorrektion bevorzugten.

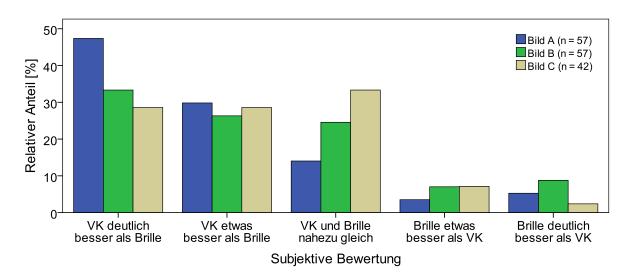


Abb. 22: Anteile der subjektiven Bewertungen für Vollkorrektion (VK) und Brillenkorrektion

Abb. 23 zeigt die subjektiven Bewertungen der Bildqualität in Abhängigkeit von der Reduktion des Gesamt-RMS-Fehlers bei VK. Die Punktgröße entspricht dabei der Anzahl der jeweiligen Fälle. Bei Bild A wurde keine signifikante Korrelation gefunden ($\rho_{Spear} = 0.16$, p = 0.244). Im Gegensatz dazu korrelierten die Bewertungen für Bild B gering mit der Reduktion des Gesamt-RMS-Fehlers ($\rho_{Spear} = 0.38$, p = 0.003). Bei Bild C (mit Blendung) wurde ebenfalls eine geringe Korrelation gefunden ($\rho_{Spear} = 0.33$, p = 0.035).

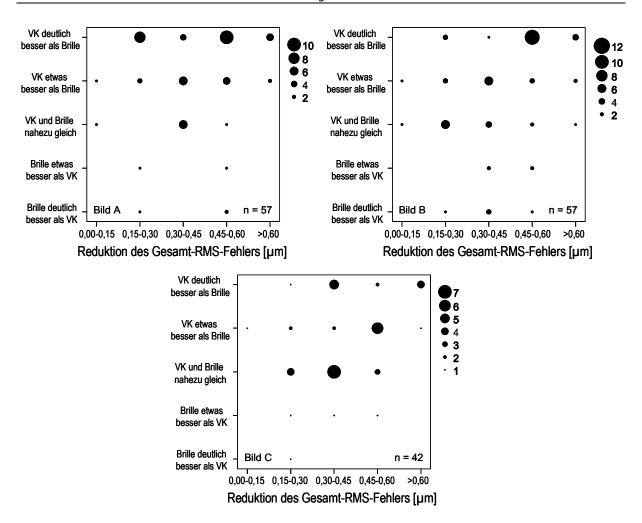


Abb. 23: Zusammenhänge zwischen der Reduktion des Gesamt-RMS-Fehlers (Brillenkorrektion minus Vollkorrektion) und den subjektiven Bewertungen für die Bilder A, B und C

4.2.4 Reproduzierbarkeit

Tab. 8 zeigt die Reproduzierbarkeitskoeffizienten für die vier untersuchten Sehfunktionen. Sie basieren auf jeweils drei Messungen für jede Sehfunktion bei 10 Augen (fünf Probanden). Beim Visus war der Koeffizient mit 0,20 log-Einheiten am geringsten, während bei der KE mit Blendung mit 0,51 log-Einheiten der höchste Koeffizient gemessen wurde.

Tab. 8: Reproduzierbarkeitskoeffizienten (RC) für die vier untersuchten Sehfunktionen (n = 10)

	Visus	KE ohne Blendung	KE mit Blendung	Blendempfindlichkeit
RC [log-Einheiten]	±0,20	±0,25	±0,51	±0,39

Bei den subjektiven Bildvergleichen für Bild A und Bild B ergaben sich die in Tab. 9 dargestellten Antwortverläufe. Bei den Fallzahlen sind die Bilder A und B zusammengefasst. Weiterhin wurden zur Vereinfachung die Antworten "deutlich besser" und "etwas besser" zu "besser" zusammengefasst. Für Bild C erfolgte keine Analyse der Reproduzierbarkeit, da diese Testvariante nicht allen fünf Probanden zur Verfügung stand.

Tab. 9: Antwortverläufe bei drei Wiederholungen für Bild A und Bild B (n = 10)

Antwortverläufe	Anzahl der Fälle
3-mal VK besser als Brillenkorrektion	8
2-mal VK besser, 1-mal VK und Brillenkorrektion gleich	3
2-mal VK besser, 1-mal Brillenkorrektion besser	5
1-mal VK besser, 2-mal VK und Brillenkorrektion gleich	2
3-mal VK und Brillenkorrektion gleich	1
1-mal Brillenkorrektion besser, 2-mal VK und Brillenkorrektion gleich	1

5 Unterschiedsschwellen für verschiedene Aberrationen

In diesem Kapitel wird eine Studie beschrieben, in der die gerade wahrnehmbaren Änderungen verschiedener Aberrationen ermittelt wurden. Ausgesucht nach der klinischen Relevanz, wurden die Fehler Astigmatismus, Koma und Trefoil geprüft. Auch die sphärische Aberration ist ein relevanter Abbildungsfehler. Da sie jedoch durch Akkommodation zum Teil ausgeglichen werden kann, wurde sie nicht mit in die Untersuchungen einbezogen. Es handelt sich um eine prospektive Querschnittsstudie, die in Auszügen auch im *Journal of Refractive Surgery* publiziert wurde (Jungnickel et al., 2013).

5.1 Methodenentwicklung

5.1.1 Testmuster

Für die Messungen der Unterschiedsschwelle am Adaptiven Phoropter wurde ein spezielles Testmuster entwickelt. Es handelt sich dabei um eine strahlenförmige, schwarz-weiße Testfigur (Abb. 24). Während der Messungen ist es notwendig, dass der Proband den Blick ruhig hält und keine Blickbewegungen ausführt. Dies erreicht man durch die Verwendung eines zentralen Fixationselementes, das zum Beispiel ein Punkt oder ein Kreis sein kann. Hier wurde ein Kreis verwendet, der der Größe eines Landoltringes der Visusstufe 0,5 entspricht.

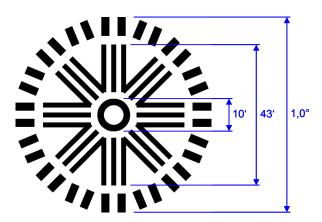


Abb. 24: Strahlenfigur mit Größenangaben zu zentralem Kreis, Liniengruppen und Gesamtdurchmesser

Zur Beurteilung der Schärfe dienen die Liniengruppen. Abstände und Dicken der Linien entsprechen dem Visuswert 0,63. Die Probanden sollen hier den Kontrast zwischen den Linien und den Zwischenräumen bewerten. Ähnliche Liniengruppen werden zum Teil auch bei Astigmatismus-Testfiguren angewendet (Abb. 11 B, S. 31). Die Liniengruppen sind in acht Richtungen angeordnet. Damit können auch gerichtete Verzerrungen (z. B. durch Koma) in geraden und schrägen Richtungen erfasst werden. Die peripheren Linien entsprechen einem Visus von 0,4. Sie sind im Vergleich zu den anderen genannten Elementen der Testfigur größer, da der Visus von der Fovea nach außen hin abnimmt. Es sind Doppelstriche in 16 Richtungen enthalten.

5.1.2 Schwellenwertbestimmung

Unterschiedsschwellen für Aberrationen wurden bisher entweder mit der Konstanzmethode oder mit der Herstellungsmethode ermittelt (Tab. 5, S. 29). Wie in Abschnitt 2.8 bereits erwähnt, ist die Schwellenbestimmung nach der Treppenmethode effizienter als andere Methoden. Mit der Treppenmethode kann eine ähnliche Genauigkeit erreicht werden wie mit der Konstanzmethode, aber mit weniger Zeitaufwand (Watson und Fitzhugh, 1990). Aus den verschiedenen Varianten der Treppenmethode wurde das Best-PEST-Verfahren ausgewählt (siehe Abschnitt 2.8.5). Der Algorithmus dieses Verfahrens errechnet nach jedem dargebotenen Stimulus und der abgegebenen Probandenantwort die wahrscheinlichste Lage des Schwellenwertes und bietet diesen Wert als nächsten Stimulus dar. Nach Analysen von Pentland (1980) und Shelton et al. (1982) benötigt dieses Verfahren die geringste Darbietungsanzahl für eine verlässliche Schwellenangabe und ist damit effizienter als andere Varianten der Treppenmethode.

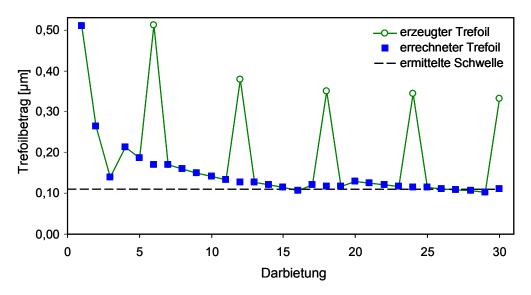


Abb. 25: Typischer Durchlauf einer Trefoil-Schwellenwertbestimmung nach dem Best-PEST-Verfahren (Proband 17)

Die Ermittlung der Unterschiedsschwelle lief wie folgt ab: Der Proband verglich zwei nacheinander gezeigte Seheindrücke, das Referenzbild und ein Bild mit zusätzlich induzierter Aberration in randomisierter Reihenfolge. Er teilte per Knopfdruck mit, welchen Seheindruck er subjektiv schärfer und kontrastreicher empfand. Dabei musste er sich zwingend für eines der beiden Bilder entscheiden, auch wenn subjektiv kein Unterschied zu sehen war (2-IFC, two-interval forced choice). Bei richtiger Benennung des Referenzbildes wurde die induzierte Aberration beim nächsten Bildpaar verringert. War die Antwort jedoch falsch, erhöhte sich der Aberrationswert. Die Größe des nächsten Aberrationswertes wurde nach jeder Darbietung (Bildvergleich) nach der Maximum-Likelihood-Methode errechnet. Das bedeutet, dass aufgrund aller bisher gegebenen Antworten die wahrscheinlichste Lage der Schwelle berechnet wurde. Abb. 25 zeigt einen typischen Durchlauf einer Bestimmung der Unterschiedsschwelle. Jede sechste Darbietung war eine sogenannte Bonus-Darbietung, um die

Aufmerksamkeit und die Motivation des Probanden aufrecht zu erhalten. Die erzeugte Aberration war hier dreimal größer als der nach der Maximum-Likelihood-Methode errechnete Wert. Der nach der letzten Darbietung berechnete Schwellenwert entspricht dem Endergebnis des Messdurchlaufs.

Für den Algorithmus ist die Kenntnis der psychometrischen Funktion notwendig. In einem Vorversuch am Adaptiven Phoropter wurden die Anstiege der psychometrischen Funktionen bei 13 Probanden und jeweils zwei Aberrationen ermittelt (Czok, 2011). Die Probanden verglichen dabei zwei nacheinander gezeigte Seheindrücke und gaben an, welcher Seheindrück subjektiv schärfer war. Ein Seheindrück war jeweils der vollkorrigierte Zustand unter Beseitigung aller Aberrationen, bei dem anderen Seheindrück wurde über den adaptiven Spiegel ein definierter Betrag Koma bzw. Trefoil induziert. Als Sehzeichen diente eine ähnliche Strahlenfigur wie in Abb. 24 (S. 49) dargestellt. Die Pupille war durch eine künstliche Blende auf 5 mm begrenzt. Die induzierten Aberrationswerte lagen in einem Bereich von –0,252 μm bis +0,252 μm in 0,056-μm-Schritten (Koma) bzw. von –0,315 μm bis +0,315 μm in 0,07-μm-Schritten (Trefoil). Für jeden Aberrationswert wurde 20-mal geprüft, ob der Seheindrück mit Aberration erkannt wurde. Auf diese Weise konnten nach der Konstanzmethode die Erkennungswahrscheinlichkeiten für die verschiedene Aberrationswerte bestimmt werden. Da psychometrische Funktionen annähernd einer logistischen Funktion entsprechen (Strasburger, 2001), wurden per nichtlinearer Regression die Parameter der logistischen Funktion bestimmt. Die Gleichung der logistischen Funktion für die Erkennungswahrscheinlichkeit *P* lautet:

$$P(x) = \frac{1 - a}{1 + b \cdot e^{-tx}} + a \tag{10}$$

a ist dabei das niedrigste Niveau der Funktion, b eine Konstante und t der Parameter für den Anstieg. In Abb. 26 sind die psychometrischen Kurven dargestellt, die erwartungsgemäß nicht tiefer als auf das 50-%-Niveau absinken (10 Fälle von insgesamt 26). Der Median der Anstiege der zehn Kurven betrug $t=39,997\approx 40$ (Czok, 2011). Damit wurde für die weiteren Versuche ein Anstieg der psychometrischen Funktion von t=40 zugrunde gelegt.

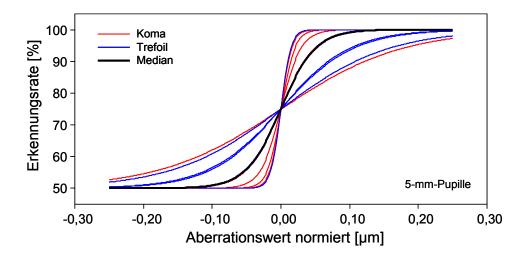


Abb. 26: Psychometrische Kurven, angenähert durch nichtlineare Regression an logistische Funktionen, für je fünf Fälle von induzierter positiver Koma (rot) bzw. positivem Trefoil (blau). Der steilste Punkt der Funktion ist auf Null normiert. Der Median der Anstiege aller 10 Funktionen ergibt den Anstieg der schwarzen Funktion.

Der Algorithmus des Best-PEST-Verfahrens ist darauf ausgelegt, dass die Wahrnehmung stabil und unbeeinflusst bleibt und dadurch ein "Einpendeln" auf einen konstanten Schwellenwert erfolgt. Mit zunehmender Darbietungsanzahl sollten dabei die Änderungen von Darbietung zu Darbietung immer kleiner werden (Abb. 25, S. 50). Tatsächlich kann es jedoch vorkommen, dass von diesem Idealverlauf abgewichen wird. Lässt beispielsweise die Konzentration während eines Messdurchlaufs nach und der Proband gibt falsche Antworten, obwohl eine richtige Antwort möglich gewesen wäre, dann nimmt der errechnete Schwellenwert zu und die Änderungen von Darbietung zu Darbietung werden wieder größer. Denkbar ist auch, dass zu Beginn des Messdurchlaufes versehentlich mehrere falsche Antworten gegeben werden und der Algorithmus daraufhin deutlich oberschwellige Reize darbietet. Die Folge wären richtige Antworten ohne Umkehrpunkt bis zum Ende des Messdurchlaufes ohne das gewünschte "Einpendeln". Abb. 27 zeigt zwei Beispiele für suspekte Verläufe der Schwellenwertbestimmung.

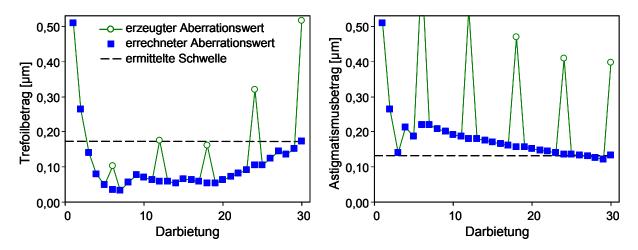


Abb. 27: Suspekte Verläufe der Schwellenwertbestimmung nach dem Best-PEST-Verfahren. *links*: Anstieg der errechneten Schwellenwerte im dritten Drittel (Proband 21). *rechts*: versehentlich falsche Antworten am Anfang lassen die Schwellensuche in einem höheren Bereich beginnen (Proband 9).

Zur Sicherung der Gültigkeit des Messwertes wurde der Algorithmus deshalb mit einer Validitätskontrolle am Ende des Durchlaufes ergänzt. Erfahrungen aus Vorversuchen zeigen, dass nach 18 von 30 Darbietungen der Schwellenwert schon recht gut angenähert wurde. Für die verbleibenden 12 Darbietungen wird am Ende des Durchlaufes die Standardabweichung aus den berechneten (und dargebotenen) Schwellenwerten errechnet. Eine visuelle Beurteilung verschiedener Testdurchläufe führte letztendlich zur Festlegung von $\pm 0,02~\mu m$ als Maximalwert für die Standardabweichung. Bei einem Messdurchlauf mit höherer Standardabweichung musste von einer unerwünschten Beeinflussung ausgegangen werden.

5.2 Material und Methode

5.2.1 Laboraufbau

Zur Messung der Wellenfrontaberrationen des Auges und zur Erzeugung definierter Aberrationswerte wurde der Adaptive Phoropter verwendet. Dieser adaptiv-optische Aufbau ist im Abschnitt 4.1.1 beschrieben, wobei drei wesentliche Änderungen vorgenommen wurden:

- Statt dem adaptiven Spiegel MIRAO 52-d wurde das Nachfolgemodell MIRAO 52-e (Fa. Imagine Eyes, Orsay, Frankreich) verwendet. Er unterschied sich durch eine verbesserte elektronische Steuereinheit mit neuer Software, wodurch die Ursachen für gelegentliche Ausfälle des Modells 52-d behoben wurden.
- 2. Anstelle der Stirn-/Kinnstütze wurde eine Beißvorrichtung verwendet, um Kopfbewegungen der Probanden bestmöglich zu vermeiden (Abb. 28). Das Kernmaterial bestand aus desinfiziertem Edelstahl. Für den Gebissabdruck, der für jeden Probanden individuell angefertigt wurde, kam die Abdruckmasse "Impression Compound" (Fa. Kerr, Bioggio, Schweiz) aus dem zahnärztlichen Fachhandel zum Einsatz.

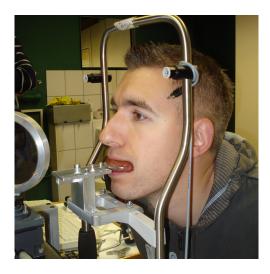


Abb. 28: Probandenstabilisierung am Adaptiven Phoropter mit einer Beißvorrichtung

3. In den Aufbau wurde nahe der Ebene des adaptiven Spiegels eine künstliche Pupille mit dem Durchmesser 5 mm eingefügt.

Abb. 29 zeigt den verwendeten Laboraufbau. Rot eingetragen ist der Strahlengang des Lasers, ausgehend von der Laserquelle hin zum Auge, von dort über verschiedene optische Elemente und den adaptiven Spiegel zum Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor. Der blaue Strahlengang zeigt die Abbildung des Sehzeichenmonitors in das Auge.

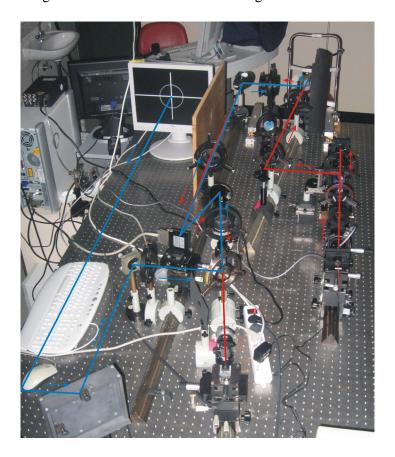


Abb. 29: Laboraufbau des Adaptiven Phoropters

5.2.2 Kalibrierung

Die Abbildungsfehler des Aufbaus wurden mit Hilfe eines quasi-idealen Kunstauges (RMS = 0,05 μm für eine 8-mm-Pupille) ermittelt und bei den Wellenfrontmessungen der Probandenaugen als Referenz abgezogen (siehe auch Abschnitt 4.1.1). Eine weitere Kalibrierung war notwendig, da der adaptive Spiegel nicht exakt die gewünschte Aberration erzeugen konnte. Durch mehrfache Messungen wurde herausgefunden, dass zwischen der gewünschten und der erzeugten Größe der Aberrationen ein linearer Zusammenhang bestand. Der erzeugte Astigmatismus war 0,7 % größer als der gewünschte Astigmatismus. Bei der Koma lag der erzeugte Wert 8,6 % höher und beim Trefoil 3,7 % höher als der gewünschte Aberrationswert, unabhängig von der Richtung der Aberration. Bei den angegebenen Unterschiedsschwellen im Ergebnisteil ist diese Abweichung berücksichtigt.

5.2.3 Probanden

An dieser Studie nahmen 28 gesunde Probanden (13 Frauen, 15 Männer) teil. Das Alter der Probanden lag zwischen 22 und 33 Jahren (Mittelwert ± Standardabweichung: 26,4 ± 2,7 Jahre). In allen Fällen wurde das dominante Auge, welches mittels Handpeiltest bestimmt wurde, bei natürlicher Pupillengröße (ohne medikamentöse Pupillenerweiterung) untersucht. Das Gegenauge war dabei abgedeckt. Das sphärische Äquivalent der Fehlsichtigkeiten reichte von –3,0 bis +1,75 dpt. Tab. 10 zeigt die Einschluss- und Ausschlusskriterien für die Studie.

Tab. 10: Einschluss- und Ausschlusskriterien in der Studie zu den Unterschiedsschwellen bei verschiedenen Aberrationen

Einschlusskriterien	Ausschlusskriterien		
Mindestalter 18 Jahre	akute und chronische Augenerkrankungen		
 sphärische Fehlsichtigkeit maximal ±3 dpt astigmatische Fehlsichtigkeit maximal 2,5 dpt 	bestkorrigierter Visus mit Brillenglas kleiner als 0,8		
 mesopische Pupillengröße mindestens 5 mm 	das Allgemeinbefinden beeinträchtigende systemische Erkrankungen		
Vorliegen einer unterschriebenen Einverständniserklärung	momentane Anwendung von Augen- medikamenten		
	Augenverletzung oder Augenoperation in den letzten 6 Monaten		
	Tragen von Kontaktlinsen in den letzten 16 Stunden		
	Zahnleiden bzw. Zahnersatz		

Die Teilnahme an den Untersuchungen war freiwillig. Die erhobenen Daten wurden vertraulich behandelt. Durch einen Aufklärungsbogen wurden die Probanden über Nutzen und Risiken der Studie informiert und darauf hingewiesen, dass sie die Tests jederzeit abbrechen konnten.

5.2.4 Durchführung

Zu Beginn eines jeden Untersuchungstages wurde die Bestrahlungsleistung der Laserdiode mit dem Lasermessgerät "Orion PD" (Fa. Ophir, Jerusalem, Israel) in der Hornhautebene gemessen. Der höchste gemessene Wert lag bei 230 μW und damit deutlich unter der maximal zulässigen Bestrahlung von 807 μW. Nach einer detaillierten Befragung hinsichtlich der Einschluss- und Ausschlusskriterien wurde für jeden Probanden ein individueller Beißabdruck angefertigt. Anschließend wurden sorgfältig die Brillenglaswerte des Führungsauges unter Verwendung von Messgläsern, einer Messbrille und einer Bailey-Lovie-Tafel in einem Abstand von 4,25 m bestimmt. Während der Versuche am Adaptiven Phoropter wurden diese Werte über den verformbaren Spiegel korrigiert. Dabei wurden diese von

einem Hornhautscheitelabstand von 12 mm auf die Hornhautebene umgerechnet und mit –0,25 dpt addiert, da das Testmuster auf dem Monitor in Unendlich abgebildet war, während der Abstand Bailey-Lovie-Tafel bei der Brillenglasbestimmung 4,25 m betrug.

Mit dieser Korrektion und unter Korrektur der Systemfehler wurden drei Wellenfrontmessungen aufgenommen, um die Restfehler des Auges zu messen und um zu kontrollieren, ob der Pupillendurchmesser größer als 5 mm war. Die Richtungen des Restastigmatismus, der Koma und des Trefoils wurden ebenfalls erfasst. Die Probanden betrachteten während der Bestimmung der Unterschiedsschwellen die Strahlenfigur mit einem Sehwinkeldurchmesser von 1,0° (Abb. 30). Sie enthielt einen Kreis im Zentrum, Dreiergruppen aus Linien in acht Richtungen entsprechend einem Visus von 0,63 und peripheren Linien entsprechend einem Visus von 0,4. Die Testfigur wurde auf dem Flachbildmonitor dargeboten, wobei das helle Umfeld im oberen mesopischen Bereich bei einer Leuchtdichte von 6,2 cd/m² lag. Um störende Einflüsse durch die scharfe Testfeldbegrenzung zu vermeiden, wurde am Testfeldrand ein gradueller Leuchtdichteübergang von hell nach dunkel erzeugt.

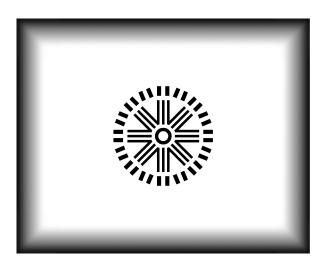




Abb. 30: Strahlenförmige Testfigur und Buchstabentafel mit Leuchtdichteübergang am Rand

Es wurden die Unterschiedsschwellen für Astigmatismus, Koma und Trefoil in zufälliger Reihenfolge bestimmt. Die Probanden wurden gebeten, zwei aufeinanderfolgende Korrektionen (Korrektionen A und B, Reihenfolge zufällig) zu vergleichen und die subjektiv bessere Korrektion zu benennen. Die Antwort wurde per Tastendruck auf einem Nummernpad abgegeben. Korrektion A war die Brillenkorrektion. Korrektion B war die Brillenkorrektion addiert mit einem bestimmten Aberrationswert. Die Aberration hatte dabei dieselbe Richtung wie die zuvor gemessene (Rest-)Aberration des Auges. Jede Korrektion wurde für zwei Sekunden gezeigt. Nach jedem Vergleich war das Testmuster für eine Sekunde ausgeblendet.

Die Größe des erzeugten Aberrationswertes variierte nach dem Best-PEST-Verfahren (siehe Abschnitt 5.1.2). Dem Algorithmus lag eine psychometrische Funktion zugrunde, deren Anstieg nach Versuchen von Czok (2011) auf 40 festgelegt wurde. Das Best-PEST-Verfahren war in eine eigens für den Versuch erstellte Software implementiert, die den adaptiven Spiegel ansteuerte. Am Ende eines

Durchlaufs, nach 30 Darbietungen (Bildvergleichen), wurde die ermittelte Unterschiedsschwelle zusammen mit der Standardabweichung aus den letzten zwölf Darbietungen angezeigt. Wenn die Standardabweichung der letzten zwölf Darbietungen größer als $\pm 0,02~\mu m$ war, wurde das Ergebnis verworfen und der Durchgang wiederholt.

Mit jedem Probanden wurden zwei Sätze an Messdurchläufen durchgeführt. Der erste Satz beinhaltete die Bestimmung der Unterschiedsschwellen für Astigmatimus, Koma und Trefoil wie oben beschrieben. Für den zweiten Satz wurden die Probanden in drei Gruppen aufgeteilt. Neun Probanden wiederholten den ersten Satz ohne Veränderung, damit Informationen zur Reproduzierbarkeit gewonnen werden konnten. Zehn Teilnehmer betrachteten eine Buchstabentafel statt der Strahlenfigur. Die Tafel beinhaltete drei Zeilen mit jeweils fünf schwarzen Buchstaben in der Schriftart Linear-Antiqua, die der Norm DIN 1451-2 (1986) entsprechen und von Grimm et al. (1994) evaluiert wurden. Die Buchstabengrößen entsprachen den Visusstufen 0,5, 0,63 und 0,8 (Abb. 30).

Die letzte Gruppe mit neun Probanden wurde unter Vollkorrektion aller Aberrationen niedriger und höherer Ordnung untersucht. Die Richtungen der induzierten Aberrationen waren entgegengesetzt zu den gewohnten Fehlern Astigmatismus, Koma und Trefoil, um mögliche Effekte der neuronalen Adaptation (Chen et al., 2007; Sabesan und Yoon, 2010) zu vermeiden. Hierfür wurden die Wellenfrontmessungen mit der – sofern vorhanden – regelmäßig getragenen Korrektion addiert, was die gewohnten Aberrationen ergab. Durch die Umkehrung der Vorzeichen der Zernike-Koeffizienten errechnete sich dann die Richtung der induzierten Aberrationen. Tab. 11 zeigt ein Beispiel für diese Berechnung. Bei der Vollkorrektion wurden die Zernike-Koeffizienten bis zur 6. Ordnung erfasst und korrigiert (Closed Loop, siehe Abschnitt 4.1.1), um den RMS-Wellenfrontfehler zu minimieren. Die Spannungen jedes Spiegelaktuators wurden dabei gespeichert und im anschließenden Experiment als statische Korrektion aufgerufen.

Tab. 11: Beispiel für die Zernike-Koeffizienten und Richtungen von Astigmatismus, Koma und Trefoil (F	Proband 16)	

	Aberration			
	Astigmatismus	Koma	Trefoil	
Wellenfrentmessung	c_2^{-2} = 0,020 µm	$c_{3^{-1}} = -0,102 \ \mu m$	$c_3^{-3} = 0,007 \ \mu m$	
Wellenfrontmessung	$c_2^2 = -0.299 \ \mu \text{m}$	$c_3^1 = 0,191 \ \mu m$	$c_3^3 = 0,083 \ \mu \text{m}$	
	Zylinder –0,25 dpt / 0°			
Gewohnte Korrektion	c_2^{-2} = 0,000 µm	-	_	
	c_2^2 = 0,159 µm			
	c_2^{-2} = 0,020 µm	$c_{3^{-1}} = -0,102 \ \mu m$	$c_3^{-3} = 0,007 \ \mu m$	
Gewohnte Aberrationen	$c_2^2 = -0.140 \ \mu \text{m}$	$c_{3}^{1} = 0,191 \ \mu m$	$c_3^3 = 0,083 \ \mu \text{m}$	
	c_{22} = 0,141 µm / 86°	c_{31} = 0,217 µm / 332°	c_{33} = 0,083 µm / 2°	
	c_2^{-2} = -0,020 µm	c_{3}^{-1} = 0,102 µm	$c_3^{-3} = -0,007 \ \mu \text{m}$	
Induzierte Aberrationen*	$c_2^2 = 0.140 \ \mu m$	$c_3^1 = -0.191 \ \mu \text{m}$	$c_{3}^{3} = -0.083 \ \mu \text{m}$	
	c ₂₂ = 0,141 µm / 176°	c ₃₁ = 0,217 μm / 152°	c ₃₃ = 0,083 μm / 62°	
* Beim nachfolgenden Treppenverfahren blieb die Richtung konstant und der Betrag wurde variiert.				

5.2.5 Statistische Methoden

Grundlage für die Berechnungen waren die Mediane der Zernike-Koeffizienten aus den drei Wellenfrontmessungen mit Brillenkorrektion (Datensatz 1). Die ermittelten Unterschiedsschwellen wurden bei jedem Probanden zu diesem Datensatz hinzuaddiert und ergaben einen weiteren Datensatz (Datensatz 2). Für beide Datensätze wurden die 30 Metriken der Abbildungsqualität (siehe Abschnitt 2.5) berechnet. Die Differenzen jeder Metrik aus den beiden Datensätzen – als Maß für die Änderung der Sehqualität – wurden dann weitergehend analysiert.

Mit dem Shapiro-Wilk-Test wurden die Metrikdaten auf Normalverteilung geprüft. Die Mehrzahl der Metrikwerte war nicht normalverteilt. Ein Variationskoeffizient für jede Metrik wurde berechnet, indem der Interquartilsabstand für alle Differenzen über alle Probanden und über alle drei untersuchte Aberrationen dividiert wurde durch den Median. Dieser Koeffizient ist ein Anhaltspunkt dafür, wie präzise eine Maßzahl bestimmt wurde. Außerdem wurde der Friedman-Test angewendet, um zu ermitteln, ob die Maßzahl für die drei Aberrationen unterschiedlich ausfiel.

Die Unterschiedsschwellen waren für keine der drei untersuchten Aberrationen normalverteilt $(p \le 0,003)$. Daher wurde für die Analysen auf nicht-parametrische Tests zurückgegriffen. Die Zusammenhänge der Unterschiedsschwellen mit den verbliebenen bzw. gewohnten Fehlern und mit den verbliebenen Gesamtfehlern (jeweils ohne die erzeugte Aberration) wurden mit der Spearman-Korrelation geprüft. Zum Vergleich der Gruppen mit geradem und schrägem Astigmatismus wurde der

Mann-Whitney-U-Test angewendet. Der Vergleich zwischen Strahlenfigur und Buchstabentafel sowie zwischen Brillenkorrektion und Vollkorrektion erfolgte mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rangtest.

Zur Untersuchung der Reproduzierbarkeit wurden die Differenzen der Unterschiedsschwellen zwischen dem ersten und dem zweiten Satz der Messungen berechnet und als Bland-Altman-Diagramm dargestellt. Außerdem wurde der Reproduzierbarkeitskoeffizient (*RC*) nach Bland und Altman (1986) für jede erzeugte Aberration und für alle Messungen zusammen ermittelt. Bei zwei zu vergleichenden Einzelmessungen berechnet er sich wie folgt:

$$RC = 1.96 \cdot \sqrt{\frac{\sum d^2}{n}} \tag{11}$$

d ist die Differenz der beiden Einzelmessungen und n die Anzahl der untersuchten Fälle.

5.3 Ergebnisse

5.3.1 Erster Satz der Messungen

Abb. 31 A zeigt die Unterschiedsschwellen für alle 28 Probanden, die mit der Strahlenfigur als Testmuster ermittelt wurden. Die Mediane der Unterschiedsschwellen betrugen 0,091 μ m beim Astigmatismus, 0,059 μ m bei der Koma und 0,108 μ m beim Trefoil. Die Schwellenwerte waren für die Koma signifikant niedriger als für Astigmatismus (p=0,025) und Trefoil (p=0,004). Zwischen den Unterschiedsschwellen von Astigmatismus und Trefoil gab es keinen signifikanten Unterschied.

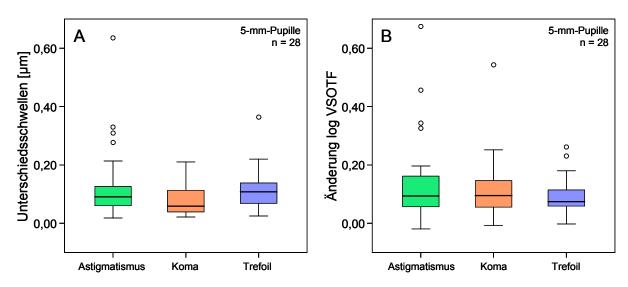


Abb. 31: Unterschiedsschwellen (A) und Änderungen des logarithmierten VSOTF-Wertes (B) für die induzierten Aberrationen Astigmatismus, Koma und Trefoil

Abb. 31 A zeigt auch, dass es große interindividuelle Unterschiede bei den Unterschiedsschwellen gibt. Die maximalen Schwellenwerte betrugen 0,635 μm beim Astigmatismus, 0,211 μm bei der Koma und 0,364 μm beim Trefoil. Als Maß für die statistische Streuung wurden für jede Aberration die Interquartilsabstände berechnet. Der niedrigste Interquartilsabstand wurde beim Astigmatismus

gefunden (0,066 μ m), während er bei der Koma bzw. beim Trefoil etwas höher lag (0,078 bzw. 0,076 μ m).

Aus den Wellenfrontdaten wurden auch die Veränderungen der 30 beschriebenen Metriken für die Abbildungsqualität errechnet. Tab. 12 zeigt – aufsteigend sortiert – die zehn Metriken mit den niedrigsten Variationskoeffizienten. Zusätzlich ist der Signifikanzwert (p-Wert) nach dem Friedman-Test angegeben. Der niedrigste Variationskoeffizient wurde für die Metrik VSOTF errechnet (Abb. 31 B). Die Mediane der Differenzen des logarithmierten VSOTF betrugen 0,094 beim Astigmatismus, 0,095 bei der Koma und 0,074 beim Trefoil, über alle drei Aberrationen betrug der Median 0,088. Bei den 10 Metriken wurde lediglich für den RMSw-Wert ein signifikanter Unterschied (p < 0,05) zwischen den Unterschiedsschwellen der drei Aberrationen gefunden. Ebenfalls vergleichsweise niedrig waren die Variationskoeffizienten bei den Metriken VSMTF und AreaOTF.

Tab. 12: Metriken der Abbildungsqualität mit den zehn niedrigsten Variationskoeffizienten

Rang	Metrik	Variationskoeffzient	<i>p</i> -Wert nach Friedman
1	VSOTF	0,887	0,289
2	VSMTF	1,014	0,831
3	AreaOTF	1,019	0,831
4	PFC _t	1,062	0,081
5	PFS _t	1,141	0,389
6	NS	1,145	1,000
7	STD	1,175	0,740
8	RMS_W	1,200	< 0,001
9	ENT	1,211	0,831
10	PV	1,239	0,050

Abb. 32 zeigt einen Vergleich der Unterschiedsschwellen mit den verbliebenen bzw. gewohnten Aberrationen. Die Datenpunkte oberhalb der Winkelhalbierenden kennzeichnen Probanden mit einer höheren Unterschiedsschwelle als die verbliebene bzw. gewohnte Aberration. Liegen die Punkte unterhalb der Winkelhalbierenden, war die Unterschiedsschwelle geringer als die verbliebene bzw. gewohnte Aberration. Bei 18 von 28 Augen war die Unterschiedsschwelle für den Astigmatismus niedriger als der verbliebene Astigmatismus nach Brillenkorrektion (Abb. 32 A). Bei 16 Augen war die Unterschiedsschwelle für die Koma niedriger als die gewohnte Koma (Abb. 32 B). Die Unterschiedsschwelle für den Trefoil war bei 11 Augen niedriger als der gewohnte Trefoil (Abb. 32 C). Außerdem ist offensichtlich, dass keine signifikanten Korrelationen zwischen den Unterschiedsschwellen und den verbliebenen bzw. gewohnten Aberrationen vorhanden waren ($r^2 \le 0,025$).

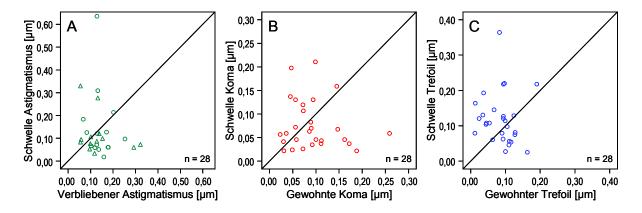


Abb. 32: Vergleich der Unterschiedsschwellen mit dem verbliebenen Astigmatismus (A), der gewohnten Koma (B) und dem gewohnten Trefoil (C). Die Richtungen des erzeugten Astigmatismus sind mit verschiedenen Symbolen markiert (Dreiecke: gerade Richtungen mit 0° ± 15° und 90° ± 15°, Kreise: schräge Richtungen).

Der Vergleich der Unterschiedsschwellen mit allen verbliebenen Aberrationen außer der erzeugten Aberration und der Defokussierung ergab signifikante mittlere Korrelationen, jedoch nur für Astigmatismus und Koma (Abb. 33 A und B). Der Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman (ρ) betrug 0,44 (p=0,020) beim Astigmatismus und 0,38 (p=0,044) bei der Koma. Für den Trefoil wurde keine signifikante Korrelation ermittelt (Abb. 33 C, $\rho=0,12$, p=0,538).

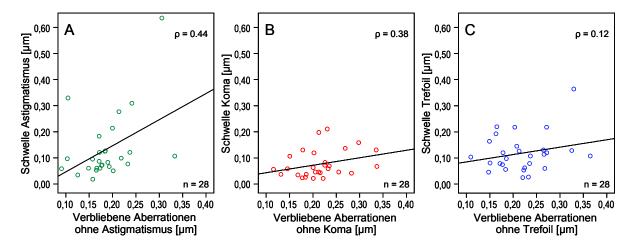


Abb. 33: Vergleich der Unterschiedsschwellen mit allen verbliebenen Aberrationen außer der erzeugten Aberration und der Defokussierung. Die Grafiken sind unterteilt nach den erzeugten Aberrationen Astigmatismus (A), Koma (B) und Trefoil (C).

Um die Abhängigkeit des induzierten Astigmatismus von der Richtung zu untersuchen, wurden die Fälle in gerade (n = 13) und schräge (n = 15) Richtungen unterteilt. Die geraden Richtungen beinhalteten $0^{\circ} \pm 15^{\circ}$ und $90^{\circ} \pm 15^{\circ}$. Die schrägen Richtungen lagen dementsprechend zwischen 15° und 75° sowie zwischen 105° und 165° . Zwischen beiden Gruppen gab es keinen signifikanten Unterschied der Unterschiedsschwellen (p = 0.712).

Nach jedem Messdurchlauf wurde neben der Unterschiedsschwelle auch die Standardabweichung der letzten 12 Darbietungen ermittelt (siehe Abschnitt 5.1.2). Dieses Maß dient als Gütemaß für die Schwellenbestimmung. Zwei von insgesamt 168 Messdurchläufen mussten wiederholt werden, weil

die Standardabweichung größer als $0.02~\mu m$ war. Mittelwert und Standardabweichung dieses Gütemaßes über alle gültigen Messdurchläufe betrugen $0.0065 \pm 0.0032~\mu m$.

5.3.2 Vergleich zwischen erstem und zweitem Satz der Messungen

Neun Probanden wiederholten den ersten Satz der Messungen ohne Veränderungen. In einem Bland-Altman-Diagramm sind die Differenzen zwischen beiden Sätzen in Abhängigkeit von Mittelwert dargestellt (Abb. 34). Der Mittelwert aller Differenzen ist als durchgezogene Linie eingetragen und betrug 0,008 μ m. Die Reproduzierbarkeitskoeffizienten für die verschiedenen Aberrationen betrugen $RC_{\text{Astigmatismus}} = 0,099 \ \mu\text{m}$, $RC_{\text{Koma}} = 0,098 \ \mu\text{m}$ und $RC_{\text{Trefoil}} = 0,086 \ \mu\text{m}$ und wichen damit nur gering voneinander ab. Der Koeffizient zusammengefasst für alle Aberrationen betrug $RC = 0,095 \ \mu\text{m}$. Fast drei Viertel aller Differenzen (20 von 27) lagen innerhalb $\pm 0,033 \ \mu\text{m}$.

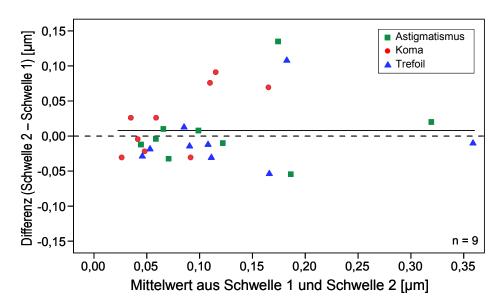


Abb. 34: Bland-Altman-Diagramm mit den Differenzen der Unterschiedsschwellen aus dem ersten und dem zweiten Satz der Messungen in Abhängigkeit vom Mittelwert. Die durchgezogene Linie markiert die mittlere Differenz.

Zehn Probanden betrachteten beim zweiten Satz der Messungen eine Buchstabentafel statt der Strahlenfigur. Der Vergleich der Unterschiedsschwellen für beide Testtafeln ist in Abb. 35 dargestellt. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Strahlenfigur (STR) und Buchstabentafel (BU) festgestellt werden ($p \ge 0,604$).

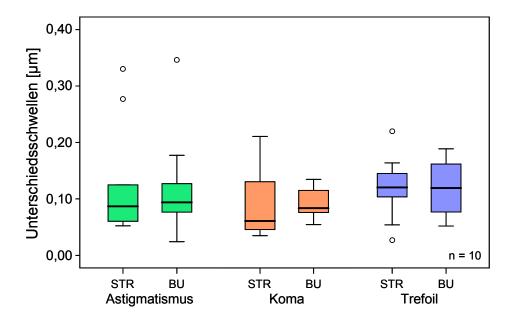


Abb. 35: Unterschiedsschwellen für die Messdurchgänge mit Strahlenfigur (STR) und Buchstaben (BU)

Bei der dritten Untergruppe mit neun Probanden wurden im zweiten Satz die verbliebenen Aberrationen niedriger und höherer Ordnung korrigiert. Während allein die Aberrationen höherer Ordnung bei Brillenkorrektion im Median bei $0,177~\mu m$ lagen, betrugen die medianen Restfehler (ohne Defokussierung) bei Vollkorrektion $0,112~\mu m$ vor der Schwellenwertbestimmung. Über den Zeitraum der Schwellenwertbestimmung stiegen sie auf $0,137~\mu m$ im Median an (Abb. 36). Die RMS-Fehlerwerte aller drei Messungen waren signifikant unterschiedlich (p < 0,001).

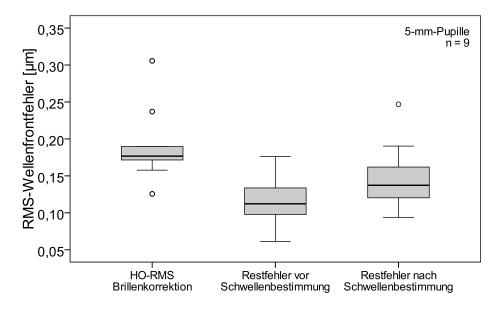


Abb. 36: RMS-Wert der Aberrationen höherer Ordnung (HO-RMS) bei Brillenkorrektion im Vergleich zu den RMS-Restfehlern (ohne Defokussierung) bei Vollkorrektion vor und nach der Schwellenwertbestimmung. Je Proband wurden drei Vollkorrektionen durchgeführt.

Die ermittelten Unterschiedsschwellen für Brillenkorrektion (BK) und Vollkorrektion (VK) sind in Abb. 37 gegenübergestellt. Auch zwischen den unterschiedlichen Korrektionen wurden keine signifi-

kanten Unterschiede festgestellt ($p \ge 0,066$). Lediglich bei der Koma waren die Unterschiedsschwellen mit Vollkorrektion tendenziell höher.

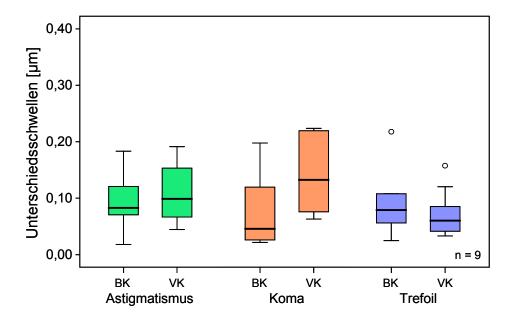


Abb. 37: Unterschiedsschwellen für die Messdurchgänge mit Brillenkorrektion (BK) und Vollkorrektion (VK)

6 Unterschiedsschwellen für verschiedene Testmuster

In diesem Kapitel wird eine weitere Studie beschrieben, in der Unterschiedsschwellen bei gesunden Probanden gemessen wurden. Der Schwerpunkt lag hier auf dem Vergleich der Schwellenwerte für verschiedene Testmustervarianten. Dabei ging es um die Frage, ob die subjektive Wahrnehmung von Sehverschlechterungen durch Aberrationen durch eine geeignete Konstruktion des Testmusters optimiert werden kann. Es handelt sich um eine prospektive Querschnittsstudie, die in zwei Phasen untergliedert ist.

6.1 Testmuster-Konzeption

Nach Untersuchungen von Atchison und Guo (2010) ist die Unterschiedsschwelle bei Verwendung von Buchstaben kleiner, je größer der Visuswert ist. Buchstaben mit dem Visuswert 0,8 lieferten geringere Unterschiedsschwellen als die Visuswerte 0,45 und 0,25. In einer anderen Studie untersuchten Atchison et al. (1997) den Einfluss einer Defokussierung auf die subjektive Schärfentiefe des Auges. Dies wurde für verschiedene Buchstabengrößen im Visusbereich von 0,135 bis 1,6 wiederholt. Abb. 38 zeigt die Mittelwerte und die Standardabweichungen für die gemessenen Schärfentiefen. Je kleiner die Buchstaben waren, desto geringer war die subjektive Schärfentiefe. Das bedeutet, dass bei sehr kleinen Optotypen eine geringere Defokussierung ausreichte, um den Seheindruck merkbar zu verschlechtern.

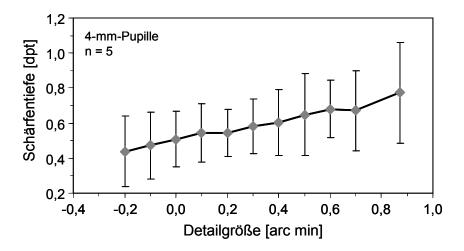


Abb. 38: Subjektive Schärfentiefe in Abhängigkeit von der Buchstabengröße nach Atchison et al. (1997). Der Visuswert entspricht dem Kehrwert der Detailgröße (Strichbreite) der Buchstaben.

Atchison et al. (1997) leiteten daraus ein Modell ab, welches von drei verschiedenen Kriterien für die Bewertung der Bildverschlechterung ausgeht. Welches Kriterium der Proband anwendet, hängt von der Größe des Sehzeichens ab. Bei großen Buchstaben (beispielsweise Visus < 0,1) ist die dominierende Ortsfrequenz so niedrig, dass die Modulationstransferfunktion (MTF) relativ wenig durch die Defokussierung beeinflusst wird. Jedoch wirkt sie sich auf die höheren Ortsfrequenzanteile des Buchstabens aus. Diese sind wichtig für die Auflösung der Kanten, so dass die Bildverschlechterung anhand der Schärfe der Kanten beurteilt wird (Abb. 39 A). Bei kleineren Buchstaben liegt die dominierende

Ortsfrequenz in Bereichen, bei denen die MTF für Defokussierung deutlich empfindlicher ist. Hier ist der Kontrast zwischen den hellen und dunklen Balken entscheidend (Abb. 39 B). Bei sehr kleinen Buchstaben (beispielsweise Visus > 1,0) basiert die Wahrnehmung der Bildverschlechterung auf den niedrigen Ortsfrequenzanteilen der Buchstaben. Dabei spielt vor allem der Kontrast zwischen dem Buchstaben insgesamt und dem Hintergrund eine Rolle (Atchison und Smith, 2000). Demnach findet keine Schärfebeurteilung mehr statt, sondern eine Bewertung der Helligkeit bzw. Schwärze des Sehzeichens in Bezug auf das Umfeld (Abb. 39 C).

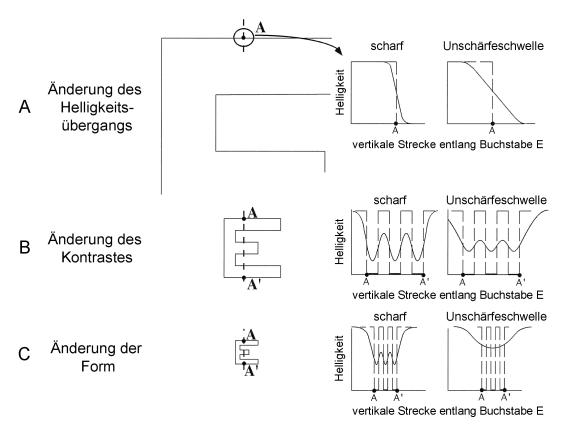


Abb. 39: Kriterien für die Wahrnehmung der Bildverschlechterung bei unterschiedlichen Sehzeichengrößen (aus Atchison und Smith (2000) mit freundlicher Genehmigung des Verlages Butterworth-Heinemann)

Basierend auf diesem Modell wurde ein Testmuster ausgewählt, das sehr kleine Elemente enthält und damit sensibel genug für geringe Verschlechterungen der Sehqualität ist. Der Punktestern (Abb. 10 C, S. 30) enthielt strahlenförmig aneinandergereiht kleine Punkte. Die Punktgröße wurde so gewählt, dass entsprechend dem beschriebenen Modell nicht die Schärfe beurteilt wird, sondern der Kontrast zum Umfeld. Ein größerer zentraler Punkt sollte als Fixationsanreiz dienen. Außerdem sollte er sicherstellen, dass die Akkommodation des Probanden auf die Testzeichenebene stattfindet.

In Phase 1 der Studie kamen vier verschiedene Varianten des Punktesterns zum Einsatz. Zwei Testfiguren enthielten weiße Punkte auf schwarzem Grund, während sich bei den anderen beiden Testfiguren schwarze Punkte auf weißem Grund befanden. Bei beiden Polaritäten enthielt jeweils eine Figur acht Punktereihen, wie es in der Vorlage (Abb. 10 C, S. 30) der Fall ist. Abb. 40 A und C zeigen diese beiden Varianten. Der Gesamtdurchmesser des Musters betrug hier 1,42°. In den Varianten in Abb. 40 B und D wurde der Durchmesser des Musters verringert und zusätzliche Punktereihen zwischen den vorhandenen eingefügt. Die Gesamtanzahl der kleinen Punkte im Muster blieb gleich. Diese Punktesterne hatten einen Gesamtdurchmesser von 0,87°. Die kleinen Punkte hatten jeweils einen Durchmesser von 0,8', der Durchmesser des großen Punktes betrug 2,0'.

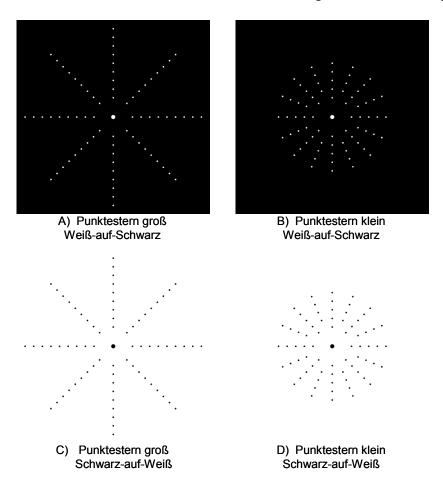


Abb. 40: Punktesterne in verschiedenen Varianten, verwendet in Phase 1

In Phase 2 der Studie wurden nur die Punktesterne nach Abb. 40 B und D verwendet. Aus den Erfahrungen der Phase 1 war eine Optimierung der Muster notwendig. Um die Erkennbarkeit zu verbessern, wurden die kleinen Punkte beim Punktestern Weiß-auf-Schwarz etwas verkleinert und beim Punktestern Schwarz-auf-Weiß vergrößert. Die Durchmesser des großen zentralen Punktes waren bei der Variante Weiß-auf-Schwarz etwas größer und bei Schwarz-auf-Weiß deutlich größer. Gründe für die Notwendigkeit dieser Anpassung werden im Abschnitt 7.2.3 diskutiert. Die exakten Maße der dargebotenen Muster sind in Tab. 14, S. 74, aufgelistet.

6.2 Material und Methode

6.2.1 Rechnerische Simulation der Aberrationen

Die Phase 1 der Studie wurde an einem optometrischen Prüfplatz der Ernst-Abbe-Fachhochschule Jena durchgeführt. Die erzeugten Wellenfrontfehler entsprachen den Fehlerverteilungen von zwei realen Augen, die aus einer Datenbank mit 294 gesunden Augen ausgewählt wurden. Beide Augen hatten einen RMS-Wert der Aberrationen höherer Ordnung (HO-RMS-Wert) von 0,16 µm bei einem Pupillendurchmesser von 5 mm. Dieser Wert war auch der Median der HO-RMS-Werte aller Augen in der Datenbank. Beide Wellenfrontfehler (WF1 und WF2) sind in Abb. 41 dargestellt. Bei WF1 sind Trefoil und sphärische Aberration die dominierenden Fehleranteile, während bei WF2 die Koma am stärksten ausgeprägt ist. Die Wellenfront-Fehlerdaten wurden in 51 logarithmischen Stufen für die Faktoren $10^{-1.7}$ (= 0,020) bis $10^{0.8}$ (= 6,3) skaliert. Die verwaschenen Testmustertafeln wurden erzeugt, indem für jede Skalierungsstufe die Punktbildverwaschungsfunktion (PSF) des Wellenfrontfehlers mit dem fehlerfreien Bild eines jeden Testmusters gefaltet wurde. Dies geschah mit Hilfe der Software VOL-Pro 7.14 (Sarver and Associates, Carbondale, Illinois). Abb. 41 zeigt drei Skalierungsstufen der Aberrationen sowie das Referenzbild, bei dem der Wellenfrontfehler Null war und nur die Beugung Einfluss hatte.

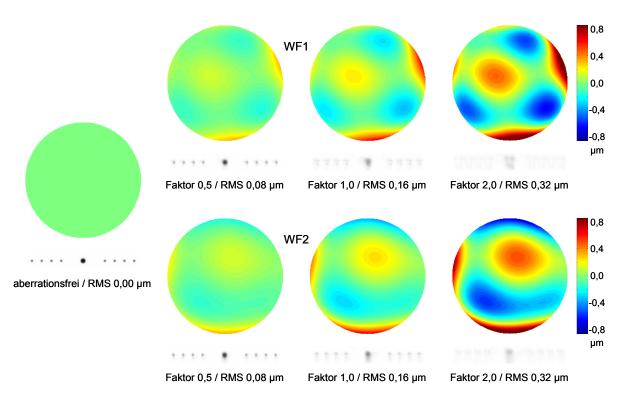


Abb. 41: Wellenfrontdarstellungen für Wellenfrontfehler 1 (WF1, obere Reihe) und Wellenfrontfehler 2 (WF2, untere Reihe) sowie ein Ausschnitt aus dem jeweiligen Punktestern in verschiedenen Skalierungsstufen

Die erstellten Sehtafelserien wurden in ein eigens für den Versuch erstelltes Flash®-Programm implementiert, das den Aufruf der Tafeln nach dem Best-PEST-Verfahren ermöglichte (siehe Abschnitt 6.2.4). Die Testmuster wurden auf dem Sehprüfgerät MultiVisus (Fa. bon Optic, Lübeck) dargeboten, das einen 15-Zoll-Flachbildmonitor enthält und über einen separaten PC angesteuert wird. Mit dem Bildschirm-Kalibriergerät Spyder3 (Fa. Datacolor, Dietlikon, Schweiz) wurde der Monitor so eingestellt, dass zwischen den Grauwerten und Leuchtdichten nahezu Linearität herrscht. Dies ist bei einem Gammawert von 1,0 der Fall. Real lag der Gammawert bei 1,08. Die Prüfentfernung betrug 5,2 Meter.

Die maximale Leuchtdichte für die weißen Testmusterbereiche lag bei 302 cd/m². Die Beleuchtung des Prüfraums war während der Messdurchgänge eingeschaltet, damit die Pupillengrößen und damit die Wirkung der natürlichen Aberrationen der Probandenaugen gering gehalten werden konnten.

6.2.2 Optische Generierung der Aberrationen

Die zweite Phase der Studie wurde am Adaptiven Phoropter im Institut für Angewandte Optik der Friedrich-Schiller-Universität Jena durchgeführt. Die grundlegende Funktionsweise des Aufbaus ist in Abschnitt 4.1.1 beschrieben. Vor Beginn der Studie wurde die Versuchsanordnung neu erstellt, wie in Abb. 42 gezeigt. Rot eingetragen ist der Strahlengang des Lasers. Der blaue Strahlengang zeigt die Abbildung des Sehzeichenmonitors in das Auge. Es wurden die in Abschnitt 5.2.1 genannten Optimierungen umgesetzt sowie folgende Neuerungen realisiert:

1. In den Mess- und Beobachtungsstrahlengang wurde ein drittes Teleskop eingefügt. Es befindet sich zwischen Auge und adaptivem Spiegel. Damit konnte die Blende für die Begrenzung der Augenpupille auf 5 mm direkt in eine zum Spiegel konjugierte Ebene zwischen erstem und zweitem Teleskop positioniert werden (Abb. 42 und 43). Zu beachten war dabei, dass die Abbildung des Monitors ins Auge nun um 180° gedreht erfolgte.

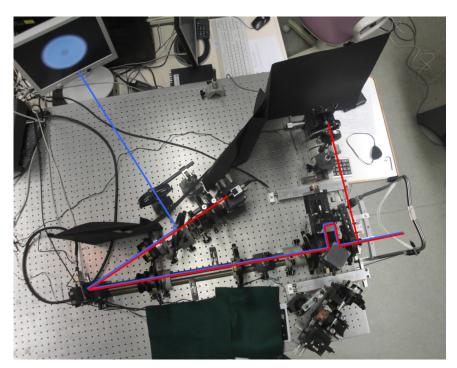


Abb. 42: Laboraufbau des Adaptiven Phoropters nach dem Umbau

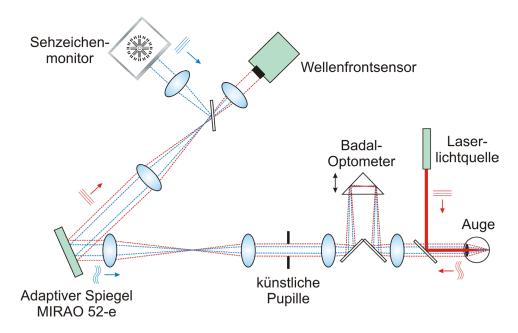


Abb. 43: Schema des Adaptiven Phoropters nach dem Umbau

- 2. Das Badal-Optometer wurde nun zur Vorkorrektion der sphärischen Fehlsichtigkeit des Probanden statt zur Fokussierung des Laserstrahls verwendet. Es befand sich zwischen den beiden Linsen des ersten Teleskops und beinhaltete zwei ablenkende Spiegel sowie ein verschiebbares Umlenkprisma (Abb. 42 und 43). Damit erweiterten sich die Grenzen der zulässigen Fehlsichtigkeit von ±3 dpt auf ±6 dpt.
- 3. Die 5-mm-Pupille des Auges wurde mit einem größeren Abbildungsmaßstab auf den adaptiven Spiegel abgebildet. Dadurch konnten hier ca. 91 % der Fläche des adaptiven Spiegels statt bisher 51 % ausgenutzt werden.
- 4. Der Strahlengang der Laserbeleuchtung wurde optimiert. Dadurch entstanden schärfer begrenzte sekundäre Punktlichtquellen auf der Netzhaut, was die Güte der Wellenfrontmessung und -korrektion verbesserte.
- 5. Der Lichtdurchsatz wurde deutlich erhöht. Während zuvor eine maximale Monitorleuchtdichte hindurch gemessen durch den Laboraufbau von 6,2 cd/m² vorhanden war, betrug die Leuchtdichte hier 65 cd/m². Dies wurde vor allem durch die Verwendung von Objektiven mit geringerer Blendenzahl erreicht.

Wie in Abschnitt 4.1.1 beschrieben, wurden mit Hilfe eines quasi-idealen Kunstauges die Abbildungsfehler des Aufbaus ermittelt und bei den Wellenfrontmessungen der Probandenaugen als Referenz abgezogen. Auch in Phase 2 wurden die in Abb. 41 auf S. 68 gezeigten Wellenfrontfehler WF1 und WF2 verwendet. Hierzu war eine Kalibrierung notwendig, um die tatsächlich durch den adaptiven Spiegel erzeugten RMS-Fehlers zu ermitteln. Durch mehrfache Messungen wurde herausgefunden, dass bei WF1 der erzeugte Fehler 0,8 % größer als der gewünschte Fehler war. Bei WF2 lag der erzeugte Wert 4,0 % höher als der gewünschte RMS-Wert, unabhängig von der Höhe der vorhandenen

Fehlsichtigkeit. Bei den angegebenen Unterschiedsschwellen im Ergebnisteil ist diese Abweichung berücksichtigt.

6.2.3 Probanden

An dieser Studie nahmen insgesamt 18 gesunde Probanden (9 Frauen, 9 Männer) teil. Die Phase 1 hatte fünf Teilnehmer, die Phase 2 hatte 15 Teilnehmer, wobei zwei Probanden an beiden Phasen teilnahmen. Das Alter der Probanden lag zwischen 23 und 34 Jahren (Mittelwert ± Standardabweichung: $26,7 \pm 2,7$ Jahre). In allen Fällen wurde das dominante Auge, welches mittels Handpeiltest bestimmt wurde, bei natürlicher Pupillengröße (ohne medikamentöse Pupillenerweiterung) untersucht. Das Gegenauge war dabei abgedeckt. Das sphärische Äquivalent der Fehlsichtigkeiten reichte von –4,0 bis 0,0 dpt. Tab. 13 zeigt die Einschluss- und Ausschlusskriterien für die Studie.

Tab. 13: Einschluss- und Ausschlusskriterien in der Studie zu den Unterschiedsschwellen bei verschiedenen Testmustern

Einschlusskriterien	Ausschlusskriterien	
Mindestalter 18 Jahre	akute und chronische Augenerkrankungen	
sphärische Fehlsichtigkeit maximal ±6 dpt	bestkorrigierter Visus mit Brillenglas kleiner als	
astigmatische Fehlsichtigkeit maximal 2,5 dpt	1,0	
Vorliegen einer unterschriebenen Einverständniserklärung	das Allgemeinbefinden beeinträchtigende systemische Erkrankungen	
nur bei Phase 2:	momentane Anwendung von Augen- medikamenten	
Pupillengröße bei Blick durch den Adaptiven Phoropter mindestens 5 mm	Augenverletzung oder Augenoperation in den letzten 6 Monaten	
	Tragen von Kontaktlinsen in den letzten 12 Stunden	
	nur bei Phase 2:	
	Zahnleiden bzw. Zahnersatz	

Die Teilnahme an den Untersuchungen war freiwillig. Die erhobenen Daten wurden vertraulich behandelt. Durch einen Aufklärungsbogen wurden die Probanden über Nutzen und Risiken der Studie informiert und darauf hingewiesen, dass sie die Tests jederzeit abbrechen konnten.

6.2.4 Durchführung

Die Phase 1 der Studie fand an dem in Abschnitt 6.2.1 beschriebenen Prüfplatz statt. Bei den Probanden wurde nach einer Befragung zu den Einschluss- und Ausschlusskriterien zunächst mittels Handpeiltest das Führungsauge ermittelt. Anschließend erfolgte eine sorgfältige Bestimmung der Brillenglaswerte und des Visus beim Führungsauge. Außerdem wurden bei diesem Auge

aufeinanderfolgend drei Wellenfrontmessungen mit dem WASCA Analyzer (Fa. Carl Zeiss Meditec, Jena) durchgeführt. Zu Beginn und nach der Hälfte der Messdurchläufe wurde je ein Foto vom Probandenauge aufgenommen, um den Pupillendurchmesser ausmessen zu können (Abb. 44). Während der Aufnahme hielten die Probanden einen Messstab neben das Auge, so dass nachträglich durch Auszählen der Pixel und Verhältnisbildung der tatsächliche Pupillendurchmesser festgestellt werden konnte.

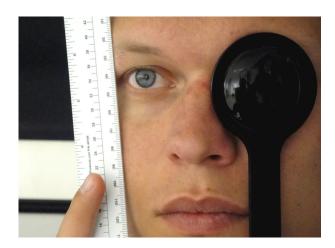


Abb. 44: Beispielaufnahme für die Bestimmung des Pupillendurchmessers

Die Ermittlung der Unterschiedsschwellen erfolgte über paarweise Bildvergleiche nach dem Best-PEST-Verfahren analog der Beschreibung in Abschnitt 5.2.4. Hierzu wurde ein Flash®-Programm verwendet, das die jeweiligen Testtafeln aufrief und auf dem Monitor anzeigte. Bei den Bildvergleichen blieb stets eine Darbietung gleich (aberrationsfreies Bild als Referenz, Abb. 41 links, S. 68), während für die andere Darbietung die verwaschenen Testmustertafeln aufgerufen wurden. Jede Darbietung wurde für 1,5 Sekunden gezeigt, dabei ertönte als Hinweis beim Erscheinen ein kurzes akustisches Signal. Zwischen den beiden Darbietungen war das Muster für 150 ms ausgeblendet. Nach jedem Vergleich war es für 750 ms ausgeblendet. Die Probanden gaben für jeden Vergleich per Tastendruck auf einem Nummernpad an, welchen der beiden Seheindrücke sie als schärfer und kontrastreicher empfanden. Nach 30 Bildvergleichen wurde der Messdurchlauf beendet und die Unterschiedsschwelle sowie die Standardabweichung aus den letzten zwölf Vergleichen angezeigt. Wenn die Standardabweichung der letzten zwölf Darbietungen größer als ±0,012 μm war, wurde das Ergebnis verworfen und der Durchgang wiederholt. Die Abfolge der Testmuster in der entsprechenden Phase war zufällig. Für jedes Testmuster wurden die Unterschiedsschwellen jeweils zweimal für WF1 und WF2 bestimmt.

Die Phase 2 der Studie fand am Laboraufbau des Adaptiven Phoropters statt (siehe Abschnitt 6.2.2). Zu Beginn eines jeden Untersuchungstages wurde die Bestrahlungsleistung der Laserdiode mit dem Lasermessgerät "Orion PD" (Fa. Ophir, Jerusalem, Israel) in der Hornhautebene gemessen. Der höchste gemessene Wert lag bei 230 μ W und damit deutlich unter der maximal zulässigen Bestrahlung von 807 μ W. Nach einer detaillierten Befragung hinsichtlich der Einschluss- und Ausschlusskriterien

wurde für jeden Probanden ein individueller Beißabdruck angefertigt und das Führungsauge bestimmt. Unter Korrektur der Systemfehler wurden anschließend drei Wellenfrontmessungen aufgenommen, um die natürlichen Aberrationen des Auges zu messen und um zu kontrollieren, ob der Pupillendurchmesser größer als 5 mm war.

Zu Beginn eines jeden Messdurchlaufs wurden die Aberrationen des Auges per Closed Loop korrigiert (siehe Abschnitt 4.1.1). Die Probanden betrachteten während der Bestimmung der Unterschiedsschwellen ein Testmuster, das auf dem Monitor scharf und fehlerfrei dargeboten wurde (Abb. 45). Um störende Einflüsse durch die scharfe Testfeldbegrenzung zu vermeiden, wurde bei den Figuren mit hellem Grund am Testfeldrand ein gradueller Leuchtdichteübergang von hell nach dunkel erzeugt.

Auch in dieser Phase erfolgte die Ermittlung der Unterschiedsschwellen über paarweise Bildvergleiche nach dem Best-PEST-Verfahren. Die Form des adaptiven Spiegels wurde durch eine eigens für den Versuch erstellte Software verändert (siehe auch Abschnitt 5.2.4). Bei den Bildvergleichen blieb stets eine Darbietung gleich (Wellenfrontfehler mit Faktor 1,0 als Referenz, Abb. 41, S. 68), während für die andere Darbietung der Wellenfrontfehler verstärkt wurde. Jede Darbietung wurde für 1,5 Sekunden gezeigt, dabei ertönte beim Erscheinen ein kurzes akustisches Signal. Nach jedem Vergleich war das Muster für 750 ms ausgeblendet. Die Probanden gaben für jeden Vergleich per Tastendruck auf einem Nummernpad an, welchen der beiden Seheindrücke sie als schärfer und kontrastreicher empfanden. Nach 30 Bildvergleichen wurde der Messdurchlauf beendet und die Unterschiedsschwelle sowie die Standardabweichung aus den letzten zwölf Vergleichen angezeigt. Wenn die Standardabweichung der letzten zwölf Darbietungen größer als ±0,012 μm war, wurde das Ergebnis verworfen und der Durchgang wiederholt. Die Abfolge der Testmuster war zufällig. Wie in Phase 1 wurden für jedes Testmuster die Unterschiedsschwellen jeweils zweimal für WF1 und WF2 bestimmt.

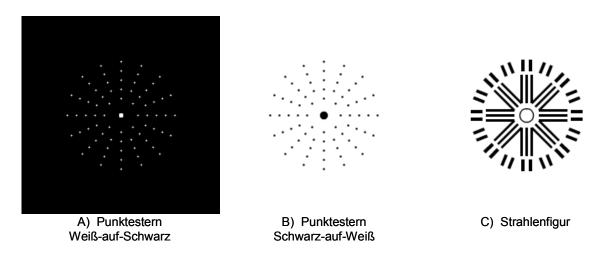


Abb. 45: Verwendete Testmuster in Phase 2

Aufgrund der Ergebnisse in Phase 1 (siehe Abschnitt 6.3.1) kamen in der zweiten Phase die kleineren Punktesterne zum Einsatz (Abb. 45 A und B). Zu Vergleichszwecken wurde als drittes Testmuster die

Strahlenfigur mit ähnlichen Abmessungen wie in Kapitel 5 verwendet (Abb. 45 C). Die Kenndaten der Punktesterne und der Strahlenfigur zeigt Tab. 14.

Tab. 14: Kenndaten der in Phase 2 verwendeten Testmuster

Punktestern Weiß-auf-Schwarz	Punktestern Schwarz-auf-Weiß	Strahlenfigur
Durchmesser großer Punkt 2,3'	Durchmesser großer Punkt 4,6'	Visuswert Dreifachstriche 0,8
Durchmesser kleine Punkte 0,65'	Durchmesser kleine Punkte 1,37'	Visuswert periphere Striche 0,5
Gesamtdurchmesser 1,0°	Gesamtdurchmesser 1,0°	Gesamtdurchmesser 1,0°

In der Phase 2 wurde von den Probanden nach der letzten Darbietung eines jeden Testmusters eine subjektive Bewertung vorgenommen. Sie wurden befragt, wie gut sich Schärfe und Kontrast bei dem jeweiligen Testmuster einschätzen ließen. Für die Bewertung stellten die Teilnehmer einen beweglichen Pfeil stufenlos zwischen den Antworten "sehr gut einschätzbar" und "sehr schlecht einschätzbar" ein (Abb. 46). Die Position des Pfeils wurde vom Versuchsleiter ausgemessen und auf eine Skala von 0 bis 100 umgerechnet.



Abb. 46: Subjektive Bewertung der Testmuster

6.2.5 Statistische Methoden

Zunächst wurden die Unterschiedsschwellen und die subjektiven Bewertungspunkte je Testmuster mit dem Shapiro-Wilk-Test sowie durch visuelle Prüfung der Histogramme auf Normalverteilung untersucht. Nicht normalverteilt waren die Schwellenwerte für die Punktesterne Weiß-auf-Schwarz (p = 0,045) sowie die subjektiven Bewertungen der Punktesterne Schwarz-auf-Weiß (zwei Maxima im Histogramm). Für die weiteren Analysen wurde deshalb auf parameterfreie Tests zurückgegriffen.

Die Unterschiedsschwellen für die Messdurchgänge eines jeden Probanden für jedes Testmuster wurden arithmetisch gemittelt. Aus diesen mittleren Unterschiedsschwellen wurde für jedes Testmuster über alle Probanden der Median ermittelt. Die Signifikanzen der Unterschiede zwischen den Testmustern in Phase 2 sowie zwischen den beiden Wellenfrontfehlern und den beiden Messdurchgängen wurden mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rangtest ermittelt.

Aus den dargebotenen Grauwerten konnten für die Punktesterne die Leuchtdichteverteilungen auf dem Monitor errechnet werden. Dies erfolgte nach der Gleichung:

$$L(x,y) = \left(L_{\text{max}} - L_{\text{min}}\right) \cdot \left(\frac{GW(x,y)}{255}\right)^{\gamma} + L_{\text{min}}$$
(12)

 L_{max} und L_{min} sind die Leuchtdichten für die Grauwerte 255 (weiß) und 0 (schwarz), GW sind die örtlichen Grauwerte und γ ist der Gammawert des Monitors.

Zur Untersuchung der Reproduzierbarkeit in Phase 2 wurden die Differenzen der Unterschiedsschwellen zwischen dem ersten und dem zweiten Messdurchlauf für jedes Testmuster berechnet und in einem Bland-Altman-Diagramm dargestellt. Außerdem wurde der Reproduzierbarkeitskoeffizient (*RC*) nach Bland und Altman (1986) für jedes Testmuster nach Gleichung (11) in Abschnitt 5.2.5 errechnet.

6.3 Ergebnisse

6.3.1 Rechnerische Simulation der Aberrationen

Die Auswertung der Fotoaufnahmen der Probandenaugen ergab einen mittleren Pupillendurchmesser von 4,0 mm (Standardabweichung \pm 0,3 mm). Dabei waren zwei der insgesamt zehn Aufnahmen aufgrund einer zu dunklen Iris nicht auswertbar. Die Wellenfrontdaten wurden für diesen Durchmesser ausgewertet und der RMS-Wert für die Aberrationen höherer Ordnung berechnet. Dieser lag im Mittel bei 0,09 μ m (Standardabweichung \pm 0,04 μ m).

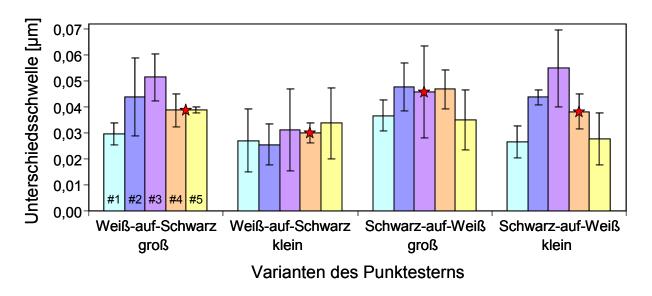


Abb. 47: Unterschiedsschwellen der vier Varianten des Punktesterns bei fünf Probanden. Die Fehlerbalken zeigen die Standardabweichungen für vier Messdurchgänge pro Testmuster. Der rote Stern kennzeichnet die mediane Unterschiedsschwelle über die fünf Probanden.

Bei den vier unterschiedlichen Varianten des Punktesterns wies der kleinere Punktestern mit hellen Punkten auf schwarzem Grund im Median die geringste Unterschiedsschwelle auf (Abb. 47). Bei drei von fünf Probanden war es das sensibelste Sehzeichen. Der Median der Unterschiedsschwellen lag bei 0,030 µm. Auch waren hier die Unterschiede zwischen den Probanden am geringsten. Bei beiden Polaritäten, also bei Weiß-auf-Schwarz und bei Schwarz-auf-Weiß, waren die medianen Schwellenwerte für die kleineren Punktesterne geringer als für die großen.

Nach jedem Messdurchlauf wurde neben der Unterschiedsschwelle auch die Standardabweichung der letzten 12 Darbietungen ermittelt. Dieses Maß dient als Gütemaß für die Schwellenbestimmung. Mittelwert und Standardabweichung dieses Gütemaßes über alle gültigen Messdurchläufe betrugen $0,0048 \pm 0,0015~\mu m$. Wie viele Durchläufe wiederholt werden mussten, wurde bei diesem Versuchsteil nicht dokumentiert.

In Abb. 48 sind die Leuchtdichteverteilungen beim Punktestern Weiß-auf-Schwarz für den großen zentralen Punkt (A) und einen kleinen Punkt (B) dargestellt. Die blaue Linie entspricht dabei der Verteilung beim Referenzbild, während die rote Linie beispielhaft die Verteilung bei einem Fehlerwert von 0,032 μ m für den Wellenfrontfehler WF1 zeigt. Dieser Fehlerwert liegt etwas über dem medianen Schwellenwert für den kleinen Punktestern Weiß-auf-Schwarz. Die Leuchtdichten wurden nach Gleichung (12) mit den gemessenen Größen $L_{\text{max}} = 289 \text{ cd/m}^2$, $L_{\text{min}} = 0,46 \text{ cd/m}^2$ und $\gamma = 1,08 \text{ errechnet}$. Die gemessenen Unterschiedschwellen entsprechen einer medianen Reduktion des Leuchtdichtemaximums der kleinen Punkte um 16,3 % beim großen Punktestern bzw. um 10,5 % beim kleinen Punktestern. Das Leuchtdichtemaximum des zentralen Punktes reduzierte sich dabei nur um 4,3 % bzw. 2,5 %.

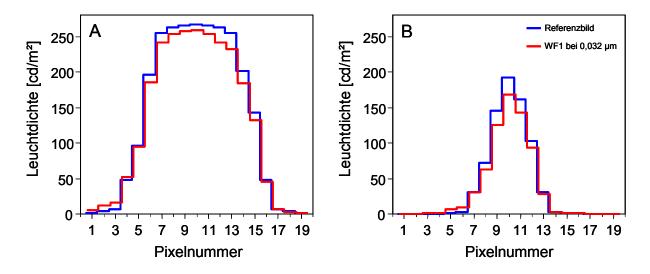


Abb. 48: Leuchtdichteverteilung auf dem Monitor im horizontalen Querschnitt beim zentralen Punkt (A) und bei einem kleinen Punkt (B) des Punktesterns Weiß-auf-Schwarz. Das Leuchtdichtemaximum reduziert sich durch den Wellenfrontfehler beim großen Punkt lediglich um 2,9 %, beim kleinen Punkt aber um 11,8 %.

Die Leuchtdichteverteilungen beim Punktestern Schwarz-auf-Weiß zeigt Abb. 49. Die rote Linie entspricht der Verteilung bei einem Fehlerwert von 0,040 µm, was etwas über dem medianen Schwellenwert für den kleinen Punktestern liegt. Die blaue Linie zeigt wieder die Verteilung beim Referenzbild. Die gemessenen Unterschiedschwellen entsprechen einer medianen Reduktion des Leuchtdichtepeaks der kleinen Punkte um 22,1 % beim großen Punktestern bzw. um 16,0 % beim kleinen Punktestern. Der Leuchtdichtepeak des zentralen Punktes reduzierte sich dabei nur um 6,2 % bzw. 4,2 %.

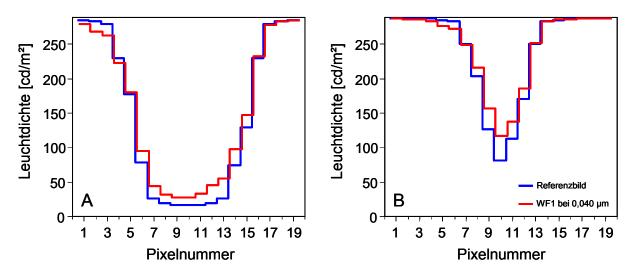


Abb. 49: Leuchtdichteverteilung auf dem Monitor im horizontalen Querschnitt beim zentralen Punkt (A) und bei einem kleinen Punkt (B) des Punktesterns Schwarz-auf-Weiß. Der Leuchtdichtepeak reduziert sich durch den Wellenfrontfehler beim großen Punkt lediglich um 4,8 %, beim kleinen Punkt aber um 17,7 %.

6.3.2 Optische Generierung der Aberrationen

Aus den Wellenfrontmessungen am Adaptiven Phoropter ließen sich die RMS-Wellenfrontfehler bei unkorrigiertem Zustand und bei den Vollkorrektionen ermitteln. Je Proband wurden drei Testmuster bei zwei verschiedenen Wellenfrontfehlern (WF1 und WF2) mit je zwei Messdurchgängen getestet, so dass jeder Proband zwölf Messdurchgänge absolvierte. Für jeden Messdurchgang wurde eine neue Vollkorrektion durchgeführt. Der Median der Aberration höherer Ordnung ohne Korrektion lag bei 0,127 μm. Der RMS-Restfehler ohne Defokussierung bei Vollkorrektion betrug im Median 0,042 μm (Abb. 50).

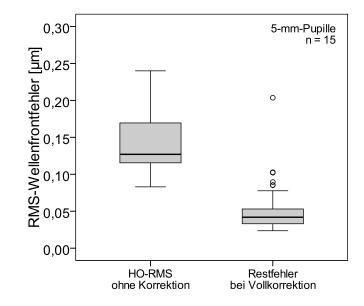


Abb. 50: RMS-Wert der Aberrationen höherer Ordnung (HO-RMS) ohne Korrektion im Vergleich zu den RMS-Restfehlern (ohne Defokussierung) bei Vollkorrektion (5-mm-Pupille). Je Proband wurden zwölf Vollkorrektionen durchgeführt.

Die Mediane der Unterschiedsschwellen betrugen für den Punktestern Weiß-auf-Schwarz 0,040 µm, für den Punktestern Schwarz-auf-Weiß 0,043 µm und für die Strahlenfigur 0,044 µm (Abb. 51 A). Der paarweise Vergleich ergab einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Punktesternen (p = 0,026), wobei der Punktestern Weiß-auf-Schwarz signifikant höhere Unterschiedsschwellen lieferte. Wie Abb. 51 B zeigt, waren in 12 von 15 Fällen die Schwellenwerte für die Variante Weiß-auf-Schwarz höher. Der Vergleich der Punktesterne mit der Strahlenfigur lieferte keine signifikanten Unterschiede. Auch zwischen beiden Wellenfrontfehlern (WF1 und WF2) waren die Schwellenwerte bei keinem Muster signifikant unterschiedlich ($p \ge 0,169$).

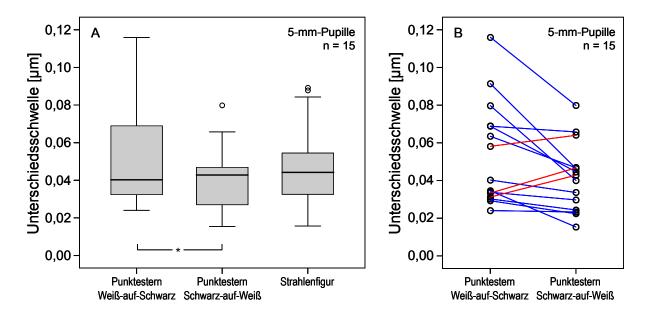


Abb. 51: Unterschiedsschwellen für die drei Testmuster als Boxplot (A) und für die beiden Punktesterne als Einzelwertdarstellung (B). Blaue Verbindungslinien bedeuten eine geringere Unterschiedsschwelle beim Punktestern Schwarz-auf-Weiß verglichen mit Weiß-auf-Schwarz, rote Verbindungslinien kennzeichnen den umgekehrten Fall.

Als Maß für die statistische Streuung wurden für jedes Testmuster die Interquartilsabstände berechnet. Die niedrigsten Interquartilsabstände wurden beim Punktestern Schwarz-auf-Weiß $(0,020~\mu\text{m})$ und bei der Strahlenfigur $(0,022~\mu\text{m})$ gefunden, während er beim Punktestern Weiß-auf-Schwarz höher lag $(0,037~\mu\text{m})$.

In einem Bland-Altman-Diagramm sind die Differenzen zwischen beiden Sätzen in Abhängigkeit von Mittelwert dargestellt (Abb. 52). Der Mittelwert aller Differenzen ist als durchgezogene Linie eingetragen und betrug $-0,009~\mu m$. Die Reproduzierbarkeitskoeffizienten für den Punktestern Weiß-auf-Schwarz lagen bei $0,076~\mu m$, für den Punktestern Schwarz-auf-Weiß bei $0,053~\mu m$ und für die Strahlenfigur bei $0,063~\mu m$. Der Koeffizient zusammengefasst für alle Aberrationen betrug $RC=0,065~\mu m$. Fast drei Viertel aller Differenzen (67 von 90) lagen innerhalb $\pm 0,031~\mu m$.

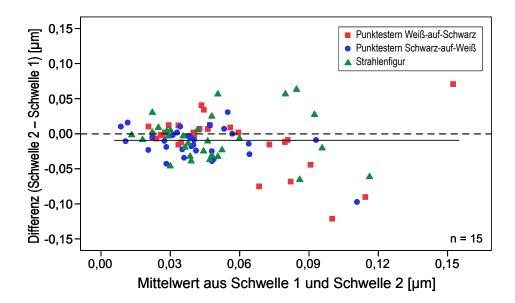


Abb. 52: Bland-Altman-Diagramm mit den Differenzen der Unterschiedsschwellen zwischen erstem und zweitem Messdurchgang in Abhängigkeit vom Mittelwert. Für jeden Probanden lagen sechs Messwertpaare vor (drei Testmuster, je zwei Wellenfrontfehler). Die durchgezogene Linie markiert die mittlere Differenz.

Als Gütemaß für die Schwellenbestimmung diente auch hier die Standardabweichung der letzten 12 Darbietungen eines Messdurchlaufes. Elf von insgesamt 180 Messdurchläufen mussten wiederholt werden, weil die Standardabweichung größer als $0,012~\mu m$ war. Mittelwert und Standardabweichung des Gütemaßes über alle gültigen Messdurchläufe betrugen $0,0055 \pm 0,0021~\mu m$.

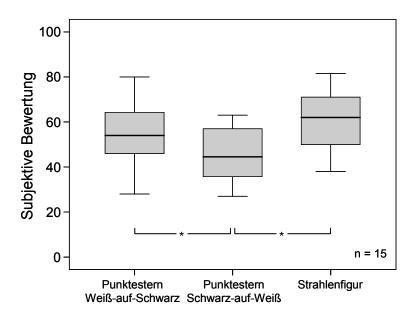


Abb. 53: Subjektive Bewertungen zur Schärfe- und Kontrasteinschätzung bei den drei verwendeten Testmustern. Die Bewertung konnte stufenlos auf einer Skala von 0 bis 100 erfolgen.

Die Probanden waren aufgefordert, die Einschätzbarkeit der Schärfe und des Bildkontrastes bei den einzelnen Testmustern subjektiv zu bewerten. Die Ergebnisse zeigt Abb. 53. Auf einer Skala von 0 bis 100 lag der Median für den Punktestern Weiß-auf-Schwarz bei 54 (ausreichend), für den Punktestern Schwarz-auf-Weiß bei 45 (ausreichend) und für die Strahlenfigur bei 62 (gut einschätzbar). Schwarz-

auf-Weiß wurde signifikant niedriger bewertet als Weiß-auf-Schwarz (p = 0.046) und die Strahlenfigur (p = 0.012).

6.3.3 Metriken der Abbildungsqualität

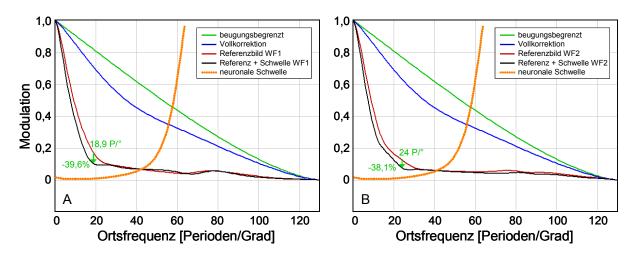


Abb. 54: Modulationstransferfunktionen für verschiedene Korrektionszustände für Wellenfrontfehler WF1 (A) und WF 2 (B). Zusätzlich ist die neuronale Schwellenfunktion eines Standardbeobachters eingetragen und die größte relative Reduktion der MTF bei der Unterschiedsschwellenermittlung (grüner Pfeil) gekennzeichnet.

Eine gängige Beurteilungsmöglichkeit der optischen Abbildungsqualität ist die Modulationstransferfunktion (MTF). In Abb. 54 sind die MTFs für verschiedene Korrektionszustände in Phase 2 der Studie dargestellt. Die beugungsbegrenzte MTF (grün) ist theoretischer Natur und läge nur bei völliger Aberrationsfreiheit vor. Die blaue MTF entspricht dem mittleren RMS-Restfehler von 0,042 μm bei Vollkorrektion. Diese Restfehler zusammen mit den Aberrationen der Referenzdarbietung (RMS = 0,16 μm) werden durch die rote MTF repräsentiert. Bei einer medianen Unterschiedsschwelle von 0,040 μm kommen Aberrationen hinzu, was durch die schwarze MTF dargestellt wird. Die größte relative Reduktion der MTF zwischen Referenz- und Schwellenwertdarbietung tritt dabei bei 18,9 Perioden pro Grad (WF1, Abb. 54 A) bzw. bei 24 Perioden pro Grad (WF2, Abb. 54 B) auf. Wenn man annimmt, dass sich die Balkenbreite eines Sehzeichens mit der Streifenbreite eines periodischen Musters gleichsetzen lässt, entspricht dies einem Visuswert von 0,63 bzw. 0,8. In Abb. 54 ist außerdem die neuronale Transferfunktion eines Standardbeobachters (Campbell und Green, 1965) eingetragen. Sie gibt an, wie hoch der Kontrast sein muss, damit das auf der Netzhaut entstehende Bild vom Beobachter wahrgenommen werden kann.

In Abschnitt 5.3.1 wurde die Metrik VSOTF als diejenige mit dem niedrigsten Variationskoeffizient identifiziert. Daher wurden die Unterschiedsschwellen auch in Form dieser Metrik errechnet. Die Mediane der log VSOTF-Differenzen für beide Phasen der Studie sind in Tab. 15 aufgelistet. Der Median über alle Testmuster der Phase 1 betrug 0,050. Über alle Testmuster der Phase 2 lag der Median bei 0,150 und damit dreimal höher als in Phase 1.

Tab. 15: Mediane der Differenzen der Metrik VSOTF (logarithmiert) für die verschiedenen Testmuster

Phase 1		Phase 2	
Testmuster	Median Δ log VSOTF	Testmuster	Median Δ log VSOTF
Punktestern groß Weiß-auf-Schwarz	0,052	Punktestern Weiß-auf-Schwarz	0,142
Punktestern klein Weiß-auf-Schwarz	0,035	Punktestern Schwarz-auf-Weiß	0,157
Punktestern groß Schwarz-auf-Weiß	0,071	Strahlenfigur	0,150
Punktestern klein Schwarz-auf-Weiß	0,052		

7 Diskussion

In den Kapiteln 4 bis 6 wurden drei Studien beschrieben, deren Ergebnisse nachfolgend diskutiert werden sollen. Für eine bessere Übersichtlichkeit wird die Studie zu den Sehfunktionen bei Wellenfrontkorrektion (Kapitel 4) kurz mit "Studie 1" bezeichnet, die Studie zu den Unterschiedsschwellen bei verschiedenen Aberrationen (Kapitel 5) mit "Studie 2" und die Studie zu den Unterschiedsschwellen bei verschiedenen Testmustern (Kapitel 6) mit "Studie 3".

7.1 Objektive Bewertungsverfahren

In Studie 1 wurde mit Hilfe eines adaptiv-optischen Laboraufbaus, dem Adaptiven Phoropter, die Sehleistung mit klassischer Brillenkorrektion und bei Korrektion aller monochromatischen Wellenfrontaberrationen (Vollkorrektion, VK) miteinander verglichen. Bei VK trat eine signifikante Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit (KE) ohne und mit Blendung (um 0,133 log CS und 0,204 log CS) auf, während der Visus nicht signifikant stieg (Abb. 19 A – C, S. 42). Folglich scheint die KE empfindlicher für geringfügige Änderungen der Sehqualität zu sein, wie auch von Rabin (1994) gezeigt wurde. In seinen Versuchen reagierte die Kontrastempfindlichkeit bei Defokussierungen 1,75-mal empfindlicher als der Visus. In der vorliegenden Studie verbesserte sich der Visus trotz fehlender Signifikanz bei mehr als der Hälfte der Augen, und zwar bis zu drei Visusstufen (0,32 log-Einheiten).

Bei VK trat außerdem eine signifikante Verbesserung der Blendempfindlichkeit (Abb. 19 D, S. 42) ein. Die KE mit Blendung stieg unter Korrektion aller Aberrationen stärker an als die KE ohne Blendung. Da die Blendempfindlichkeit definitionsgemäß die Differenz aus der logarithmierten KE mit Blendung und der ohne Blendung ist, ergibt sich so die Verbesserung der Blendempfindlichkeit. Eine Messung der KE mit Blendung erscheint daher grundsätzlich sinnvoll, da hier größere Veränderungen bei Aberrationskorrektur auftreten.

Bei der Mehrzahl der Augen wurden Verbesserungen der verschiedenen Sehfunktionen bei VK gefunden (Abb. 19, S. 42). Es gab aber auch Fälle, bei denen Visus (40 % der Fälle), die KE ohne Blendung (18 %) oder die KE mit Blendung (16 %) bei VK abnahmen. Ein möglicher Grund dafür könnte die Positionierung der Probanden im Laboraufbau sein. Die Köpfe wurden mit einer Stirn-/Kinnstütze stabilisiert. Obwohl die Probanden aufgefordert waren, den Kopf ruhig zu halten, waren kleine Veränderungen in der Position nicht auszuschließen. Die statische Wellenfrontkorrektion folgte dieser Kopfbewegung nicht. Die Korrektion war folglich nicht mehr ideal oder es konnten – im schlimmsten Fall – zusätzliche Aberrationen induziert worden sein. Ein weiterer möglicher Grund für Verschlechterungen der Sehfunktionen bei Vollkorrektion sind Effekte der neuronalen Anpassung. Leichte Unschärfen der Netzhautbilder werden vom Gehirn kompensiert, so dass die betrachteten Objekte klar und scharf wahrgenommen werden. Wenn die gewohnten bzw. adaptierten Aberrationen plötzlich korrigiert werden, kann das zu einer Sehverschlechterung führen. Daraus würden ein

reduzierter Visus und eine reduzierte KE folgen. In verschiedenen Studien wurde gezeigt, dass das visuelle System an Aberrationen höherer Ordnung adaptiert (Chen et al., 2007; Sawides et al., 2012).

Die KE mit Blendung und die Blendempfindlichkeit zeigten eine signifikante Korrelation mit dem Gesamt-RMS-Fehler (r = 0.50 bzw. r = -0.34). Je größer die Reduktion des Gesamt-RMS-Fehlers war, desto stärker stieg die KE mit Blendung und desto stärker war die Reduktion der Blendempfindlichkeit (Abb. 20 C und D, S. 43). Eine ähnliche Korrelation konnte für den Visus und die KE ohne Blendung nicht gefunden werden. Wie allgemein bekannt ist, erzeugen optische Aberrationen Bildunschärfen im Auge. Eine Korrektion dieser Aberrationen reduziert diese Unschärfen. Dadurch werden die relativ hellen Blendquellen schärfer auf die Netzhaut abgebildet und der Bildkontrast steigt. Allerdings sind die Korrelationen der KE mit Blendung bzw. der Blendempfindlichkeit mit dem Gesamt-RMS-Fehler nicht sehr ausgeprägt. Dennoch könnten die KE mit Blendung und die Blendempfindlichkeit ein zusätzlicher nützlicher Indikator für die optische Qualität des Auges, beispielsweise nach refraktiver Chirurgie, sein.

7.2 Subjektive Bewertungsverfahren

7.2.1 Subjektive Bildbewertungen

Neben den objektiven Sehfunktionsmessungen hatten die Probanden in Studie 1 subjektiv die Änderungen des Seheindrucks zwischen Brillenkorrektion und VK zu beurteilen. Bei Bild A (Abb. 16, S. 38) fielen die Verbesserungen bei VK am deutlichsten aus. In 77 % der untersuchten Augen wurde hier die VK besser bewertet. Das deckt sich mit Ergebnissen von Sawides et al. (2010). Diese Autoren zeigten den Probanden Alltagsbilder, bei denen 84 % der Bilder schärfer wahrgenommen wurden, wenn sämtliche Wellenfrontfehler mittels adaptiver Optik korrigiert wurden. Von den drei gezeigten Bildern scheint Bild A am sensibelsten für optische Aberrationen zu sein. Die Auswahl der Antwortoptionen ("deutlich besser", "etwas besser" usw.) hängt natürlich von der Erfahrung und Erwartungshaltung des Probanden ab. Dadurch könnten verschiedene Probanden bei der Wahrnehmung der gleichen Verbesserung der Sehqualität diese Verbesserungen unterschiedlich bewertet haben.

Untersucht wurde auch die Korrelation zwischen der subjektiven Bewertung und der Reduktion des RMS-Wertes. Dabei waren signifikante Korrelationen für die Bilder B und C ($\rho_{Spear} = 0,38$ bzw. $\rho_{Spear} = 0,33$) zu finden. Das Bild A enthielt kontrastreiche und scharfbegrenzte Buchstaben und Zahlen, was eine Beteiligung hoher Ortsfrequenzen bedeutet, während bei Bild B ein geringerer Kontrast und weniger scharfe Kanten vorhanden waren. Bild C ist durch Blendquellen überlagert, was zu Unschärfeeffekten durch die Restaberrationen bei Brillenkorrektion führte. Bei VK waren diese Effekte signifikant reduziert, was bedeutet, dass die subjektive Blendung bei Korrektion aller Aberrationen offensichtlich reduziert wurde.

Der Prozentsatz der Messungen mit subjektiver Verbesserung unter Korrektion aller Aberrationen bei Bild A (77 %) lag höher als die Verbesserungen des gemessenen Visus (58 %). Das bedeutet, dass die Visusmessungen nur eingeschränkt das Sehen im Alltag unter schwierigen Sehbedingungen wiedergeben können. Aus diesem Grund sollten subjektive Bewertungen anhand von Alltagsbildern ein fester Bestandteil von Untersuchungen der optischen Sehqualität sein, Um den Erfolg einer individuellen Korrektion zu bewerten, sind Informationen über die Leistung bei alltäglichen Sehaufgaben unbedingt notwendig.

7.2.2 Wirkung verschiedener Aberrationen

Ein Schwerpunkt dieser Arbeit ist die Frage, ab welchen Größenordnungen Änderungen von Aberrationen überhaupt bemerkt werden können. Wie in Studie 2 gezeigt wurde, hatte die Koma eine stärkere Auswirkung auf den Seheindruck als Astigmatismus und Trefoil mit demselben Betrag (Abb. 31 A, S. 59), da die Unterschiedsschwellen für Koma niedriger waren als für die für Astigmatismus und Trefoil. Applegate et al. (2003a) und Chen et al. (2005) demonstrierten, dass Koeffizienten am Rande der Zernike-Pyramide (Abb. 4, S. 6), wie zum Beispiel Trefoil, einen geringeren Einfluss auf Sehschärfe haben. Rocha et al. (2007) zeigten, dass ein mittels adaptiver Optik erzeugter Trefoil die Sehschärfe weniger reduziert als Koma oder Astigmatismus, was mit den vorliegenden Ergebnissen übereinstimmt. Der Unterschied zwischen den Medianen der Unterschiedsschwellen für Astigmatismus und Koma betrug 0,032 µm und war damit klein in Anbetracht der großen interindividuellen Streuung. Dennoch ergibt sich ein signifikanter Unterschied nach dem paarweisen Vergleich mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rangtest. Der Median der Unterschiedsschwelle für Trefoil lag etwas höher als der für den Astigmatismus. Atchison et al. (2009) zeigten anhand von rechnerisch simulierten Bildern, dass höhere Ortsfrequenzen mehr vom Astigmatismus beeinflusst werden als vom Trefoil. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen auch diese Tendenz, jedoch war der Unterschied nicht signifikant.

Tab. 5 auf S. 29 zeigt, dass die Unterschiedsschwellen, die in verschiedenen Studien anderer Autoren ermittelt wurden, zum Teil deutlich voneinander abweichen. Die Ergebnisse unterschieden sich hauptsächlich aufgrund unterschiedlicher Methoden der Unschärfeerzeugung und unterschiedlicher psychophysischer Methoden. Die Unterschiedsschwellen, die von der Gruppe um Atchison (2009 und 2010) bestimmt wurden, waren höher als die Unterschiedsschwellen in der vorliegenden Studie. Die genannten Forscher wendeten bei ihren Versuchen die Herstellungsmethode an, die eine schnelle Bestimmung der Schwellenwerte ermöglicht, aber vom subjektiven Kriterium des Probanden abhängt. So war es möglich, dass Probanden den Drehknopf zur Einstellung des Unschärfekriteriums zu weit drehten, wenn sie sich nicht sicher waren, ob schon eine Sehverschlechterung eingetreten war. Dies führte zu einer höheren Unterschiedsschwelle. Die Schwellenwerte in Studien mit rechnerisch simulierten Bildern liegen deutlich niedriger. Ohlendorf et al. (2011) beschrieben mögliche Grenzen, die auftreten, wenn man die Einflüsse von Aberrationen anhand von simulierten Bildverschlechterungen untersucht.

Bei dieser Vorgehensweise hat das Auge keine Möglichkeit, eine Unschärfe optisch auszugleichen. Ein unscharfes Bild bleibt unscharf. Eine rein optische Verwaschung des Seheindruckes, wie sie mit einer adaptiven Optik möglich ist, entspricht eher den natürlichen Sehbedingungen. Ein weiterer Punkt ist, dass ein Simultanvergleich es dem Proband erlaubt, feinere Unterschiede zu erkennen als bei einem Sukzessivvergleich, bei dem die Seheindrücke nacheinander gezeigt werden.

Bei den Unterschiedsschwellen in Studie 2 wurde eine große interindividuelle Streuung festgestellt (Abb. 31, S. 59). Das bedeutet, dass die Probanden eine unterschiedliche Empfindlichkeit für Unschärfen haben. Auch Guo und Atchison (2010) stellten in ihrer Studie eine ausgeprägte Variabilität zwischen den Probanden fest. Daher sollte eine Entscheidung zur Korrektion von stärker vorhandenen Aberrationen (z. B. mittels wellenfrontgeführter LASIK) nicht allein auf den Wellenfrontmessungen beruhen. Stattdessen ist ein subjektiver Abgleich der Korrektion etwa mit einem adaptiven Phoropter ratsam.

Abb. 32 auf S. 61 zeigt den Vergleich der Unterschiedsschwellen mit den verbliebenen bzw. gewohnten Aberrationen. Datenpunkte unterhalb der Winkelhalbierenden kennzeichnen die Augen, bei denen eine vollständige Korrektion der jeweiligen Aberration zu einer wahrnehmbaren Änderung des Seheindrucks führen würde. Beim Astigmatismus hatten 18 von 28 Augen niedrigere Schwellen als die Größe des verbliebenen Astigmatismus (Abb. 32 A). Durch die vorgegebene grobe Stufung des Zylinders (0,25 dpt) bei der Brillenkorrektion konnte ein relativ großer Restastigmatismus verbleiben. Der Median der Unterschiedsschwellen von 0,091 µm entspricht einem Zylinderwert von 0,14 dpt. Da dies kleiner ist als die gewohnte Stufung, erscheint eine subjektive Refraktion mit einer feineren Zylinderabstufung sinnvoll. Eine präzisere Korrektion des Astigmatismus könnte damit bei vielen Menschen zu einer wahrnehmbaren Verbesserung des Seheindruckes führen. Die gewohnte Koma war in 16 Augen höher als die Unterschiedsschwelle, beim Trefoil galt dies nur für 11 Augen. Damit zeigt sich, dass der Seheindruck häufiger durch die Koma wahrnehmbar beeinflusst wird als durch den Trefoil. Ein Vergleich der ermittelten Mediane der Unterschiedsschwellen mit dem Auftreten von Koma und Trefoil in gesunden Augen bestätigt diese Aussage. Abb. 55 auf S. 87 zeigt die Häufigkeitsverteilung von Koma und Trefoil, berechnet aus den polaren Zernike-Beträgen c31 und c33 von 2560 Normalaugen, die von Salmon und van de Pol (2006) in einer Meta-Studie ausgewertet wurden. Mittelwerte und Standardabweichungen betrugen für die Koma 0,109 ± 0,069 µm und für den Trefoil 0,095 ± 0,058 um, jeweils bei einer 5-mm-Pupille. In der Mehrzahl der Augen ist die vorhandene Koma höher als der hier ermittelte Median der Unterschiedsschwellen. Der Anteil der Augen mit höherem Trefoil als dem Median der Schwellenwerte ist deutlich geringer.

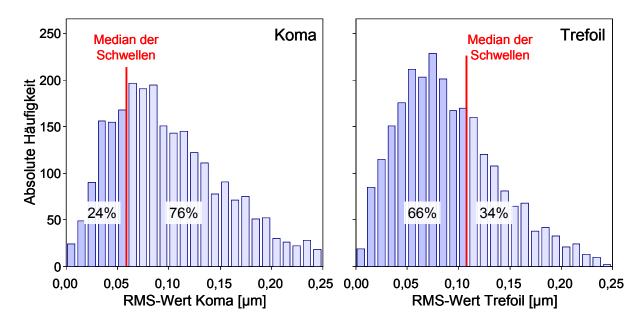


Abb. 55: Verteilung von Koma und Trefoil bei gesunden Normalaugen (n = 2560) aus Salmon und van de Pol (2006) verglichen mit den Medianen der Unterschiedsschwellen aus der vorliegenden Studie. Die Prozentangaben beschreiben die Anteile der Augen unter und über dem Medianwert.

Ein weiterer möglicher Einflussfaktor auf die Unterschiedsschwellen waren die verbliebenen Aberrationen insgesamt. Zwischen den Schwellenwerten und den verbliebenen Aberrationen ohne die induzierte Aberration waren beim Astigmatismus und bei der Koma signifikante Korrelationen vorhanden (Abb. 33 A und B, S. 61). Der tolerierte Betrag einer Aberration ist entsprechend höher, wenn der Seheindruck auch durch andere Aberrationen beeinflusst wird. Diese Aberrationen erzeugen eine Art Rauschen, das dazu führen kann, dass niedrige Werte der induzierten Aberration unbemerkt bleiben. Allerdings war beim Trefoil keine signifikante Korrelation dieser Art zu finden (Abb. 33 C).

Guo und Atchison (2010) stellten einen Zusammenhang zwischen der Richtung des erzeugten Zylinders und Höhe der Unterschiedsschwelle fest. Dieser Zusammenhang konnte in der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden. Ein möglicher Grund dafür ist die Verwendung von unterschiedlichen Testmustern. Die bei Guo und Atchison verwendeten Buchstaben beinhalteten vorwiegend gerade Elemente. Beispielsweise bleiben vertikale Linien eines Buchstaben scharf und führen zu einer höheren Unterschiedsschwelle, wenn das Bild in vertikaler Richtung verwaschen wird (Zylinderachse 0°). Die Strahlenfigur, die in der vorliegenden Studie verwendet wurde (Abb. 30, S. 56), besteht aus geraden und schrägen Elementen gleichermaßen. Dies ermöglicht eine gleichzeitige Beurteilung verschiedener Richtungen und reduziert die Auswirkungen der Richtung beim Astigmatismus. Insofern bietet die Strahlenfigur Vorteile gegenüber Buchstaben, wenn es um die Bewertung gerichteter Aberrationen geht.

Die Wahrnehmbarkeit von Schärfeunterschieden konnte im Verlauf der Messungen durch Akkommodation beeinflusst worden sein, die zu einer Defokussierung führte. Außerdem ist nicht auszuschließen, dass die Akkommodation über die Messdauer schwankte. Das könnte zu höheren Unter-

schiedsschwellen bei den Versuchen geführt haben. Um die Akkommodation zu vermeiden, wurde bei der Strahlenfigur ein auffälliger Fixationsreiz (zentraler Kreis, siehe Abb. 30, S. 56) verwendet. Die Probanden wurden vor jedem Messdurchlauf darauf hingewiesen, den zentralen Kreis zu fixieren. Auch bei den Punktesternen in Studie 3 war der zentrale Punkt größer (Abb. 40, S. 67 und Abb. 45, S. 73) und diente damit als Akkommodationsanreiz. Die Verabreichung von Zykloplegika würde dazu führen, dass ein Großteil der Akkommodation ausgeschaltet wird. Allerdings war das Ziel, die Unterschiedsschwellen unter annähernd natürlichen Sehbedingungen durchzuführen, ohne den Einfluss irgendwelcher Medikamente.

In Studie 2 wurde bei einem Teil der Probanden auch der Einfluss der VK aller Aberrationen untersucht. Verglichen wurde, ob sich andere Unterschiedsschwellen ergeben, wenn statt einer Brillenkorrektion eine VK vorliegt und die Aberrationen Astigmatismus, Koma und Trefoil induziert werden. Es waren keine signifikanten Unterschiede zwischen der Brillenkorrektion und der VK feststellbar (Abb. 37, S. 64). Allerdings war ein Trend zu höheren Schwellenwerten bei der VK zu bemerken. Bei VK waren die induzierten Aberrationen überlagert vom Rauschen der verbliebenen Aberrationen, die mittels einer statischen Wellenfrontkorrektion nicht zu 100 % korrigiert werden konnten. Gründe für dieses Rauschen können kurzzeitige Schwankungen der Aberrationen und kleine Bewegungen des Kopfes und/oder des Auges sein, die über den Zeitraum einer Schwellenwertbestimmung zu einer Erhöhung der verbliebenen Aberrationen führen konnten (Abb. 36, S. 63). Durch die Verwendung einer Beißvorrichtung sollten diese Einflüsse möglichst gering gehalten werden.

7.2.3 Sensibilität verschiedener Testmuster

Für einen subjektiven Abgleich von Aberrationen, beispielsweise mit einem Adaptiven Phoropter, interessiert auch die Frage, mit welchen Testmustern kleine Veränderungen der Sehqualität sensibel genug wahrgenommen werden können. Bei einer Probandenuntergruppe in Studie 2 wurde die neu entworfene Strahlenfigur mit einer herkömmlichen Buchstabentafel verglichen. Zwischen beiden Testmustern wurden keine signifikanten Unterschiede gefunden (Abb. 35, S. 63). Daraus lässt sich schließen, dass sowohl Buchstaben als auch die Strahlenfigur für eine sensible Bestimmung der Unterschiedsschwellen geeignet sind. Der Vorteil der Strahlenfigur ist, dass sie Elemente in verschiedenen Richtungen enthält, die gleichzeitig betrachtet werden können. Auch die Größe der Details spielt eine wichtige Rolle, da Unterschiedsschwellen für größere Buchstaben höher ausfallen als für kleine (Atchison und Guo, 2010; Guo und Atchison, 2010). In der vorliegenden Studie wurde eine Tafel mit drei unterschiedlichen Buchstabengrößen verwendet. Dadurch könnten in einigen Fällen die Unterschiedsschwellen höher ausgefallen sein, wenn der Proband sich auf eine Zeile mit größeren Buchstaben konzentriert hat.

In Phase 1 der Studie 3 wurden die Unterschiedsschwellen für Punktesterne in verschiedenen Konfigurationen miteinander verglichen. Bei den kleineren Sternen waren die Probanden sensibler für Änderung der Wellenfrontfehler (Abb. 47, S. 76). Vorteilhaft könnte sich hier ausgewirkt haben, dass die Punkte dichter angeordnet waren und somit mehr Helligkeitsinformation im zentralen Bereich vorhanden war. Bei diesen kleinen Sternen zeigte sich auch, dass die Darbietung Weiß-auf-Schwarz geringere Unterschiedsschwellen lieferte als die Darbietung Schwarz-auf-Weiß. Die Punkte waren sehr klein und hatten bei beiden Darbietungen die gleichen Durchmesser. Dadurch war es für die Probanden gerade bei Schwarz-auf-Weiß sehr schwierig, die Punkte zu beurteilen. Hier fand eine Überstrahlung durch das helle Umfeld statt. Dieses Phänomen soll nachfolgend näher betrachtet werden.

Helle Elemente auf dunklem Grund werden größer wahrgenommen als dunkle Elemente auf hellem Grund. Dieser Effekt wird in der Literatur als "Irradiation" oder "Überstrahlung" bezeichnet. Zwei Ursachen werden dafür angenommen: Erstens führt eine unscharfe Abbildung durch Beugung, Aberrationen und Streuungen dazu, dass zusätzlich zu den bilderzeugenden Zapfen oder Stäbchen auch deren benachbarte Rezeptoren beleuchtet werden. Zweitens sorgen die ständig vorhandenen Mikrobewegungen des Auges dafür, dass das Bild nicht nur auf einer einzigen Netzhautstelle entsteht (Schober, 1954). Als ein weiterer Faktor, der diesen Effekt begünstigt, kommt die Adaptation in Frage. Wenn die Punkte Weiß-auf-Schwarz und Schwarz-auf-Weiß gleich groß sind, dann ist der Differenzbetrag zwischen dem Leuchtdichte-Peak des Punktes und der Umfeldleuchtdichte identisch. Da aber bei beiden Darbietungen unterschiedliche Adaptationsniveaus vorliegen, ist auch die Empfindlichkeit für Leuchtdichteunterschiede verschieden (Westheimer, 2003). Das führt zu einer unterschiedlichen Erkennbarkeit der Punkte, wenn sie den gleichen Durchmesser haben.

Vergleicht man in Phase 1 der Studie 3 die Schwellenwerte der Probanden untereinander, ergaben sich bei dem kleinen Punktestern Weiß-auf-Schwarz die geringsten Schwankungen (Abb. 47, S. 76). Alle fünf Probanden waren hier für die Aberrationen sehr sensibel.

Entsprechend der Testmuster-Konzeption (siehe Abschnitt 6.1) waren die Punktesterne darauf ausgelegt, dass der Proband die Helligkeit bzw. Schwärze in Bezug auf das Umfeld beurteilt. Wie die Analyse der Leuchtdichteänderungen auf dem Sehzeichenmonitor (Abb. 48, S. 77 und Abb. 49, S. 77) zeigt, unterscheiden sich beim großen Punkt die maximalen bzw. minimalen Leuchtdichten nur wenig im Vergleich zu den kleinen Punkten. Die Probanden konnten daher vor allem anhand der kleinen Punkte die Unterschiede bewerten. Der große Punkt wirkte hauptsächlich als Fixations- und Akkommodationsobjekt.

In Phase 1 der Studie 3 wurden die Aberrationen der Testmuster rechnerisch simuliert. Für eine realitätsgetreue Darbietung von aberrationsbehafteten Testmustern war sicherzustellen, dass die berechneten Leuchtdichten vom Monitor auch so angezeigt wurden. Statt des dafür notwendigen Gammawertes von 1,0 lag der Gammawert real bei 1,08. Dennoch war der Zusammenhang zwischen den Grauwerten der Anzeige und den erzeugten Leuchtdichten annähernd linear. Ein Gammawert von 1,08 ergibt eine Abweichung der Leuchtdichte im mittleren Grauwertbereich um –5,4 %.

Der kleine Punktestern Weiß-auf-Schwarz war in Phase 1 das Testzeichen, bei dem am sensibelsten Änderungen der Aberrationen wahrgenommen werden konnten. Phase 2 dieser Studie diente dazu, dieses Ergebnis unter optischer Erzeugung der Aberrationen zu überprüfen und einen Vergleich zur bisher verwendeten Strahlenfigur zu ziehen. Aufgrund des störenden Einflusses der Irradiation beim Punktestern Schwarz-auf-Weiß wurden die Punkte dieser Konfiguration vergrößert. Die Größe der Punkte Weiß-auf-Schwarz blieb unverändert.

Die Ergebnisse aus der rechnerischen Simulation (Phase 1) und der optischen Generierung der Aberrationen (Phase 2) sind nur bedingt vergleichbar. Zum einen waren die Aberrationen des Referenzbildes in beiden Phasen nicht identisch. In Phase 1 war das Referenzbild auf dem Monitor leicht unscharf, was die Beugung bei einer 5-mm-Pupille simulieren sollte. Außerdem wirkten die verbliebenen Aberrationen niedriger und höherer Ordnung des Beobachterauges. In Phase 2 am Adaptiven Phoropter waren hingegen (nahezu) alle Aberrationen korrigiert, jedoch wurde beim Referenzbild ein Wellenfrontfehler mit dem Skalierungsfaktor 1,0 (also unskaliert) vorgegeben. Zum anderen wichen die Beleuchtungs- und Beobachtungsbedingungen voneinander ab. Während in Phase 1 der Raum erleuchtet war und eine freie Sicht auf den Sehzeichenmonitor bestand, war in Phase 2 die Raumbeleuchtung abgeschaltet und damit das Umfeld des Monitors dunkel. Außerdem war die Leuchtdichte des Monitors geringer und man blickte durch die optischen Elemente des Adaptiven Phoropters hindurch. Alles in allem waren die Bedingungen in beiden Versuchsphasen aber ähnlich. Dementsprechend hatten die Mediane der Unterschiedsschwellen gleiche Größenordnungen. Sie lagen zwischen 0,030 und 0,046 um bei den rechnerischen Simulationen sowie zwischen 0.040 und 0.044 um bei der optischen Generierung. Die Unterschiede bei den Beleuchtungsbedingungen können dafür verantwortlich gemacht werden, dass die Punktestern Weiß-auf-Schwarz nur in Phase 1 und nicht am Adaptiven Phoropter die geringsten Unterschiedsschwellen lieferten. Während bei der Darbietung Weiß-auf-Schwarz in Phase 1 der Monitorrand zusätzlich als Akkommodationsanreiz dienen konnte, war das Umfeld in Phase 2 komplett dunkel. Vermutlich war der zentrale Punkt als Akkommodationsanreiz nicht ausreichend, so dass Akkommodation während des Versuchs zu höheren Unterschiedsschwellen geführt haben könnte. Außerdem ist denkbar, dass die Vergrößerung der Punkte bei der Darbietung Schwarz-auf-Weiß in Phase 2 die Sensibilität dieser Punktesterne erhöht hat.

In Phase 2 lieferten die Punktesterne Schwarz-auf-Weiß signifikant geringere Unterschiedsschwellen als Weiß-auf-Schwarz, nicht aber zu der Strahlenfigur (Abb. 51, S. 79). Das bedeutet, dass ein Punktestern nicht besser geeignet ist als die Strahlenfigur, um kleine Änderungen der Sehqualität sensibel erkennen zu können. Zieht man den Vergleich zwischen Strahlenfigur und Buchstaben aus Studie 2 hinzu (Abb. 35, S. 63), dann konnten durch die vorliegenden Untersuchungen keine Testmuster bestimmt werden, die signifikant geringere Unterschiedsschwellen liefern als die Buchstaben. Strahlenfigur und Buchstaben wiesen nämlich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede auf (siehe Abschnitt 5.3.2).

Die Probanden hatten in Phase 2 auch die Aufgabe, die Einschätzbarkeit der Schärfe und des Bild-kontrastes bei den einzelnen Testmustern subjektiv zu bewerten. Alle Bewertungen lagen im Bereich "ausreichend" bis "gut". Das Urteil "sehr gut" wurde nur selten vergeben (Abb. 53, S. 80). Insgesamt waren es für die Probanden anstrengende Versuche. Nach einer kurzen initialen Suchphase lagen die Unterschiede zwischen beiden dargebotenen Seheindrücken immer nahe der Schwelle, so dass eine Benennung des besseren Seheindrucks nicht einfach war. Die Strahlenfigur wurde subjektiv am besten bewertet (Median 62 Punkte). Sie beinhaltet einen gut erkennbaren Fixationsanreiz und klare Kanten zum Beurteilen, was den Probanden angenehmer schien. Der Punktestern Schwarz-auf-Weiß war hingegen schwieriger zu beurteilen (Median 45 Punkte), obwohl hier versucht worden war, durch größere Punkte die Effekte der Irradiation auszugleichen. Dennoch lieferte dieser Punktestern signifikant niedrigere Unterschiedsschwellen als der Punktestern Weiß-auf-Schwarz. Die höhere Anstrengung, die bei den Probanden notwendig war, resultierte somit in einer größeren Sensibilität für Sehveränderungen.

Nach jeder Bestimmung einer Unterschiedsschwelle fand eine Validitätskontrolle anhand der Standardabweichung der letzten 12 Darbietungen statt. In Studie 2 mussten aufgrund der Überschreitung des Grenzwertes zwei von 168 Messdurchläufen wiederholt werden. In Phase 2 der Studie 3 musste in 11 von 180 Fällen die Messung wiederholt werden. Eine Überschreitung des Grenzwertes deutet auf größere Sprünge des Schwellenwertes in der Endphase der Messung hin. Das ist nicht gewünscht, stattdessen soll der Schwellenwert nur noch gering um die endgültige Schwelle pendeln. Die Validitätskontrolle ist daher zweckmäßig, um fehlerhafte Messwerte zu vermeiden. Sie ist wichtig, um suspekte Antwortverläufe, wie sie in Abb. 27 auf S. 52 dargestellt sind, herauszufiltern.

Basierend auf Erkenntnissen zur Sehphysiologie, auf eigenen Erfahrungen aus den Versuchen und auf Ergebnissen der vorliegenden Studien lassen sich Empfehlungen für die Gestaltung von Testmustern aus praktischer Sicht geben. Um für den Einsatz am Adaptiven Phoropter brauchbar zu sein, sollten die Testmuster folgende grundlegende Kriterien erfüllen:

1. Begrenzte Größe

Es soll vor allem das zentrale Sehen getestet werden, da dort physiologisch bedingt die beste Sehschärfe erreicht wird. so dass die Testmuster nicht größer als 1° im Durchmesser sein sollten. Das entspricht der Größe des parazentralen Netzhautbereichs, an dessen Rand die Sehschärfe um etwa 10 % gegenüber dem Fixierpunkt reduziert ist (Wertheim, 1894).

2. Klarer Fixationsanreiz

Die Probanden sollten ein klar erkennbares Element fixieren können. Ständige Blickwechsel, die die Güte der Wellenfrontkorrektion negativ beeinflussen würden, werden so vermieden.

3. Deutlicher Akkommodationsanreiz

Das Muster sollte so strukturiert sein, dass das Auge angeregt wird, auf die Darbietungsebene zu fokussieren. Es sollte daher scharf begrenzte Elemente mit einem hohen Kontrast beinhalten.

4. Richtungsneutrale Anordnung der Elemente

Zu vermeiden sind Muster, die Elemente in nur einer oder zwei Orientierungen (z. B. Streifenmuster, bestimmte Buchstaben) beinhalten. Sollen nämlich gerichtete Aberrationen (Astigmatismus, Koma) beurteilt werden und stimmten die Richtungen der Aberration und der Testmusterelemente überein, werden Sehveränderungen erst bei stärkerer Ausprägung erkannt.

5. Mäßiger Detailgehalt

Die Details des Sehobjektes müssen simultan erfassbar sein. Komplexe Muster können dazu führen, dass sich der Proband ein Element heraussucht und dieses beobachtet, während die anderen Elemente außer Acht gelassen werden.

6. Keine Scheinauflösung

Stärker ausgeprägte Aberrationen führen normalerweise dazu, dass Details eines Objektes nicht mehr erkennbar sind. Bei periodischen Mustern können sie durch den Phasenwechsel der optischen Transferfunktion unter Umständen sichtbar bleiben. An Orten mit hellen Streifen sind dann dunkle Streifen zu sehen und umgekehrt. Man spricht dabei auch von Scheinauflösung (Smith, 1982). Periodische Muster sollten daher vermieden werden.

7. Leichte Verständigung

Das Testmuster sollte klar benennbare Elemente enthalten, damit es zwischen Proband und Untersucher nicht zu Missverständnissen hinsichtlich der Beobachtungsaufgabe kommen kann.

7.3 Metriken der Abbildungsqualität

7.3.1 Metriken und Sehfunktionen

In Studie 1 wurden neben dem Gesamt-RMS-Fehler 29 weitere Metriken für die Bildqualität berechnet (Thibos et al., 2004). Um die Visusänderungen vorhersagen zu können, sind andere Metriken geeignet als für die Beschreibung der Kontrastempfindlichkeit (KE) und der Blendempfindlichkeit (Tab. 7, S. 44). Keine dieser Metriken ist allgemeingültig einsetzbar. Beim Visus zeigten die OTF-Metriken SFcOTF und VSOTF die größten Zusammenhänge. Die SFcOTF (Grenzfrequenz der radial gemittelten OTF) kennzeichnet den Schnittpunkt der OTF mit der neuronalen Kontrastschwellenfunktion (Abb. 5, S. 11) und ist damit ein Maß für die kleinste wahrnehmbare Detailgröße bei hohem Kontrast. Beim VSOTF (visuelles Strehl-Verhältnis beruhend auf der optischen Transferfunktion) liegt das Volumen unter der neuronal gewichteten OTF zugrunde. Damit werden Informationen über den gesamten auflösbaren Ortsfrequenzbereich gegeben. Anzunehmen ist, dass mit geringerem Volumen unter der OTF auch die maximal auflösbare Ortsfrequenz, also der Visuswert, niedriger ist. Bei der KE mit und

ohne Blendung liefert die Metrik SM den höchsten Korrelationskoeffizienten. SM (engl. second moment) ist ein Maß für Lichtverteilung der Punktbildverwaschungsfunktion (PSF). Eine breitere Lichtverteilung hat zur Folge, dass sich zwei benachbarte PSF stärker überlagern und der Kontrast reduziert wird. Bei der KE mit Blendung und bei der Blendempfindlichkeit liefern die RMS-Werte der Wellenfrontfehler (RMS_S und RMS_W) eine gute Performance. Auch die SM-Werte sind unter den Werten mit den größten Korrelationskoeffizienten. Der RMS_W-Wert ist am einfachsten zu berechnen, er entspricht der Wurzel aus den quadrierten und aufsummierten Zernike-Koeffizienten. Er beschreibt aber nur das Sehvermögen unter Blendung gut. Für die Vorhersage des Visuswertes ist er nicht brauchbar. Stattdessen sind die OTF-Metriken wie der VSOTF für die Visusbewertung besser geeignet, was auch in anderen Studien (Cheng et al., 2004b; Guirao und Williams, 2003) bestätigt wurde. Dafür ist insbesondere das Zusammenwirken der verschiedenen Aberrationen verantwortlich. Bestimmte Aberrationen können sich zum Teil ausgleichen (Applegate et al., 2003b), was im RMS-Wert keine Berücksichtigung findet.

7.3.2 Metriken und Unterschiedsschwellen

Die Ergebnisse aus der Studie 2 als auch Angaben in der Literatur zeigen, dass verschiedene Aberrationen mit demselben RMS-Betrag unterschiedliche Auswirkungen auf den Seheindruck haben. Metriken der Abbildungsqualität, wie zum Beispiel der VSOTF, können die Abbildung realistischer beschreiben (Cheng et al., 2010). Dies wird auch in der vorliegenden Arbeit deutlich (Abb. 31, S. 59 und Tab. 12, S. 60). Die Änderungen des logarithmierten VSOTF unterschieden sich nicht signifikant für die drei untersuchten Aberrationen. Freilich treten die Aberrationen nicht als Einzelfehler auf, sondern stets als Kombination mehrerer Fehlerkomponenten. Diese beeinflussen sich gegenseitig und können sich teilweise ausgleichen (de Gracia et al., 2011), was die Zweckmäßigkeit der Angabe der Unterschiedsschwellen als logarithmierte VSOTF-Werte unterstreicht.

Wie schon erwähnt, hat sich der VSOTF in Studie 1 als gute Schärfemetrik erwiesen. Auch in Studie 2 konnte die Eignung bestätigt werden: Die Metrik gibt die Sehverschlechterung präzise wieder, was am geringen Variationskoeffizient deutlich wird. Außerdem sind keine signifikanten Unterschiede zwischen den Metriken vorhanden (Tab. 12, S. 60). Die unterschiedliche Auswirkung der verschiedenen Aberrationen auf den subjektiven Seheindruck wird also hier berücksichtigt. Auch zwei weitere OTF- bzw. MTF-Metriken weisen einen ähnlich geringen Variationskoeffizient auf. Damit scheint die Betrachtung der OTF geeignet zu sein, um die Auswirkungen von Aberrationen auf den Seheindruck bewerten zu können.

Ähnlich wie bei der Brillenglasbestimmung soll es in Zukunft möglich sein, mit Hilfe eines adaptivoptischen Systems den Probanden verschiedene Korrektionsvarianten für die Aberrationen höherer Ordnung zu präsentieren und subjektiv bewerten zu lassen. Dies könnte zum Beispiel vor einer wellenfrontgeführten LASIK-Behandlung nützlich sein. Auf Basis der in Studie 2 gewonnenen

Erkenntnisse lässt sich nun eine sinnvolle Stufung der Aberrationsstärken für den subjektiven Abgleich festlegen. Hier macht die Verwendung des Medians als kleinste Stufe Sinn. Die Hälfte der Probanden in der Studie könnte bei diesem Aberrationswert schon einen Unterschied bemerken. Bei der Berechnung der VSOTF-Metrik betrug der Median 0,088. Bei der Bestimmung der besten Korrektion sollte man so vorgehen, dass man nach der Wellenfrontmessung zunächst verschiedene Korrektionsvarianten durchrechnet und diese dann unter Berücksichtigung der genannten Stufung subjektiv abgleicht. Sollten mehrere Zernike-Koeffizienten erhöhte Werte aufweisen, ist es ratsam, diese Koeffizienten in kombinierter Weise statt einzeln abzugleichen, um so die Interaktion der Aberrationen zu berücksichtigen.

In Phase 2 der Studie 3 wurde die MTF als Gütekriterium für die Abbildungsqualität betrachtet. Die stärksten Änderungen der MTF waren im Bereich zwischen 18,9 und 24 Perioden pro Grad zu beobachten (Abb. 54, S. 81), was den Visuswerten 0,63 und 0,8 entspricht. Damit war die Balkenbreite der Strahlenfigur (Visuswert 0,8) gut gewählt. Die Lage der stärksten Änderungen der MTF hängt vom Ausgangsniveau der Aberrationen ab. Bei einer Person mit weniger Aberrationen als dem hier verwendeten Referenzmodell verläuft die Kurve gerader, die stärksten Änderungen dürften dann bei höheren Ortsfrequenzen zu erwarten sein. Zu beachten ist dabei, dass die in Abb. 54 eingetragene neuronale Transferfunktion bei einer Einzelperson gemessen wurde und nur beispielhaft ist. Sie kann durchaus variieren und vor allem auch horizontal verschoben sein. Damit ergeben sich unterschiedliche Schnittpunkte mit der MTF, die das maximale Auflösungsvermögen markieren. Dies hat jedoch kaum Auswirkungen auf die Lage der stärksten Änderung der MTF, da die neuronale Transferfunktion in dem Bereich sowieso flach nahe dem Nullwert verläuft. Einfluss hat zudem auch die Pupillengröße. Bei kleinerer Pupille ist die maximale Auflösung (Grenzfrequenz) nach links verschoben, während die Absenkung der MTF aufgrund geringerer Aberrationen weniger stark ausgeprägt ist.

Bei der Analyse der Ergebnisse von Studie 3 wurde die Differenz der logarithmierten VSOTF-Werte berechnet (Tab. 15, S. 82). Die Mediane in Phase 2 waren etwa dreimal höher als in Phase 1. Der Median der Phase 1 stimmt dabei gut mit dem Ergebnis von Ravikumar et al. (2011) überein. Der Grund für die Abweichungen zwischen beiden Phasen liegt darin, dass bei der VSOTF-Berechnung verschiedene Annahmen zu Grunde gelegt wurden. Bei Phase 1 war das Referenzbild aberrationsfrei, während es bei Phase 2 mit Aberrationen behaftet war. Bei sehr kleinen RMS-Werten ist die log-VSOTF-Änderung jedoch geringer als bei höheren RMS-Werten, was in Abb. 56 auf S. 95 veranschaulicht wurde. Real lagen in Phase 1 ebenfalls Aberrationen bei der Darbietung des Referenzbildes vor, nämlich die habituellen Aberrationen des Probanden. Somit war der VSOTF-Wert hier unterbewertet. Deshalb muss auch vermutet werden, dass die von Ravikumar et al. (2011) ermittelten Unterschiedsschwellen zu niedrig sind. Der Vergleich der Differenzen der logarithmierten VSOTF-Werte zwischen Studie 2 und Studie 3 (Phase 2) zeigt unterdessen, dass der Median in Studie 3 (0,150) höher war als in Studie 2 die gewohnten

Fehler als Referenz dargeboten wurden, während es in Studie 3 ein ungewohntes Fehlermuster war. Diese Referenzdarbietung wurde bei Studie 2 scharf gesehen, obwohl sie optisch betrachtet fehlerbehaftet war. Das visuelle System war an diese Fehler adaptiert. Daher konnten hier Veränderungen eher bemerkbar gewesen sein als bei einem ungewohnt unscharfen Bild wie in Studie 3. Außerdem muss beachtet werden, dass bei der Vollkorrektion der Fehler in Studie 3 die Wellenfrontmessung der Restfehler kurz nach Closed-Loop gemacht wurde. Über die Dauer des Messdurchlaufs konnte sich die Korrektion aber ändern und die Restfehler anwachsen lassen.

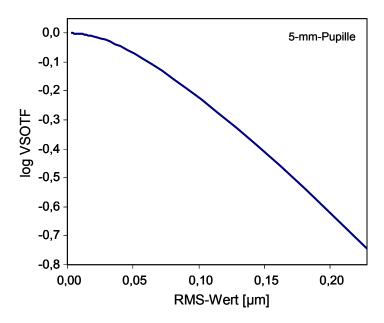


Abb. 56: Metrik VSOTF (logarithmiert) in Abhängigkeit von der Fehlergröße des Wellenfrontfehlers WF1

7.4 Experimentelle Bedingungen

7.4.1 Beleuchtungsbedingungen

Am Adaptiven Phoropter entsprachen die Beleuchtungsbedingungen in den ersten beiden Studien dem oberen mesopischen Bereich, bei Studie 3 war es der untere photopische Bereich. Dies entspricht dem nächtlichen Sehen bzw. dem Sehen bei Dämmerung. Die Pupillendurchmesser lagen stets über 5 mm. Hier ist die Wirkung von Aberrationen höherer Ordnung besonders ausgeprägt und eine Beeinflussung dieser Fehler am interessantesten. Bei den Versuchen mit rechnerischer Simulation der Aberrationen (Studie 3, Phase 1) waren kleinere Pupillen vorhanden, die Aberrationen einer 5-mm-Pupille wurden aber über die Simulationen erzeugt, so dass auch hier Dämmerungssehbedingungen vorhanden waren.

7.4.2 Restfehler bei Wellenfrontkorrektionen

Bei den Untersuchungen am Adaptiven Phoropter wurden zwei Arten von Wellenfrontkorrektionen angewendet: die Korrektion der subjektiv ermittelten Fehlsichtigkeit (Brillenkorrektion) in Studie 1 und 2 sowie die Vollkorrektion aller Aberrationen in allen drei Studien.

In Studie 1 entfallen bei Brillenkorrektion mehr als zwei Drittel der Wellenfrontvarianz auf die Aberrationen der 2. Ordnung Defokussierung und Astigmatismus (Abb. 18, S. 41). Traditionelle Refraktionsmethoden verwenden Testgläser in 0,25-dpt-Stufen, was einen Rest-Wellenfrontfehler von bis zu 0,226 µm (bei 5-mm-Pupille) für Sphäre und Astigmatismus verursacht. Außerdem spielen die Aberrationen höherer Ordnung eine Rolle, die teilweise durch Sphäre und Astigmatismus ausgeglichen werden können. In manchen Fällen kompensieren die Koeffizienten der 2. Ordnung eine verschlechternde Wirkung bestimmter Zernike-Koeffizienten höherer Ordnung (Applegate et al., 2003b). Beispielsweise kompensiert eine negative verbliebene Defokussierung teilweise eine negative sphärische Aberration. Der resultierende Seheindruck bei der Kombination beider Fehler mit dem Verhältnis 3:1 ist besser als die Defokussierung oder die sphärische Aberration alleine (Bühren und Kohnen, 2007a). Außerdem hängt die Genauigkeit der Refraktionsbestimmung von der Mitarbeit des Probanden ab. Unsichere Angaben des Probanden können zu Abweichungen beim Refraktionsergebnis führen. Zudem fanden Thibos et al. (2002) in der "Indiana Aberration Study" heraus, dass die verbleibenden Fehler der 2. Ordnung bei gut auskorrigierten Probanden größer sind als die Aberrationen höherer Ordnung zusammen. Das lässt den Schluss zu, dass eine genauere Korrektion von Sphäre und Zylinder genauso wichtig ist wie die Korrektion der Aberrationen höherer Ordnung.

Unter Vollkorrektion betrugen in den Studien 1 und 2 die RMS-Werte der Restfehler ca. 0,11 μm (5-mm-Pupille, Abb. 17, S. 40, und Abb. 36, S. 63). Dieser Wert stimmt gut mit anderen Studien überein, in denen adaptive Optiken verwendet wurden (Marcos et al., 2008; Sabesan und Yoon, 2010; Sawides et al., 2010). In Studie 3 (Phase 2) waren die Restfehler bei Vollkorrektion auf unter 0,05 μm reduziert (Abb. 50, S. 78), das ist weniger als die Hälfte im Vergleich zu den Studien 1 und 2. Zurückzuführen ist dies auf die technische Weiterentwicklung des Laboraufbaus. Maßgeblich scheint hier eine geänderte Art der Beleuchtung des Auges mit Laserlicht zu sein. Während zuvor die Beleuchtung ringförmig auf die Hornhaut traf, um den Hornhautreflex zu vermeiden, war es ab Studie 3 ein dünner Laserstrahl, der leicht schräg ins Auge einfiel. Dies hatte eine bessere Auswertung der Einzelspots auf dem Shack-Hartmann-Sensor zur Folge, was wiederum eine präzisere Korrektion der Wellenfrontfehler ermöglichte.

7.4.3 Reproduzierbarkeit

In Studie 1 wurden die Versuche bei fünf Probanden (zehn Augen) insgesamt dreimal durchgeführt. Für die einzelnen Sehfunktionen, die mit dem "Freiburg Visual Acuity & Contrast Test" (FrACT) erfasst wurden, ließen sich dann die Reproduzierbarkeitskoeffizienten errechnen (Tab. 8, S. 48). Der Koeffizient für die Kontrastempfindlichkeit (KE) ohne Blendung fiel höher aus als für den Visus. Dies ist jedoch unkritisch, da bei Änderungen der Sehqualität die Kontrastempfindlichkeit stärkere Änderungen auf der logarithmischen Skala erfährt als der Visus, wie auch die vorliegenden Ergebnisse zeigen. Auffallend ist, dass der Reproduzierbarkeitskoeffizient (RC) bei der KE mit Blendung etwa doppelt so hoch ist wie ohne Blendung. Das deutet auf größere Schwierigkeiten bei der Erkennung des

Landoltringes unter Blendung hin. Möglicherweise litt die Konzentration bzw. Motivation angesichts dieser schwierigen Aufgabe. Zur Reproduzierbarkeit des FrACT sind in der Literatur folgende Werte zu finden: Beim Visustest wurden im photopischen Bereich RC-Werte zwischen 0,1 (Wesemann, 2002) und 0,196 (Bach, 2007) ermittelt. Beim Kontrasttest fand man unter mesopischen Bedingungen einen RC-Wert von 0,22 ohne Blendung und von 0,34 unter Blendbedingungen (Terzi et al., 2005). Die in der vorliegenden Studie ermittelten RC-Werte lagen zum Teil etwas höher, was durch die Güte der Vollkorrektion erklärbar ist, die Schwankungen (zum Beispiel durch kleine Kopfbewegungen) unterliegen konnte. Insgesamt kann festgestellt werden, dass die Reproduzierbarkeit beim Visus und bei der KE ohne Blendung gut ausfiel, während sie unter Blendbedingungen reduziert war. Dennoch reichte der Stichprobenumfang aus, um signifikante Verbesserungen bei der Blendempfindlichkeit unter Vollkorrektion festzustellen.

Bei den subjektiven Bewertungen der Bilder in Studie 1 traten bei fünf von 20 Testdurchläufen gegensätzliche Antworten auf. Das heißt, dass bei Wiederholung des Versuchs die bevorzugte Korrektion sich von Brille auf Vollkorrektion änderte oder umgekehrt. Auch hierfür sind Schwankungen bei der Güte der Vollkorrektion die wahrscheinlichste Ursache.

In Studie 2, bei der Unterschiedsschwellen für verschiedene Aberrationen ermittelt wurden, wurde die Reproduzierbarkeit bei neun Probanden getestet. Wie Abb. 34 auf S. 62 zeigt, gab es in den meisten Fällen bei den Unterschiedsschwellen nur geringe Schwankungen. Das bedeutet, dass die Treppenmethode reproduzierbare Ergebnisse liefert. Die Methode erlaubt eine schnelle Bestimmung der Schwellenwerte mit der notwendigen Präzision dadurch, dass sich der Verlauf an die Antworten der Probanden anpasst. Fehlerverdächtige Durchläufe konnten herausgefültert und wiederholt werden, da ein Validitätskriterium (Standardabweichung der letzten zwölf Darbietungen nicht größer als $\pm 0,02~\mu m$) zur Anwendung kam. Die Analyse der ermittelten Standardabweichungen zeigt, dass der Grenzwert noch niedriger angesetzt werden kann. Sinnvoll ist ein Grenzwert, der um zwei Standardabweichungen höher als der Mittelwert ist, das wären hier $0,013~\mu m$. Dennoch gab es, obwohl die Durchläufe als valid bewertet wurden, Ausreißer mit größeren Unterschieden zwischen Satz 1 und Satz 2. Als Ursache sind hier Ermüdungserscheinungen und ein Konzentrationsverlust denkbar.

Bei der Messung der Unterschiedsschwellen für verschiedene Testmuster in Studie 3, Phase 2, waren die Messwerte für den Punktestern Schwarz-auf-Weiß am stabilsten. Im Mittel gab es kaum einen Unterschied zwischen erster und zweiter Messung (Abb. 52, S. 80), so dass hier kein Lerneffekt nachweisbar war. Die Reproduzierbarkeitskoeffizienten fielen bei dieser Studie geringer aus als in Studie 2, da hier weniger Ausreißer vorhanden waren (Abb. 34, S. 62, und Abb. 52). Jedoch waren in Studie 3, Phase 2, die Reproduzierbarkeitskoeffizienten im Verhältnis zum Messwert größer. Bei sechs von 90 Differenzen (alle Testmuster waren betroffen) war der Differenzbetrag größer als der Mittelwert. Solche Fälle traten in Studie 2 nicht auf. Aus diesem Umstand muss geschlussfolgert werden, dass eine

Einzelmessung für eine qualifizierte Bewertung hier nicht ausreicht. Stattdessen erscheint es sinnvoll, die Messung zu wiederholen und aus beiden Messungen einen Mittelwert zu errechnen.

7.5 Erkenntnisse für den Laboraufbau

Seit Fertigstellung des Adaptiven Phoropters wurde der Laboraufbau kontinuierlich weiterentwickelt und seine Funktionen optimiert. Fehlerquellen konnten minimiert werden. Dabei halfen Erkenntnisse aus den in dieser Arbeit beschriebenen Studien.

Studie 1 zeigte, dass der adaptive Spiegel nur über einen begrenzten Fehlsichtigkeitsbereich stabil funktionierte. Bei Korrektionswerten höher als ±3 dpt kam es gelegentlich vor, dass die Vollkorrektion nach wenigen Sekunden ausfiel und ein Rattern des Spiegels zu vernehmen war. Aus diesem Grund war die zulässige Fehlsichtigkeit in den Einschlusskriterien der Studie 2 auf ±3 dpt reduziert. Hier macht es Sinn, eine Vorkorrektion der Sphäre über ein Badal-Optometer vorzunehmen. Dies war in Studie 3 umgesetzt worden, so dass der korrigierbare Fehlsichtigkeitsbereich hier wieder erweitert werden konnte.

Die in Studie 1 festgestellte Streuung der Messwerte (Abb. 19, S. 42) lässt den Schluss zu, dass Positionierung des Kopfs mittels Stirn-/Kinnstütze nicht ausreicht. Vielmehr ist eine Kopfstabilisation mittels Beißbrett notwendig, wenn die Aberrationen höherer Ordnung über den adaptiven Spiegel verändert oder korrigiert werden.

Anfänglich wurde im oberen mesopischen Bereich bei einer maximalen Leuchtdichte von 2,64 cd/m² (Studie 1) und 6,2 cd/m² (Studie 2) geprüft. Zum Testen unter photopischen Bedingungen (> 10 cd/m²) ist jedoch mehr Lichtdurchsatz notwendig. Dies kann durch die Verwendung von Linsen oder Objektiven mit einer geringeren Blendenzahl erreicht werden. Nach einer Modifikation des Laboraufbaus konnten so in Studie 3 bis zu 65 cd/m² erreicht werden. Zu beachten ist aber, dass bei steigender Leuchtdichte auch die Pupillen kleiner werden (Adaptation). Dadurch würde sich der Einfluss der Aberrationen höherer Ordnung reduzieren und die Schärfentiefe zunehmen.

Während in Studie 2 die künstliche Pupille ca. 6 cm vor dem adaptiven Spiegel positioniert war, befand sie sich in Studie 3 direkt in einer konjugierten Ebene zur Augenpupille. Dies vermeidet eine Vignettierung der Abbildung.

In Studie 2 war der Abbildungsmaßstab im Laboraufbau so gewählt, dass eine maximale Pupillengröße von 7 mm auf dem adaptiven Spiegel abgebildet werden konnte. Bei einer 5-mm-Pupille wurden dadurch etwa 51 % der Spiegelfläche ausgenutzt. Bei der Erzeugung von Aberrationen der 5. Zernike-Ordnung zeigten sich hier deutliche Abweichungen zwischen Ist- und Sollwirkung. Erhöht man jedoch – wie in Studie 3 geschehen – den Abbildungsmaßstab, um für eine 5-mm-Pupille die volle Spiegelfläche mit allen 52 Aktuatoren nutzen zu können, ist eine präzisere Erzeugung bzw. Korrektion der Aberrationen möglich.

Die Höhe des RMS-Restfehlers scheint davon abzuhängen, wie die Erzeugung des Lichtpünktchens auf der Netzhaut mit dem Laser erfolgt. Der Restfehler war in Studie 3 deutlich geringer (Abb. 36, S. 63, und Abb. 50, S. 78), da hier eine optimierte Beleuchtung mit einem sehr schmalen Lichtbündel und leicht schrägem Lichteinfall ins Auge (zur Vermeidung eines zentralen Hornhautreflexes) stattfand. In den vorangegangenen Studien war das Lichtbündel optisch aufgeweitet und über einen Filter der zentrale Bereich ausgeblendet worden, so dass letztendlich eine ringförmige Beleuchtung stattfand. Offensichtlich funktionierte die Wellenfrontkorrektion damit weniger präzise.

Bei allen drei Teilstudien wäre es hilfreich gewesen, eine Pupillenkontrolle mittels Kamera und Monitor(-fenster) zu haben. Damit könnten Positionsveränderungen des Auges während der Messung erkannt und Fehlmessungen vermieden werden. Um eine Ablenkung des Probanden und Einflüsse auf die Pupillengröße zu vermeiden, kann für die notwendige Beleuchtung des Auges infrarotes Licht verwendet werden.

Um den Adaptiven Phoropter perspektivisch für Augenärzte und Augenoptiker nutzbar zu machen, ist eine bedienerfreundliche Software notwendig. Diese sollte es ermöglichen, auf einfachem Wege einen subjektiven Abgleich der Aberrationen bei dem Probanden durchzuführen. Insbesondere sollten die objektiven Korrektionswerte aus der Wellenfrontmessung sowie manuell eingestellte Korrektionen zwischengespeichert werden und durch Direktanwahl wieder aufgerufen werden können. Auf diese Weise könnten dem Probanden nacheinander zwei oder mehr Korrektionen im Vergleich gezeigt werden.

8 Zusammenfassung und Ausblick

Bei einer klassischen Brillenkorrektion verbleiben Restfehler der 2. Ordnung (Sphäre, Astigmatismus) sowie Aberrationen höherer Ordnung. Neue Korrektionsmethoden könnten in Zukunft auch den Ausgleich dieser verbliebenen Fehler erlauben. In gewissen Grenzen ist das heute schon möglich. Im Rahmen dieser Arbeit wurden objektive und subjektive Untersuchungsverfahren zur Sehqualität weiterentwickelt und erprobt, um die Relevanz der individuell vorhandenen Aberrationen für den Seheindruck bewerten zu können. Es wurden neue Erkenntnisse zur Auswirkung der Korrektion von Aberrationen auf den Seheindruck gewonnen, so dass subjektive Bewertungsverfahren – beispielsweise zur genaueren Refraktionsbestimmung unter Einbeziehung Aberrationen höherer Ordnung – weiterentwickelt werden können.

Um die Aberrationen beim Sehvorgang beeinflussen zu können, stand ein Adaptiver Phoropter, d. h. ein Wellenfrontsensor kombiniert mit einer adaptiven Optik und einem Sehzeichenmonitor, zur Verfügung. Mit ihm lassen sich individuelle Korrektionszustände der Aberrationen erzeugen und die Auswirkungen auf die visuelle Wahrnehmung, zum Beispiel mittels Messung des Visus und der Kontrastempfindlichkeit, kontrollieren. Durch den Einbau einer Blendeinrichtung mit acht kreisförmig angeordneten Leuchtdioden konnte erstmals das Sehen unter Blendbedingungen mit verschiedenen Korrektionen geprüft werden. Bei der monokularen Untersuchung von 57 Probandenaugen unter Korrektion aller Aberrationen (Vollkorrektion) erhöhte sich die Kontrastempfindlichkeit mit Blendung im Median um den Faktor 1,60, verglichen mit einer herkömmlichen Brillenkorrektion. Die Blendempfindlichkeit wurde signifikant reduziert (Faktor 0,85). Die Prüfung unter Blendbedingungen liefert so zusätzliche Informationen zur Sehqualität, ergänzend zur Messung der "klassischen" Sehfunktionen Visus und Kontrastempfindlichkeit (ohne Blendung). Damit konnte gezeigt werden, dass die Bestimmung der Blendempfindlichkeit ein sinnvoller zusätzlicher Test ist, um den Erfolg einer individuellen Korrektion – beispielsweise im Rahmen einer wellenfrontgeführten refraktiven Chirurgie – objektiv zu bewerten. Zum Vergleich wurden auch Visus und Kontrastempfindlichkeit bei Vollkorrektion und bei Brillenkorrektion gemessen. Übereinstimmend mit bisherigen Studien konnte festgestellt werden, dass die Kontrastempfindlichkeit ohne Blendung bei Vollkorrektion stärker anstieg als der Visus. Die Kontrastempfindlichkeit ohne Blendung verbesserte sich signifikant im Median um 36 %, während der Visus nur um 9 % (nicht signifikant) stieg.

Als weitere Bewertungsgröße wurde die subjektiv wahrgenommene Bildqualität erfasst. Dazu sahen die Probanden auf dem Sehzeichenmonitor drei verschiedene Alltagssituationen, eine davon unter Blendbedingungen. Bei ca. 2/3 der untersuchten Fälle stieg die subjektive Bildqualität bei Korrektion aller Aberration. Etwa 1/4 der Fälle hingegen zeigte keine Verbesserung, bei 12% gab es sogar eine Verschlechterung des Seheindrucks. Die subjektive Sehqualität weicht dabei zum Teil ab von den objektiven Ergebnissen (Visus, Kontrastempfindlichkeit, Blendempfindlichkeit). Beispielsweise

wurden häufig Bilder nach Aberrationskorrektion subjektiv besser gesehen, obwohl keine Visusverbesserung festgestellt wurde. Aus diesem Grund sollte, wenn man eine individuelle Wellenfrontkorrektion bestimmt möchte, neben der Messung der Aberrationen immer auch ein subjektiver Abgleich der korrigierten Fehler stattfinden.

In der vorliegenden Arbeit wurden detaillierte Informationen über die Größenordnungen der Aberrationen gewonnen, die den Seheindruck messbar verändern. Zu diesem Zweck wurde der Adaptive Phoropter dazu verwendet, bestimmte Aberrationen künstlich zu erzeugen und einen schlechteren Seheindruck zu simulieren. Ausgehend von den verbliebenen Restfehlern nach Brillenkorrektion wurden zusätzliche Aberrationen (Astigmatismus, Koma, Trefoil) induziert. Ziel war die Bestimmung einer Unterschiedsschwelle, d. h. des kleinsten Aberrationsbetrages, der zu einer wahrnehmbaren Änderung des Seheindrucks führte. Anders als bei bisherigen Untersuchungen fand die Schwellenwertbestimmung nach der Treppenmethode statt. Dazu wurde in die Ansteuerung der adaptiven Optik ein Algorithmus implementiert, der basierend auf den bisherigen Probandenantworten in einem Messdurchlauf die jeweils nächste Aberrationsänderung berechnet. Nach 30 Darbietungen war ein Messdurchlauf beendet und der Schwellenwert ermittelt. Bei einer 5-mm-Pupille führten im Median 0,091 µm Astigmatismus bzw. 0,108 µm Trefoil zu einer wahrnehmbaren Sehverschlechterung. Der mediane Schwellenwert für die Koma lag mit 0,059 µm signifikant niedriger. Zieht man zusätzlich die Verteilung der Aberrationen höherer Ordnung bei der Normalbevölkerung in Betracht, so ist festzustellen, dass die Koma häufiger als der Trefoil zu einer messbaren Verringerung der Sehqualität führt. Eine präzisere Zylinderkorrektion (Stufung kleiner als 0,25 dpt) könnte in vielen Fällen zu einer Sehverbesserung führen. Mit 28 Probanden wurde hier eine größere Probandengruppe untersucht als in vorangegangenen vergleichbaren Studien. Die Ergebnisse der Reproduzierbarkeitsuntersuchungen mit zwei Messdurchläufen zeigen, dass die Treppenmethode gut geeignet ist, um die Unterschiedsschwellen für Wellenfrontaberrationen schnell und präzise zu ermitteln. Hilfreich ist dabei eine Validitätskontrolle, die offenkundig fehlerhafte Messungen herausfiltert. Drei Viertel aller Differenzen zwischen erstem und zweitem Messdurchlauf lagen innerhalb ±0,033 µm. Wenn die Schwellenwerte in die Maßzahl VSOTF (visuelles Strehl-Verhältnis beruhend auf der optischen Transferfunktion) umgerechnet werden, lassen sich kaum noch Unterschiede zwischen Astigmatismus, Trefoil und Koma feststellen. VSOTF gibt die Sehveränderung somit treffender wieder als die herkömmliche Angabe der quadratischen Abweichung der Wellenfront, unabhängig vom vorliegenden Aberrationstyp. Ein sinnvoller Stufungswert für den subjektiven Abgleich liegt bei 0,088 log VSOTF.

In bisherigen Studien zu Unterschiedsschwellen für Aberrationen höherer Ordnung kamen ausschließlich Buchstaben als Teststimuli zum Einsatz. In der vorliegenden Arbeit wurden Gestaltungsansätze für Testmuster erarbeitet, mit denen sensibel feine Sehveränderungen durch Aberrationen zu erkennen sein sollen. Zum einen wurde eine Strahlenfigur entworfen, die ein zentrales Fixationselement und Liniengruppen in verschiedenen Richtungen und mit verschiedenen Strichbreiten enthält. Zum anderen

wurden unterschiedliche Varianten eines Punktesterns getestet, bei dem nicht die Schärfe der einzelnen Punkte, sondern der Kontrast zum Umfeld von den Probanden zu bewerten war. Bei zehn Probanden fand am Adaptiven Phoropter ein Vergleich der Unterschiedsschwellen für herkömmlich verwendete Buchstaben und für die Strahlenfigur statt, bei dem sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Buchstaben und der Strahlenfigur ergaben. Mit 15 Probanden wurden die Unterschiedsschwellen für die Strahlenfigur und zwei Varianten des Punktesterns verglichen. Bei Anwendung der Punktesterne zeigte sich keine höhere Empfindlichkeit als bei der Strahlenfigur. Demnach konnte keine Alternative zu Buchstaben gefunden werden, die die Auswirkung feiner Korrektionsänderungen sensibler anzeigt. Eine Analyse der Modulationstransferfunktionen ergab, dass die empfehlenswerte Detailgröße für den subjektiven Abgleich im Bereich der Visusstufen 0,63 bis 0,8 liegt. Außerdem sollte das Sehen nach einer Wellenfrontkorrektion zusätzlich unter Verwendung von Alltagsbildern untersucht werden, um die Relevanz der vorhandenen Aberrationen für reale Sehsituationen zu bewerten.

Aus den Experimenten wurden Anforderungen abgeleitet, die ein adaptiver Phoropter zur Durchführung von Sehfunktionsprüfungen und subjektiven Refraktionen haben muss. Zum Teil wurden diese Erkenntnisse bereits umgesetzt, um den Laboraufbau zu optimieren. Dazu zählen Maßnahmen zur Erhöhung des Lichtdurchsatzes und zur Verbesserung der Güte der Wellenfrontkorrektion.

Weiterführend sollte in zukünftigen Studien untersucht werden, wie sich die Aberrationen höherer Ordnung auf weitere Sehfunktionen, wie zum Beispiel Farbensehen, Bewegungssehen und Stereosehen, auswirken. Hier könnten zusätzliche Anhaltspunkte für die Korrektionswürdigkeit bestimmter Aberrationen gewonnen werden. Für die Praxistauglichkeit eines Adaptiven Phoropters erscheint es sinnvoll, ihn für eine binokulare Anwendung weiterzuentwickeln. Gleichzeitig sollten seine Abmessungen auf eine transportable Größe reduziert werden. Dies würde die Anwendbarkeit vor Ort in ophthalmologischen und optometrischen Einrichtungen ermöglichen.

Bislang wurden die Unterschiedsschwellen für die Wahrnehmbarkeit von Aberrationen bei gesunden Augen untersucht. Interessant wären aber auch die Schwellenwerte bei erkrankten Augen, insbesondere solche, bei denen die Aberrationen höherer Ordnung deutlich ausgeprägter sind. Klassisches Beispiel hierfür wären Keratokonus-Augen.

Um mit einem Adaptiven Phoropter eine subjektive Refraktion durchführen zu können, ist ein Algorithmus notwendig, bei dem neben Sphäre und Zylinder auch die Aberrationen höherer Ordnung abgeglichen werden können. Ein solcher Algorithmus muss noch entwickelt und erprobt werden.

Literaturverzeichnis

- Applegate, R. A.; Ballentine, C.; Gross, H.; Sarver, E. J. und Sarver, C. A. (2003a): *Visual acuity as a function of Zernike mode and level of root mean square error*. Optom Vis Sci 80, S. 97-105.
- Applegate, R. A.; Marsack, J. D.; Ramos, R. und Sarver, E. J. (2003b): *Interaction between aberrations to improve or reduce visual performance*. J Cataract Refract Surg 29, S. 1487-1495.
- Artal, P.; Manzanera, S.; Piers, P. und Weeber, H. (2010): Visual effect of the combined correction of spherical and longitudinal chromatic aberrations. Opt Express 18, S. 1637-1648.
- Atchison, D. A.; Charman, W. N. und Woods, R. L. (1997): Subjective depth-of-focus of the eye. Optom Vis Sci 74, S. 511-520.
- Atchison, D. A. und Guo, H. (2010): *Subjective blur limits for higher order aberrations*. Optom Vis Sci 87, S. E890-898.
- Atchison, D. A.; Guo, H.; Charman, W. N. und Fisher, S. W. (2009): *Blur limits for defocus, astigmatism and trefoil.* Vision Res 49, S. 2393-2403.
- Atchison, D. A. und Smith, G. (2000): Optics of the human eye, Butterworth-Heinemann, Edinburgh.
- Bach, M. (2007): The Freiburg Visual Acuity Test-variability unchanged by post-hoc re-analysis. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 245, S. 965-971.
- Bach, M. (2014): Freiburg Vision Test ('FrACT'). URL < http://michaelbach.de/fract/ >, verfügbar am 17.08.2014.
- Bach, M.; Wesemann, W.; Kolling, G.; Buhren, J.; Krastel, H. und Schiefer, U. (2008): *Photopisches Kontrastsehen. Örtliche Kontrastempfindlichkeit*. Ophthalmologe 105, S. 46-59.
- Bailey, I. L. und Lovie, J. E. (1976): *New design principles for visual acuity letter charts*. Am J Optom Physiol Opt 53, S. 740-745.
- Bland, J. M. und Altman, D. G. (1986): Statistical Methods for Assessing Agreement between Two Methods of Clinical Measurement. The Lancet 327, S. 307-310.
- Bland, J. M. und Altman, D. G. (1999): *Measuring agreement in method comparison studies*. Stat Methods Med Res 8, S. 135-160.
- Borish, I. M. und Benjamin, W. J. (2006): *Monocular and Binocular Subjective Refraction*, In: Benjamin, W. J., *Borish's Clinical Refraction*, 2. Auflage, S. 790-898, Butterworth-Heinemann, St. Louis, MO.
- Bühren, J. und Kohnen, T. (2007a): Anwendung der Wellenfrontanalyse in Klinik und Wissenschaft. Vom irregulären Astigmatismus zu Aberrationen höherer Ordnung – Teil I: Grundlagen. Ophthalmologe 104, S. 909-925.
- Bühren, J. und Kohnen, T. (2007b): Anwendung der Wellenfrontanalyse in Klinik und Wissenschaft. Vom irregulären Astigmatismus zu Aberrationen höherer Ordnung – Teil II: Beispiele. Ophthalmologe 104, S. 991-1006.
- Bühren, J.; Terzi, E.; Bach, M.; Wesemann, W. und Kohnen, T. (2006): *Measuring contrast sensitivity under different lighting conditions: comparison of three tests.* Optom Vis Sci 83, S. 290-298.
- Burton, G. J. und Haig, N. D. (1984): *Effects of the Seidel aberrations on visual target discrimination*. J Opt Soc Am A 1, S. 373-385.
- Campbell, F. W. und Green, D. G. (1965): *Optical and retinal factors affecting visual resolution*. J Physiol 181, S. 576-593.
- Castejon-Mochon, J. F.; Lopez-Gil, N.; Benito, A. und Artal, P. (2002): *Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population*. Vision Res 42, S. 1611-1617.
- Chen, L.; Artal, P.; Gutierrez, D. und Williams, D. R. (2007): *Neural compensation for the best aberration correction*. J Vis 7(10):9, S. 1-9.
- Chen, L.; Kruger, P. B.; Hofer, H.; Singer, B. und Williams, D. R. (2006): *Accommodation with higher-order monochromatic aberrations corrected with adaptive optics*. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 23, S. 1-8.

- Chen, L.; Singer, B.; Guirao, A.; Porter, J. und Williams, D. R. (2005): *Image metrics for predicting subjective image quality*. Optom Vis Sci 82, S. 358-369.
- Cheng, H.; Barnett, J. K.; Vilupuru, A. S.; Marsack, J. D.; Kasthurirangan, S.; Applegate, R. A. und Roorda, A. (2004a): *A population study on changes in wave aberrations with accommodation*. J Vis 4, S. 272-280.
- Cheng, X.; Bradley, A.; Ravikumar, S. und Thibos, L. N. (2010): *Visual impact of Zernike and Seidel forms of monochromatic aberrations*. Optom Vis Sci 87, S. 300-312.
- Cheng, X.; Bradley, A. und Thibos, L. N. (2004b): *Predicting subjective judgment of best focus with objective image quality metrics*. J Vis 4, S. 310-321.
- CIE (1995): *Discomfort glare in interior lighting* (Technical Report No. 117). Vienna: Commission Internationale de l'Eclairage (CIE).
- Crisp, W. H. (1942): A New Cross-Cylinder Test for Ascertaining the Astigmatic Axis, Without the Use of Test Types. Trans Am Ophthalmol Soc 40, S. 54-63.
- Czok, C. (2011): Untersuchungen zu Wahrnehmungsschwellen ausgewählter Aberrationen höherer Ordnung mit dem adaptiven Echtzeitphoropter, Bachelorarbeit, Fachbereich SciTec, Fachhochschule Jena.
- Dalimier, E.; Dainty, C. und Barbur, J. L. (2008): *Effects of higher-order aberrations on contrast acuity as a function of light level*. Journal of Modern Optics 55, S. 791-803.
- de Gracia, P.; Dorronsoro, C.; Marin, G.; Hernandez, M. und Marcos, S. (2011): Visual acuity under combined astigmatism and coma: optical and neural adaptation effects. J Vis 11(2):5, S. 1-11.
- Diepes, H. (2004): *Refraktionsbestimmung*, 3. Auflage, DOZ-Verlag Optische Fachveröffentlichung, Heidelberg.
- DOG (2014): Empfehlungen der DOG zur Qualitätssicherung bei sinnesphysiologischen Untersuchungen und Geräten, Version 11, Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft. URL < http://www.dog.org/?cat=199 >, verfügbar am 17.08.2014.
- Drobe, B. und Toe, Y. Z. (2012): *Binocular Summation And Blur Sensitivity In Natural Images*. ARVO Annual Meeting, Fort Lauderdale, E-Abstract 4814.
- Elliott, D. B. (2006): Contrast sensitivity and glare testing, In: Benjamin, W. J., Borish's Clinical Refraction, 2. Auflage, S. 247-288, Butterworth-Heinemann, St. Louis, MO.
- Elliott, S. L.; Choi, S. S.; Doble, N.; Hardy, J. L.; Evans, J. W. und Werner, J. S. (2009): Role of high-order aberrations in senescent changes in spatial vision. J Vis 9(2):24, S. 1-16.
- Fernandez, E. J. und Artal, P. (2005): Study on the effects of monochromatic aberrations in the accommodation response by using adaptive optics. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 22, S. 1732-1738.
- Fernandez, E. J.; Vabre, L.; Hermann, B.; Unterhuber, A.; Povazay, B. und Drexler, W. (2006): *Adaptive optics with a magnetic deformable mirror: applications in the human eye.* Opt Express 14, S. 8900-8917.
- Finkelstein, I. S. (1952): *The biophysics of corneal scatter and diffraction of light induced by contact lenses*. Am J Optom Arch Am Acad Optom 29, S. 185-208.
- Gambra, E.; Sawides, L.; Dorronsoro, C. und Marcos, S. (2009): *Accommodative lag and fluctuations when optical aberrations are manipulated.* J Vis 9(6):4, S. 1-15.
- Grimm, W. (1979): Methode zur Bestimmung der "Nachtmyopie"-Korrektion. DOZ 34(5), S. 20-28.
- Grimm, W.; Rassow, B.; Wesemann, W.; Saur, K. und Hilz, R. (1994): *Correlation of optotypes with the Landolt ring--a fresh look at the comparability of optotypes*. Optom Vis Sci 71, S. 6-13.
- Guirao, A. und Williams, D. R. (2003): A method to predict refractive errors from wave aberration data. Optom Vis Sci 80, S. 36-42.
- Guirao, A.; Williams, D. R. und Cox, I. G. (2001): Effect of rotation and translation on the expected benefit of an ideal method to correct the eye's higher-order aberrations. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 18, S. 1003-1015.

- Guo, H. und Atchison, D. A. (2010): Subjective blur limits for cylinder. Optom Vis Sci 87, S. E549-559
- Hengerer, F. H.; Mellein, A. C.; Buchner, S. E. und Dick, H. B. (2009): *Die lichtadjustierbare Linse*. Ophthalmologe 106, S. 260-264.
- Hofer, H.; Artal, P.; Singer, B.; Aragon, J. L. und Williams, D. R. (2001): *Dynamics of the eye's wave aberration*. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 18, S. 497-506.
- Hofer, H.; Carroll, J.; Neitz, J.; Neitz, M. und Williams, D. R. (2005): *Organization of the human trichromatic cone mosaic*. J Neurosci 25, S. 9669-9679.
- Holladay, J. T.; Prager, T. C.; Trujillo, J. und Ruiz, R. S. (1987): *Brightness acuity test and outdoor visual acuity in cataract patients*. J Cataract Refract Surg 13, S. 67-69.
- Jungnickel, H.; Babovsky, H.; Kiessling, A.; Gebhardt, M.; Grein, H. J. und Kowarschik, R. (2011): Effects on vision with glare after correction of monochromatic wavefront aberrations. J Refract Surg 27, S. 602-612.
- Jungnickel, H.; Weigel, D.; Babovsky, H.; Kiessling, A.; Kowarschik, R. und Gebhardt, M. (2013): Just-noticeable differences for wavefront aberrations obtained with a staircase procedure. J Refract Surg 29, S. 102-109.
- Kohnen, T. und Klaproth, O. K. (2008): *Asphärische Intraokularlinsen*. Ophthalmologe 105, S. 234-240.
- Lackner, B.; Pieh, S.; Schmidinger, G.; Hanselmayer, G.; Simader, C.; Reitner, A. und Skorpik, C. (2003): *Glare and halo phenomena after laser in situ keratomileusis*. J Cataract Refract Surg 29, S. 444-450.
- Legras, R.; Chateau, N. und Charman, W. N. (2004): Assessment of just-noticeable differences for refractive errors and spherical aberration using visual simulation. Optom Vis Sci 81, S. 718-728.
- Legras, R. und Rouger, H. (2008): *Just-Noticeable Levels of Aberration Correction*. Journal of Optometry 1, S. 71-77.
- Li, S.; Xiong, Y.; Li, J.; Wang, N.; Dai, Y.; Xue, L.; Zhao, H.; Jiang, W.; Zhang, Y. und He, J. C. (2009): *Effects of monochromatic aberration on visual acuity using adaptive optics*. Optom Vis Sci 86, S. 868-874.
- Liang, J.; Grimm, B.; Goelz, S. und Bille, J. F. (1994): Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 11, S. 1949-1957.
- Liang, J. und Williams, D. R. (1997): *Aberrations and retinal image quality of the normal human eye.* J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 14, S. 2873-2883.
- Liang, J.; Williams, D. R. und Miller, D. T. (1997): Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 14, S. 2884-2892.
- Lieberman, H. und Pentland, A. (1982): *Microcomputer-based estimation of psychophysical thresholds: The Best PEST*. Behavior Research Methods 14, S. 21-25.
- Liu, H.; Thibos, L.; Begley, C. G. und Bradley, A. (2010): *Measurement of the time course of optical quality and visual deterioration during tear break-up*. Invest Ophthalmol Vis Sci 51, S. 3318-3326.
- Lundström, L.; Manzanera, S.; Prieto, P. M.; Ayala, D. B.; Gorceix, N.; Gustafsson, J.; Unsbo, P. und Artal, P. (2007): *Effect of optical correction and remaining aberrations on peripheral resolution acuity in the human eye.* Opt Express 15, S. 12654-12661.
- Lyall, D. A.; Srinivasan, S. und Gray, L. S. (2013): *Changes in ocular monochromatic higher-order aberrations in the aging eye.* Optom Vis Sci 90, S. 996-1003.
- Marcos, S.; Sawides, L.; Gambra, E. und Dorronsoro, C. (2008): *Influence of adaptive-optics ocular aberration correction on visual acuity at different luminances and contrast polarities*. J Vis 8(13):1, S. 1-12.
- Marsack, J. D.; Thibos, L. N. und Applegate, R. A. (2004): *Metrics of optical quality derived from wave aberrations predict visual performance*. J Vis 4, S. 322-328.

- Methling, D. (2012): Bestimmen von Sehhilfen, 3. Auflage, Thieme, Stuttgart.
- Miller, D. T.; Kocaoglu, O. P.; Wang, Q. und Lee, S. (2011): *Adaptive optics and the eye (super resolution OCT)*. Eye (Lond) 25, S. 321-330.
- Ninomiya, S.; Fujikado, T.; Kuroda, T.; Maeda, N.; Tano, Y.; Oshika, T.; Hirohara, Y. und Mihashi, T. (2002): *Changes of ocular aberration with accommodation*. Am J Ophthalmol 134, S. 924-926.
- Norm DIN 1451-2 Februar 1986. Schriften, Serifenlose Linear-Antiqua Verkehrsschrift.
- Norm DIN 5340 April 1998. Begriffe der physiologischen Optik.
- Norm DIN EN 60825-1 Mai 2008. Sicherheit von Laser-Einrichtungen Teil 1: Klassifizierung von Anlagen und Anforderungen.
- Norm DIN EN ISO 8596 Oktober 2009. Augenoptik Sehschärfeprüfung Das Normsehzeichen und seine Darbietung.
- Norm DIN EN ISO 24157 November 2008. Augenoptik und ophthalmische Instrumente Verfahren zur Darstellung von Abbildungsfehlern des menschlichen Auges.
- Ohlendorf, A.; Tabernero, J. und Schaeffel, F. (2011): *Visual acuity with simulated and real astigmatic defocus*. Optom Vis Sci 88, S. 562-569.
- Paliaga, G. P. (1993): Die Bestimmung der Sehschärfe, Quintessenz, München.
- Paulsson, L. E. und Sjostrand, J. (1980): Contrast sensitivity in the presence of a glare light. Theoretical concepts and preliminary clinical studies. Invest Ophthalmol Vis Sci 19, S. 401-406.
- Pentland, A. (1980): *Maximum likelihood estimation: the best PEST*. Percept Psychophys 28, S. 377-379.
- Porter, J.; Guirao, A.; Cox, I. G. und Williams, D. R. (2001): *Monochromatic aberrations of the human eye in a large population*. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 18, S. 1793-1803.
- Rabin, J. (1994): Optical defocus: differential effects on size and contrast letter recognition thresholds. Invest Ophthalmol Vis Sci 35, S. 646-648.
- Ravikumar, A.; Applegate, R. A.; Shi, Y. und Bedell, H. E. (2011): Six just-noticeable differences in retinal image quality in 1 line of visual acuity: toward quantification of happy versus unhappy patients with 20/20 acuity. J Cataract Refract Surg 37, S. 1523-1529.
- Ravikumar, A.; Sarver, E. J. und Applegate, R. A. (2012): Change in visual acuity is highly correlated with change in six image quality metrics independent of wavefront error and/or pupil diameter. J Vis 12(10):11, S. 1-13.
- Rocha, K. M.; Vabre, L.; Harms, F.; Chateau, N. und Krueger, R. R. (2007): Effects of Zernike wavefront aberrations on visual acuity measured using electromagnetic adaptive optics technology. J Refract Surg 23, S. 953-959.
- Roloff, C. (1978): Beteiligung musterspezifischer Neuronen und Einfluss der Augenbewegung beim Prozess der visuellen Information, Dissertation, Ludwig-Maximilian-Universität München.
- Roorda, A. (2010): *Applications of adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy*. Optom Vis Sci 87, S. 260-268.
- Sabesan, R.; Jeong, T. M.; Carvalho, L.; Cox, I. G.; Williams, D. R. und Yoon, G. (2007): Vision improvement by correcting higher-order aberrations with customized soft contact lenses in keratoconic eyes. Opt Lett 32, S. 1000-1002.
- Sabesan, R. und Yoon, G. (2010): Neural compensation for long-term asymmetric optical blur to improve visual performance in keratoconic eyes. Invest Ophthalmol Vis Sci 51, S. 3835-3839.
- Salmon, T. O. und van de Pol, C. (2006): *Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors*. J Cataract Refract Surg 32, S. 2064-2074.
- Sawides, L.; Dorronsoro, C.; de Gracia, P.; Vinas, M.; Webster, M. und Marcos, S. (2012): Dependence of subjective image focus on the magnitude and pattern of high order aberrations. J Vis 12(8):4, S. 1-12.

- Sawides, L.; Gambra, E.; Pascual, D.; Dorronsoro, C. und Marcos, S. (2010): *Visual performance with real-life tasks under adaptive-optics ocular aberration correction*. J Vis 10(5):19, S. 1-12.
- Schober, H. (1954): Das Sehen Band II, Fachbuchverlag, Leipzig.
- Scott, R. und Jacobs, R. J. (1992): *Measurement of disability glare: the influence of defocus and media opacification*. Clin Exp Optom 75, S. 131-139.
- Shelton, B. R.; Picardi, M. C. und Green, D. M. (1982): *Comparison of three adaptive psychophysical procedures*. J Acoust Soc Am 71, S. 1527-1533.
- Smadja, D.; Reggiani-Mello, G.; Santhiago, M. R. und Krueger, R. R. (2012): *Wavefront ablation profiles in refractive surgery: description, results, and limitations*. J Refract Surg 28, S. 224-232.
- Smith, G. (1982): Ocular defocus, spurious resolution and contrast reversal. Ophthalmic Physiol Opt 2, S. 5-23.
- Strasburger, H. (2001): Converting between measures of slope of the psychometric function. Percept Psychophys 63, S. 1348-1355.
- Terzi, E.; Bühren, J.; Wesemann, W. und Kohnen, T. (2005): Das "Frankfurt-Freiburg Contrast and Acuity Test System" (FF-CATS). Ophthalmologe 102, S. 507-513.
- Thibos, L. N.; Hong, X.; Bradley, A. und Applegate, R. A. (2004): *Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations*. J Vis 4, S. 329-351.
- Thibos, L. N.; Hong, X.; Bradley, A. und Cheng, X. (2002): Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 19, S. 2329-2348.
- Tuten, W. S.; Tiruveedhula, P. und Roorda, A. (2012): *Adaptive optics scanning laser ophthalmoscope-based microperimetry*. Optom Vis Sci 89, S. 563-574.
- Tyson, R. K. (2010): Principles of Adaptive Optics, 3. Auflage, CRC Press, Boca Raton.
- van den Berg, T. J. (1995): *Analysis of intraocular straylight, especially in relation to age*. Optom Vis Sci 72, S. 52-59.
- Vos, J. J. (1984): *Disability glare a state of the art report*. CIE J 3, S. 39-53.
- Wang, B. und Ciuffreda, K. J. (2005): *Blur discrimination of the human eye in the near retinal periphery*. Optom Vis Sci 82, S. 52-58.
- Wang, L. und Koch, D. D. (2003): Ocular higher-order aberrations in individuals screened for refractive surgery. J Cataract Refract Surg 29, S. 1896-1903.
- Watson, A. B. und Fitzhugh, A. (1990): *The method of constant stimuli is inefficient*. Percept Psychophys 47, S. 87-91.
- Wertheim, T. (1894): Über die indirekte Sehschärfe. Zeitschr. f. Psychol. u. Physiol. d. Sinnesorg. 7, S. 172-187.
- Wesemann, W. (2002): Sehschärfebestimmung mit Freiburger Visustest, Bailey-Lovie-Tafel und Landoltring-Tafel. Klin Monatsbl Augenheilkd 219, S. 660-667.
- Westheimer, G. (2003): Visual acuity with reversed-contrast charts: I. Theoretical and psychophysical investigations. Optom Vis Sci 80, S. 745-748.
- Yoon, G. Y. und Williams, D. R. (2002): Visual performance after correcting the monochromatic and chromatic aberrations of the eye. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 19, S. 266-275.

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: S	Strahlenverlauf bei positiver sphärischer Aberration	3
Abb. 2: S	Simulierte Abbildung eines punktförmigen Objektes bei vorhandener Koma (links) bzw. bei Trefoil (rechts)	4
Abb. 3: F	Funktionsprinzip eines Shack-Hartmann-Wellenfrontsensors	5
Abb. 4: Z	Zernike-Polynome in pyramidenförmiger Darstellung	6
	Radiale OTF für ein aberrationsbehaftetes optisches System (rot) und neuronale Kontrastschwellenfunktion (blau)	.11
Abb. 6: A	Adaptiver Spiegel MIRAO 52-d	12
Abb. 7: L	andoltringe in acht möglichen Orientierungen (vier gerade und vier schräge Orientierungen)	14
	Kontrastempfindlichkeit (A) bzw. Kontrastschwelle (B) in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz	16
Abb. 9: P	Sychometrische Funktion	19
Abb. 10:	Gebräuchliche Testmuster für den sphärischen Feinabgleich	30
Abb. 11:	Verschiedene Testmuster für den astigmatischen Abgleich	31
Abb. 12:	Schema des Adaptiven Phoropters zur Wellenfrontmessung und -korrektion	34
Abb. 13:	Funktionsweise der Wellenfrontkorrektion am Adaptiven Phoropter	35
Abb. 14:	Testzeichen auf dem Flachbildmonitor mit acht kreisförmig angeordneten Leuchtdioden	36
Abb. 15:	Probandenstabilisierung am Adaptiven Phoropter mit einer Stirn-/Kinnstütze	38
	Bilder für die subjektive Bewertung der Sehqualität A) Ausschnitt einer Videotexttafel, B) nächtliche Stadtansicht, C) Bild mit aktivierten Blendquellen (Fotomontage)	38
	Verbliebene Wellenfrontfehler für Brillenkorrektion und Vollkorrektion	40
Abb. 18:	Verteilung der medianen Wellenfrontfehler-Varianzen über die Zernike-Koeffizienten (5-mm-Pupille, n = 57)	41
	Verteilung der Differenzen von Visus (A), KE ohne Blendung (B), KE mit Blendung (C) und Blendempfindlichkeit (D) zwischen Vollkorrektion und Brillenkorrektion	42
	Zusammenhänge zwischen der Reduktion des Gesamt-RMS-Fehlers (Brillenkorrektion minus Vollkorrektion) und Änderung des Visus (A), der KE ohne Blendung (B), der KE mit Blendung (C) und der Blendempfindlichkeit (D)	43
	Zusammenhänge zwischen der Reduktion des Kehrwertes der Metrik SFcOTF (Brillenkorrektion minus Vollkorrektion) und der Visusänderung (A) bzw. zwischen der Reduktion der SM-Metrik und der KE ohne Blendung (B)	45
Abb. 22:	Anteile der subjektiven Bewertungen für Vollkorrektion (VK) und Brillenkorrektion	46
	Zusammenhänge zwischen der Reduktion des Gesamt-RMS-Fehlers (Brillenkorrektion minus Vollkorrektion) und den subjektiven Bewertungen für die Bilder A, B und C	47
	Strahlenfigur mit Größenangaben zu zentralem Kreis, Liniengruppen und Gesamtdurchmesser	49
Abb. 25:	Typischer Durchlauf einer Trefoil-Schwellenwertbestimmung nach dem Best-PEST- Verfahren (Proband 17)	50
	Psychometrische Kurven, angenähert durch nichtlineare Regression an logistische Funktionen, für je fünf Fälle von induzierter positiver Koma (rot) bzw. positivem Trefoil (blau)	52
	Suspekte Verläufe der Schwellenwertbestimmung nach dem Best-PEST-Verfahren	
	Probandenstabilisierung am Adaptiven Phoropter mit einer Beißvorrichtung	
	Laboraufbau des Adaptiven Phoropters	
	Strahlenförmige Testfigur und Buchstabentafel mit Leuchtdichteübergang am Rand	

Abb. 31	: Unterschiedsschwellen (A) und Änderungen des logarithmierten VSOTF-Wertes (B) für die induzierten Aberrationen Astigmatismus, Koma und Trefoil	59
Abb. 32	2: Vergleich der Unterschiedsschwellen mit dem verbliebenen Astigmatismus (A), der gewohnten Koma (B) und dem gewohnten Trefoil (C)	
Abb. 33	3: Vergleich der Unterschiedsschwellen mit allen verbliebenen Aberrationen außer der erzeugten Aberration und der Defokussierung	
Abb. 34	E: Bland-Altman-Diagramm mit den Differenzen der Unterschiedsschwellen aus dem ersten und dem zweiten Satz der Messungen in Abhängigkeit vom Mittelwert	62
Abb. 35	5: Unterschiedsschwellen für die Messdurchgänge mit Strahlenfigur (STR) und Buchstaben (BU)	63
Abb. 36	5: RMS-Wert der Aberrationen höherer Ordnung (HO-RMS) bei Brillenkorrektion im Vergleich zu den RMS-Restfehlern (ohne Defokussierung) bei Vollkorrektion vor und nach der Schwellenwertbestimmung	63
Abb. 37	7: Unterschiedsschwellen für die Messdurchgänge mit Brillenkorrektion (BK) und Vollkorrektion (VK)	64
Abb. 38	8: Subjektive Schärfentiefe in Abhängigkeit von der Buchstabengröße nach Atchison et al. (1997)	65
Abb. 39	2: Kriterien für die Wahrnehmung der Bildverschlechterung bei unterschiedlichen Sehzeichengrößen	66
Abb. 40): Punktesterne in verschiedenen Varianten, verwendet in Phase 1	67
Abb. 41	: Wellenfrontdarstellungen für Wellenfrontfehler 1 (WF1, obere Reihe) und Wellenfrontfehler 2 (WF2, untere Reihe) sowie ein Ausschnitt aus dem jeweiligen Punktestern in verschiedenen Skalierungsstufen	68
Abb. 42	2: Laboraufbau des Adaptiven Phoropters nach dem Umbau	69
	S: Schema des Adaptiven Phoropters nach dem Umbau	
	E: Beispielaufnahme für die Bestimmung des Pupillendurchmessers	
	S: Verwendete Testmuster in Phase 2	
	5: Subjektive Bewertung der Testmuster	
	7: Unterschiedsschwellen der vier Varianten des Punktesterns bei fünf Probanden	
Abb. 48	B: Leuchtdichteverteilung auf dem Monitor im horizontalen Querschnitt beim zentralen Punkt (A) und bei einem kleinen Punkt (B) des Punktesterns Weiß-auf-Schwarz	77
Abb. 49	P: Leuchtdichteverteilung auf dem Monitor im horizontalen Querschnitt beim zentralen Punkt (A) und bei einem kleinen Punkt (B) des Punktesterns Schwarz-auf-Weiß	
Abb. 50	ERMS-Wert der Aberrationen höherer Ordnung (HO-RMS) ohne Korrektion im Vergleich zu den RMS-Restfehlern (ohne Defokussierung) bei Vollkorrektion (5-mm-Pupille)	78
Abb. 51	: Unterschiedsschwellen für die drei Testmuster als Boxplot (A) und für die beiden Punktesterne als Einzelwertdarstellung (B)	79
Abb. 52	2: Bland-Altman-Diagramm mit den Differenzen der Unterschiedsschwellen zwischen erstem und zweitem Messdurchgang in Abhängigkeit vom Mittelwert	80
Abb. 53	8: Subjektive Bewertungen zur Schärfe- und Kontrasteinschätzung bei den drei verwendeten Testmustern	
Abb. 54	: Modulationstransferfunktionen für verschiedene Korrektionszustände für Wellenfrontfehler WF1 (A) und WF 2 (B)	
Abb. 55	5: Verteilung von Koma und Trefoil bei gesunden Normalaugen (n = 2560) aus Salmon und van de Pol (2006) verglichen mit den Medianen der Unterschiedsschwellen aus der	
Abb. 56	vorliegenden Studie	

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Metriken der Wellenfrontqualität nach der Beschreibung von Thibos et al. (2004)	8
Tab. 2: Metriken der Abbildungsqualität für punktförmige Objekte nach der Beschreibung von Thibos et al. (2004)	9
Tab. 3: Metriken der Abbildungsqualität für gitterförmige Objekte nach der Beschreibung von Thibos et al. (2004)	. 10
Tab. 4: Studien zur Auswirkung der Wellenfrontkorrektion mit adaptiven Optiken auf verschiedene Sehfunktionen	
Tab. 5: Studien zu Unterschiedsschwellen für Aberrationen	. 29
Tab. 6: Einschluss- und Ausschlusskriterien in der Studie zu den Sehfunktionen bei Wellenfrontkorrektion	37
Tab. 7: Spearman-Korrelationskoeffizienten beim Vergleich der Änderungen der Sehfunktionen mit den Änderungen der Metriken der Abbildungsqualität	
Tab. 8: Reproduzierbarkeitskoeffizienten (RC) für die vier untersuchten Sehfunktionen ($n = 10$)	. 48
Tab. 9: Antwortverläufe bei drei Wiederholungen für Bild A und Bild B (n = 10)	. 48
Tab. 10: Einschluss- und Ausschlusskriterien in der Studie zu den Unterschiedsschwellen bei verschiedenen Aberrationen	55
Tab. 11: Beispiel für die Zernike-Koeffizienten und Richtungen von Astigmatismus, Koma und Trefoil (Proband 16)	58
Tab. 12: Metriken der Abbildungsqualität mit den zehn niedrigsten Variationskoeffizienten	. 60
Tab. 13: Einschluss- und Ausschlusskriterien in der Studie zu den Unterschiedsschwellen bei verschiedenen Testmustern	. 71
Tab. 14: Kenndaten der in Phase 2 verwendeten Testmuster	. 74
Tab. 15: Mediane der Differenzen der Metrik VSOTF (logarithmiert) für die verschiedenen Testmuster	82

Danksagung

Danken möchte ich allen, die mir zur Seite standen und zu dieser Arbeit beigetragen haben. Ohne die großartige Unterstützung wäre die Erstellung der Dissertation nicht möglich gewesen.

Zunächst gilt mein außerordentlicher Dank Herrn Prof. Dr.-Ing. Michael Gebhardt, Studiendekan im Fachbereich SciTec der Ernst-Abbe-Fachhochschule Jena, für die wissenschaftliche Betreuung der Arbeit, für sein Engagement und für die motivierende Unterstützung.

Des Weiteren möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. Jens Haueisen bedanken, der mir die Arbeit an der Fakultät für Informatik und Automatisierung an der Technischen Universität Ilmenau ermöglichte und mit Kritik und Ratschlägen zur Seite stand.

Prof. Dr. rer. nat. habil. Richard Kowarschik, Direktor des Instituts für Angewandte Optik an der Friedrich-Schiller-Universität Jena, danke ich für Möglichkeit, meine Versuchsreihen unter Verwendung des Adaptiven Phoropters an seinem Institut durchzuführen sowie für seine Mitwirkung als fachlicher Betreuer und Gutachter.

Ein besonderer Dank gilt auch Daniel Weigel, der mir mit viel Einsatz und Geduld bei den Probandenuntersuchungen zur Seite stand. Herr Dr. Holger Babovsky und Herrn Dr. Armin Kießling danke ich für die Diskussionen, Denkanstöße und die Unterstützung bei den gemeinsamen Veröffentlichungen.

Für die Bereitstellung von Software-Tools, die mir die Auswertung der großen Datenmenge erleichterten, bin ich folgenden Wissenschaftlern dankbar: Dr. Jens Bühren von der Universitäts-Augenklinik Frankfurt/Main, Prof. Dr. Michael Bach von der Universitäts-Augenklinik Freiburg und Dr. Larry N. Thibos von der Indiana University in Bloomington/USA. Außerdem bedanke ich mich bei Dr. Thomas O. Salmon von der Northeastern State University in Oklahoma dafür, dass ich seine umfangreiche Wellenfront-Datenbank als Vergleichsquelle nutzen durfte.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meinen Probanden bedanken, die mit großer Motivation und Ausdauer die teils recht anstrengenden Versuche absolvierten.

Ganz herzlich danke ich meiner Lebenspartnerin Yvonne für ihre moralische Unterstützung in meiner Doktorandenzeit sowie für ihre enorme Geduld und ihr Verständnis vor allem während der Schreibphase der Arbeit.

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich versichere, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet.

Bei der Auswahl und Auswertung folgenden Materials haben mir die nachstehend aufgeführten Personen in der jeweils beschriebenen Weise unentgeltlich geholfen:

1. Dr. Holger Babovsky Den Erstaufbau des Adaptiven Phoropters im Institut für Angewandte

Optik der Friedrich-Schiller-Universität Jena erstellte Herr Dr. Holger Babovsky. In gemeinsamer Tätigkeit wurde dort ein Teil der Probanden-

untersuchungen durchgeführt.

2. Daniel Weigel Ein großer Teil der Probandenuntersuchungen wurde in gemeinsamer

Arbeit bewältigt. Außerdem realisierte Herr Dipl.-Phys. Daniel Weigel Umbauten und Optimierungen des Adaptiven Phoropters und program-

mierte individuelle Algorithmen zur Ansteuerung des adaptiven Spiegels.

Weitere Personen waren an der inhaltlich-materiellen Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich hierfür nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- bzw. Beratungsdiensten (Promotionsberater oder anderer Personen) in Anspruch genommen. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer Prüfungsbehörde vorgelegt.

Ich bin darauf hingewiesen worden, dass die Unrichtigkeit der vorstehenden Erklärung als Täuschungsversuch bewertet wird und gemäß § 7 Abs. 10 der Promotionsordnung den Abbruch des Promotionsverfahrens zur Folge hat.

Jena, 19.09.2014

Hendrik Jungnickel

Thesen

- Bei einer Gruppe gesunder Probandenaugen (n = 57) tritt bei Korrektion aller Abbildungsfehler gegenüber der Brillenkorrektion eine signifikante Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit um 36 % und eine signifikante Verringerung der Blendempfindlichkeit um 15 % ein.
- 2. Bei Korrektion aller Abbildungsfehler verbessert sich gegenüber der Brillenkorrektion auch die subjektive wahrgenommene Bildqualität mit Blendung in 57 % der Fälle und ohne Blendung in 68 % der Fälle.
- 3. Da die Korrektion aller Abbildungsfehler in manchen Fällen zu einer Verschlechterung der Sehfunktionen führt, muss der Erfolg einer solchen Korrektion durch einen subjektiven Abgleich vor dem Umsetzen der Korrektion bestätigt werden.
- 4. Treppenverfahren sind aufgrund der kurzen Zeitdauer und der guten Reproduzierbarkeit geeignet, um Unterschiedsschwellen für Aberrationen schnell und genau zu bestimmen.
- 5. Bei den Aberrationen höherer Ordnung führt die Koma häufiger (in 16 von 28 Fällen) zu einer messbaren Verringerung der Sehqualität als der Wellenfrontfehler Trefoil (in 11 von 28 Fällen).
- 6. Die Maßzahl VSOTF (visuelles Strehl-Verhältnis basierend auf der optischen Übertragungsfunktion) gibt die Sehveränderung treffender wieder als die Angabe der quadratischen Abweichung der Wellenfront.
- 7. Speziell entworfene Punktesterne und eine Strahlenfigur weisen vergleichbare Empfindlichkeiten für Sehveränderungen auf wie herkömmlich verwendete Buchstaben.
- 8. Für die gesunden Studienteilnehmer ändert sich mit Mustern oder Optotypen im Sehschärfebereich von 0,63 bis 0,8 der Kontrast am stärksten, wenn Aberrationen höherer Ordnung erzeugt oder korrigiert werden.