



universität
wien

DIPLOMARBEIT

Titel der Diplomarbeit

**Integration eines Hartmann-Shack-Wellenfrontsensors
in ein Scanning Laser Ophthalmoskop für
hochauflösende retinale Diagnostik**

angestrebter akademischer Grad

Magistra der Naturwissenschaften (Mag. rer. nat.)

Verfasserin:	Hannah Prokesch
Matrikel-Nummer:	0303818
Studienrichtung (lt. Studienblatt):	411
Betreuer:	Ao.Univ.-Prof. Dr. Christoph Hitzenberger, Priv.-Doz. Dipl.-Ing. Dr. Michael Pircher

Wien, am 1.12.2009

DANKSAGUNG

Ich möchte mich an dieser Stelle ganz herzlich bei all jenen Menschen bedanken, die zum Entstehen und bei der Fertigstellung der hier vorliegenden Arbeit maßgeblich beigetragen haben:

Bei Herrn Prof. Hitzenberger möchte ich mich sowohl für die Ermöglichung und Betreuung meiner Diplomarbeit, als auch für ein sehr lehrreiches Jahr bedanken.

Es war eine interessante Erfahrung für mich, diese universitätsübergreifende Diplomarbeit zu schreiben.

Allen Kollegen am Institut für Medizinische Physik möchte ich für ein angenehmes Gesprächs- und Arbeitsklima danken; besonderen Dank möchte ich Dr. Michael Pircher zukommen lassen, der mir stets geduldig mit Rat und Tat zur Seite stand. Ebenso danke ich Frau Dr. Sabine Schriebl von der Universitätsklinik für Augenheilkunde und Optometrie des AKH Wien für ihre Unterstützung.

Für die Möglichkeit, den von mir gewählten Bildungsweg beschreiten zu können, danke ich meinen Eltern.

Meinen Freunden und der Copyteria danke ich für die Unterstützung und Motivation, die mich ständig in meiner Arbeit bestätigt haben.

Ganz besonders danke ich für den Rückhalt meines Bruders, meines Partners und meiner Mitbewohner, meiner „Wiener Familie“. Ihr ward mir eine große Hilfe!

Danke, dass ihr immer für mich da seid. ☺

Diese Diplomarbeit wurde im Rahmen des FWF-Projekts P19624-B02 durchgeführt.

INHALTSVERZEICHNIS

<u>DANKSAGUNG</u>	2
--------------------------------	---

<u>EINLEITUNG</u>	6
--------------------------------	---

<u>I. WELLENFRONT</u>	8
------------------------------------	---

1. Licht als Welle.....	8
-------------------------	---

2. Definition und Ausbreitung einer Wellenfront.....	8
--	---

II. STÖRUNGEN DER WELLENFRONT UND

<u>ABBILDUNGSFEHLER</u>	10
--------------------------------------	----

1. Optische Abbildung und Beugung.....	10
--	----

1.1 Beugungsbegrenzte Abbildungen.....	12
--	----

1.2 Abbildungen mit dünnen Linsen.....	12
--	----

2. Abbildungsfehler.....	14
--------------------------	----

2.1 Sphärische Aberration.....	15
--------------------------------	----

2.2 Koma.....	16
---------------	----

2.3 Astigmatismus.....	17
------------------------	----

3. Funktion des Abbildungssystems Auge.....	18
---	----

4. Fehler des Abbildungssystems Auge.....	21
---	----

4.1 Myopie und Hyperopie.....	21
-------------------------------	----

4.2 Visueller Astigmatismus.....	22
----------------------------------	----

4.3 Aberrationen des Auges höherer Ordnung.....	23
---	----

5. Mathematische Beschreibung von Wellenfronten mit Polynomen.....	23
--	----

<u>III. WELLENFRONTVERMESSUNG</u>	27
1. Prinzip der Wellenfrontmessung	27
2. Einteilung der Sensoren	27
2.1 Ortsauflösendes Refraktometer	28
2.2 Laser Ray Tracing	28
2.3 Hartmann-Shack-Sensor	29
<u>IV. EIGENSCHAFTEN DES HARTMANN-SHACK-SENSORS</u>	32
1. Prinzip des Hartmann-Shack-Sensors	32
2. Parameterwahl für den Hartmann-Shack-Sensor	34
2.1 Die Ordnung der Zernike-Polynome und die Anzahl der Mikrolinsen	34
2.2 Dynamischer Messbereich und Messgenauigkeit	36
2.3 Kameraauflösung und Kameramessgenauigkeit	38
2.4 Erweiterung des Messbereichs ohne Verringerung der Messgenauigkeit	38
<u>V. KALIBRIERUNG DES HARTMANN-SHACK-SENSORS</u>	39
1. Softwarekalibrierung	40
2. Hardwarekalibrierung	41
2.1 Das Messprinzip der Hardwarekalibrierung	42
2.2 Experimenteller Aufbau für die Kalibrierung des HS-Sensors	46
2.3 Datenanalyse der Kalibrierungsmessung	49
2.4 Bestimmung der System-Parameter	52
<u>VI. INTEGRATION DES HARTMANN-SHACK-SENSORS</u>	
<u>IN DAS SLO-SYSTEM</u>	55
1. Retina-Diagnostik	55
2. Das SLO-System	56
3. Erreichbare Auflösung der Retina-Bilder	58
4. In vivo Messungen mit dem Hartmann-Shack-Sensor	59

5. Vergleich der Bildqualität im SLO mit den gemessenen Aberrationen.....	62
6. Zeitliche Änderung der Aberrationen.....	69
7. Schwankung der Bildqualität bei unterschiedlichen transversalen Positionen des Auges.....	76
 <u>VI. ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK</u>	80
1. Zusammenfassung.....	80
2. Limitationen und Ausblick.....	81
 <u>VII. LITERATURVERZEICHNIS</u>	83
 <u>VIII. ABBILDUNGSVERZEICHNIS</u>	89
 <u>IX. TABELLENVERZEICHNIS</u>	91
 <u>X. ANHANG</u>	92
 <u>CURRICULUM VITAE</u>	96

EINLEITUNG

Erkrankungen der Retina führen häufig zu einer Verschlechterung des Sehvermögens, bis hin zur Erblindung. Um rechtzeitig mögliche Therapien zu starten und Krankheitsverläufe besser erforschen zu können, ist eine ständige Weiterentwicklung der diagnostischen Möglichkeiten wichtig.

Moderne Geräte wie der SLO/OCT-Aufbau (Scanning Laser Ophthalmoskop, engl. Scanning Laser Ophthalmoscope / Optische Kohärenz Tomografie, engl. Optical Coherence Tomography) am Zentrum für Biomedizinische Technik und Physik an der Medizinischen Universität Wien sind in der Lage einzelne Fotorezeptoren abzubilden (mit 5µm Transversalauflösung). Die Technik der Bildgebung ist bereits soweit fortgeschritten, dass das untersuchte Auge selbst die Auflösung der Retina-Bilder am stärksten limitiert. Gemeint ist, dass Abbildungsfehler der Augenoptik zu einer Verformung der Wellenfront des Messstrahls führen; dies reduziert die Qualität des gewonnenen Netzhautbildes.

Die Auflösung schwankt von Proband zu Proband, sie ist stark von den sogenannten Aberrationen (Abbildungsfehlern) des untersuchten Auges abhängig.

Um die Bildqualität weiter zu verbessern bzw. das Diagnoseverfahren für jeden zugänglich zu machen, ist daher eine Korrektur dieser Aberrationen erforderlich.

Ein notwendiger Schritt für die Kompensation der Abbildungsfehler ist ihre quantitative Vermessung. Eine Option dies zu tun bietet der sogenannte Hartmann-Shack-Wellenfrontsensor.

Ein von der Retina diffus reflektierter Messstrahl wird bei diesem Verfahren mithilfe einer Matrixanordnung kleiner Linsen in Substrahlen aufgeteilt. Diese Linsen haben alle dieselbe Brennweite und erzeugen auf einer dahinter gelegenen Kamera Fokalfpunkte.

Eine einfallende ebene Wellenfront würde so als regelmäßiges Punktmuster abgebildet werden, wobei die Punkte auf den optischen Achsen der Linsen liegen.

Da der Lichtstrahl jedoch zuerst die nicht ideale Augenoptik passieren muss, ist die Wellenfront verformt, und die Phase der Welle ist ortsabhängig.

Die lokale Neigung der Wellenfront zur Linsenebene führt zu einem Versatz des Fokalkpunktes von der optischen Achse. Größe und Richtung des Versatzes sind dabei proportional zur Neigung; durch Detektieren des Punktversatzes kann man deshalb die Form der auf diese Weise vermessenen Wellenfront rekonstruieren.

Ziel der Diplomarbeit war es, einen Wellenfrontsensor aufzubauen, zu kalibrieren und in das vorhandene SLO-System zu integrieren. Die Aberrationen von in vivo gemessenen Augen sollten untersucht werden; insbesondere waren die erhaltenen Daten mit den Bildern des SLO-Geräts zu vergleichen.

Die ersten vier Kapitel dieser Arbeit beschäftigen sich sowohl mit allgemeinen physikalischen Grundlagen der Aberrationen, als auch mit Möglichkeiten zur Vermessung und Darstellung von Wellenfronten. Obwohl bereits messtechnisch relevante Problemstellungen des Hartmann-Shack-Sensors (HS-Sensor, HS) diskutiert werden, sind diese Abschnitte wohl grob dem Überbegriff „Theorieteil“ zuordenbar.

Das fünfte Kapitel erläutert die Kalibrierung des verwendeten Sensors mithilfe von definierten, sphärischen Wellenfronten und erläutert den Software-Algorithmus und dessen Fehlerstabilität bei der Wellenfrontrekonstruktion. Im darauffolgenden sechsten Teil wird der HS in das Retina-Diagnosegerät integriert und für in vivo Messungen adaptiert. Die Messergebnisse werden diskutiert. Das anschließende neunte Kapitel gibt einen Überblick zur behandelten Problemstellung. Ebenso werden Denkanstöße für die zukünftige Weiterentwicklung des SLO/OCT-Geräts angesprochen.

Ich möchte hiermit die Leserin und den Leser dafür um Verständnis bitten, dass ich zugunsten der Lesbarkeit auf das „Gendern“ meiner Diplomarbeit verzichtet habe. Selbstverständlich sind beide Geschlechter gleichermaßen gemeint, auch wenn sie nicht explizit angesprochen werden.

I. WELLENFRONT¹

1. Licht als Welle

“Mit der Entwicklung der Quantentheorie hat sich gezeigt, dass Licht sowohl Teilchen als auch Welle ist. Die Konzepte von Welle und Teilchen, die einander in der makroskopischen Welt so offensichtlich widersprechen, verschmelzen offenbar in einem mikroskopischen Bereich miteinander. Die gleichberechtigte Darstellung von Licht als Welle und Teilchen wird aber immer für denjenigen schwierig bleiben, der intuitiv zugängliche Vorstellungen in der Physik bevorzugt.“ [Gross 2003].

Eine Welle ist in der Sprache der Physik ein sich räumlich und zeitlich änderndes Feld, das Energie durch den Raum transportiert.

Licht kann als elektromagnetische Welle betrachtet werden, und besteht aus gekoppelten magnetischen und elektrischen Feldern; deren Entstehung erklärt sich aus den Maxwell-Gleichungen.

Im Gegensatz zu einer mechanischen Welle benötigt Licht kein Trägermedium und kann sich daher auch im Vakuum ausbreiten.

Als ein sehr einfaches und anschauliches Beispiel für eine Welle gilt die sogenannte ebene Welle.

Im Falle einer ebenen elektromagnetischen Welle erfolgt die Schwingungsrichtung des elektrischen und des magnetischen Feldes senkrecht zur Ausbreitungsrichtung der Welle.

2. Definition und Ausbreitung einer Wellenfront

Als Wellenfront wird bei der Wellenausbreitung jene Fläche bezeichnet, deren Punkte die gleiche Laufzeit zu einem Sender (z.B. Lichtquelle) und damit die gleiche Phase der Schwingung besitzen.

Eine Wellenfront breitet sich in Richtung der Flächennormalen mit der jeweiligen Ausbreitungsgeschwindigkeit der Welle aus.

¹ Das Kapitel wurde hauptsächlich nach [Born 1999], [Bergmann 1993], [Hecht 2001] erstellt. Ausführlichere Behandlungen der besprochenen Themen finden sich in diesen Büchern.

Unterschiedliche Eigenschaften des Senders sowie des Mediums, in dem die Wellenausbreitung stattfindet, formen die Wellenfront.

Als einfaches Fallbeispiel seien kugelförmige Wellenfronten erwähnt, welche beim Betrieb einer isotropen, homogenen Punktlichtquelle entstehen (siehe Abb.1).

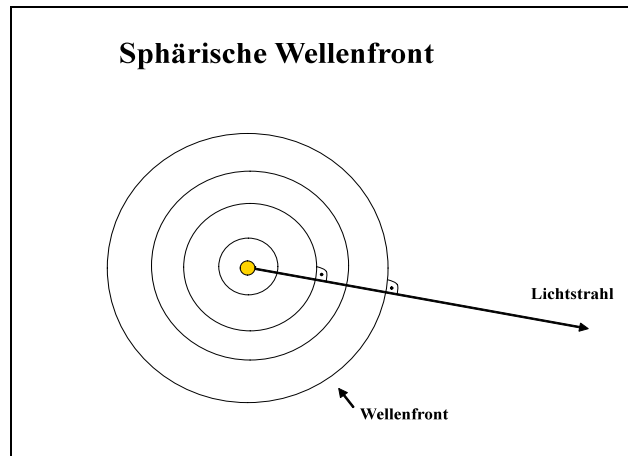


Abb.1 Punktlichtquelle mit sphärischer Wellenfront

Nach dem Huygens'schen Prinzip kann jeder Punkt einer Wellenfront als Ausgangspunkt einer kugelförmigen Elementarwelle betrachtet werden.

Aus der Überlagerung dieser Elementarwellen resultiert eine neue Wellenfront.

Brechung und Beugung des Lichtes sind ebenfalls anhand dieses Prinzips erläuterbar, weshalb viele Computeralgorithmen diese Methode zur Beschreibung der Wellenfrontausbreitung verwenden. Dabei können Spezialfälle mit einfachen Wellenfronten direkt berechnet werden.

Betrachtet man nun eine sphärische Wellenfront, so behält diese ihre Form, sofern sich die Energie gleichmäßig in alle Raumrichtungen ausbreiten kann. Die Energieausbreitung des Lichtes beschreibt man anhand von Lichtstrahlen; sie erfolgt in Richtungen, die normal auf die von der Wellenfront definierte Tangentialebene stehen.

Deshalb sind bei der ebenen Wellenfront die Strahlen parallel zueinander.

Man spricht in diesem Zusammenhang bei dieser Form von Lichtwellen auch von kollimiertem Licht.

Näherungsweise kann die Vorstellung einer ebenen Welle auf Ausschnitte sphärischer Wellenfronten mit großem Krümmungsradius angewendet werden. Bei vielen Objekten des Alltags sind die optischen Distanzen ausreichend groß und lassen daher eine Approximation durch ebene Wellenfronten zu (z.B. die Lichtstrahlen unserer Sonne).

II. STÖRUNGEN DER WELLENFRONT UND ABBILDUNGSFEHLER²

Abweichungen von der idealen optischen Abbildung führen zu Aberrationen der Wellenfront. Einige Abbildungsfehler lassen sich im Rahmen der geometrischen Optik behandeln. Es folgt eine theoretische Behandlung der Aberrationen sowie deren Relevanz für die Ophthalmologie.

1. Optische Abbildung und Beugung

Objekte des Alltags wie eine Blume oder auch ein Mensch können als Ansammlung von kleinen Punktlichtquellen (Objektpunkten) aufgefasst werden, die entweder selbst leuchten oder Licht reflektieren.

Die Erzeugung von einem Bild eines Objekts mit der Hilfe eines optischen Systems (bestehend z.B. aus brechenden Medien) wird optische Abbildung genannt. In einem idealen System wird jeder Punkt des Objektraumes ideal (stigmatistisch) in den Bildraum abgebildet (siehe Abb.2).

² Das Kapitel wurde hauptsächlich nach [Born 1999], [Meschede 2002], [Hecht 2001], [Litfin 2005] erstellt. Ausführlichere Behandlungen der besprochenen Themen finden sich in diesen Büchern.

An eine ideale optische Abbildung werden folgende Anforderungen gestellt:

1. Alle Strahlen eines Objektpunktes, die ein optisches System durchqueren, werden in einem Bildpunkt vereinigt.
2. Objektebenen werden im Bild wieder als Ebenen abgebildet (Allgemeiner: Objektflächen werden in ähnliche Bildflächen abgebildet).
3. Die Bildgröße ist proportional zur Objektgröße.

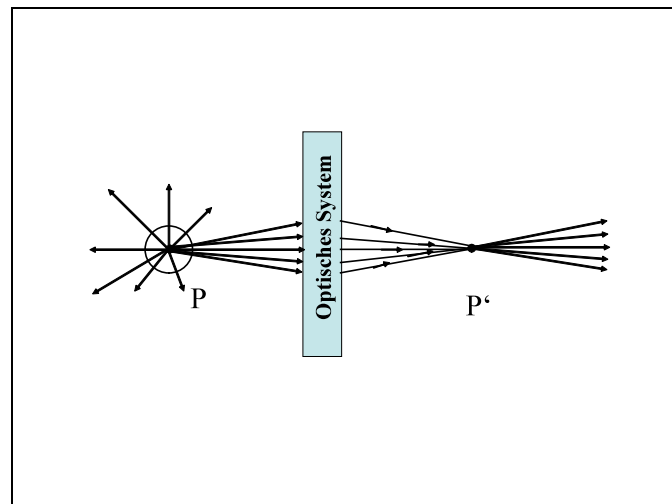


Abb.2 Optische Abbildung eines Punktes. Ein Teil der von P ausgehenden Strahlen konvergiert in P' .

Optische Systeme dienen dazu eine eintreffende Wellenfront umzuformen, oftmals mit dem Ziel ein Bild des betrachteten Objekts zu erzeugen.

Reale optische Systeme sind nicht in der Lage das gesamte emittierte Licht einzufangen, nur ein Teil der Wellenfront wird gesammelt. Deshalb kommt es an den Rändern der abbildenden Optik zu einem weiteren Phänomen der Optik: der Beugung.

1.1 Beugungsbegrenzte Abbildungen

Aufgrund der Wellennatur des Lichtes werden Lichtstrahlen an einem Hindernis (z.B. optische Blende) „abgelenkt“. Diese Ablenkung folgt aus der Überlagerung (Interferenz) der Elementarwellen (nach dem Huygens'schen Prinzip). Das Bild eines Lichtpunktes, das durch ein optisches System mit kreisförmiger Apertur endlicher Größe entsteht, ist deshalb kein Punkt, sondern ein Beugungsscheibchen (Airy-Scheibchen). Dieses besteht aus einem zentralen kreisförmigen Fleck, der mit konzentrischen Beugungsringen umgeben ist. [Blendoweske 2004], [Hecht 2001]

1.2 Abbildungen mit dünnen Linsen

Ist die Lichtwellenlänge sehr klein, verglichen mit den Hindernissen und Aperturen im Lichtweg, dann kann die Beugung vernachlässigt werden. Die Lichtausbreitung lässt sich mit dieser Näherung (geometrische Optik) mithilfe der geradlinigen Ausbreitung von Lichtstrahlen beschreiben. Mit Spiegeln und Linsen können (durch Reflexion und Brechung) Bilder erzeugt werden. Im Folgenden wird die Bildkonstruktion durch eine dünne Sammellinse erläutert (siehe Abb.3).

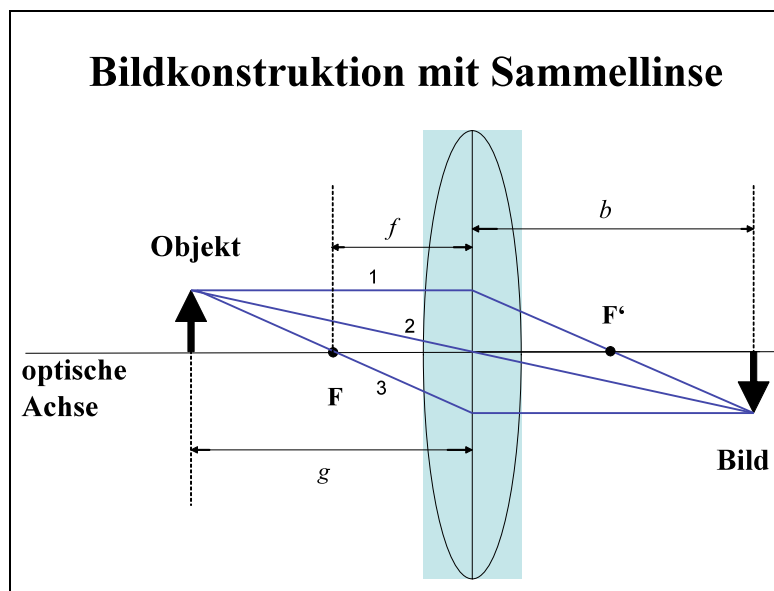


Abb.3 Geometrische Konstruktion eines Bildes mit einer dünnen Sammellinse

Als Hauptebenen bezeichnet man den äquivalenten Ort der Brechung der achsenparallelen, einfallenden Lichtstrahlen. Man betrachtet zur Veranschaulichung der Brechung eines beliebigen, einfallenden, paraxialen Strahls in einem optischen System die Brechung des Strahles an diesen Hauptebenen. Fallen die Strahlen in einem gewissen Abstand zur optischen Achse ein, so ist diese Betrachtung nicht mehr zulässig (siehe 2.1).

Bei einer dünnen Linse kann man für die Bildkonstruktion annehmen, dass die einfallenden Lichtstrahlen nur einmal gebrochen werden, und zwar an der sogenannten Mittelebene (Ebene, die senkrecht auf die optische Achse steht und die Linsenmitte beinhaltet).

Bei einem unendlich weit entfernten Objekt liegen die Lichtstrahlen parallel zueinander und das Licht wird in der Brennebene fokussiert. Wenn sich ein Objekt hingegen im Abstand g (Gegenstandsweite) von der Mittelebene der Linse befindet, so wird es im Abstand b (Bildweite) dahinter abgebildet.

Die folgenden Betrachtungen sind zulässig bei der Beschränkung auf sogenannte paraxiale Strahlen (Strahlen, die kleine Winkel mit der optischen Achse einschließen) und sehr dünne Linsen.

Die in der Abb.3 gezeigte Sammellinse fokussiert achsenparallele Strahlen im Abstand f (Brennweite) in den sogenannten Brennpunkt. Auf jeder Seite einer Linse befindet sich ein solcher Brennpunkt. Aufgrund der Umkehrbarkeit des Lichtwegs verlassen Lichtstrahlen, die vom ersten Brennpunkt F ausgehen, die Linse als achsenparallele Strahlen. Im zweiten Brennpunkt F' werden einfallende, achsenparallele Strahlen fokussiert.

Es gilt die Linsengleichung: $\frac{1}{f} = \frac{1}{g} + \frac{1}{b}$.

Mithilfe der drei vom Objektpunkt ausgehenden sogenannten Hauptstrahlen kann die Position des entsprechenden Bildpunktes konstruiert werden.

1. Der sogenannte achsenparallele Strahl wird an der Mittelebene so gebrochen, dass er die optische Achse im zweiten Brennpunkt F' schneidet.
2. Der zentrale Strahl oder Mittelpunktstrahl durchläuft den Linsenmittelpunkt unabgelenkt.
3. Ein Brennpunktstrahl durchläuft den ersten Brennpunkt und verläuft nach Verlassen der Linse parallel zur optischen Achse.

Die Sammellinse erzeugt von einem Objekt, das vor der Linse liegt (wie in Abb.3) ein verkehrtes, reelles Bild mit dem Vergrößerungsmaßstab V , wobei $V = -\frac{b}{g}$ gilt.

[Tipler 1994]

2. Abbildungsfehler

Mit dünnen, sphärischen Linsen und achsennahen Strahlen kann man annähernd ideale Abbildungen erzeugen. In der Praxis treten jedoch Abweichungen von diesen idealisierten Bedingungen auf.

Liegen sogenannte Aberrationen (der Wellenfront) vor, so ist eine Abbildung nicht ideal. Es lassen sich zwei große Gruppen von Bildfehlern unterscheiden: die auf Lichtdispersion (Abhängigkeit des Brechungsindex von der Wellenlänge) beruhenden, chromatischen Aberrationen und die monochromatischen Aberrationen.

Letztere sind wiederum in zwei Kategorien einteilbar:

Konvergieren die Lichtstrahlen nicht exakt zu einem Punkt, so spricht man von Schärfefehlern. Dazu gehören z.B. sphärische Aberration, Koma und Astigmatismus. Sogenannte Lagefehler verändern die Geometrie des Bildes in Bezug auf Maßstabstreue und Lage der Ebenen; Bildwölbung und Verzeichnung gehören dieser Gattung der Abbildungsfehler an.

2.1 Sphärische Aberration

Die sphärische Aberration (auch Kugelgestaltfehler) bewirkt, dass achsenparallele Strahlen nach Durchlaufen des optischen Systems nicht die gleiche Schnittweite haben (siehe Abb.4).

Typischerweise ist die Abweichung vom idealen Sollschnittpunkt umso größer, je weiter der einfallende Strahl von der optischen Achse entfernt ist. Für nichtparaxiale Strahlen gibt es eine Abhängigkeit der Brennweite von der Blendenöffnung (Öffnungsfehler).

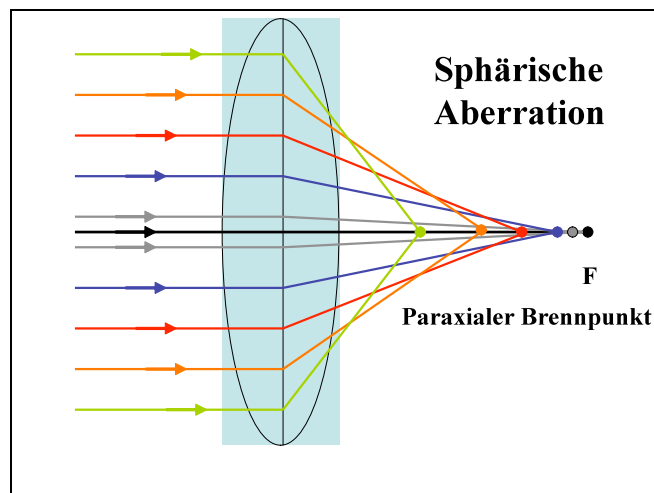


Abb.4 Sphärische Aberration

Den Abstand zwischen dem paraxialen Brennpunkt und dem Achsenschnittpunkt eines Strahls nennt man sphärische Längsaberration.

Wird ein Schirm an die Stelle des paraxialen Brennpunktes gehalten, so ergibt die Höhe, in der ein Lichtstrahl diesen Schirm schneidet, die sogenannte sphärische Queraberration.

Sphärische Aberration verschiebt Licht in die äußeren Ringe des Airy-Scheibchens.

Durch Verringerung der Linsenöffnung (Abblenden) lässt sich dieser Abbildungsfehler reduzieren, gleichzeitig wird dabei jedoch auch die in das System eintretende Lichtmenge reduziert.

2.2 Koma

Liegt ein abzubildender Objektpunkt nicht auf der optischen Achse, so wird das auf der Bildseite gelegene Strahlenbündel asymmetrisch (Asymmetriefehler).

Die erzeugte Bildfigur hat Kometengestalt; diese gibt dem Abbildungsfehler den Namen Koma (siehe Abb.5).

Die Ursache für diesen Asymmetriefehler liegt darin, dass eigentlich nur im achsennahen Gebiet die Hauptebenen als Ebenen betrachtet werden können; in Wirklichkeit sind diese Hauptflächen gekrümmt.

Liegt der Objektpunkt auf der optischen Achse, so hat dieser Umstand keine Konsequenzen. Fallen aber Strahlen schräg ein und liegt der Objektpunkt außeraxial, so tritt Koma auf.

Es können Strahlen der sogenannten Meridionalebene (Tangentialebene) sowie der Sagittalebene unterschieden werden. Die Meridionalebene wird mithilfe der optischen Achse und des Objektpunktes konstruiert. Jede darauf senkrechte Ebene ist eine Sagittalebene.

Die Strahlen der meridionalen Koma sind asymmetrisch, die der sagittalen symmetrisch. Meridionalstrahlen, die den Randbereich der Linse durchlaufen, schneiden die Bildebene näher an der Achse als paraxiale Strahlen.

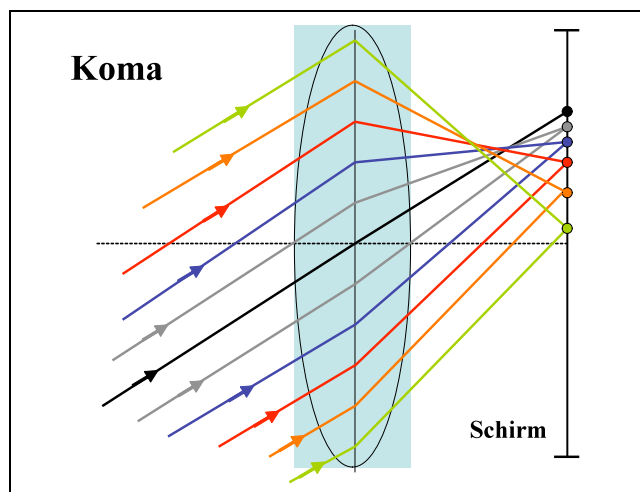


Abb.5 Koma

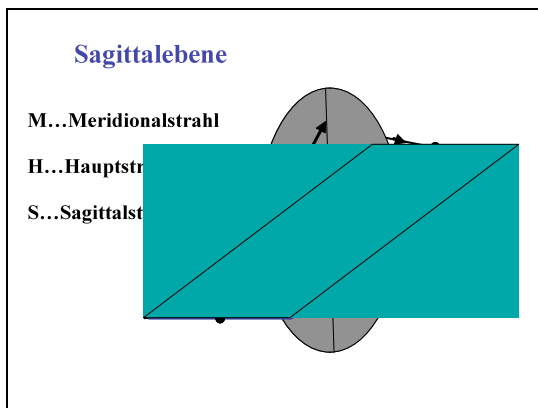
2.3 Astigmatismus

Wenn ein Objektpunkt seitlich der optischen Achse liegt, so trifft der Strahlenkegel die Linse asymmetrisch. Der daraus resultierende Abbildungsfehler wird Astigmatismus genannt. Zur Beschreibung dieses Fehlers werden wieder Meridionalebene (Hauptstrahl, optische Achse) und Sagittalebene (Normale auf Meridionalebene) verwendet (siehe Abb.6 und Abb.8). Der Hauptstrahl läuft durch die geometrische Mitte der Apertur und ist in der Sagittalebene enthalten.

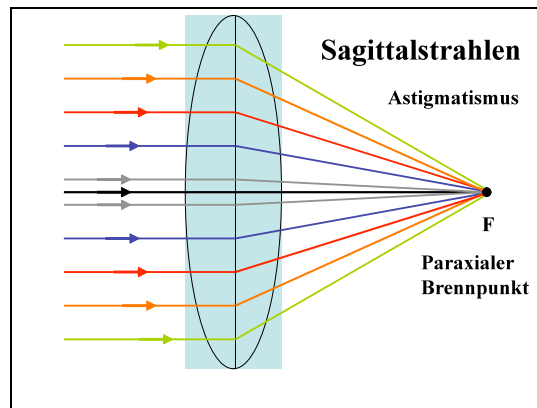
Bei schräg einfallenden Strahlen schneiden sich die Meridionalstrahlen (siehe Abb.9) in einem anderen Punkt als die Sagittalstrahlen (siehe Abb.7).

So entstehen zwei unterschiedlich gewölbte Bildschalen (Zweischalenfehler). Auf der einen Bildschale werden die Punkte als radiale Striche, auf der anderen als tangentielle Striche abgebildet.

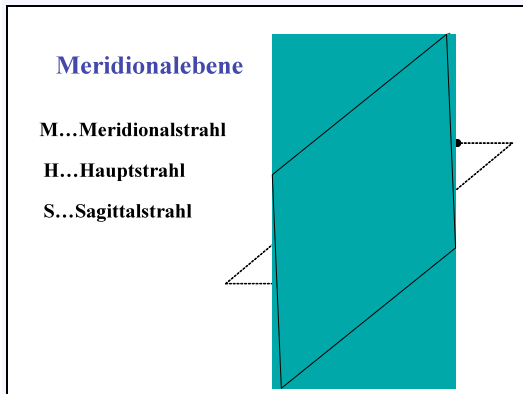
Der hier beschriebene Abbildungsfehler bezieht sich auf sphärische, symmetrische Linsen und ist nicht zu verwechseln mit dem visuellen Astigmatismus, der auf der Asymmetrie von brechenden Oberflächen basiert (siehe 4.2).



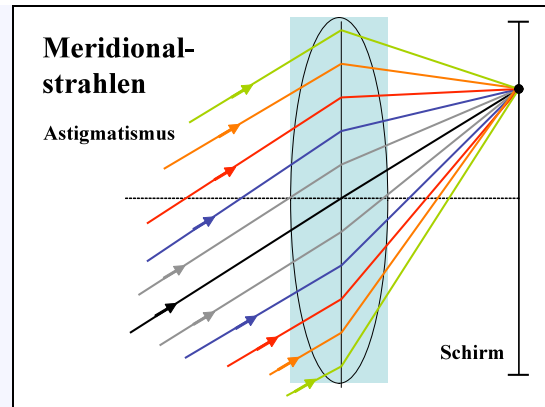
6)



7)



8)



9)

Abb.6,7,8 und 9 Zur Definition von Sagittalebene (Abb.6, blaue Sagittalebene, graue Linsenebene), Sagittalstrahlen (Abb.7, Sicht von oben), Meridionalebene (Abb.8, blau) und Meridionalstrahlen (Abb.9, seitliche Ansicht).

3. Funktion des Abbildungssystems Auge

Ein ideales Auge kann man als ein aberrationsfreies Abbildungssystem betrachten, welches auf der Retina (Netzhaut) ein ideales Bild eines betrachteten Objekts formt. Aufgrund der endlichen Apertur des Auges besteht jeder Bildpunkt – selbst beim idealen Auge – aus einem Beugungsscheibchen (Airy-Scheibchen).

In Wirklichkeit führen jedoch Unregelmäßigkeiten der brechenden Oberflächen (Kornea, Linse) zu verzerrten Abbildungen.

[Porter 2006]

Diverse Studien haben, repräsentativ für die Bevölkerung, bereits das Auftreten von Aberrationen – sowohl in gesunden als auch in kranken Augen – untersucht.

[Thibos 2002], [Porter 2001], [Cheng 2004], [Artal 2002], [Radhakrishnan 2007], [Salmon 1998], [Iglesias 1998]

Die Qualität eines jeden abbildenden Systems kann durch Angabe der Wellenaberrationen vollständig beschrieben werden. So ist auch die Abbildung des menschlichen Auges durch Angabe der Augenaberrationen formulierbar.

Es ist nicht möglich an der Retinaposition einen Schirm zu postieren und mit diesem die Aberrationen an dieser Stelle zu vermessen. Daher werden diese Aberrationen durch die

Differenz zwischen einer idealen (ebenen) Wellenfront, welche ihren Ursprung auf der Retina hat, und der tatsächlichen, in der Ebene der Pupille gemessenen, Wellenfront definiert.

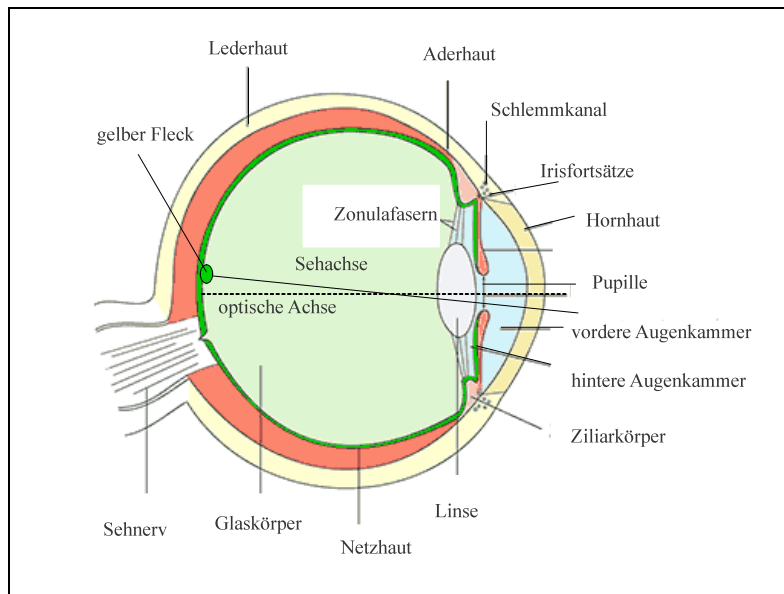


Abb.10 Anatomie des menschlichen Auges (nach [Talos 2009])

In Abb.10 ist die grobe Anatomie des Auges dargestellt.

Bei der Abbildung durch das Auge wird das einfallende Licht zuerst an der Oberfläche der Hornhaut (Kornea) gebrochen und gelangt dann durch die Pupille ins Innere des Auges.

Gleich hinter der Iris befindet sich die Linse, die an Bändern (Zonulafasern) aufgehängt ist. Durch den gallertartigen Glaskörper gelangt das Licht dann zur Netzhaut und wird dort in elektrische Signale umgewandelt. Der für das menschliche Auge wahrnehmbare Teilbereich des elektromagnetischen Spektrums liegt im Wellenlängenbereich von etwa 400nm bis 700nm.

Im Folgenden werden jene Eigenschaften der einzelnen Komponenten des Auges besprochen, die auf die Bildgebung Auswirkung haben:

Ein Tränenfilm sorgt für eine glatte Oberfläche, indem er die Kornea bedeckt und damit deren Unebenheiten ausgleicht.

Die Kornea übernimmt einen Großteil der Lichtbrechung für die Bildfokussierung; sie hat eine durchschnittliche Brechkraft von 43 Dioptrien. Meist ist sie horizontal elliptisch und besitzt eine sphärische Wölbung.

Die Größe der Pupille wird über zwei Muskeln in der Iris gesteuert.

Ein Verengen der Pupille bewirkt primär eine Reduktion der Helligkeit, führt aber auch zu einer Verminderung der Aberrationen höherer Ordnung.

Die Linse ist verformbar, wodurch die Gesamtbrechkraft des Auges variiert werden kann. Dies bewirkt ein scharfes Sehen von Objekten über einen großen Bereich von Objektdistanzen. Die Verformung der Linse mithilfe von Muskeln und die dadurch erreichte Veränderung der Brechkraft nennt man Akkommodation.

Die Fähigkeit zur Nahakkommodation sinkt mit dem Lebensalter (Presbyopie).

In der Netzhaut (Retina) wird das Licht in elektrische Signale umgewandelt, welche zusätzlich vorverarbeitet werden bevor sie zum Gehirn weitergeleitet werden.

Eine ausführlichere Beschreibung des Sehvorgangs findet sich beispielsweise unter [Gay 2005], [Obstfeld 1982].

Unser Interesse gilt an dieser Stelle jedoch nur der Qualität der Augenoptik, die mit einem Wellenfrontsensor analysierbar ist.

Vom technischen Standpunkt aus kann das Auge als ein optisches System mit vier brechenden Flächen, bestehend aus je einer Vorder- und einer Rückseite von Kornea und Linse mit einer Gesamtbrechkraft von etwa 59 Dioptrien betrachtet werden.

Eine Besonderheit des Auges als optisches System ist, dass die optische Achse (die Symmetrieachse des Augapfels) und die sogenannte Sehachse nicht übereinstimmen.

Die optische Achse des Auges ist eine Gerade, die durch die Krümmungsmittelpunkte der brechenden Flächen von Kornea und Linse verläuft.

Die Sehachse (auch Augenachse) hingegen ist eine Gerade, die durch den Knotenpunkt des Auges sowie die Fovea Centralis (Sehgrube, Bereich des schärfsten Sehens) verläuft.

Die Sehachse ist ca. 5° (temporal) gegenüber der Symmetrieachse gekippt; dieser Winkel verursacht eine Koma.

[Kanski 2008], [Porter 2006], [Pape 2002]

4. Fehler des Abbildungssystems Auge

Abweichungen von der normalen Brechkraft eines gesunden Auges werden als Ammetropien bezeichnet. Im Falle einer Fehlsichtigkeit wird ein Objekt nicht in die Ebene der lichtempfindlichen Zellen der Retina abgebildet.

Als häufigste Sehschwächen findet man Myopie (Kurzsichtigkeit), Hyperopie (Weitsichtigkeit) und Astigmatismus (Stabsichtigkeit). Zusätzlich sind diese Sehschwächen von Aberrationen höherer Ordnung wie beispielsweise Koma und sphärischer Aberration überlagert.

4.1 Myopie und Hyperopie

Kurz- oder Weitsichtigkeit kommen meist durch eine veränderte Augenlänge (entsprechend dem Abstand Kornea bis Retina) zustande, in einigen Fällen kann auch die Brechkraft von Kornea bzw. Linse verändert sein. Ist die Augenlänge zu groß, so wird das Bild vor der Retina fokussiert und man spricht von einem kurzsichtigen (myopen) Auge (siehe Abb.11).

Bei einer zu geringen Augenlänge bzw. Brechkraft entsteht das Bild hinter der Netzhautenebene, damit liegt dann ein weitsichtiges (hyperopes) Auge vor (siehe Abb.11).

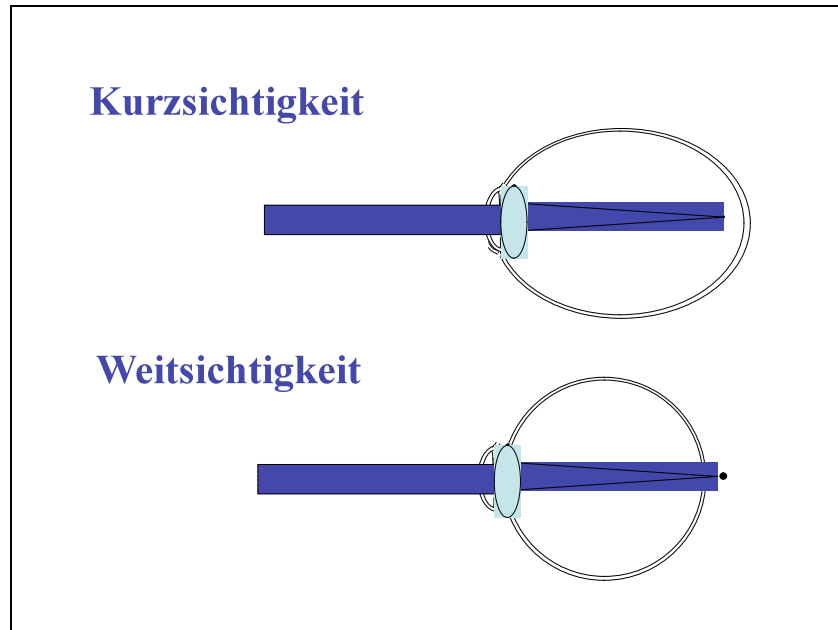


Abb.11 Myopie (Kurzichtigkeit) und Hyperopie (Weitsichtigkeit)

4.2 Visueller Astigmatismus

Besitzen verschiedene Sagittalebene des Auges eine unterschiedlich starke Brechkraft, so kann ein Objektpunkt nicht mehr als Punkt auf der Netzhaut abgebildet werden und es liegt ein Astigmatismus (Stabsichtigkeit) vor.

Sehr häufig führen Unregelmäßigkeiten in den Krümmungsradien der Oberflächen von Kornea und Linse zu dieser Form der Fehlsichtigkeit.

Für gewöhnlich lassen sich beim Astigmatismus jeweils eine Einfallsebene mit maximaler und eine mit minimaler Brechkraft angeben.

Die Stärke des Astigmatismus entspricht der Brechkraftdifferenz zwischen diesen zwei Ebenen.

Schließen die beiden Ebenen einen rechten Winkel miteinander ein, so spricht man vom sogenannten regulären Astigmatismus. Weicht der eingeschlossene Winkel von 90 Grad ab, so liegt ein irregulärer Astigmatismus vor.

4.3 Aberrationen des Auges höherer Ordnung

Aberrationen höherer Ordnungen, die beim menschlichen Auge auftreten, sind sphärische Aberration und Koma.

Die fast sphärische Form der vorderen Korneaoberfläche ist für einen Großteil der sphärischen Aberrationen verantwortlich. Koma wird einerseits durch den Versatz der optischen Achse der Kornea zur Sehachse, andererseits durch einen eventuell auftretenden Winkel, den der einfallende Strahl mit der Sehachse einschließt, verursacht.

Der Beitrag der Linse zu den Aberrationen höherer Ordnungen ist diffizil zu beschreiben. Durch die Akkommodationseinstellung kann sphärische Aberration erzeugt werden. Ebenfalls können aber Koma und dreiachsiger Astigmatismus auftreten; vermutlich wird dies durch die Stellung der Zonulafasern verursacht.

Interessant ist die Tatsache, dass das Auge teilweise Aberrationen selber korrigieren kann.

[Artal 2001], [Artal 2004]

5. Mathematische Beschreibung von Wellenfronten mit Polynomen

Die Abbildungsfehler, die ein optisches System erzeugt, können mithilfe der jeweiligen Wellenfront, welche an der Austrittspupille des Systems gemessen wird, beschrieben werden. Diese kann durch eine Fläche $W(x,y)$ beschrieben werden, die jedem Pupillenpunkt $P(x,y)$ eine Höhe h zuordnet (siehe Abb.12).

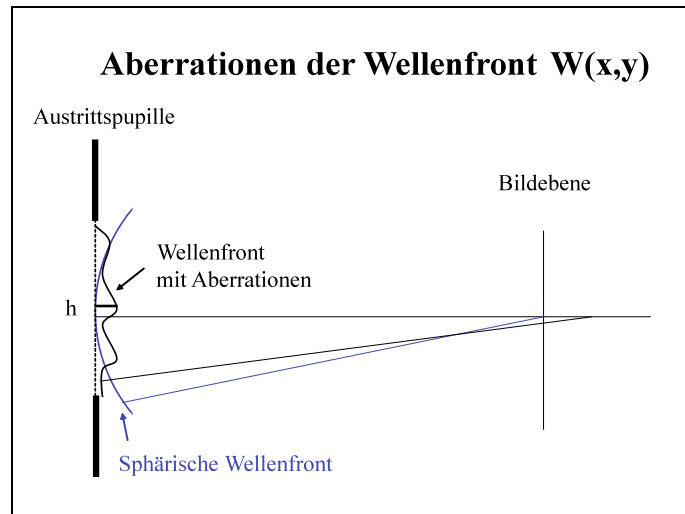


Abb. 12 Zur Definition von $W(x,y)$

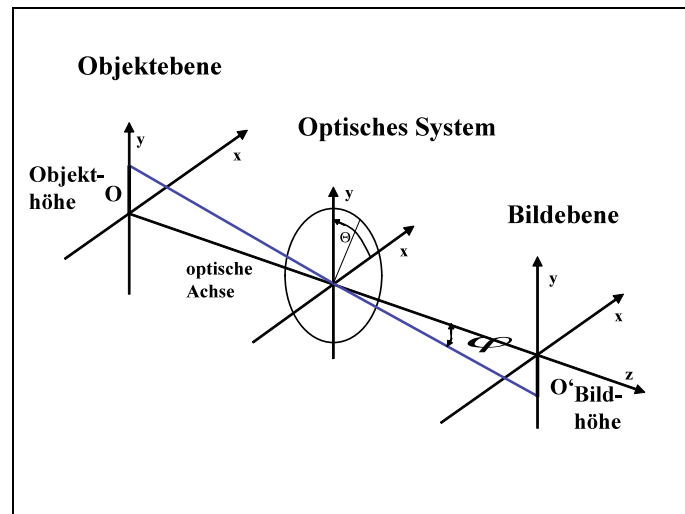


Abb.13 Koordinatensystem für Bildgebung

Diese Höhe ist die optische Wegdifferenz zwischen einer Referenzebene (z.B. sphärische Wellenfront siehe Abb.12) und der realen, gemessenen Wellenfront.

$W(x,y)$ wird also mathematisch beschrieben durch die Differenz der optischen Pfadlänge an jeder Stelle (x,y) unter Verwendung einer Längeneinheit (z.B. μm).

[Droste 1999]

Das für die Bildgebung verwendete Koordinatensystem ist in Abb.13 dargestellt.

Real auftretende Wellenfronten sind stetig differenzierbar. Daher ist es möglich, eine zweidimensionale Funktion höherer Ordnung zu entwickeln durch deren Hilfe $W(x,y)$ mit einer wählbaren Genauigkeit angenähert werden kann.

$W(x,y)$ kann über Reihenentwicklungen mit unterschiedlichen Polynomen angenähert und beschrieben werden.

Sehr häufig hat man es bei optischen Systemen mit kreisrunden Aperturen zu tun.

Deshalb wird die Wellenfront meistens mittels eines vollständigen Satzes von Polynomen, die orthogonal am Einheitskreis sind, angenähert.

In der Ophthalmologie werden meistens sogenannte Zernike-Polynome [Zernike 1934] verwendet, diese bilden einen vollständigen Satz von Funktionen, die orthogonal bezüglich des Einheitskreises sind. Typische Formen von Aberrationen wie die im Kapitel II.2 beschriebenen Abbildungsfehler lassen sich zudem einzelnen, bestimmten Koeffizienten zuordnen.

[Droste 1999]

Die Wellenfront eines optischen Systems mit Kreispupille wird (von Zernike) durch eine gewichtete Summe dieser Polynome beschrieben:

$$W(x,y) = \sum C_j Z_j(x,y) \quad \text{oder auch} \quad W(\rho, \Theta) = \sum C_i Z_i(\rho, \Theta),$$

wobei C_j , C_i die Koeffizienten der Zernike Polynome Z_j , Z_i in kartesischen bzw. polaren Koordinaten bezeichnen.

Diese Methode eignet sich auch für die Beschreibung der Aberrationen des menschlichen Auges (zur Interpretation der Koordinaten siehe Abb.14). Bei dieser Anwendung werden die Zernike-Polynome auf den Pupillenradius normiert.

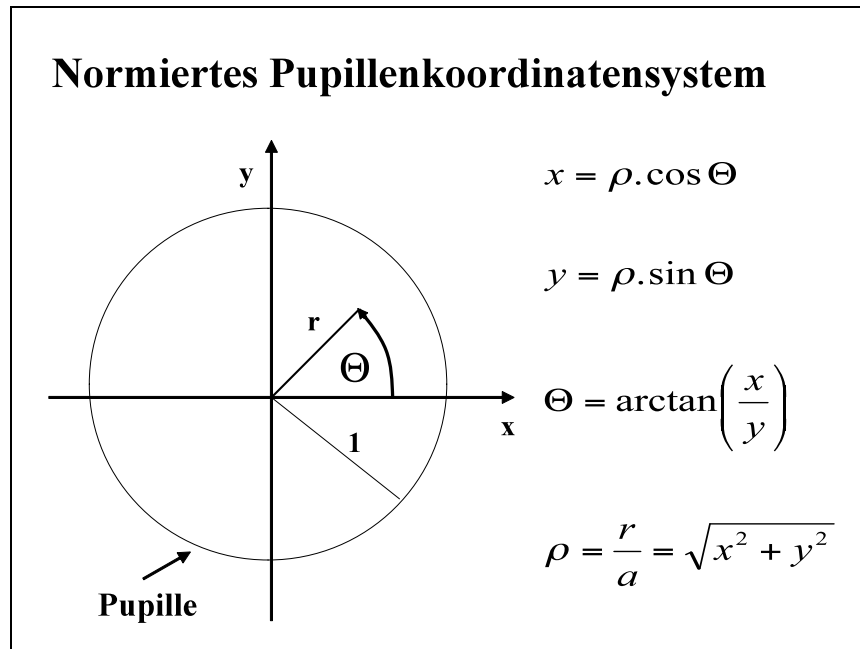


Abb.14 Pupillenkoordinatensystem (a...Pupillenradius)

Bei der später beschriebenen Datenauswertung wurden sowohl kartesische als auch polare Koordinaten verwendet und die beschriebene Normierung verwendet.

Die Genauigkeit, mit der die Wellenfront genähert werden kann, hängt von der verwendeten Anzahl bzw. den Ordnungen der Polynome ab. Erweitert man die Rekonstruktion um höhere Ordnungen der Polynome, so beeinflusst dies nicht die Koeffizienten der niedrigeren Terme. Die Varianz der Wellenfront setzt sich – da eine Linearkombination der Polynome zur Rekonstruktion verwendet wird – aus der Quadratsumme der Einzelvarianzen der Zernike-Koeffizienten zusammen.

In Polarkoordinaten können die Zernike-Polynome als Produkt eines radiusabhängigen Teils $R_n^m(\rho)$ und eines winkelabhängigen Terms G^m dargestellt werden:

$$Z_n^m(\rho, \Theta) = R_n^m(\rho) \cdot G^m(\Theta).$$

Eine Liste von Zernike-Polynomen befindet sich im Anhang.

[Thibos 2000]

III. WELLENFRONTVERMESSUNG

1. Prinzip der Wellenfrontvermessung

Ein Wellenfrontsensor ist ein Gerät zur Vermessung der Aberrationen einer Wellenfront. Einsatz finden Wellenfrontsensoren vor allem in der adaptiven Optik, bei der Werksprüfung von Linsen bzw. optischen Systemen und immer mehr auch in der Ophthalmologie.

Viele Wellenfrontsensoren, die für die ophthalmologische Anwendung entwickelt wurden, beruhen auf demselben Messprinzip.

Hierbei werden die lokalen Steigungen der Wellenfront indirekt gemessen; über deren Integration kann die jeweilige Wellenfront rekonstruiert werden.

2. Einteilung der Sensoren

Für die Aberrationsvermessung des menschlichen Auges sind diverse Techniken entwickelt worden. Die Sensoren messen dabei immer die Aberrationen integriert über alle brechenden Flächen, also im Wesentlichen die Summe der Abbildungsfehler von Kornea und Linse.

Man unterscheidet zwischen objektiven und subjektiven Wellenfrontsensoren, welche wiederum unterteilt werden können in solche, die das ins Auge einfallende Licht untersuchen oder solche, die das vom Auge zurück gestreute Licht sondieren (siehe Tab.1).

Tabelle 1: Repräsentative Wellenfrontsensoren für das menschliche Auge

Wellenfrontsensoren für das Auge		
Subjektive Methode	Objektive Methode	
Einfallendes Licht	Einfallendes Licht	Ausfallendes Licht
Ortsauflösendes Refraktometer	Laser Ray Tracing	Hartmann-Shack-Sensor

Diverse Untersuchungen haben gezeigt, dass unabhängig davon, ob einfallendes oder ausfallendes Licht zur Wellenfrontmessung verwendet wird, kein signifikanter Unterschied bei der Messung der Aberrationen des Auges festgestellt werden kann.

Beide Techniken, Laser Ray Tracing bzw. Hartmann-Shack-Sensor, führen zu sehr ähnlichen Ergebnissen.

[Moreno-Barriuso 2000], [Salmon 1998], [Porter 2006]

2.1 Ortsauflösendes Refraktometer

Das ortsauflösende Refraktometer ([Webb 2003] , [Webb 1992], [He 1998], [Porter 2006]) besteht aus zwei Lichtquellen, der fixen Referenzquelle (dies ist ein Lichtstrahl, der die Pupille zentral passiert) und einer beweglichen Quelle (ein Lichtstrahl, der verschiedene Positionen der Pupille abtastet).

Bei jeder Position der beweglichen Quelle muss der Proband den Winkel des beweglichen Strahls (bei gleicher Position auf der Kornea) so verändern, bis beide durch die Strahlen erzeugten Punkte überlappen.

Die Änderung des Einfallswinkels des beweglichen Lichtstrahls, die benötigt wird um ein Überlappen der Punkte zu erzielen, ist ein Maß für die Steigung der Wellenfront an diesem Ort.

Diese Art der Wellenfrontvermessung zeichnet sich durch den sehr großen dynamischen Bereich aus. Allerdings hängt die Genauigkeit der Messung sehr stark von der Konzentrationsfähigkeit und Übung des Probanden ab und schwankt deshalb von Testperson zu Testperson. Überdies ist diese Methode relativ zeitaufwändig.

2.2 Laser Ray Tracing

Eine Möglichkeit, die Vermessung der Augenaberrationen ohne aktive Mithilfe der Testpersonen durchzuführen, ist das sogenannte Laser Ray Tracing. Bei dieser Technik tastet ein sehr dünner, kollimierter Lichtstrahl in regelmäßigen Pulsen unterschiedliche Positionen der Pupille ab.

Eine CCD-Kamera bildet die verschiedenen, an der Retina entstehenden Punktmuster ab und der Versatz der einzelnen Punkte wird durch Vergleich mit einem zentralen Referenzstrahl berechnet.

Aus den aufgenommenen Bildern können Rückschlüsse auf die lokalen Neigungen der Wellenfront für jeden betrachteten Punkt gezogen werden.

Da jeder Punkt(versatz) einzeln aufgenommen und berechnet wird, erhält man einen sehr großen dynamischen Messbereich.

Der Tschernig-Wellenfrontsensor benutzt das gleiche Messprinzip, besitzt aber einen wesentlich geringeren dynamischen Messbereich, da das gesamte Punktmuster auf einmal aufgenommen wird.

Mögliche Fehler bei der Messung der Aberrationen mit der Laser Ray Tracing-Technik entstehen vor allem durch unterschiedliche Intensitätsverteilungsfunktionen der jeweiligen Punkte auf der Retina. Diese können aufgrund von Unregelmäßigkeiten des betrachteten Bereichs (z.B. Blutgefäße, unterschiedliche Melaninkonzentrationen und andere Faktoren, die die zurück gestreute Lichtintensität beeinflussen) entstehen, und somit das Messergebnis verfälschen. Diese Fehler sind besonders groß, wenn starke Aberrationen vorliegen, da dann der Punktversatz größer ist, und damit die Wahrscheinlichkeit für unterschiedliche Rückstreuungseigenschaften auf der Retina steigt.

[Navarro 1998], [Navarro 1999], [Molebny 2000], [Pallikaris 2000], [Porter 2006]

2.3 Der Hartmann-Shack-Sensor

Im Unterschied zu den zuvor besprochenen Wellenfrontsensoren wird mit dem Hartmann-Shack-Wellenfrontsensor (HS-Sensor) das von der Retina zurück gestreute Licht vermessen. Allerdings beruht auch dieser Sensor auf einer geometrisch-optischen Vermessung der Wellenfrontneigung.

Der HS-Sensor ([Shack 1971]) besteht aus einem Linsenarray und einem zweidimensionalen optischen Detektor.

Als Linsenarray wird eine zweidimensionale rasterförmige Anordnung von meist einigen hundert Linsen bezeichnet, wobei die Linsen alle die gleiche Brennweite besitzen.

Die Linsendurchmesser liegen häufig im Bereich zwischen $100\mu\text{m}$ - $600\mu\text{m}$, typische Brennweiten sind im Millimeterbereich angesiedelt (ca. 1mm - 30mm).

Als Lichtdetektoren werden entweder Complementary Metal Oxide Semiconductor (CMOS)-Kameras oder Charged Coupled Devices (CCD)-Kameras eingesetzt, mit denen die Intensität eines Lichtstrahls gemessen werden kann (es ist jedoch keine direkte Phasenmessung möglich, man spricht beim HS-Sensor daher von einer indirekten Wellenfrontmessung).

Bei der Messung mit einem HS-Sensor wird ein kollimierter Lichtstrahl in das Auge gelenkt; das von der Retina rückgestreute Licht wird durch die Aberrationen des Auges gestört.

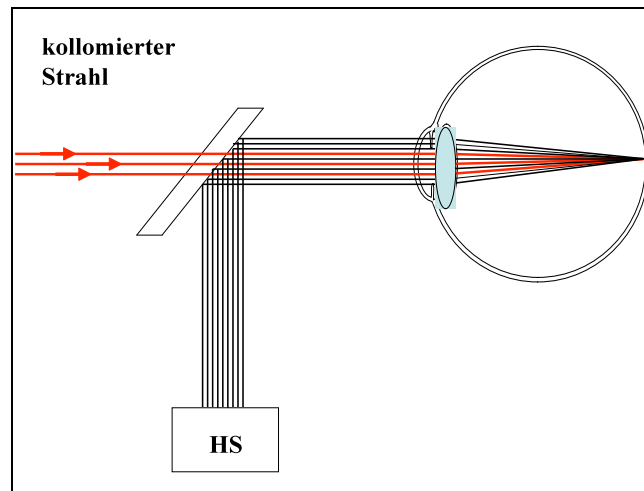


Abb.15 Aberrationsvermessung des menschlichen Auges mit einem HS-Sensor

Der Strahl (mit der durch die Augenoptik veränderten Wellenfront) wird durch die Mikrolinsen in viele kleinere Strahlen aufgespaltet, die jeweils auf einen Punkt am Lichtdetektor fokussiert werden.

Für jeden „Substrahl“ kann nun anhand des durch die Linse erzeugten Punktes (bzw. dessen Versatz vom Linsenmittelpunkt) die Neigung der Wellenfront innerhalb einer Mikrolinsenfläche bestimmt werden. Die Messung der Wellenfront erfolgt deshalb diskret, entsprechend der Anzahl und der Größe der Mikrolinsen.

So wie auch die Laser Ray Tracing-Methode ist der Hartmann-Shack-Sensor ein objektiver Sensor. Aufgrund seiner Robustheit und Kompaktheit sowie der Möglichkeit von Echtzeitmessungen erfüllt er die Anforderungen für einen Einsatz im klinischen Betrieb.

Intensitätsvariationen infolge der retinalen Struktur wie sie bei der Laser Ray Tracing-Methode auftreten, spielen hier keine Rolle. Da immer nur ein einzelner Punkt auf der Retina beleuchtet wird, sind alle von den Mikrolinsen am Detektor erzeugten Punkte gleichermaßen betroffen und eventuell auftretende Intensitätsveränderungen können als Fehlerquelle ausgeschlossen werden, da sie die Wellenfront nicht beeinflussen.

Selbst wenn sich der Lichtfleck über eine Retinaregion uneinheitlicher Reflexion erstreckt, so wird die Störung der Lichtverteilung im Wesentlichen für jede Subapertur identisch sein und die Aberrationsmessung deshalb nicht gestört durch die vorhandene Inhomogenität der Retinastruktur.

Fehler in der Aberrationsbestimmung können aber dann entstehen, wenn sich die Form der Wellenfront im Bereich einer einzelnen Linse stark verändert.

Der von der betroffenen Linse erzeugte Punkt kann beim Auftreten großer Aberrationen stark verzerrt sein, dies erschwert die Bestimmung des Zentrums der vorhandenen Intensitätsverteilung. Das Festlegen des jeweiligen Zentrums ist essentiell für die Berechnung des Punktversatzes und zu starke „lokale“ Aberrationen können so zu Fehlern in der Wellenfrontrekonstruktion führen.

Dieser mögliche Fehlereinfluss kann durch Verwendung sehr kleiner Linsen (wenige hundert μm) minimiert werden, da Aperturen dieser Größe eine nahezu beugungsbegrenzte Abbildung erzeugen (vorausgesetzt das untersuchte Auge ist von einem gleichmäßigen Tränenfilm benetzt).

IV. EIGENSCHAFTEN DES HARTMANN-SHACK-SENSORS

1. Prinzip des Hartmann-Shack-Sensors

Betrachtet man eine ebene Wellenfront (welche man ausgehend von einem idealen, emmetropen Auge erwarten würde), die auf den HS-Sensor auftrifft, so formt jede Linse einen Punkt auf dem in der Brennebene des Linsenarray positionierten CCD-Chip (siehe Abb.16). Man erhält ein Muster äquidistanter Punkte, die entlang der optischen Achse der Mikrolinsen liegen.

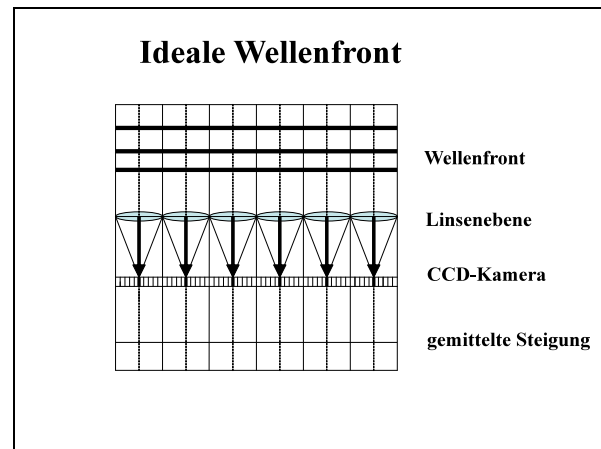


Abb.16 Eine ideale Wellenfront trifft auf HS-Sensor

Eine von der ebenen Wellenfront abweichende Wellenfront (wie sie bei einem realen, aberrationsbehafteten Auge zu erwarten wäre) verändert das resultierende Punktmuster. Das Ausmaß des Punktversatzes von der Position bei einer ebenen Wellenfront ist proportional zur lokalen (zur Fläche einer Linse assoziierten) Neigung der Wellenfront (siehe Abb.17).

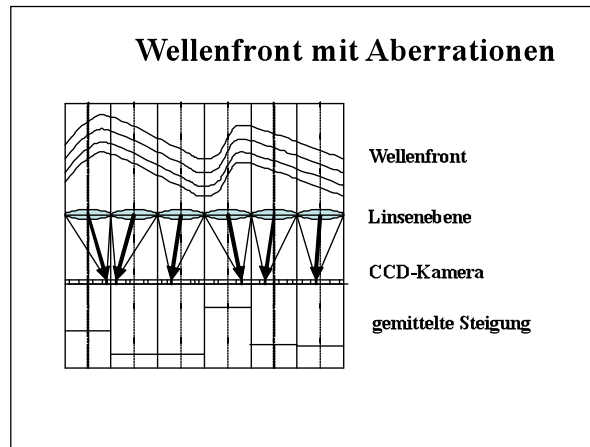


Abb.17 Eine Wellenfront mit Aberrationen trifft auf HS-Sensor

Die lokale Neigung ist über die erste Ableitung der Wellenfront $W(x, y)$ gegeben und bildet folgenden Zusammenhang mit dem messbaren Punktversatz:

$$\frac{\partial W(x, y)}{\partial x} = \frac{\Delta x_{\text{Punkt}}}{f} \quad \text{und} \quad \frac{\partial W(x, y)}{\partial y} = \frac{\Delta y_{\text{Punkt}}}{f} . \quad \text{Glg. (4.1), Glg. (4.2)}$$

Δx_{Punkt} ... Abstand x-Position des gemessenen Punktes zu einer Referenz

Δy_{Punkt} ... Abstand y-Position des gemessenen Punktes zu einer Referenz

(als Referenz wird z.B. die optische Achse der Mikrolinse verwendet)

f ... Brennweite der Mikrolinsen des Arrays

Für die anschließende Beschreibung der rekonstruierten Wellenfront durch Polynomfunktionen müssen die Koeffizienten der Polynome (Zernike-Polynome) so festgelegt werden, dass die partiellen, lokalen Ableitungen möglichst identisch sind mit

$$\text{den Werten } \frac{\Delta x_{\text{Punkt}}}{f}, \frac{\Delta y_{\text{Punkt}}}{f} .$$

Dieses Anpassungsproblem wird durch die Methode der kleinsten Quadrate gelöst (siehe auch Kapitel 5.2.3).

Durch Integration der Gleichungen (4.1) und (4.2) kann die mit dem Sensor vermessene Wellenfront rekonstruiert werden.

[Liang 1994], [Liang 1997/1]

2. Parameterwahl für den Hartmann-Shack-Sensor

Je nach gewünschter Anwendung des Wellenfrontsensors können die Systemparameter verändert werden. Der dynamisch messbare Bereich, die Brennweite etc. können individuell für jedes System gewählt und an die jeweilige Anwendung angepasst werden. Die entscheidenden Parameter sind jedoch miteinander verknüpft und die Wahl der Parameter ist daher eine Optimierungsaufgabe.

2.1 Die Ordnung der Zernike-Polynome und die Anzahl der Mikrolinsen

Die Rekonstruktion der Wellenfront durch Messung der lokalen Wellenfrontneigungen kann mithilfe von Zernike-Polynomen erfolgen. Prinzipiell gilt: je mehr Mikrolinsen von der zu messenden Wellenfront beleuchtet werden, desto mehr Zernike-Polynome können zur Rekonstruktion verwendet werden und umso genauer ist die Wellenfront bestimmt (vgl. Abb.18 und Abb.19).

Der Rekonstruktionsalgorithmus versagt jedoch, falls wesentlich mehr Polynome für die Wellenfrontrekonstruktion verwendet werden, als Mikrolinsen (und damit „Stützstellen“) vorhanden sind, da das System dann unterbestimmt ist.

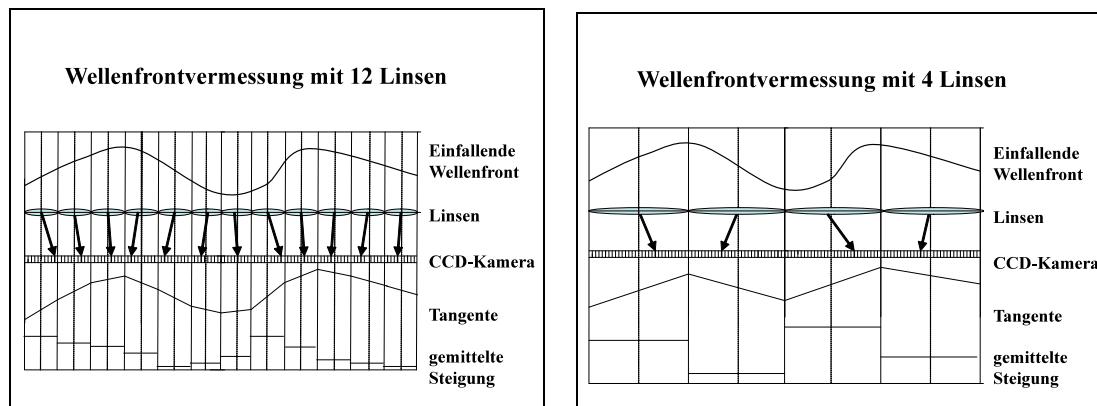


Abb.18 und Abb.19 Wellenfrontvermessung mit zwölf Linsen (links) und mit vier Linsen (rechts). Dargestellt sind die einfallende Wellenfront, das Linsenarray, die Detektion am Kamera-Chip und die rekonstruierte Tangente an die Wellenfront.

Bei Probanden ohne Keratokonus bzw. Korneatransplantat reichen die ersten acht Ordnungen (entspricht 45 Polynomen) aus um die Aberrationen des Auges zu erfassen (höhere Ordnungen sind in diesem Fall vernachlässigbar).

[Liang 1997]

Die Anzahl der Zernike-Koeffizienten J , die bei gegebener Ordnung N berechnet werden kann, ist gegeben durch folgende Relation:

$$J = \frac{(N+1)(N+2)}{2}. \quad \text{Glg. (4.3)}$$

Daraus folgt, dass für Augen ohne pathologische Veränderung der Kornea mindestens 45 Mikrolinsen benötigt werden um eine vernünftige Rekonstruktion der Wellenfront zu ermöglichen (siehe Glg. 4.3).

Geht man von einem Pupillendurchmesser von 6mm -7mm aus (erreichbar durch Erweiterung der Pupille nach Eintropfen des Auges mit einem Medikament), so dürfen die verwendeten Mikrolinsen bei einer 1:1-Abbildung der Pupille auf den HS-Sensor einen Durchmesser von ca. 650 μm (entspricht 49 Linsen für die Pupille) nicht überschreiten. Bei Patienten mit Aberrationen höherer Ordnung bedarf es jedoch einer größeren Anzahl an Zernike-Polynomen zur korrekten Repräsentation der Wellenfront. Bei dieser Berechnung der minimal benötigten Zernike-Polynome wurde außerdem ein eventueller Einfluss von Störquellen vernachlässigt. Diese können Rauschen der verwendeten Geräte, zeitliche Veränderungen im Tränenfilm oder eine zu geringe Überlappung von Pupille und Linsen am Pupillenrand umfassen und legen daher eine Überabtastung der Wellenfront und daraus folgend einen kleineren Linsendurchmesser nahe.

[Porter 2006]

2.2 Dynamischer Messbereich und Messgenauigkeit

Wie bereits besprochen kann über den Punktversatz auf dem HS-Sensor auf die Steigung der zu rekonstruierenden Wellenfront rückgeschlossen werden (siehe Glg. 4.1, Glg 4.2).

Der Zusammenhang in den Gleichungen 4.1 und 4.2 kann auch über den Neigungswinkel θ der Wellenfront und den Punktversatz Δs auf dem HS-Sensor beschrieben werden: $\Delta s = f \cdot \theta$, wobei f die Brennweite der Mikrolinsen bezeichnet.

Je größer die Steigung der einfallenden Wellenfront innerhalb eines Linsenbereiches, desto größer ist der Versatz des Fokalfunktes bei gegebener Linsenbrennweite.

Die Messgenauigkeit des Sensors hängt mit der Genauigkeit des Centroiding-Algorithmus zusammen; also mit der Genauigkeit, die exakte Position des Fokalfunktes festzulegen (engl. „Centroiding“). Beim Centroiding wird das Zentrum der Intensitätsverteilung eines Fokalfunktes bestimmt.

Der Centroiding-Algorithmus liefert jedoch falsche Ergebnisse, sobald Punkte überlappen (siehe Abb.20) oder aus dem zur jeweiligen Linse gehörenden Bereich herausfallen (siehe Abb.21).

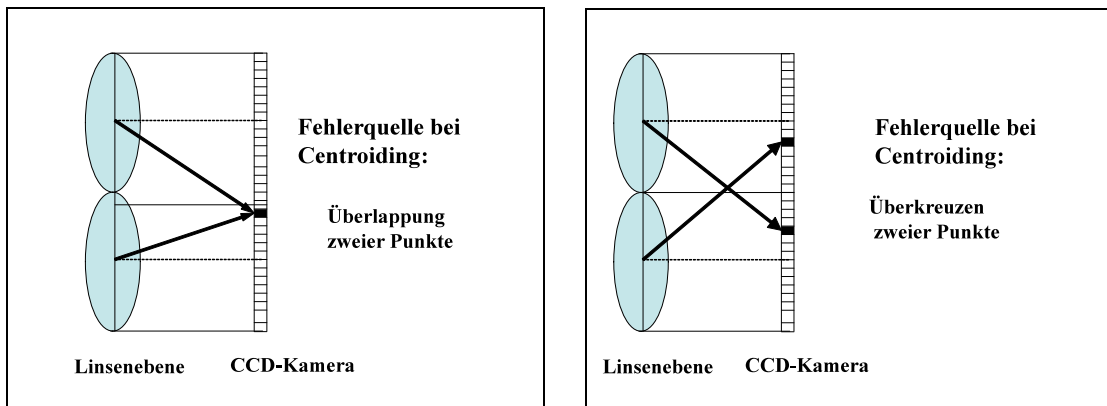


Abb.20 und Abb.21 Punktüberlappung (links) und Punktüberkreuzen (rechts)

Dadurch kommt es zu einer Limitierung des dynamischen Messbereiches durch den jeweiligen Linsendurchmesser P_0 :

$$\theta_{\max} = \frac{\Delta s_{\max}}{f} = \frac{P_0/2}{f}.$$

Hierbei sollte allerdings auch noch die Fokalfunktgröße berücksichtigt werden, falls das Verhältnis von Linsenbrennweite zu Linsendurchmesser groß ist.

Da der Linsendurchmesser schon durch die gewünschte Anzahl der Zernike-Polynome festgelegt ist, liegt die Möglichkeit der Messbereichserweiterung in einer Verkürzung der Brennweite der Mikrolinsen.

Je kleiner jedoch die Brennweite der Linsen, desto mehr sinkt die Messgenauigkeit.

Diese ist gegeben über den kleinsten, gerade noch messbaren Punktversatz:

$$\theta_{\min} = \frac{\Delta s_{\min}}{f} .$$

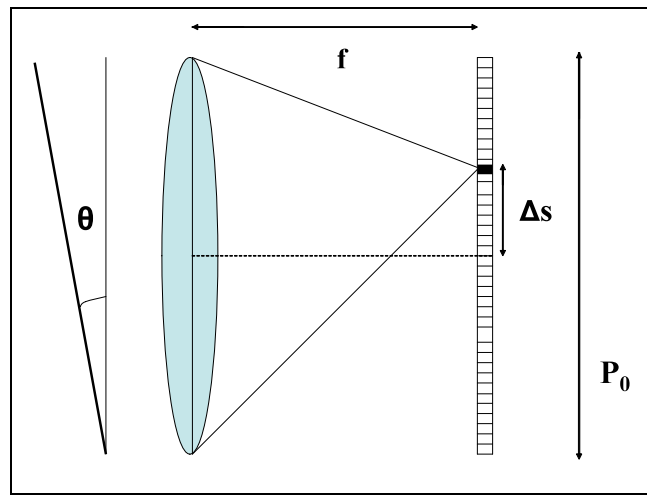


Abb.22 Details zur Abbildung einer Mikrolinse des HS-Sensors

(f ...Brennweite, Δs ...Punktversatz, Θ ...Neigung der Wellenfront, P_0 ...Linsendurchmesser).

Der kleinste detektierbare Versatz wird bestimmt durch die Pixelgröße des Photodetektors und die Genauigkeit des Centroiding-Algorithmus, welche – unter anderem – von dem Signal-Rausch-Verhältnis der Messung abhängt.

Messgenauigkeit und Messbereich sind daher korrelierte Größen. Es gilt:

$$\theta_{\min} = \frac{2\Delta s_{\min} \cdot \theta_{\max}}{P_0} .$$

Eine Erhöhung des dynamischen Messbereichs geschieht immer auf Kosten der Messgenauigkeit (es gibt Ausnahmefälle, z.B. bei Verwendung von Software-basierenden Algorithmen zur Erweiterung des Messbereichs [Porter 2006]).

2.3 Kameraauflösung und Messgenauigkeit

Für hochauflösende Messungen (in Bezug auf die höheren Ordnungen der Wellenfrontaberrationen) ist eine große Anzahl oft sehr kleiner Pixel erforderlich um den Mittelpunkt der Intensitätsverteilung optimal bestimmen zu können.

Bei einer geringen Pixelgröße sinkt jedoch die Lichtleistung pro Pixel, wodurch das Signal-Rausch-Verhältnis verringert wird. Dies bedeutet, wie vorher erwähnt, eine geringere Genauigkeit des Centroidings der Wellenfrontmessung. Durch Erhöhung der Belichtungszeit kann das Signal-Rausch-Verhältnis wieder erhöht werden, allerdings ist bei ophthalmologischen Anwendungen die Messzeit nicht beliebig dehnbar. Daher ist ein Kompromiss zwischen Kameraauflösung und Signal-Rausch-Verhältnis für eine bestimmte Messzeit zu suchen.

2.4 Erweiterung des Messbereichs ohne Verringerung der Messgenauigkeit

Ein großer Nachteil der HS-Sensoren ist der limitierte Messbereich, welcher durch den räumlichen Abstand und die Brennweite der Linsen bestimmt ist.

Eine einfache Methode den Messbereich zu erweitern, ohne an Messgenauigkeit zu verlieren, ist das Bild der Pupille auf dem Linsenarray zu vergrößern. Die gesamte Wellenfront wird dadurch vergrößert abgebildet, die durchschnittliche Neigung der Wellenfront innerhalb einer Linse wird somit reduziert. Damit wird der gemessene Punktversatz kleiner. Der Nachteil dieser Methode liegt in den erhöhten Anschaffungskosten des Sensors, da um die Pupille vergrößert abzubilden ein größerer Detektor benötigt wird, und in der geringeren Intensität pro Pixel.

Eine weitere Möglichkeit den Messbereich zu erweitern besteht in einem einfach umsetzbaren Vorkompensieren von Aberrationen niedriger Ordnung mittels sphärischen und zylindrischen Linsen. Diese Vorkompensation kann auch durch Software-Algorithmen passieren.

[Pfund 1998 b], [Groening 2000]

Hierbei wird bei der Datenauswertung eine Repositionierung der virtuellen Aperturen (Detektorbereich, der einer Linse zugeordnet wird) durchgeführt. Wird ein Punkt der passenden Linse zugeordnet, kann die Wellenfront problemlos rekonstruiert werden. Sobald aber ein Überkreuzen stattfindet, wird es problematisch die Punkte der dazugehörigen Linse zuzuordnen, und die Methode stößt hier an eine Grenze.

Eine weitere Technik ist, Teile der Wellenfront zeitweise zu blockieren um zwischen mehreren Punkten, die in eine virtuelle Apertur fallen zu differenzieren.

[Lindlein 2001]

Auch diese Methode versagt jedoch bei überlappenden Punkten.

Deswegen wurde die Idee eines „adaptiven“ HS-Sensors geboren, bei dem das statische Linsenarray gegen einen Flüssigkristallbildschirm (LCD) ersetzt wird. Dabei wird der LCD als räumlicher Lichtmodulator verwendet und es kann jeder Mikrolinse eine eigene Brennweite zugeordnet werden.

[Seifert 2003]

V. KALIBRIERUNG DES HARTMANN-SHACK-SENSORS

Bei der Kalibrierung des Wellenfrontsensors sind zwei Prozesse vorzunehmen, Software- und Hardwarekalibrierung. Mit der Softwarekalibrierung soll gewährleistet werden, dass der Rekonstruktionsalgorithmus die richtigen Zernike-Koeffizienten wiedergibt. Dies beinhaltet auch, die Genauigkeit des Centroiding-Algorithmus festzulegen. Es ist für die Qualität der Wellenfrontrekonstruktion wesentlich, aus dem gemessenen Intensitätsbild das Zentrum (Schwerpunkt, engl. centroid) der Intensitätspunkte exakt zu bestimmen, da mit deren Hilfe der Datensatz der Punktversetzungen gewonnen wird. Sobald die Software kalibriert ist, kann durch Messung von Wellenfronten mit bekannten Aberrationen die Hardwarekalibrierung folgen. Dadurch sollen systematische Fehler in der Wellenfrontanalyse (z.B. verursacht durch optische Komponenten, schlechte Justierung, Fabrikationsfehler des Linsenarrays oder der Kamera) eliminiert werden.

[Porter 2006], [Pfund 1998-1], [Curatu 2006]

1. Softwarekalibrierung

Das Konzept zur Kalibrierung der Software beruht darauf, den Rekonstruktions-Algorithmus auf simulierte Daten anzuwenden. Ziel ist der Vergleich der Zernike-Koeffizienten, die am Ergebnis der Wellenfrontrekonstruktion stehen, mit den Zernike-Koeffizienten, die als Eingangsgrößen der Wellenfrontsimulation stehen.



Abb.23 Flowchart-Diagramm zur Veranschaulichung der Software-Kalibrierung

Durch eine Linearkombination der durch die Koeffizienten gewichteten Polynome erhält man folgende Form der Wellenfront: $W(x, y) = \sum C_j Z_j(x, y)$.

Mit einer beliebig wählbaren Kombination von gewichteten Zernike-Polynomen kann so jede gewünschte Wellenfront generiert werden. Diese wird daraufhin in Subaperturen unterteilt, welche jeweils den Dimensionen der Mikrolinsen entsprechen.

Die lokalen Aberrationen der Wellenfront an jeder Subapertur können durch die sogenannte Subpupillen-Funktion $p_k(x, y)$ beschrieben werden:

$$p_k(x, y) = \exp \left[-i \cdot \frac{2\pi}{\lambda} W_k(x, y) \right]$$

mit λ ...zentrale Wellenlänge, k ...Linsenindex.

Auf die Subpupillenfunktion wird eine Fourier-Transformation angewendet um die Position des Fokuspunktes zu erhalten.

So entsteht ein simuliertes Punktmuster aus den zuvor festgelegten Zernike-Koeffizienten (bei Fehlen von störenden Rauschsignalen).

Um die Funktionssicherheit des Centroiding-Algorithmus zu überprüfen, kann ein künstlich erzeugtes oder gemessenes Störsignal hinzugefügt werden.

Mit dem erhaltenen, simulierten Intensitätsbild kann nun die Qualität der Wellenfrontrekonstruktions-Algorithmen getestet werden. Mit dem Centroiding-Algorithmus wird der Mittelpunkt der Intensitätsverteilung jeder Linse berechnet und die Position des so ermittelten Fokalkpunktes ausgegeben. Durch Berechnung des Punktversatzes und einem Daten-Fitting durch die Methode der kleinsten Quadrate (engl. least squares fit, LSF) erhält man die berechneten Zernike-Koeffizienten für die Beschreibung der analysierten Wellenfront (siehe Datenauswertung).

Stimmen die erhaltenen Koeffizienten mit den für die Simulation gewählten Zernike-Koeffizienten überein, so läuft der Wellenfrontrekonstruktionsprozess fehlerfrei ab. Insbesondere ist hier auch ein Vergleich der Vorzeichen interessant. Damit kann die Richtigkeit des Koordinatensystems sowie Fehlerfreiheit der Vorzeichenkonvention des Rekonstruktions-Algorithmus bestätigt werden.

2. Hardwarekalibrierung

Soll ein Hartmann-Shack-Sensor für eine quantitative Vermessung von Wellenfronten eingesetzt werden, so ist es unerlässlich, exakte Werte der Parameter zu kennen, die für die Wellenfrontrekonstruktion benötigt werden.

Eine Methode der Kalibrierung eines HS-Sensors besteht in der Vermessung von Kugelwellen mit unterschiedlichen Krümmungsradien.

Damit können die effektive Brennweite der Mikrolinsen, der Abstand zur Referenzebene sowie die effektive Pixelbreite des Sensors bestimmt werden.

[Chernyshov 2005]

2.1 Das Messprinzip der Hardwarekalibrierung

Eine gekrümmte Wellenfront $\phi(\vec{r})$ verursacht einen Punktversatz im Ausmaß von $\Delta s(\vec{r})$ gegenüber der optischen Achse der Linse. $\phi(r)$ steht für die optische Wegdifferenz der Wellenfront zu einer Ebene, die parallel zum Linsenarray liegt (vgl. Abb.24).

Der Punktversatz berechnet sich aus der ersten Ableitung der Wellenfront nach Multiplikation mit der Linsenbrennweite:

$$\Delta s(\vec{r}) = f \cdot \nabla \cdot \phi(\vec{r}) . \quad (5.2.1)$$

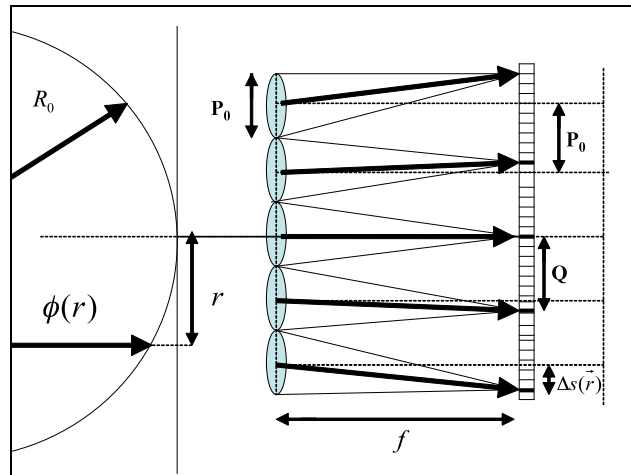


Abb.24 Entstehung des Punktmusters bei Messung einer sphärischen Wellenfront
 (R_0 ...Krümmungsradius der Wellenfront, r ...Abstand zur Mittelpunktachse des Kreises,
 f ...Brennweite der Mikrolinsen, $\Delta s(\vec{r})$...Punktversatz, Q ...Distanz zwischen zwei Fokalfpunkten,
 P_0 ...Linsendurchmesser).

Für die Rekonstruktion der Wellenfront benötigt man die genaue Brennweite f und die Position der optischen Achsen der Mikrolinsen am CMOS bzw. CCD-Detektor. Um den Versatz $\Delta s(\vec{r})$ des Fokalfunktes von der optischen Achse bestimmen zu können, ist zusätzlich die genaue Kenntnis der exakten Pixelgröße S des jeweilig verwendeten Detektors erforderlich.

Für die Kalibrierung wird in erster Näherung eine streng periodische Anordnung identischer Linsen mit Linsendurchmesser P_0 angenommen.

Der Punktversatz, und damit die Krümmung der gemessenen Wellenfront, wird mit einer angenommenen Pixelgröße S_0 (dem Datenblatt des Herstellers entnommene Größe) berechnet.

Durch Vergleich des tatsächlichen Krümmungsradius (der Abstand des HS-Sensor zur Punktlichtquelle wurde mit einem Maßband gemessen) mit dem aus den HS-Daten berechneten Wert bei unterschiedlichen Radien kann man nun exaktere Werte für f und S ermitteln.

Für diese Berechnung wird die optische Wegdifferenz der kugelförmigen Wellenfront von einer Ebene folgendermaßen durch die Radialkoordinate $r = |\vec{r}|$ ausgedrückt:

$$\Phi(r) = \frac{r^2}{2.R_0} + \frac{r^4}{8.R_0^3} + \dots \quad (5.2.2)$$

Für $R_0 \gg r$ und Verwendung des ersten Gliedes von Glg. 5.2.2 (unter Vernachlässigung aller anderen Glieder) folgt für den Versatz $s = |\Delta s(\vec{r})|$ aus den Gleichungen 5.2.1 und 5.2.2 für die k-te Linse mit der Position $r_k = k.P_0$, dass

$$s(r_k) = f_0 \cdot \frac{\partial \Phi}{\partial r} \approx \frac{r_k \cdot f_0}{R_0}. \quad (5.2.3)$$

Der Punktversatz erhöht sich also von Linse zu Linse radial jeweils um $s_1 = s(r_{k+1}) - s(r_k)$ (vgl. Abb.25).

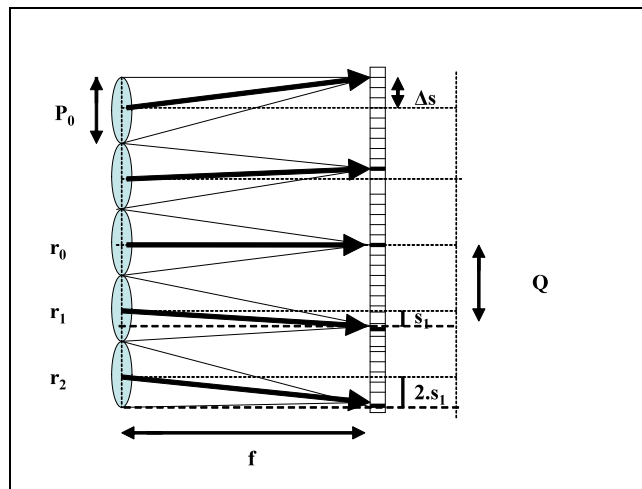


Abb.25 Schema zur Fokalkpunktschreibung bei einer sphärischen Wellenfront

Der Abstand Q zweier benachbarter Fokalfunkte ist daher konstant und ergibt sich zu

$$Q = P_0 + s_1 = P_0 \cdot \left(1 + \frac{f_0}{R_0}\right).$$

Die Punktdifferenz wird in Pixeleinheiten N gemessen und es gilt

$$Q = N \cdot S_0.$$

Damit ergibt sich aus den Sensorparametern S_0 , f_0 und P_0 die Krümmung der Kugelwelle

$$\rho_0 = \frac{1}{R_0} \text{ aus folgendem Ausdruck:}$$

$$\rho_0 = \left(\frac{N \cdot S_0}{P_0} - 1 \right) \cdot \frac{1}{f_0}.$$

Die exakten Werte für S_0 , f_0 und P_0 sind nicht bekannt. Es gilt die Abweichungen $(\delta S, \delta P, \delta f)$ von den angegebenen Herstellergrößen (S, P, f) zu ermitteln.

$$S = S_0 + \delta S \text{ mit } \frac{\delta S}{S} \ll 1,$$

$$P = P_0 + \delta P \text{ mit } \frac{\delta P}{P} \ll 1,$$

$$f = f_0 + \delta f \text{ mit } \frac{\delta f}{f} \ll 1.$$

Wenn die Designwerte (S, P, f) verwendet werden um die Wellenfrontkrümmung ρ_{gem} zu

$$\text{berechnen, erhält man über eine Taylor-Entwicklung von } \rho_0 = \left(\frac{N \cdot S_0}{P_0} - 1 \right) \cdot \frac{1}{f_0}$$

die Differenz zur echten Krümmung ρ_0 zu:

$$\delta \rho = \rho_{\text{gem}} - \rho_0 = -\rho_0 \cdot \frac{\delta f}{f_0} - \frac{N \cdot S_0}{P_0 \cdot f_0} \cdot \left(\frac{\delta P}{P_0} - \frac{\delta S}{S_0} \right).$$

Für Wellenfronten mit großem Krümmungsradius $R_0 \gg f_0$ ist der Punktversatz s_1 klein im Vergleich zum Linsendurchmesser P_0 . Gemeinsam mit der Bedingung, dass $\rho_0 \cdot f_0 \approx 0$

$$\text{folgt: } S_0 = \frac{P_0 + s_1}{N} \approx \frac{P_0}{N}.$$

Die Differenz der Krümmungsradien kann damit folgendermaßen genähert werden:

$$\delta\rho = -\rho_0 \cdot \frac{\delta f}{f_0} - \frac{1}{f_0} \left(\frac{\delta P}{P_0} - \frac{\delta S}{S_0} \right).$$

Um ρ_0 zu kennen, ist es nötig den Abstand R_0 zwischen Ausgangspunkt der Kugelwelle und einer Referenzebene des Sensors zu messen. Im Idealfall fungiert die Linsenebene als Referenz, in der Praxis ist diese aufgrund des Sensoraufbaus aber nicht immer zugänglich. Deshalb wird ein Punkt am Gehäuse des Sensors im Abstand R_{Ref} als Referenz gewählt, dessen Position genau gemessen werden kann.

Für die Differenz δR zu R_0 gilt: $\delta R \ll R_{\text{Ref}}$.

Mit $R_{\text{Ref}} = R_0 + \delta R$ kann der Krümmungsradius nun folgendermaßen formuliert werden:

$$\rho_0 = \frac{1}{R_{\text{Ref}} - \delta R} \approx \rho_{\text{Ref}} + \rho_{\text{Ref}}^2 \cdot \delta R.$$

Für die Differenz in den Krümmungsradien folgt dann unter Berücksichtigung der Änderung in der gemessenen Krümmung:

$$\delta\rho = \rho_{\text{Ref}}^2 \cdot \delta R - \rho_{\text{Ref}} \cdot \frac{\delta f}{f_0} - \frac{1}{f_0} \left(\frac{\delta P}{P_0} - \frac{\delta S}{S_0} \right). \quad (5.2.3)$$

Durch Messung verschiedener Krümmungsradien kann dieser Ausdruck nun für die Festlegung der Sensorparameter verwendet werden.

Ein Fehler der Pixelgröße δS oder des Linsendurchmessers δP führt zu einem konstanten Offset. Da die Parameter Pixelgröße und Linsendurchmesser keine unkorrelierten Größen sind, genügt es einen Parameter zu korrigieren und den anderen als fehlerfrei zu betrachten. In der folgenden Berechnung wurde der Linsendurchmesser P als korrekt angenommen und in Berechnungen stets der vom Hersteller angegebene Wert eingesetzt. Aus Gleichung (5.2.3) ist ersichtlich, dass die einzelnen Parameter die Funktion $\delta\rho$ unterschiedlich stark beeinflussen. Ein Fehler in der Brennweite δf führt zu einer linearen Änderung von $\delta\rho$. Der quadratische Term der Gleichung ist auf einen Fehler in der Bestimmung der Referenzebene zurückzuführen. Durch ein Daten-Fitting mit einem Polynom zweiten Grades erhält man über die entsprechenden Koeffizienten des Polynoms die einzelnen Sensorparameter.

2.2 Experimenteller Aufbau für die Kalibrierung des HS-Sensors

Der hier verwendete HS-Sensor besteht aus einer CMOS-Kamera (PixeLINK, Canada, Modell PL-741 m, Quadratpixel) und einem 32x32 Linsenarray (Adaptive Optics Associates, USA, C-0300-16-S) mit 16mm Brennweite und 300µm Linsenabstand (vgl. Abb.26).

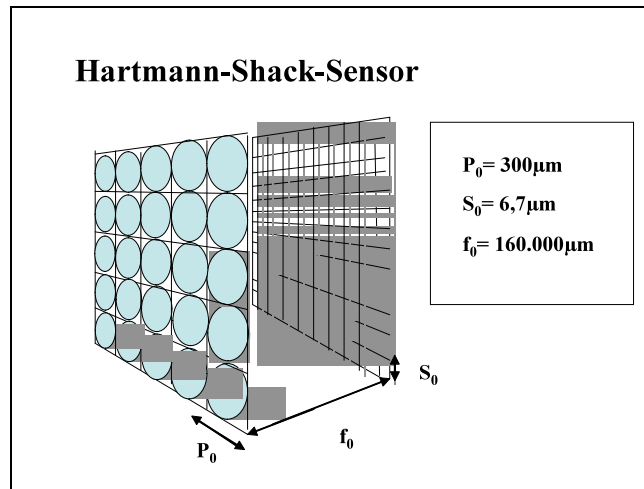


Abb.26 Verwendeter Wellenfrontsensor

Um eine annähernd punktförmige Lichtquelle zu erzeugen, wird Licht einer Lichtquelle in eine Monomodenfaser eingekoppelt. Das Licht, das von der Faser emittiert wird, ist Ausgangspunkt einer Kugelwelle, die vom Hartmann-Shack-Sensor detektiert wird. Durch Variation des Abstandes zwischen Sensor und Quelle misst der HS-Sensor deshalb Wellenfronten mit unterschiedlichen Krümmungsradien (vgl. Abb. 27).

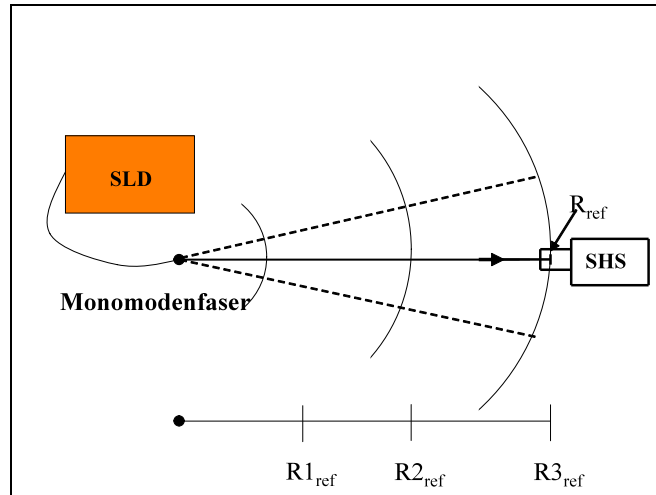


Abb.27 Messung von Wellenfronten verschiedener Krümmungsradien durch Variation des Abstandes zwischen Lichtquelle und HS-Sensor.

Diese relativ simple Methode zeichnet sich dadurch aus, dass keine weiteren optischen Komponenten (wie Linsen etc.) benötigt werden, deren zusätzliche Unsicherheiten das Messergebnis verfälschen.

Damit die erzeugte Welle möglichst normal auf das Linsenarray trifft (sich die Tangente der Wellenfront also mit der Ebene des Linsenarrays deckt), wird aber zusätzlich eine Justierhilfe benötigt, um eine reine Winkeländerung in der gemessenen Wellenfront zu minimieren. Nach jeder Abstandsvariation muss die Justiereinrichtung verwendet werden, um den Sensor neu auszurichten.

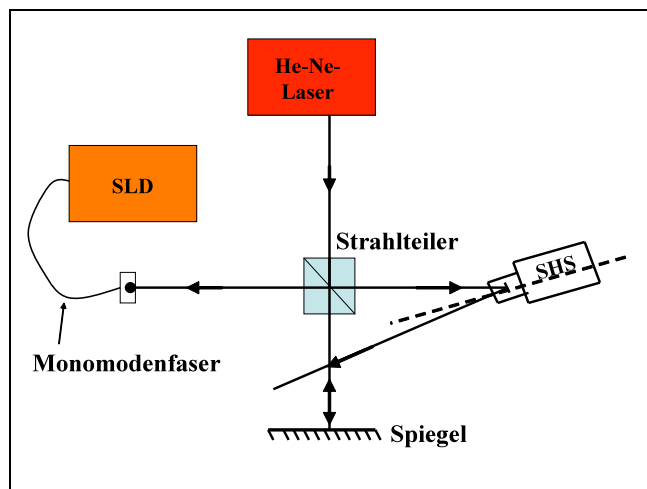


Abb.28 Messaufbau mit Justierhilfe zur HS-Kalibrierung

Die Justiereinrichtung besteht aus einem He-Ne-Laser, einem Spiegel und einem Strahlteilerwürfel (siehe Abb.28).

Für die Minimierung des Winkels wird zunächst der Strahl des He-Ne-Lasers mithilfe des Strahlteilers in zwei Teilstrahlen aufgespaltet.

Der erste Strahl wird vom Spiegel reflektiert, während der zweite auf den Mittelpunkt des Linsenarrays gelenkt und von dort reflektiert wird.

Der Spiegel und der Strahlteilerwürfel werden so justiert, dass der am Spiegel reflektierte Strahl genau auf den Ausgang der Monomodenfaser trifft. Danach wird die Reflexion am Linsengitter dazu benutzt, den Wellenfrontsensor auszurichten. Der Sensor wird dazu solange um seine vertikale Achse (Achse läuft durch den Mittelpunkt des Linsenarrays) gedreht, bis der Lichtpunkt, der durch Reflexion an der Linsenmatrix entsteht, mit dem Lichtpunkt der durch Reflexion am Spiegel entsteht, überlappt.

Als Lichtquelle für die sphärischen Wellenfronten wurde eine breitbandige Superlumineszenz Diode (SLD) (Superlum, Russland, „Broadlighter D890“) verwendet.

Für diese Messung wurde nur eine (SLD #1, 840nm zentrale Wellenlänge, Bandbreite ~45nm) der insgesamt zwei SLD's des Gerätes verwendet.

Die Ausgangsleistung wurde durch eine unterschiedliche Koppelungseffizienz in die Monomodenfaser an den jeweiligen Abstand zum Sensor angepasst, um ein „Übersättigen“ des Sensors zu vermeiden. Bei jeder gemessenen Distanz wurde die größte gemessene Intensität nahe dem Saturationslimit der Kamera gehalten, um ein maximales Signal-Rausch-Verhältnis zu erzielen.

Um störende Einflüsse wie etwa Luftströmung oder elektronisches Rauschen zu minimieren, wurden pro Abstand 100 Intensitätsbilder (10-bit-Auflösung) aufgenommen und gemittelt.

Die Datenerfassung und -auswertung erfolgte mit Labview (National Instruments, USA, Version 8.5).

2.3 Datenanalyse der Kalibrierungsmessung

Das von der Kamera gewonnene Intensitätsbild wurde von einem eigens entwickelten Wellenfrontanalyseprogramm analysiert.

Das Programm untergliedert dafür das Kamerabild in Quadrate, die von der Größe und Position her exakt jeweils einer Linse des HS-Linsenarrays entsprechen.

Bei einem Linsendurchmesser von $300\mu\text{m}$ und einer Pixelgröße von $6,7\mu\text{m}$ ergibt sich eine Gitterstruktur aus Kästchen mit etwa 45×45 Pixel, die sogenannten „Subaperturen“ (siehe Abb.29). Für die vorhandenen 1280×1024 Pixel ergeben sich so 28×23 Subaperturen.

Für die Berechnung des Punktversatzes ist es nötig, die einzelnen Positionen der optischen Linsenachsen auf der Kamera bestimmen zu können.

Hierfür wird der detektierte Fokuspunkt der zentralen Linse des Linsenarrays herangezogen. Ausgehend von diesem Punkt werden die Pixel der Kamera entsprechend den Positionen der Linsenachsen den passenden Subaperturen zugeordnet (aufgrund des zuvor erwähnten Verhältnisses von Linsendurchmesser und Anzahl der Pixel auf der Kamera).

Die Ausrichtung des virtuellen Gitters erfolgt durch Orientieren nach dem Mittelpunkt der zentralen Linse (siehe Abb.30); dieser entspricht in etwa dem detektierten Fokuspunkt bei Messung einer sphärischen Welle. Der geometrische Mittelpunkt einer Subapertur soll sich mit diesem Punkt decken.

Die geometrischen Mittelpunkte aller Subaperturen fungieren dann als Referenzpunkte, die annähernd den Fokuspunkten einer ebenen Wellenfront entsprechen.

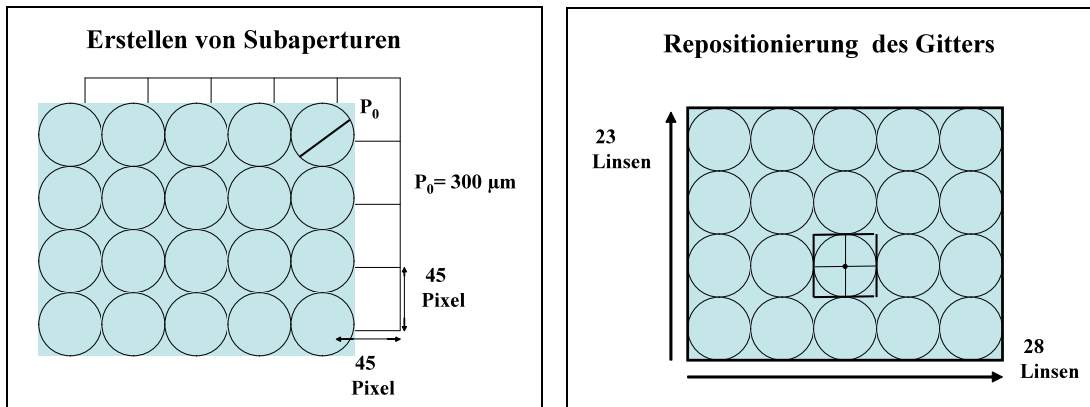


Abb.29 und Abb.30 Untergliederung des Intensitätsbildes und Ausrichtung des Gitters nach den Linsenachsen

Das Detektieren der einzelnen Fokalfunkte bei der Vermessung der sphärischen Wellenfronten wurde in folgender Weise durchgeführt: Die Intensitätswerte aller Pixel innerhalb eines Linsenbereichs wurden jeweils entlang der x-Koordinatenachse und der y-Koordinatenachse aufsummiert. Die entstehenden Intensitätsverteilungen wurden durch eine Gauß'sche Intensitätsverteilung angenähert und das Maximum dieser Verteilung wurde bestimmt. Diese Maxima entsprechen den x- bzw. y-Koordinaten des fokalen Punkts innerhalb eines Linsenbereichs.

Durch eine einfache Subtraktion der Koordinaten der Fokalfunkte von den Koordinaten der Referenzpunkte wurde der Versatz der einzelnen Punkte von den jeweiligen optischen Achsen bestimmt.

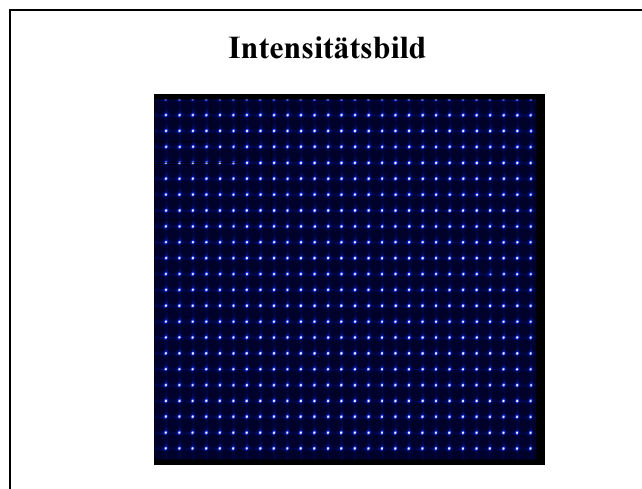


Abb.31 Entstehende Intensitätsverteilung auf der Kamera

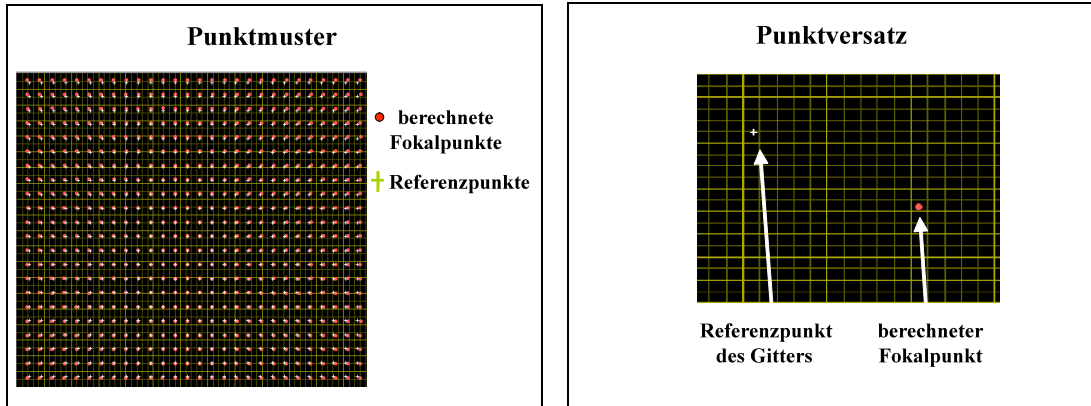


Abb.32 und Abb.33 Punktmuster (links) und einzelner Punktversatz (rechts).

Für die k-te Linse ergibt sich (vgl. Glg. 5.2.3) die lokale Wellenfrontneigung aus dem Datensatz der Punktverschiebungen innerhalb einer Linse:

$$\frac{\partial W_k(x, y)}{\partial x} = \frac{\Delta x_k}{f} \text{ und } \frac{\partial W_k(x, y)}{\partial y} = \frac{\Delta y_k}{f}. \quad \text{Glg. (5.2.4)}$$

Die Wellenfront kann durch eine Summe von Zernike-Polynomen angenähert werden, allerdings müssen die Koeffizienten der Polynome derart gewählt werden, dass die partiellen Ableitungen $\frac{\partial W_k(x, y)}{\partial x}$ und $\frac{\partial W_k(x, y)}{\partial y}$ der Summenfunktion $W(x, y)$ an der

Stelle der k-ten Linse möglichst exakt mit den Werten $\frac{\Delta x_k}{f}$, $\frac{\Delta y_k}{f}$ übereinstimmen.

Diese Anpassung erfolgt durch eine Ausgleichsrechnung. Hierbei wird als Standardverfahren die Methode der kleinsten Quadrate angewendet (Least-Squares Fit – Algorithmus).

Zu jedem berechneten Fokalfunkt wird die Differenz zwischen gemessenem Wert und Ableitung der Summenfunktion bestimmt und quadriert.

Durch Minimierung der Summe der Fehlerquadrate aller Punkte F_{Summe} werden so die Koeffizienten C_i festgelegt:

$$F_{\text{Summe}} = \sum_{i=1}^k \left(\left. \frac{\partial W(x, y)}{\partial x} \right|_i - \frac{\Delta x_i}{f} \right)^2 + \sum_{i=1}^k \left(\left. \frac{\partial W_k(x, y)}{\partial y} \right|_i - \frac{\Delta y_i}{f} \right)^2 \stackrel{!}{=} \min.$$

Die erhaltenen Zernike-Koeffizienten können zur Rekonstruktion der Wellenfront verwendet werden. Abbildung 34 zeigt eine repräsentative, rekonstruierte Wellenfront in einer Falschfarbenskala.

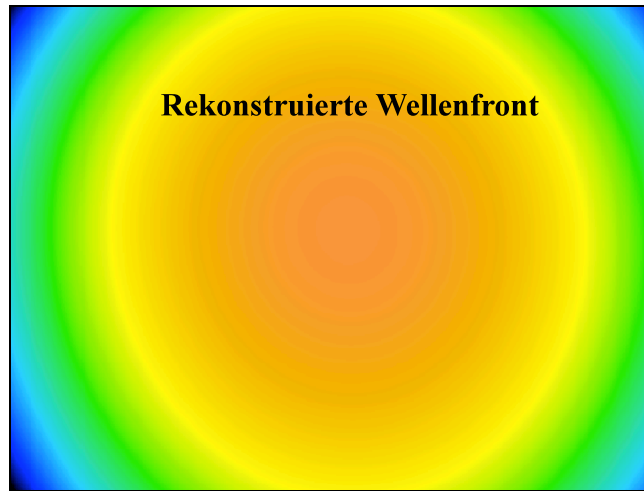


Abb.34 Darstellung der gemessenen, sphärischen Wellenfront
(über dem 8,58mm x 6,91mm großen Kamerachip; Farbskala blau bis rot, Intensität aufsteigend)

2.4 Bestimmung der System-Parameter

Die einzelnen Wellenfronten wurden bei verschiedenen Abständen zwischen Punklichtquelle und HS-Sensor mit je wenigen Zentimetern Unterschied vermessen.

Der maximal mögliche Abstand war durch die Länge des optischen Tisches, auf dem sich der Messaufbau befindet, begrenzt. Der minimal mögliche Abstand (bzw. der maximal messbare Krümmungsradius) ist durch den dynamischen Messbereich des verwendeten Wellenfrontsensors bestimmt.

Bei noch stärkerer Krümmung der Wellenfront würden die Fokalfpunkte am Rand des Linsenarrays bereits in die benachbarte Subapertur fallen; dies würde, wie bereits erwähnt, zu Fehlern im Rekonstruktions-Algorithmus führen. Deshalb wurden nur Messungen für den Abstandsbereich 0,7m bis 1,2m durchgeführt.

Die erhaltenen Kamerabilder mit den zu analysierenden Intensitätsverteilungen wurden ausgewertet.

Mithilfe des durch die Wellenfrontrekonstruktion erhaltenen Defokus-Koeffizienten (C_3) wurde der jeweilige Krümmungsradius der gemessenen Wellenfront berechnet.

Für den Koeffizienten des dritten Zernike-Polynoms $Z_3(x, y) = C_3(2x^2 + 2y^2 - 1)$ und den Krümmungsradius R_0 gilt folgender Zusammenhang: $C_3 = \frac{1}{4 \cdot R_0}$. [Droste 1999]

Für jedes gemessene C_3 wird die Krümmung der Wellenfront $\rho = \frac{1}{R_0}$ berechnet, sowie die Differenz der Krümmungsradien $\delta\rho$ (gemessen mit HS-Sensor und direkt gemessen):

$$\delta\rho = \rho_{\text{Ref}} - \rho, \text{ wobei } \rho_{\text{Ref}} = \frac{1}{R_{\text{Ref}}}.$$

Für die Datenauswertung wurde dann die Differenz der Krümmungsradien in Abhängigkeit der Krümmung ρ_{Ref} aufgetragen (siehe Abb.35).

Die entstandene Funktion wurde entsprechend der Gleichung (5.2.3) mit dem Programm Origin 6 durch das Polynom $y(x) = A + B_1x + B_2x^2$ angenähert.

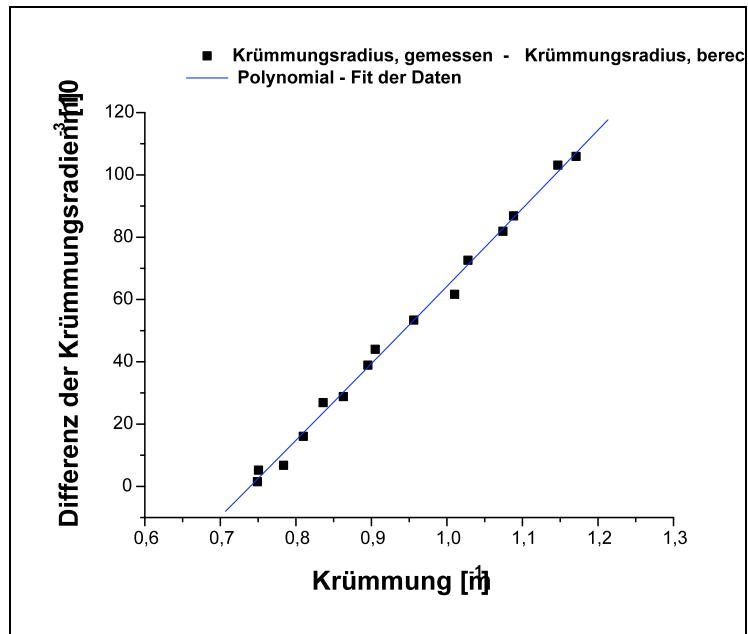


Abb.35 Abhängigkeit der Differenz der gemessenen Krümmungsradien von der Krümmung der Wellenfront

Durch einen Koeffizientenvergleich lassen sich nun die Abweichungen zu den Herstellerparametern ($\delta S, \delta P, \delta f$) ermitteln.

Durch die Kalibrierungsmessungen ergaben sich folgende, korrigierte Parameter:

$$S = S_0 + 0,02\mu m = 6,72\mu m ,$$

$$f = f_0 + 0,5mm = 16,5mm ,$$

$$R = R_0 + 8,6mm .$$

VI. INTEGRATION DES HARTMANN-SHACK-SENSORS IN DAS SLO-SYSTEM

1. Retina-Diagnostik

Die menschliche Netzhaut (Retina) ist hoch spezialisiertes Nervengewebe. Häufig verursachen Erkrankungen der Retina eine starke Beeinträchtigung des Sehens oder sogar Erblindung. Die Früherkennung solcher Erkrankungen ist deshalb von großem Interesse und es wurden diverse Bildgebungsverfahren in diesem Bereich entwickelt.

[Artal 1993]

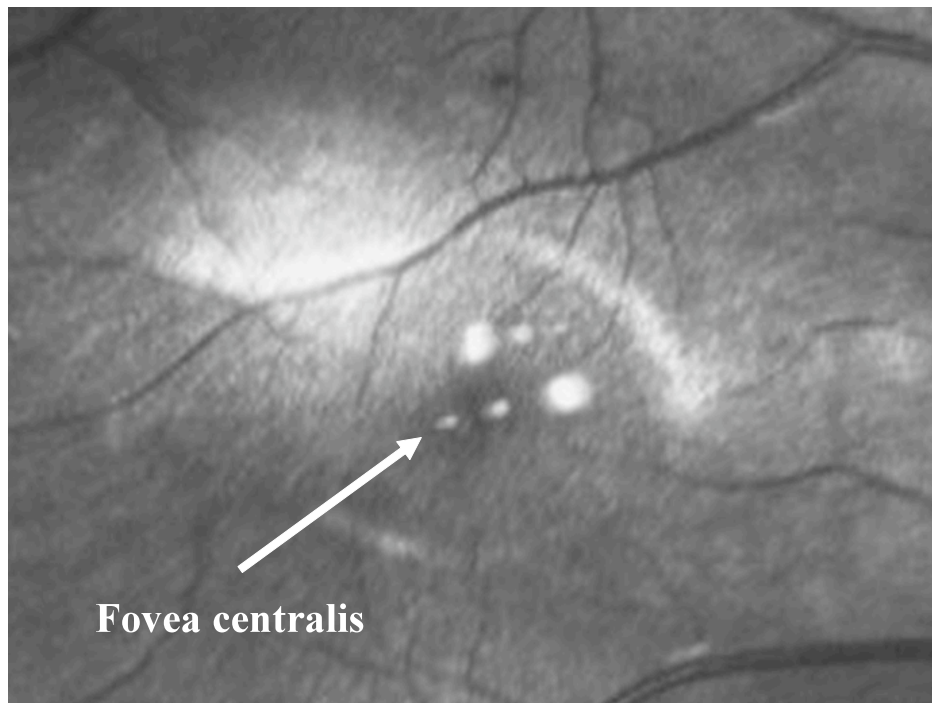


Abb.36 Makula lutea mit Fovea centralis (SLO-Bild in Graustufe, 15°x15°)
Der dunkle Bereich in der Mitte des Bildes repräsentiert die Fovea centralis,
die hellen Punkte sind Bildartefakte.

Etwa in der Mitte der Netzhaut liegt der Bereich mit der höchsten Fotorezeptordichte, die Makula lutea (gelber Fleck, siehe Abb.36).

Im Zentrum der Makula befindet sich etwa fünf Grad temporal der optischen Achse des Auges die sogenannte Fovea centralis (Sehgrube, Bereich des schärfsten Sehens).

Das menschliche Auge fixiert ein betrachtetes Objekt immer so, dass das Bild des Objekts genau in der Fovea centralis entsteht. Diese enthält ausschließlich Zapfen (engl. cones, zuständig für Farbsehen), jedoch keine Stäbchen (skotopisches Sehen).

[Hunziker 2006]

Um Krankheiten wie Retinitis Pigmentosa und Dystrophien von Stäbchen und Zapfen besser untersuchen zu können, ist es notwendig die Fotorezeptorschicht mit hoher Auflösung abzubilden.

Die erforderlichen, hoch aufgelösten Bilder können z.B. mit einem sogenannten Scanning Laser Ophthalmoskop (SLO) erzeugt werden.

2. Das SLO-System

Das Gerät, in das der Wellenfrontsensor integriert wurde, ist ein SLO/OCT-System (Scanning Laser Ophthalmoskop, engl. scanning laser ophthalmoscope/ Optische Kohärenztomografie, engl. optical coherence tomography). Zur Beschreibung des Messaufbaus siehe [Pircher 2006], [Pircher 2007] und [Pircher 2009].

Das SLO arbeitet ähnlich wie ein konfokales Laser Scanning Mikroskop. Mithilfe zweier Scan-Spiegel wird in dem verwendeten System ein etwa 300µm mal 300µm großer Bereich auf der Netzhaut mit einem Laserstrahl abgerastert.

Das von der Retina rückgestreute Licht wird mit einer Lawinenfotodiode (engl. Avalanche photo diode) in eine Spannung umgewandelt und mit einer Datenerfassungskarte aufgezeichnet.

Eine Teleskopanordnung im Strahlengang ermöglicht das Scharfstellen des Bildes auf unterschiedliche Schichten der Netzhaut, beziehungsweise eine Korrektur der Fehlsichtigkeit der zu untersuchenden Personen.

Auf diese Weise können selektiv verschiedene Schichten des Fundus abgebildet werden; allerdings ist die Tiefenauflösung über die jeweilige Tiefenschärfe auf etwa 50µm-100µm beschränkt.

Die optische Kohärenztomografie ist ein optisches Verfahren, das in der Lage ist Schnittbilder von Gewebe mit einer Tiefenauflösung von wenigen Mikrometern zu erzeugen. Diese Tiefenauflösung ist im Gegensatz zum SLO von der transversalen Auflösung entkoppelt [Fercher 2002].

Eine Variante von OCT ist die sogenannte En-face-OCT (oder transversal scanning optical coherence tomography). Diese Technik verwendet das gleiche Scanningmuster wie ein SLO und es wurde gezeigt, dass damit hochaufgelöste Bilder der menschlichen Retina in vivo aufgenommen werden können.

Das verwendete System kann 40 Bilder pro Sekunde (engl. frames per second, fps) erzeugen, trotzdem können durch schnelle Augenbewegung (Mikrosakkaden) Bildartefakte entstehen.

Die Augenmuskeln verleihen dem Augapfel drei Rotationsfreiheitsgrade (siehe Abb.37).

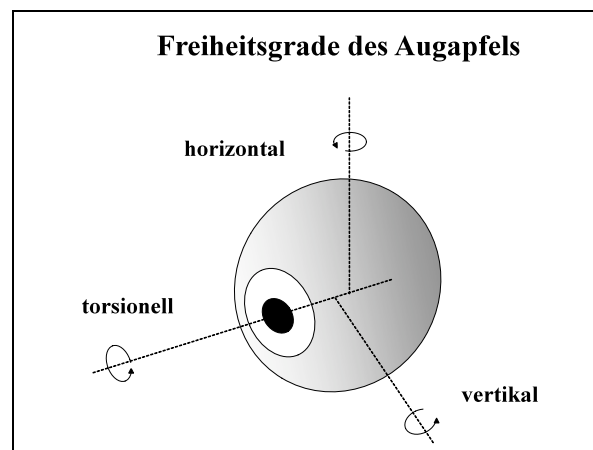


Abb.37 Mögliche Rotationsbewegungen des Auges

Zusätzlich zu den Drehbewegungen erhält das Auge durch Bewegung des Kopfes drei Translationsfreiheitsgrade.

[Schreiber 1999], [Reinhard 2003],[Schneider 2009]

Um die Bewegungsartefakte zu eliminieren, wurde sowohl ein Eye-Tracking-System (zur Korrektur der axialen Augenbewegung) als auch ein Software-Algorithmus (zur Korrektur der transversalen Bewegung) in das System implementiert.

[Pircher 2006], [Pircher 2007], [Pircher 2009]

3. Erreichbare Auflösung der Retina-Bilder

Theoretisch liegt die (beugungsbegrenzte) Auflösung A eines menschlichen Auges bei:

$A = \frac{1,22 \cdot f \cdot \lambda}{D}$, wobei die Brennweite f durch die Anatomie des Auges festgelegt ist.

Eine Verbesserung der Auflösung kann deshalb nur über Variation von verwendeter Wellenlänge λ und Pupillendurchmesser D erfolgen.

Für bildgebende Verfahren zur Retina-Untersuchung kann ein breites Lichtspektrum verwendet werden. Die gewählte Wellenlänge hängt von der verwendeten Technik und der zu untersuchenden Retina-Struktur ab, und ist durch die Transmissionseigenschaften des Auges bzw. durch die ÖNORM-Strahlenschutzrichtlinien limitiert. [ÖNORM 2006]

Eine Vergrößerung des Pupillendurchmessers (bis zu einem maximalen Durchmesser von ca. 7mm) bewirkt im Allgemeinen einen Anstieg der Aberrationen und führt oft zu einer Verschlechterung statt zu einer Verbesserung der Auflösung.

[Campell 1966]

Bei Tageslicht besitzt die menschliche Pupille einen Durchmesser von 2mm - 3mm und die Abbildungsfehler emmetroper Augen fallen nicht so stark ins Gewicht.

Zur Veranschaulichung des negativen Einflusses der Augenaberrationen auf die Bildqualität kann die Punktspreizfunktion (engl. point spread function, PSF) betrachtet werden; man erhält diese über Fourier-Transformation (FT) der gemessenen Wellenfront. Sie gibt an, wie ein idealisiertes, punktförmiges Objekt durch das Auge abgebildet wird:

$$\text{PSF}(x, y) = \frac{1}{\lambda^2 \cdot d^2 \cdot A_{\text{Pupille}}} \left\| \text{FT} \left\{ p(x, y) \cdot e^{-i \cdot \frac{2\pi}{\lambda} W(x, y)} \right\} \right\|_{f_x = \frac{x}{\lambda d}, f_y = \frac{y}{\lambda d}}^2$$

[Maeda 2003], [Goodman 1968]

wobei A_{Pupille} ...Fläche der Pupille, $p(x,y)$...Pupillenfunktion, d ...Pupillendurchmesser.

Durch Vergrößerung der Pupille verschlechtert sich die Verteilungsfunktion aufgrund der Aberrationen drastisch und die Auflösung nimmt ab.

[Navarro 1995]

Im Durchschnitt der Bevölkerung besitzt das menschliche Auge eine formale Brennweite $f = 17\text{mm}$ und einen maximalen Pupillendurchmesser $D = 7\text{mm}$. Dies führt bei einer Wellenlänge von $\lambda = 550\text{nm}$ zu einem $2\mu\text{m}$ - $3\mu\text{m}$ breiten Fokalkpunkt - unter der Annahme, dass die Abbildungsfehler des Auges ausschließlich auf Beugungseffekte zurückzuführen sind. Aberrationen vermindern die transversale Auflösung jedoch auf ca. $10\mu\text{m}$.

Durch Messung der Augenaberrationen lässt sich deren negativer Einfluss auf die Qualität des Retinabildes feststellen.

[Donnelly 2003], [Doble 2005]

4. In vivo Messungen mit dem Hartmann-Shack-Sensor

Das verwendete SLO-System ist in der Lage bei gesunden Probanden einzelne Zapfen (außerhalb der Fovea centralis) auf der Retina aufzulösen. Die erreichte Bildqualität schwankt jedoch sehr stark mit den untersuchten Probanden.

Um den Einfluss der Aberrationen zu untersuchen, wurde der zuvor kalibrierte Wellenfrontsensor in das System integriert. Abb.38 zeigt einen Teil des Strahlengangs des SLO/OCT-Systems inklusive Wellenfrontsensor.

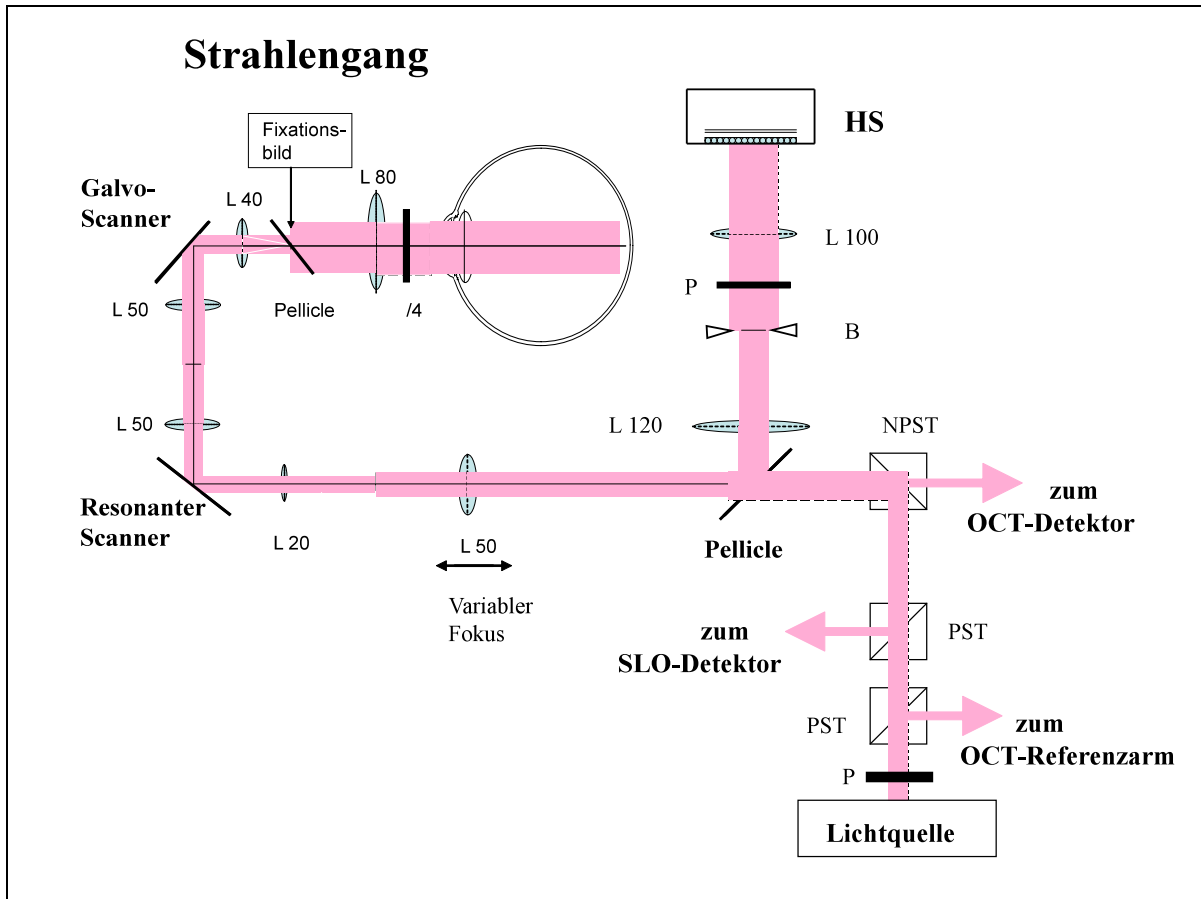


Abb.38 Strahlengang im SLO/OCT-System

(P...Polarisator, B...Blende, $\lambda/4$...Lambda-Viertel-Plättchen, L...Linse, PST...polarisierender Strahlteiler, NPST...nicht polarisierender Strahlteiler)

Ein Großteil des Strahlengangs war durch das bestehende SLO-System festgelegt. Das Licht der Lichtquelle wird linear polarisiert. Ein Teil wird durch den ersten polarisierenden Strahlteilerwürfel (PST) in den Referenzarm des OCT-Interferometers geleitet und der andere Teil durchläuft einen weiteren PST und einen nicht polarisierenden Strahlteilerwürfel bis er über mehrere Teleskopsysteme und zwei Scanner als kollimierter Strahl auf das Auge trifft. Bevor der Lichtstrahl ins Auge eintritt, durchläuft er ein Lambda-Viertel-Plättchen (45° im Vergleich zur linearen Polarisationssebene gedreht) und ist deshalb zirkular polarisiert. Das Auge fokussiert den einfallenden Strahl zu einem Punkt (bzw. Fleck) auf der Netzhaut. Das von der Retina zurück gestreute Licht durchläuft noch einmal das Lambda-Viertel-Plättchen und wird einerseits zum HS-Sensor geleitet, andererseits zu den OCT- und SLO-Detektoren.

Das weitere Durchlaufen des Lambda-Viertel-Plättchens bewirkt insgesamt eine Drehung des ursprünglichen, linear polarisierten Zustandes um 90° (wenn man die Doppelbrechung des Auges vernachlässigt). Dadurch können störende Reflexe (z.B. an den Linsen des Teleskops) mithilfe eines Polarisators (90° zum Eingangspolarisationszustand gedreht) vor dem HS-Sensor (siehe Abb.38) herausgefiltert werden, da sich diese im ursprünglichen linearen Polarisationszustand befinden.

Das Auge wird mithilfe eines Fixationsbildes, das über ein Pellicle in den Strahlengang eingeblendet wird, ausgerichtet.

Mit einem im Nachhinein – zur Integration des Wellenfrontsensors – hinzugefügten Teleskop wird die Wellenfront an der Pupillenposition des Auges direkt auf das Linsenarray des HS abgebildet. Es liegt (näherungsweise) eine 1:1-Abbildung vor.

Aufgrund der Abbildungen durch die Linsen liegen die Pupille, die Scanner und der HS-Sensor in zueinander konjugierten Ebenen, ebenso sind die Netzhaut und die Detektoren des OCT- und SLO-Systems zueinander konjugiert. Durch Einstellen des variierbaren Fokus über die am PC steuerbare Translation eines Verschiebetisches nach der (subjektiv empfundenen) maximalen Intensität des SLO-Bildes wird versucht eine möglichst scharfe Abbildung der Netzhaut zu bekommen.

Bei der Messung mit dem HS-Sensor wird nur das Licht, das direkt vom Auge kommt, verwendet, da dieses den Polarisator nahezu unabgeschwächt passiert. Zusätzlich minimiert eine in den Strahlengang eingebaute Blende unerwünschte Lichtreflexe (z.B. die Reflexion des Lichtes an der Kornea) am HS-Sensor.

Das Einbringen des Polarisators und der Blende ist wesentlich für die HS-Messung, da ansonsten zusätzliche Bildpunkte erzeugt werden, die das Messergebnis beeinflussen.

Die Intensität des an der Retina zurück gestreuten Lichtes ist sehr gering, daher wäre es günstig lange Messintervalle zu verwenden, um das Signal-Rausch-Verhältnis zu verbessern. Wegen der Augenbewegung kann die Messzeit nicht beliebig verlängert werden. Da das durch die Augenbewegung verursachte „Verschmieren“ der Fokalfunkte zu Fehlern in der Wellenfrontrekonstruktion führt, ist es sinnvoll die Belichtungszeit der Kamera unter 100ms zu halten.

Da nur ein kleiner Bruchteil der Intensität des Lichtstrahls rückgestreut wird und die Detektiergenauigkeit des HS stark von der Messzeit und Sensitivität der Kamera abhängt, ist es vernünftig bei möglichst hoher Ausgangsintensität zu messen.

Die maximale Leistung, die unter Einhaltung der Lasersicherheitsstandards verwendet werden darf, ergibt sich aus der verwendeten Wellenlänge, der Bestrahlungsdauer und der bestrahlten Fläche (in diesem Falle gegeben durch einen Pupillendurchmesser von 7mm). Für die verwendete Wellenlänge wurde mithilfe der Vorgaben aus den Standards eine maximal einzustrahlende Leistung von $737\mu\text{W}$ berechnet.

[ÖNORM 2006], [Delori 2007]

Während des Betriebs wurde stets überprüft, dass die Lichtleistung auf das Auge unter $700\mu\text{W}$ liegt. Damit könnte gefahrlos (auch ohne scannen) bis zu acht Stunden gemessen werden.

Um eine Relation zwischen den gemessenen Augenaberrationen und der Qualität der SLO-Bilder herstellen zu können, wurden zeitgleich Bilder mit dem HS und dem SLO aufgezeichnet. Es wurden pro SLO-Aufnahme (120 Bilder zu je 25ms pro Bild) zehn HS-Bilder aufgenommen bei einer Belichtungszeit von 50ms. Aufgrund der langsamen Übertragungszeit der Daten auf die Festplatte des verwendeten Rechners dauerten die Messungen mit dem HS in etwa fünf Sekunden. Um durch den Messaufbau bedingte Aberrationen der Bilder zu eliminieren, wurde zusätzlich ein Modellauge als Referenz gemessen.

5. Vergleich der Bildqualität im SLO mit den gemessenen Aberrationen

Im ersten Schritt wurden die Aberrationen mehrerer Probanden verglichen.

Während der gesamten Messzeit wurde der Proband dazu angehalten ein bestimmtes, über ein Pellicle eingeblendetes Kreuz eines Fixationsbildes zu fixieren (siehe Abb.38, Fixationsbild).

Dies ermöglichte eine Messung bei unterschiedlichen Exzentrizitäten (Winkelabstände zur Fovea centralis) und erleichterte für den Probanden eine Akkommodation auf Unendlich (Das Fixierbild befindet sich genau in der Brennebene der letzten Linse).

Um die Position des Kopfes in alle drei Raumrichtungen genau einstellen zu können, wurde außerdem eine bewegliche Kopfstütze verwendet.

Zunächst wurde das untersuchte Auge mit der Kopfstütze und einer Videokamera, die auf das Auge des Probanden gerichtet wurde, so positioniert, dass der Strahl zentral auf die Pupille trifft.

Danach wurde mithilfe zweier Verschiebetische und einem Hebetisch die Kopfstütze des Patienten weiter verschoben, sodass die Intensität des SLO-Bildes (subjektiv) maximal wird.

Auch die Fokusebene der durch Steuerung eines Schiebetisches beweglichen Linse des SLOs wurde so gewählt, dass eine möglichst hohe Bildintensität erreicht wurde.

Nach dem Einrichten des Probanden wurden zeitgleich die SLO- und die HS-Messung gestartet. In den folgenden Messungen wurden Bilder von der Netzhaut bei etwa 4° Exzentrizität (nasal) von der Fovea aufgenommen.

Die aufgenommenen HS-Bilder wurden gemittelt und mithilfe des Auswerteprogramms analysiert um die Aberrationen des jeweiligen Auges zu ermitteln.

Ein entscheidender Faktor bei dieser Auswertung ist der Pupillendurchmesser, da die Aberrationen mit Anwachsen des Pupillendurchmessers stark ansteigen.

Um diesen zu ermitteln wurde die am HS gemessene Lichtintensität entlang der x- bzw. y-Richtung aufsummiert. Danach wurden die so entstehenden Funktionen durch eine Gauß-Funktion angenähert. Als Radius der Pupille wurde dann der Abstand vom Gauß-Maximum bis zur Position, an der die Gauß-Funktion auf den $1/e^2$ -Teil abgesunken ist, angenommen.

Für die folgende Auswertung wurde jedoch ein exakt gleich groß gewählter Kreisausschnitt der Pupillen zum Vergleich herangezogen.

Dabei wurde rund um das vorher beim Modellauge bestimmte Pupillenzentrum ein Kreis mit 1,5mm Radius aus dem Intensitätsbild „herausgeschnitten“ und allen außerhalb des Kreises liegenden Pixeln wurde der Intensitätswert Null zugewiesen. Erst auf das „neue“ Intensitätsbild wurde das Wellenfrontanalyse-Programm angewendet.

Von den Aberrationswerten wurden noch zusätzlich die auf dieselbe Methode erhaltenen Aberrationen des Modellauges abgezogen.

Das Modellauge bestand aus einem Achromaten ($f = 30\text{mm}$) und einem Papier (das der Retina entsprechen soll) in der Fokusebene. Dieses System wurde als aberrationsfrei angenommen.

Zur besseren Veranschaulichung der Augenaberrationen wurden Histogramme mit der Größe der Zernike-Koeffizienten erstellt. Die Aberrationsdaten wurden (wie in Kapitel 5.1 beschrieben) aus den gemittelten Intensitätsbildern berechnet.

Eine simple Möglichkeit Aussagen über die Bildqualität eines Abbildesystems zu machen ist den sogenannten RMS-Wert (quadratisches Mittel, Effektivwert, engl. root mean square, RMS) der Wellenfront zu betrachten. Dies ist der integrierte Mittelwert der Differenz von Wellenfrontfläche zum gemittelten Flächenwert. Damit werden die komplexen Aberrationen in eine einzige kompakte Zahl gepackt; dieser Wert kann direkt aus den Koeffizienten der Zernike-Polynome ermittelt werden. Nicht miteinbezogen in die Berechnung des RMS wurden die Koeffizienten der ersten Ordnung der Zernike-Polynome. Diese Terme (siehe Liste der Zernike-Polynome im Anhang) repräsentieren lediglich den Tilt der Wellenfront, der mit der Pupillenposition verknüpft ist, aber beinhalten keine Informationen über die Augenaberrationen. Aufgrund der Orthogonalität der Polynome kann diese erste Ordnung einfach Null gesetzt werden und hat keinen Einfluss mehr auf den resultierenden RMS-Wert.

[Pape 2002]

Die parallel aufgenommenen SLO-Daten wurden entzerrt (Korrektur der sinusförmigen Bewegung des schnellen Scanners) und bewegungskorrigiert.

Um ein objektives Maß für die Bildqualität zu erhalten, wurden die relativen Intensitätswerte der Einzelbilder in einer Statistik festgehalten. Auf der Ordinate ist die Anzahl der Bildpunkte mit den auf der Abszisse aufgetragenen relativen Intensitätswerten abgebildet.

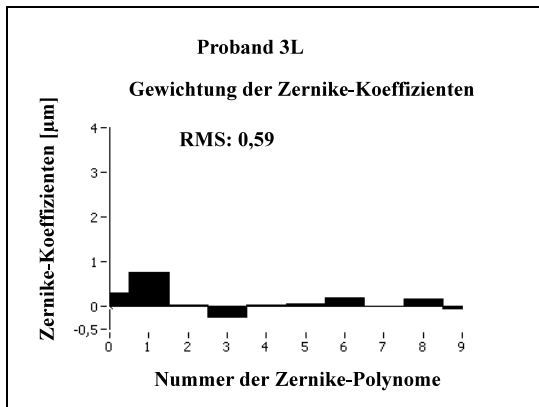
Ebenso wurden das Maximum (also die am häufigsten auftretenden Intensitätswerte) und die Halbwertsbreite (engl. full width at half maximum, FWHM) der Funktion angegeben.

Zusätzlich wurde ein Maß für die Sichtbarkeit der Fotorezeptoren, die „Cone Visibility“ eingeführt. Über eine zweidimensionale Fourier-Transformation des SLO-Bildes erhält man bei einer vorhandenen regelmäßigen Struktur (ähnlich den Fotorezeptoren auf der Netzhaut) Ringstrukturen (Yellotsche Ringstruktur, [Yellot 1982]). Diese Ringstruktur ergibt sich einerseits aus der transversalen Auflösung des Messgeräts und andererseits aus dem Abstand benachbarter Zapfen; sie ist daher ein Maß dafür einzelne Zapfen erkennen und abgrenzen zu können. Der in der Datenauswertung angeführte Wert der Cone Visibility entspricht dem Verhältnis von der Intensität des Ringes des gemessenen Bildes zu der Intensität der zweidimensionalen Fourier-Transformation eines Rauschbildes (siehe Abb.42 a-d).

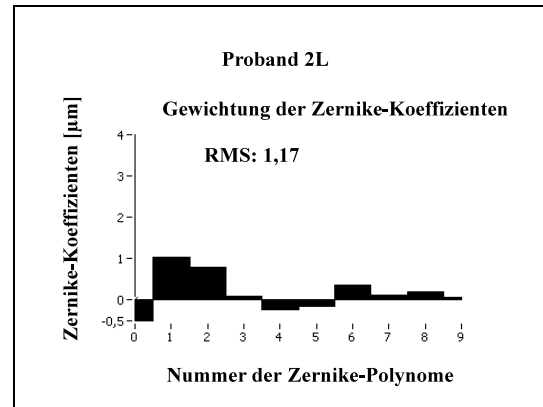
Allerdings wurde nur ein Teil des Fourier-transformierten Bildes herangezogen um höhere Raumfrequenzen zu exkludieren. Dabei wurde ein rechteckiger Bereich (siehe Abb.42 a), zentriert um die tiefen Raumfrequenzen, ausgeschnitten; dieser enthält gerade noch die Ringstruktur. Um Artefakte bei der niedrigsten Frequenz (siehe vertikale Linie in den Abb.42 a-d) zu exkludieren, wurde auch diese Raumfrequenz herausgeschnitten.

Die folgenden Abbildungen (Abb.39-42) zeigen exemplarische Ergebnisse von gesunden Probanden.

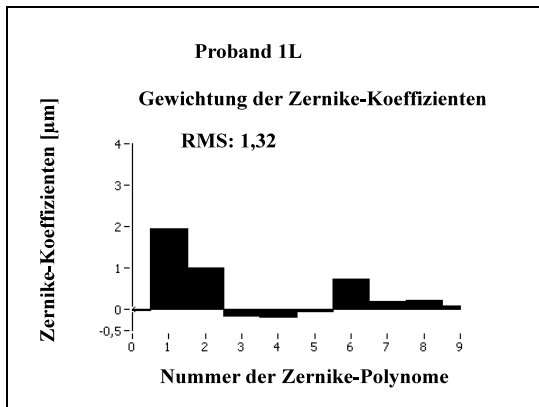
Einerseits wurden die berechneten Zernike-Koeffizienten (bis zur dritten Ordnung) für die aus zehn Messungen gemittelten Intensitätsbilder dargestellt (Abb.39 a-d), andererseits das Ergebnis der statistischen Auswertung der SLO-Bilder (Abb.40 a-d) und je ein Beispielbild (Abb.41 a-d).



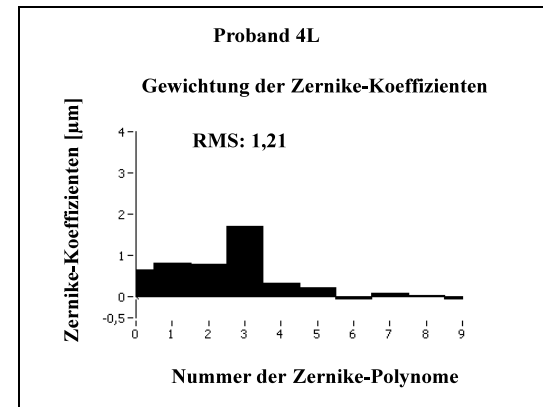
a)



b)

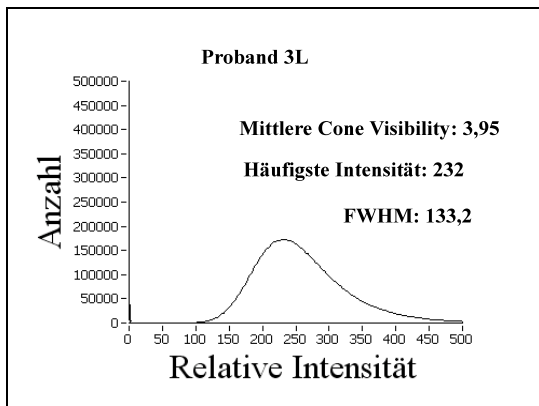


c)

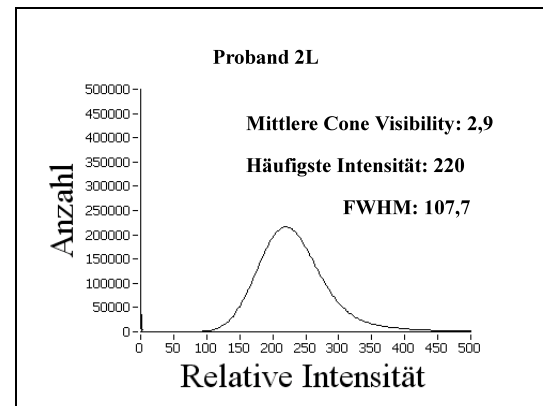


d)

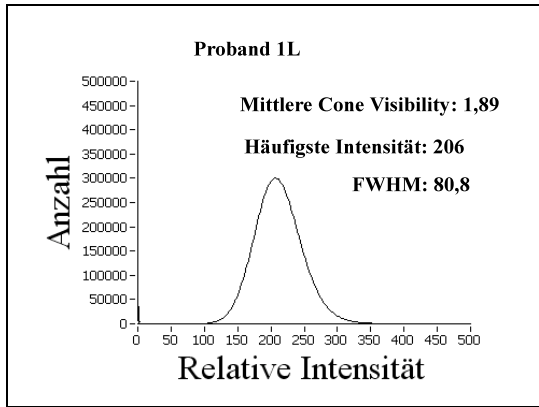
Abb.39a-d: Diagramm der Zernike-Koeffizienten der ersten zehn Zernike Polynome. Die Auswertung bezog sich auf die (aus zehn Messungen) gemittelten Aberrationen der Probanden 1L, 2L, 3L und 4L.



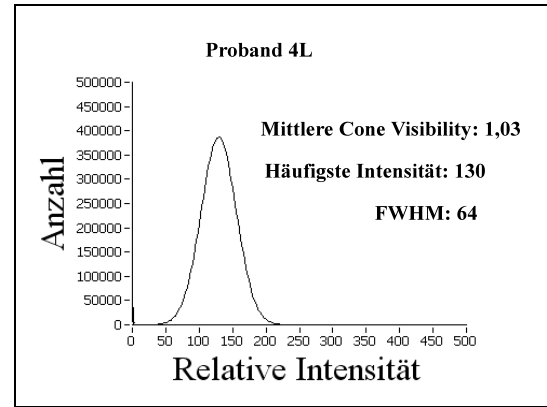
a)



b)

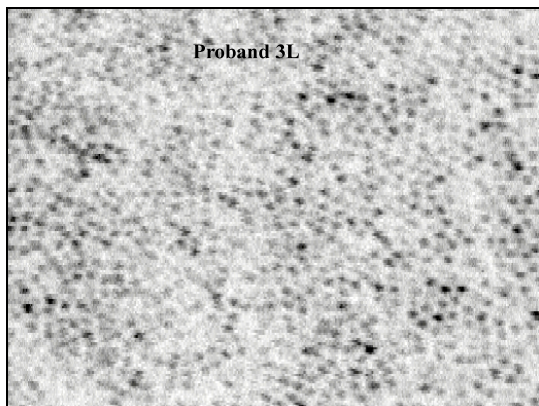


c)

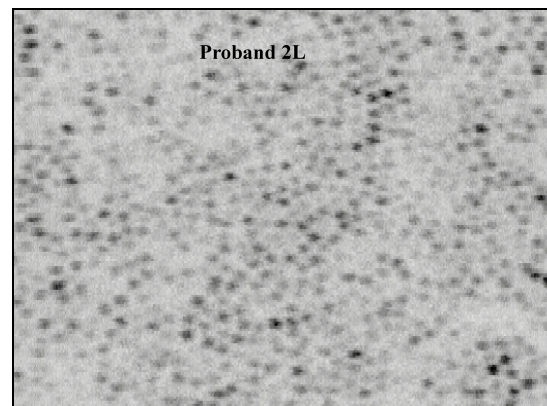


d)

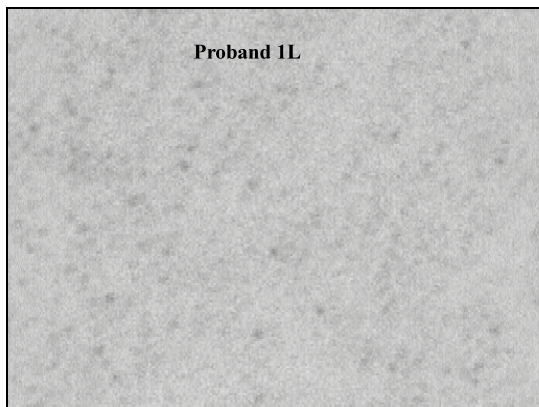
Abb.40a-d: Statistik der relativen Intensität der SLO-Einzelbilder. Aufgetragen wurde die Anzahl der aufgenommenen Pixel mit einem bestimmten relativen Intensitätswert. Zusätzlich wurde das Maximum der Verteilung (häufigste Intensität) und deren Halbwertsbreite, sowie die über alle Bilder gemittelte Cone Visibility angegeben.



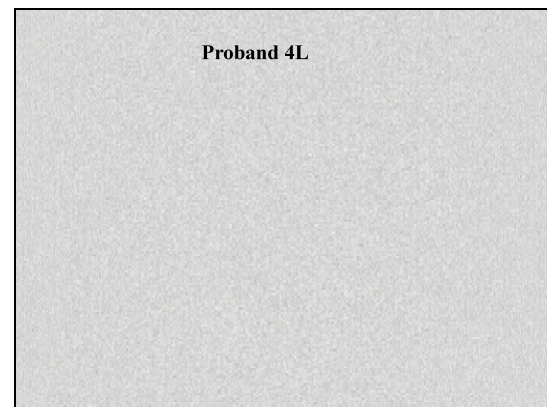
a)



b)



c)



d)

Abb.41a-d: Repräsentative SLO-Einzelbilder (Ausschnitt $1^\circ \times 1^\circ$) mit einer Cone Visibility, die (etwa) dem über alle Bilder gemittelten Wert der Cone Visibility entspricht.

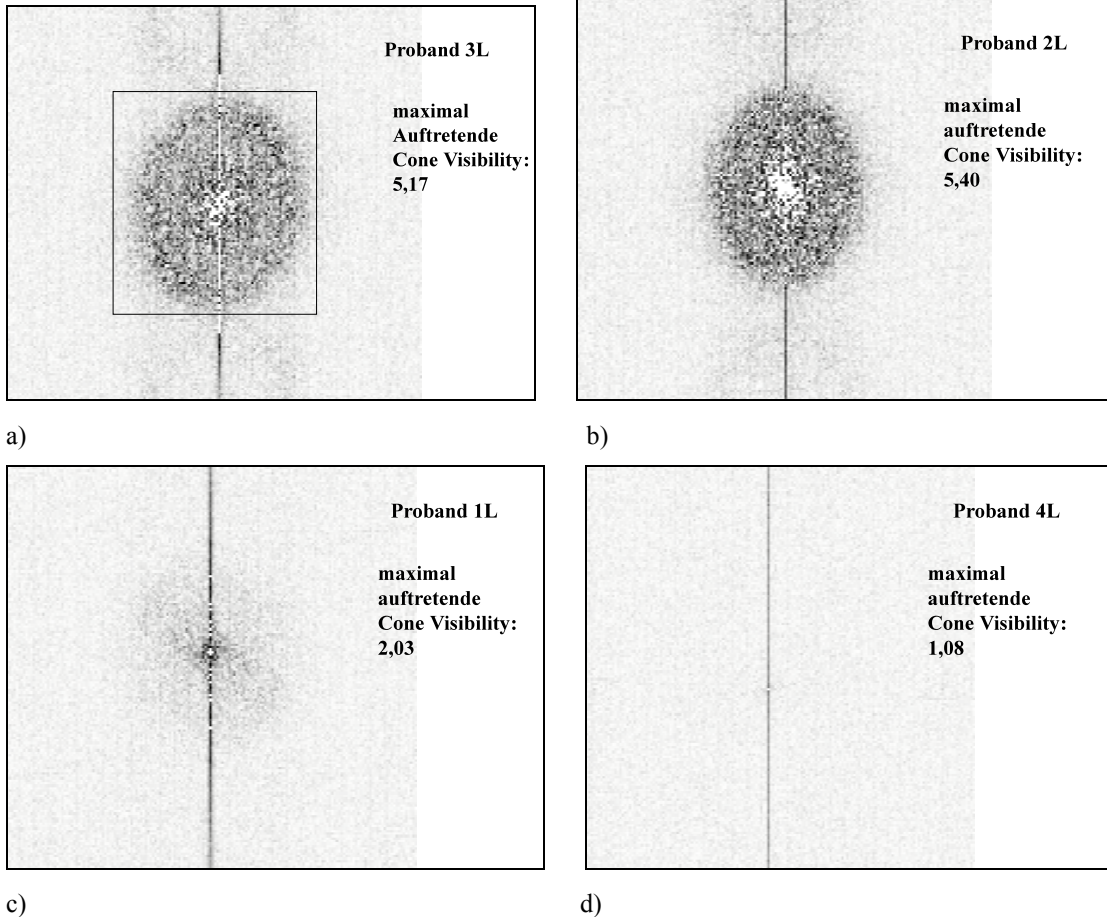


Abb.42 a-d: Ausschnitt der FFT der Bilder 41 a-d

Die einzelnen, verwendeten Zernike-Polynome (für Abb.39 a-d) sind im Anhang aufgelistet.

Die ersten zwei Balken (Nr.0 und Nr.1) geben den Tilt der Wellenfront wieder (x-Tilt und y-Tilt) und entstehen durch die Positionierung des Auges relativ zum Modellaugenmittelpunkt und sind deshalb nicht aussagekräftig. Der dritte Balken (Nr.2) beschreibt die Fokusverschiebung (Defokuswert). Balken Nummer vier (Nr.3) repräsentiert den 90°-Astigmatismus-Koeffizienten und der fünfte (Nr.4) steht für den Koeffizienten des Polynoms, das den 45°-Astigmatismus darstellt.

Ebenso dargestellt sind Koma in x-Richtung (sechster Balken, Nr.5), Koma in y-Richtung (siebter Balken, Nr.6) und Koeffizienten weiterer Polynome höherer Ordnungen (achter und neunter und zehnter Balken; Nr.7, Nr.8 und Nr.9).

Bei den Probanden 3L und 4L konnten schöne Aufnahmen des Fotorezeptormosaiks (Abb.41 a und b) erzielt werden. Deren Augenaberrationen waren gering (Abb.39 a und b), die relative Intensität der Einzelbilder deshalb hoch (Abb.40 a und b), ebenso wie die Cone Visibility (Abb.42 a und b).

Eindeutig ist zu erkennen, dass – wie erwartet – mit Ansteigen der Augenaberrationen die Bildqualität sinkt.

6. Zeitliche Änderung der Aberrationen

In einem weiteren Schritt sollen die Aberrationen und die dazugehörige SLO-Bildqualität im zeitlichen Verlauf betrachtet werden.

Für diese Analyse ist die Stabilität der errechneten Aberrationswerte zu prüfen.

Da je vermessenen Auge zehn HS-Bilder aufgezeichnet wurden, ist die zeitliche Schwankung der Koeffizienten gut dokumentiert.

Zur Bestimmung der Schwankungen bedingt durch etwaige Ungenauigkeiten in der Centroid-Bestimmung wurden zuerst Daten vom Modellauge analysiert (siehe Abb.43 a und b).

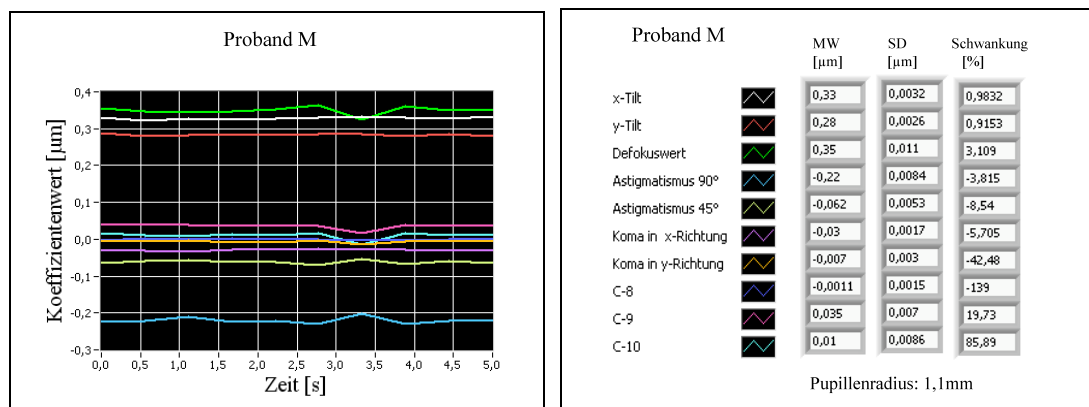


Abb.43 a und b: Zeitlicher Verlauf der vorliegenden Aberrationen bei der Aberrationsvermessung eines Modellauges mit 1,1mm Pupillendurchmesser. Dazu wurden Mittelwerte (MW), Standardabweichung (SD) und relative Schwankung der Koeffizienten der ersten zehn Zernike-Polynome (siehe Liste der Zernike-Polynome im Anhang) über zehn gemessene HS-Bilder angegeben.

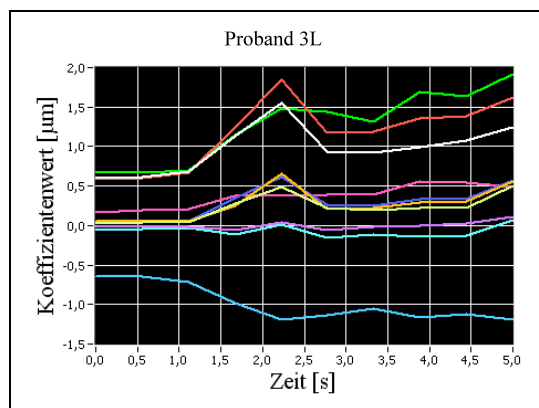
Wie in Abb.43 zu sehen, ist die zeitliche Variation der berechneten Zernike-Koeffizienten des Modellauges gering.

Es ist davon auszugehen, dass die Koeffizientenwerte mindestens bis auf die zweite Nachkommastelle genau berechnet werden.

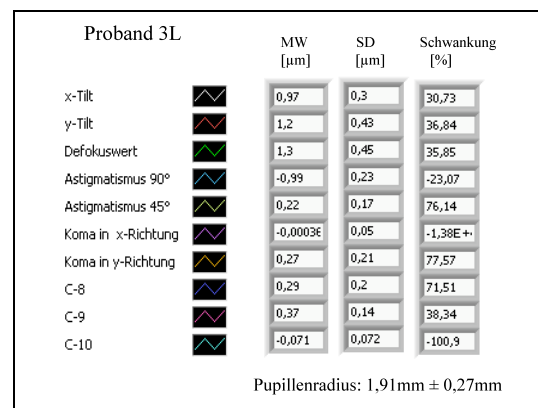
Bei dieser Messung treten kaum Aberrationen höherer Ordnung auf. Es kann jedoch ein leichter Defokus und auch ein leichter Astigmatismus beobachtet werden, welcher vermutlich durch die Abbildungsoptik des gesamten Gerätes verursacht wird. Der Fokus wurde so eingestellt, dass die Intensität des SLO-Bildes maximal wird.

Dies soll in den folgenden Betrachtungen bedacht werden.

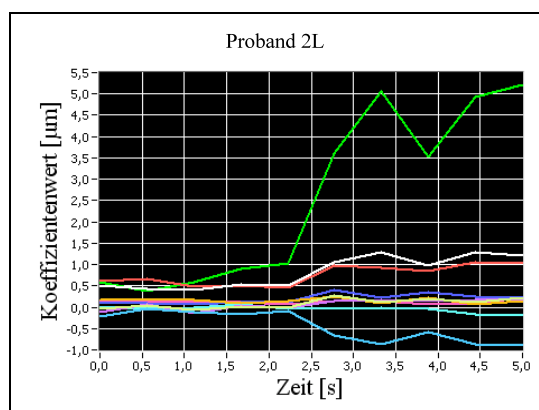
In den folgenden Abbildungen (Abb.44-47) sind nun die zehn einzelnen HS-Bilder der zuvor analysierten Probanden ausgewertet.



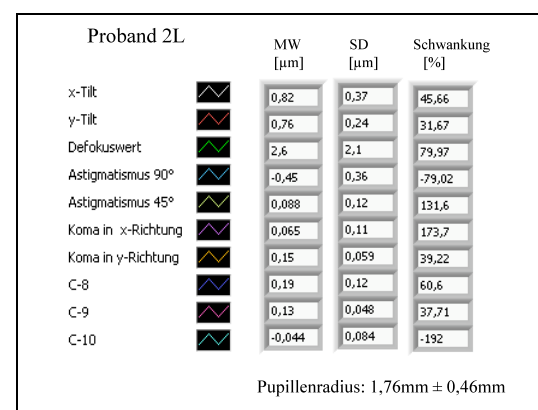
44a)



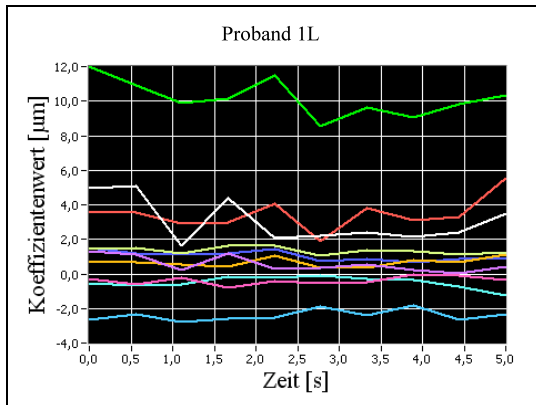
44b)



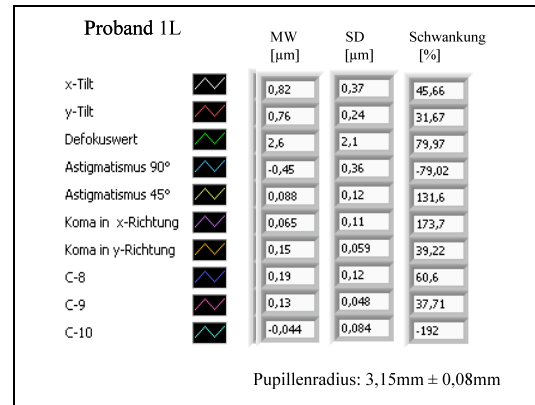
45a)



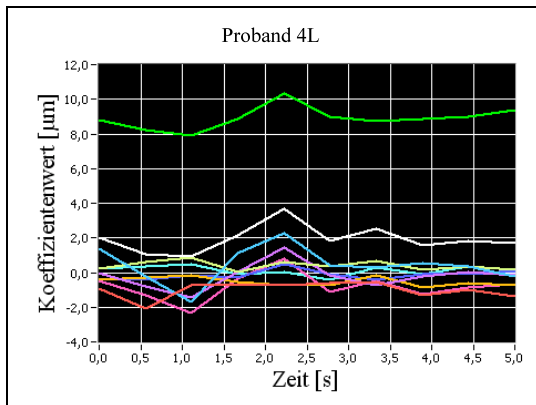
45b)



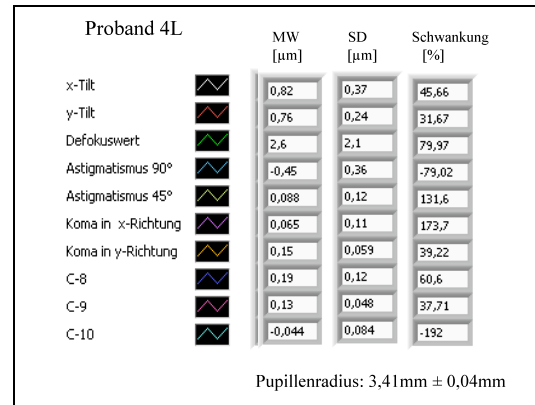
46a)



46b)



47a)



47b)

Abb.44-47: Zeitlicher Verlauf der vorliegenden Aberrationen bei der Aberrationsvermessung mehrerer Probanden (mit unterschiedlichen Pupillendurchmessern). Dazu wurden Mittelwerte (MW), Standardabweichung (SD) und relative Schwankung der Koeffizienten der ersten zehn Zernike-Polynome (siehe Liste der Zernike-Polynome im Anhang) über zehn gemessene HS-Bilder angegeben.

Um einen Vergleich unserer Daten zu ermöglichen, wurden die Aberrationen der Probanden zusätzlich mit Geräten der Augenklinik des AKH Wien gemessen.

Dazu verwendet wurden das Autorefraktometer/-keratometer ARK-560A der Firma NIDEK und der IOLMaster V.5.2.1 der Firma Carl Zeiss.

Proband 1L	
NIDEK	ZEISS
Sphärisch: -0,50 dpt	Es liegt keine entsprechende Messung des Probanden vor.
Zylindrisch: +0,75 dpt	
C-Radius 1: 7,59 mm	
C-Radius 2: 7,49 mm	
C-BK: +0,50 dpt	
C-BK,abs: 44,75 dpt	

a)

Proband 2L	
NIDEK	ZEISS
Sphärisch: -0,25 dpt	Achsenlänge: 22,33 mm
Zylindrisch: +0,25 dpt	S-R-V: 143,4
C-Radius 1: 7,36 mm	C-Radius 1: 7,35 mm
C-Radius 2: 7,26 mm	C-Radius 2: 7,23 mm
C-BK: +0,75 dpt	Keratometer: +0,75 dpt
C-BK,abs: 46,25 dpt	VK-Tiefe: 3,32 mm

b)

Proband 3L	
NIDEK	ZEISS
Sphärisch: -1,50 dpt	Achsenlänge: 22,17 mm
Zylindrisch: +0,25 dpt	S-R-V: 448,3
C-Radius 1: 7,31 mm	C-Radius 1: 7,29 mm
C-Radius 2: 7,21 mm	C-Radius 2: 7,20 mm
C-BK: +0,50 dpt	Keratometer: +0,57 dpt
C-BK,abs: 46,50 dpt	VK-Tiefe: 3,42 mm

c)

Proband 4L	
NIDEK	ZEISS
Sphärisch: -4,50 dpt	Achsenlänge: 26,49 mm
Zylindrisch: +2,75 dpt	S-R-V: 273,3
C-Radius 1: 8,17 mm	C-Radius 1: 8,16 mm
C-Radius 2: 7,94 mm	C-Radius 2: 7,59 mm
C-BK: +3,50 dpt	Keratometer: +3,05 dpt
C-BK,abs: 43,00 dpt	VK-Tiefe: 4,03 mm

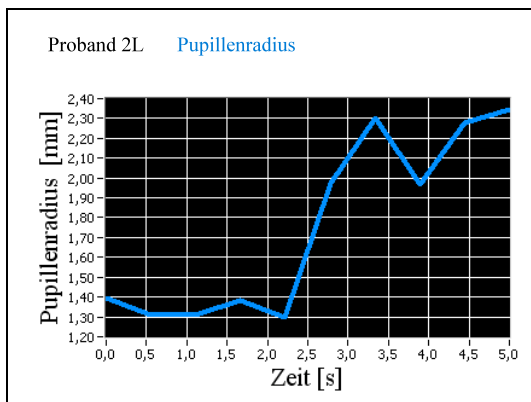
d)

Abb.48 a-d: Messergebnisse für sphärische Aberration (Sphärisch), Astigmatismus bzw. zylindrische Aberration (Zylindrisch), den größten gemessenen Krümmungsradius der Kornea (C-Radius 1), den kleinsten gemessenen Krümmungsradius der Kornea (C-Radius 2), die absolute Brechkraft der Kornea (C-BK,abs), die Differenz zur Soll-Brechkraft der Kornea (C-BK, Keratometer), die Achsenlänge des Auges (von Kornea bis Retina) und die Vorderkammertiefe (VK-Tiefe) für das jeweilige linke Auge der Probanden.

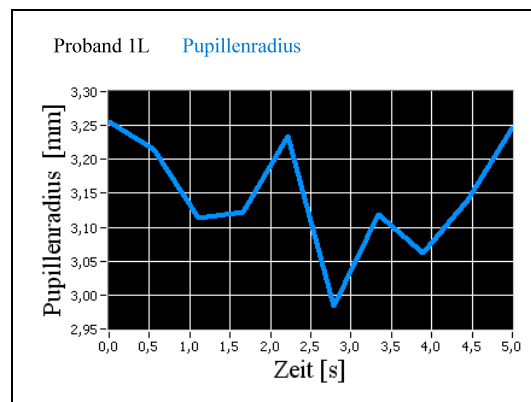
Mit Abstand die besten Retina-Bilder konnten von Proband 3L aufgenommen werden. Die durchschnittliche Cone Visibility liegt bei 3,95 und die Aberrationen sind gering. Auch die Messergebnisse des Refraktometers zeigen geringe Aberrationen. Die leichte Myopie des Probanden konnte mit der im SLO-Gerät vorhandenen Fokusfeineinstellung korrigiert werden.

Während der Messung war der Pupillendurchmesser mit einem durchschnittlichen Wert von $(1,9 \pm 0,3)$ mm verglichen mit den Probanden 1L und 4L (3,15mm und 3,41mm) relativ gering. Dies könnte eventuell die bessere Bildqualität erklären.

Ebenso gute Ergebnisse sind den Keratometer- und Refraktometerwerten nach von Proband 2L zu erwarten. Die mittlere Cone Visibility liegt bei 2,9 und die Bildqualität ist damit deutlich schlechter als bei Proband 3L. Interessant ist es, in diesem Fall den zeitlichen Verlauf der Cone Visibility zu betrachten (siehe Abb.50 a). Das erste der 120 SLO-Bilder besitzt noch eine Cone Visibility von 5,4 und liegt damit sogar über der maximal auftretenden Cone Visibility eines Einzelbildes von Proband 3L (diese ist 5,17). Während der Messung nimmt diese jedoch kontinuierlich ab. Dies kann auf ein Akkommodieren des Probanden während des Messvorgangs zurückzuführen sein. Die zeitliche Auswertung der HS-Daten ergibt sowohl eine Änderung des Pupillenradius (siehe Abb.49 a) als auch des Defokus-Koeffizienten (C-3) (siehe Abb.50 a) während dieser Messung.



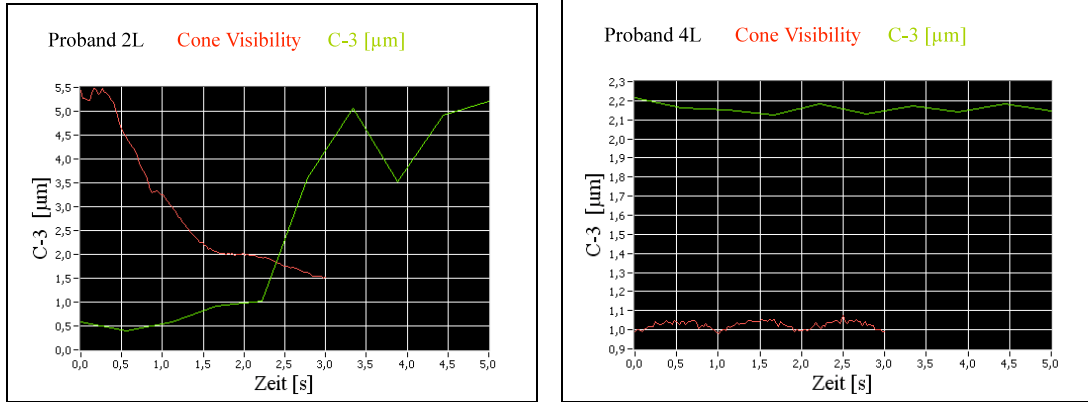
a)



b)

Abb.49 a und b: Zeitlicher Verlauf der Größe des Pupillenradius der Probanden 2L (links) und 1L (rechts) während zehn HS-Messungen.

Im Laufe der Messung vergrößert sich der Pupillenradius um ca. 1mm. Der Pupillenradius von Proband 1L bleibt im Vergleich dazu relativ konstant ($\pm 0,15\text{mm}$).



50 a und b: Zeitlicher Verlauf des Defokus-Koeffizienten C-3 (grün) und der Cone Visibility (rot, identischer Maßstab wie C-3) während zehn HS-Bildern (5s) bzw. 120 SLO-Bildern (3s).

Während des Messvorgangs steigt der Defokus-Koeffizient des Probanden 2L stark an (Abb.50 a), zeitgleich dazu sinkt die Cone Visibility der Einzelbilder. Vergleichsweise bleibt die Cone Visibility-Kurve von Proband 4L (Abb.50 b) relativ konstant.

Proband 1L besitzt laut HS-Analyse einen erhöhten Astigmatismuskoeffizienten (siehe Abb.47 a und b: 90°-Astigmatismus: $(-2,4 \pm 0,3)\mu\text{m}$). Dies bestätigen auch die Keratometerwerte für Astigmatismus (Proband 1L: +0,75dpt, Proband 2L und 3L: +0,25dpt).

Der Defokus ist aufgrund der variablen Fokuseinstellung des SLO-Geräts nicht direkt vergleichbar.

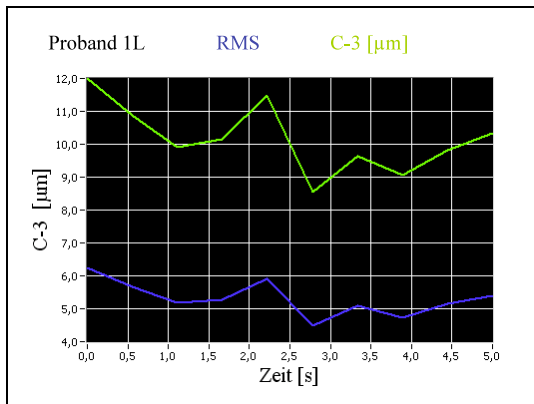
Eventuell wäre mithilfe der HS-Daten bei dieser Messung durch besseres „Scharfstellen“ eine bessere Bildqualität erzielbar gewesen (vgl. hoher C-3 Wert in Abb.45 a und b). Im Vergleich zu den anderen Probanden sind aber auch Aberrationen höherer Ordnung stärker vertreten, bedingt durch einen Pupillenradius von $(3,15 \pm 0,1)\text{mm}$. Um eine mögliche Verbesserung des SLO-Bildes durch Einstellen des Fokus aufgrund der HS-Daten zu zeigen, müssten weitere Messungen durchgeführt werden.

Die Pupille von Proband 4L war relativ weit (Pupillendurchmesser: 3,4mm) und auch bei diesen Messungen konnten Aberrationen höherer Ordnung verstärkt im Vergleich zu den Probanden 2L und 3L gemessen werden.

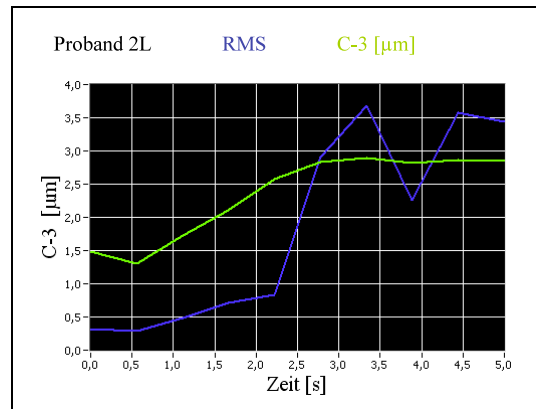
Die stärksten Aberrationen finden sich eindeutig bei den Messungen von Proband 4L. Die Keratometerwerte zeigen einen starken Astigmatismus an (NIDEK:+3,50dpt, ZEISS:+3,05dpt) und der Refraktometerwert (-4,50dpt) eine starke Myopie. Auch im gemittelten Bild ist der Koeffizient für den 90°-Astigmatismus stark ausgeprägt. Die SLO-Bilder unterscheiden sich kaum von einem Rauschbild (Cone Visibility liegt bei 1,03) und es sind keine Fotorezeptoren mehr zu erkennen.

Ohne Kompensation des Astigmatismus (z.B. durch adaptive Optiken) scheint hier eine Aufnahme des Zapfenmosaiks unmöglich.

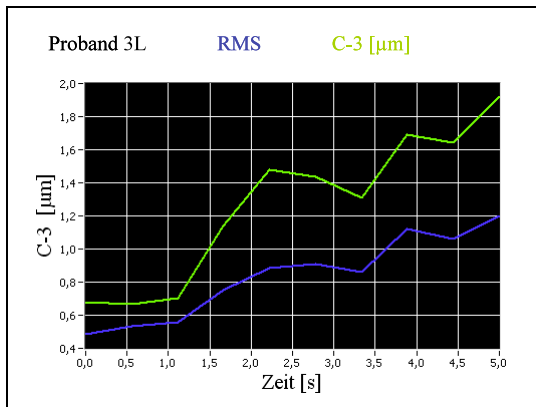
Eine weitere Beobachtung ist, dass der Verlauf des RMS-Wertes stark vom Verlauf des Defokus-Koeffizientenwertes abhängt (siehe Abb.51 a-d) und damit die Bildqualität sehr stark von der korrekten Fokussierung abhängt.



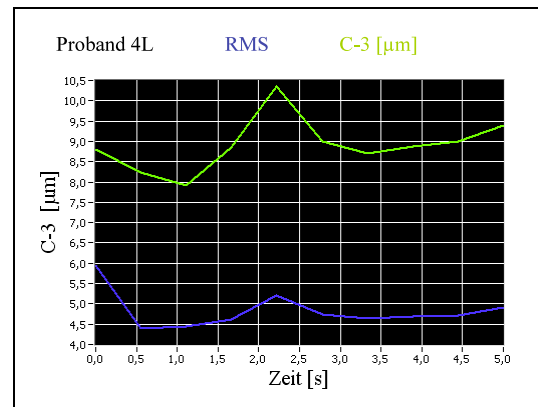
a)



b)



c)



d)

Abb.51 a-d: Verlauf von RMS-Wert (blau, gleiche Skala wie C-3) und Defokus-Koeffizient C-3 (grün) für zehn hintereinander aufgenommene HS-Bilder.

Um die Messungen von den Probanden besser vergleichen zu können, müssten die Pupillen eingetropft werden und eventuell der Kopf während der Messung besser fixiert werden z.B. durch eine Beißstange (bei aktuellem Messaufbau dient zur Stabilisierung der Messposition lediglich eine Kinn- und Stirnlehne).

7. Schwankung der Bildqualität bei unterschiedlichen transversalen Positionen des Auges

Durch den Wellenfrontsensor kann die Pupillenposition sehr exakt beobachtet werden. Vor Integrieren des HS in den Messaufbau wurde neben der Ausleuchtung auch die Positionierung der Pupille mit einer Videokamera (CCD-Kamera, Royal Phillips Electronics, Niederlande, LDH0702/20) beobachtet um eine ideale Ausrichtung des Auges zu garantieren. Beim Einrichten des Auges bestand bei Betrachtung der Live-Bilder des SLO's der Eindruck, dass selbst bei gleichbleibender Ausleuchtung der Pupille die Auflösung schon bei sehr kleiner Positionsänderung schwankt.

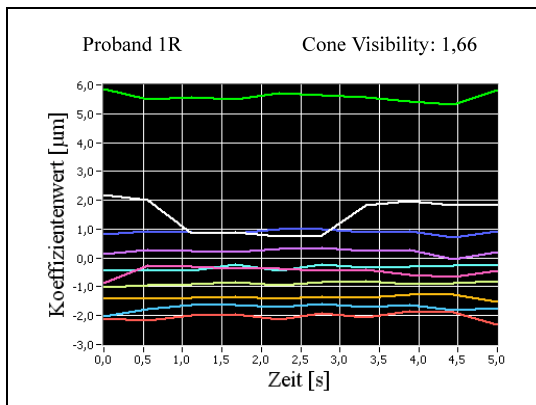
Um dieses Phänomen genauer zu untersuchen wurde nun ein und dasselbe Auge mehrmals bei unterschiedlicher Pupillenposition untersucht. Einmal wurde versucht ein Überlappen von Zentralpunkt (durchs Modellauge festgelegt) und Pupillenmittelpunkt herzustellen, bei einem zweiten Messdurchlauf wurde die Position so gewählt, dass

ausschließlich die Intensität des SLO-Bildes zum Einrichten des Probanden herangezogen worden ist. Ziel war es, die Intensität im SLO-Bild zu maximieren.

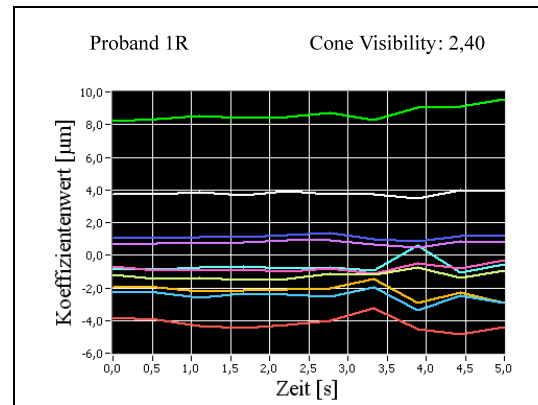
Die Koordinaten des mit der Messung des Modellauges bestimmten Zentralpunkts in Pixelkoordinaten waren 701(x) und 481(y).

Proband 1R

Der Pupillenmittelpunkt des Probanden 1R wurde mit $700,2 \pm 0,5$ bzw. $480,2 \pm 0,0$ (Mittelwerte und Standardabweichungen der zehn Messungen einer Messserie) gefunden. Die beiden Messungen wurden direkt hintereinander durchgeführt, sodass sich auch der Pupillenradius nicht wesentlich änderte. Die Aberrationen waren außerdem zeitlich relativ konstant, sodass sich dieser Datensatz besonders gut für eine Auswertung eignet. Bei der Messung in der Zentralposition wurde eine mittlere Cone Visibility von 1,66 erreicht. Nach erneutem Ausrichten des Probanden befand sich der Pupillenmittelpunkt an der Position $788,6 \pm 0,0$ (x) und $480 \pm 0,4$ (y) und damit deutlich lateral versetzt gegenüber der ursprünglichen Zentralposition. Die SLO-Bilder erreichen hierbei eine mittlere Cone Visibility von 2,40.



a)



b)

Proband 1R-MP				Proband 1R					
Cone Visibility: 1,66		MV	SD	relative Schwankung in %	Cone Visibility: 2,37		MV	SD	relative Schwankung in %
x-Tilt		1,5	0,6	40,07	x-Tilt		3,8	0,15	4,001
y-Tilt		-2	0,15	-7,166	y-Tilt		-4,2	0,45	-10,68
Defokuswert		5,6	0,17	2,988	Defokuswert		8,7	0,44	5,077
Astigmatismus 90°		-1,7	0,12	-7,217	Astigmatismus 90°		-2,5	0,39	-15,6
Astigmatismus 45°		-0,89	0,065	-7,321	Astigmatismus 45°		-1,2	0,24	-19,66
Koma in x-Richtung		0,22	0,11	52,46	Koma in x-Richtung		0,75	0,14	18,87
Koma in y-Richtung		-1,4	0,073	-5,316	Koma in y-Richtung		-2,2	0,45	-20,2
C-8		0,89	0,084	9,465	C-8		1,1	0,14	12,75
C-9		-0,47	0,18	-39,02	C-9		-0,81	0,24	-30,15
C-10		-0,34	0,099	-29,03	C-10		-0,67	0,47	-69,79

c)

d)

Abb.52 a-d: Zeitlicher Verlauf der vorliegenden Aberrationen bei der Aberrationsvermessung an zwei verschiedenen lateralen Positionen der Pupille von Proband 1L. Dazu wurden Mittelwerte (MW), Standardabweichung (SD) und relative Schwankung der Koeffizienten der ersten zehn Zernike-Polynome (siehe Liste der Zernike-Polynome im Anhang) über zehn gemessene HS-Bilder angegeben.

Mehrere Messreihen haben gezeigt, dass die mittlere Cone Visibility nicht nur von Proband zu Proband schwankt, sondern auch bei ein und demselben Auge variiert. (siehe Tabelle 2).

Tabelle 2: Probandendaten bei unterschiedlicher Ausrichtung der Pupille

Proband	SLO	Mittlere Cone Visibility	Pupillenradius [mm]	Cursor-Position des Pupillenmittelpunktes [Pixelkoordinaten]	Differenz zu Zentralposition x/y [Pixelkoordinaten]
1R	200	2,40	3,28 ± 0,02	789/481	88/0
1R	186	1,66	2,91 ± 0,02	701/481	0/0
4R	146	1,22	3,09 ± 0,01	655/436	46/45
4R	214	3,02	2,87 ± 0,02	701/481	0/0
1L	206	1,98	3,15 ± 0,09	700/480	1/1
1L	222	2,28	1,56 ± 0,03	745/481	44/0
3L	232	3,95	1,12 ± 0,01	701/481	0/0
3L	258	5,08	2,03 ± 0,24	701/525	0/44

Es ist jedoch schwierig, die Bildqualität auf einzelne Einflussfaktoren zurückzuführen. Sowohl das Akkommodieren des Auges als auch die Eindringposition des Messstrahls könnten beispielsweise Einfluss auf die Bildqualität haben.

Es sollte dabei aber beachtet werden, dass das vorliegende SLO/OCT-System ohne adaptive Optik hochauflösende Bilder von einigen Probanden liefern kann. Dies ist wahrscheinlich nur deshalb möglich, weil einerseits nicht die ganze Pupille (7mm nach Applikation pupillenerweiternder Substanzen) verwendet wird, und weil man eventuell durch Adaption der Position Aberrationen bis zu einem gewissen Grad minimieren kann. Dadurch kommt es aber zu einer störenden zeitlichen Variation der einzelnen Aberrationen, und damit der Bildqualität.

VI. ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK

1. Zusammenfassung

Beim Durchlaufen optischer Abbildungssysteme kann durch sogenannte Aberrationen (Abbildungsfehler) die Wellenfront des durch das System laufenden Lichtstrahls verändert werden. Dadurch wird die Abbildungsqualität vermindert.

Auch das menschliche Auge ist meist kein fehlerfreies, abbildendes System, sondern verändert die Wellenfront eines einfallenden Strahls. Will man mithilfe eines Lichtstrahls den Augenhintergrund untersuchen, so führen Abbildungsfehler der brechenden Flächen bzw. Inhomogenitäten des Auges zu einer verminderten Bildqualität.

Ein HS-Sensor ist in der Lage diese Aberrationen zu messen.

In der vorliegenden Arbeit wurde ein Hartmann-Shack-Wellenfrontsensor (HS-Sensor) aufgebaut, kalibriert und in ein Scanning Laser Ophthalmoskop/Optisches Kohärenztomografie-System eingebaut.

Mithilfe der Kalibrationsmessungen konnten Parameter des HS-Sensors (wie Brennweite der Mikrolinsen und Pixelbreite), die bei der Rekonstruktion der Wellenfront verwendet werden, exakt bestimmt werden (Hardwarekalibrierung). Mit einer Softwarekalibrierung wurde die Genauigkeit des Rekonstruktionsalgorithmus überprüft.

Das vorhandene Scanning Laser Ophthalmoskop (SLO) war in der Lage, das Fotorezeptor-Mosaik außerhalb der Fovea centralis abzubilden.

Durch synchrone Untersuchung des von der Retina zurück gestreuten Lichts wurden neben der SLO-Messung auch die Abbildungsfehler des untersuchten Auges mithilfe des HS-Sensors gemessen.

Dies ermöglichte es, die Bildqualität im SLO mit den jeweilig gemessenen Aberrationen zu vergleichen.

Um ein Maß für die SLO-Bildqualität zu bekommen wurde eine sogenannte Cone Visibility eingeführt. Diese beschreibt das Verhältnis der Amplitude der Raumfrequenzen

entsprechend dem Abstand der Fotorezeptoren zu der Amplitude dieser Raumfrequenzen des Rauschens.

Weiters war es möglich mithilfe des HS-Sensors die Pupillengröße und -position genau zu bestimmen. Die Vermessung mehrerer Probanden zeigte, dass die Bildqualität einerseits von den Aberrationen, aber ebenso von der Position und Größe der Pupillen abhängt.

Zusätzlich wurden die zeitlichen Variationen der SLO-Bildqualität und der Augenaberrationen untersucht. Die Schwankung der einzelnen Werte war teilweise überraschend groß, und von Proband zu Proband sehr unterschiedlich.

Obwohl das SLO/OCT-System in der Lage ist bei einigen Probanden (ohne adaptive Optik) das Photorezeptor-Mosaik abzubilden, zeigt diese Arbeit, dass dies auf unterschiedliche Faktoren zurückzuführen ist:

- 1) Die Aberrationen des untersuchten Auges sind klein.
- 2) Die Pupille des gemessenen Auges ist relativ klein (3mm - 4mm).
- 3) Eine leichte Adaption (laterale Verschiebung) der Messstrahlposition bewirkt eine Verminderung der Aberrationen.

Leider bewirken diese Voraussetzungen eine zeitliche Variation der SLO-Bildqualität.

2. Limitationen und Ausblick

Um die individuell bestmögliche Bildqualität mit dem Scanning Laser Ophthalmoskop zu erreichen, wäre es wichtig die Einflussgrößen auf diese Bildqualität besser analysieren und separieren zu können. Dafür wäre es interessant, die durchgeführte Studie mit akkommodationsverhinderten, paralysierten (durch Eintropfen pupillenerweiterender Substanzen in das Auge) Probanden zu wiederholen. Erst dann wäre überprüfbar, ob die Bildqualität auch noch bei konstantem Pupillendurchmesser und fehlendem Akkommodieren individuell schwankt bzw. von der Position des Messstrahls auf der Pupille abhängt.

Des Weiteren wäre ein direkter Vergleich der Bildqualität bei kleiner und maximaler Pupille interessant.

Für künftige Anwendungen wäre es sinnvoll, das vorhandene Programm so zu adaptieren, dass die Aberrationen live berechnet und dargestellt werden könnten.

Dann könnte eventuell der bestmögliche Fokus eingestellt und der Messstrahl auf der Pupille (durch Minimierung der Aberrationen) ideal positioniert werden; sodass die Messung mit maximal möglicher Bildqualität durchgeführt wird.

Auf diese Weise könnte die Leistungsfähigkeit des SLO bestmöglich ausgenutzt werden.

Auch anderen Gruppen ist es bereits gelungen eine Abbildung der Photorezeptoren zu erzielen (bei Verzicht auf adaptive Optiken). [Vohnsen 2004], [Miller 1996]

Eine Option die Bildqualität auch für Patienten mit starken Aberrationen weiter zu steigern liegt in der Erweiterung des vorhandenen Messsystems um adaptive Optiken (AO). [Doble 2005], [Liang 1997/2], [Fernández 2006], [Chen 2007], [Vdovin 2000].

Nur durch vollständige Korrektur der Aberrationen kann dann eine (näherungsweise) beugungsbegrenzte Auflösung erzielt werden.

Um den Einfluss zeitlicher Variationen der Aberrationen durch Akkommodations-einstellung und unwillkürliche Augenbewegungen zu minimieren, ist die Korrektur der Aberrationen sinnvollerweise dynamisch zu gestalten.

[Hofer 2001], [Yoon 2000]

VII. LITERATURVERZEICHNIS

Das Literaturverzeichnis wurde im UniKA-Style verfasst [Gockel 2008], es werden deshalb nur Erstautor und Zweitautor explizit erwähnt.

[Artal 1993/1] P. Artal, M. Ferro. *Effects of Aging in Retinal Image Quality*. Journal of the Optical Society of America A, 1993, 10:1656-1662

[Artal 1993/2] P. Artal, R. Navarro. *Monochromatic Modulation Transfer Function of the Human Eye for Different Pupil Diameters: An Analytical Expression*. Journal of the Optical Society of America A, 1994, 11:246-249

[Artal 2001] P. Artal, A. Guirao. *Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye*. Journal of Vision, 2001, 1:1-8

[Artal 2002] P. Artal, E. Berrio. *Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age*. Journal of the Optical Society of America, 2002, 19: 137-143

[Artal 2004] P. Artal, L. Chen. *Neural compensation for the eye's optical aberrations*. Journal of Vision, 2004, 4: 281-287

[Bergmann 1993] L. Bergmann, H. J. Eichler. *Lehrbuch der Experimentalphysik - Band 3 - Optik*. Walter de Gruyter Verlag, Berlin, 9. Auflage, 1993

[Blendoweske 2004] R. Blendoweske, FH Darmstadt. *Technische Optik*.

< http://www.fbm.fhdarmstadt.de/~blendowske/TO/to_kap6.pdf > , 22. 9. 2009

[Born 1999] M. Born, E. Wolf. *Principles of optics*. Cambridge University Press, Cambridge, 7. (erweiterte) Auflage, 1999

[Campell 1966] F.W. Campell, R.W. Gubisch. *Optical Quality of the human eye*. The Journal of Physiology, 1966, 186:558-578

[Chen 2007] D. C. Chen, S. M. Jones. *High-resolution adaptive optics scanning laser ophthalmoscope with dual deformable mirrors*. Journal of the Optical Society of America A, 2007, 24:1305-1311

[Cheng 2004] H. Cheng, J. K. Barnett. *A population study on changes in wave aberrations with accommodation*. Journal of Vision, 2004, 4: 272-280

- [Chernyshov 2005] A. Chernyshov, U. Sterr. *Calibration of a Shack-Hartmann sensor for absolute measurements of wavefronts*. Applied Optics, 2005, 44: 6419-6425
- [Curatu 2006] C. Curatu, G. Curatu. *Tolerance analysis method for Shack-Hartmann sensors using a variable phase surface*. Optics express, 2006, 14: 138-147
- [Delori 2007] F. C. Delori, R. H. Webb. *Maximum permissible exposures for ocular safety (ANSI 2000), with emphasis on ophthalmic devices*. Journal of the Optical Society of America A, 2007, 24: 1250-1265
- [Doble 2005] N. Doble. *High-resolution, in vivo retinal imaging using adaptive optics and its future role in ophthalmology*. Expert Review of Medical Devices, 2005, 2: 205-216
- [Donnelly 2003] W. J. Donnelly, A. Roorda. *Optimal pupil size in the eye for axial resolution*. Journal of the Optical Society of America A, 2002, 20:2010-20154
- [Droste 1999] D. Droste, *Realisierung eines Wellenfrontsensors mit einem ASIC*. Dissertation an der Universität Mannheim, 1999.
- [Fernández 2006] E. J. Fernández , L. Vabre. *Adaptive optics with a magnetic deformable mirror: applications in the human eye*. Optics Express, 2006, 14:8900- 8917
- [Fercher 2002] A. F. Fercher , C. K. Hitzenberger. *Progress in Optics - Volume 44*. Chapter 4: Optical Coherence Tomography. Elsevier, Amsterdam, 2002
- [Gay 2005] R. Gay, A. Rothenburger. *Lehrbuch der Physiologie*. Thieme Verlag, Stuttgart, 5. Auflage, 2005
- [Gockel 2008] T. Gockel. *Form der wissenschaftlichen Ausarbeitung*. Springer Verlag, Berlin, 2008
- [Goodman 1968] J. W. Goodman. *Introduction to Fourier Optics*. McGraw Hill, San Francisco, 1968
- [Groening 2000] S. Groening, B. Sick. *Wave-front reconstruction with a Shack-Hartmann sensor with an iterative spline fitting method*. Applied Optics, 2000, 39: 561-567
- [Gross 2003] R. Gross. *Physik III - Optik und Quantenphänomene*. Vorlesungsskript zur Vorlesung im WS 2002/2003 an der TU München, Garching, 2003, <http://www.wmi.badw.de/teaching/Lecturenotes/Physik3/Gross_Physik_III_Kap_1.pdf>
- [He 1998] J. C. He, S. Marcos. *Measurement of the wave-front aberration of the*

eye by a Fast Psychophysical Procedure. Journal of the Optical Society of America A, 1998, 15:2449-2456

[Hecht 2001] E. Hecht. *Optik*. Oldenbourg Wissenschaftsverlag, München, 2001

[Hofer 2001] H. Hofer, L. Chen. *Improvement in retinal image quality with dynamic correction of the eye's aberrations*. Optics express, 2001, 8:631-643

[Howland 1977] H.C. Howland, B. Howland. *Subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye*. Journal of the Optical Society of America, 1977, 67: 1508-1518

[Hunziker 2006] H. W. Hunziker. *Im Auge des Lesers: foveale und periphere Wahrnehmung-vom Buchstabieren zur Lese Freude*. Transmedia Stäubli Verlag, Zürich, 2006

[Iglesias 1998] I. Iglesias, E.Berrio. *Estimates of the ocular wave aberration from pairs of double-pass retinal images*. Journal of the Optical Society of America A, 1998, 15: 2466-2476

[Kanski 2008] J. J. Kanski. *Klinische Ophthalmologie: Lehrbuch und Atlas*, Elsevier Verlag, München, 2008

[Klinke-Silbernagel 2003] R. Klinke, S. Silbernagel. *Lehrbuch der Physiologie*. Thieme-Verlag, Stuttgart, 4. Auflage, 2003

[Liang 1994] J. Liang, B. Grimm. *Objective Measurement of Wave Aberrations of the Human Eye with the Use of a Hartmann-Shack Wave-front Sensor*. Journal of the Optical Society of America A, 1994, 11:1949-1957

[Liang 1997/1] J. Liang, D. R. Williams. *Aberrations and Retinal Images Quality of the Normal Human Eye*. Journal of the Optical Society of America, 1997, 14:2873-2883

[Liang 1997/2] J. Liang, D. R. Williams. *Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics*. Journal of the Optical Society of America A, 1997, 14: 2884-2892

[Lindlein 2001] N. Lindlein, J. Pfund. *Algorithm for Expanding the Dynamic Range of a Shack-Hartmann Sensor by Using a Spatial Light Modulator array*. Optical Engineering, 2001, 40:837-840

[Litfin 2005] G. Litfin. *Technische Optik in der Praxis*. Springer Verlag, Berlin, 3.Auflage, 2005

- [**Maeda 2003**] P. Y. Maeda. *Zernike Polynomials and Their Use in Describing the Wavefront Aberrations of the Human Eye*. Power-Point-Präsentation für Kurs-Vortrag „Applied Vision and Imaging Systems“, Stanford Universität 2003, <http://scien.stanford.edu/class/psych221/projects/03/pmaeda/index_files/ppt_presentation.ppt>, 22.9.2009
- [**Meschede 2002**] D. Meschede. *Gerthesen Physik*. Springer Verlag, Berlin, 21. Auflage, 2002
- [**Miller 1996**] D. T. Miller, D. R. Williams. *Images of Cone Photoreceptors in the Living Human Eye*. Journal of Vision Research, 1996, 36:1067-1079
- [**Molebny 2000**] V. V. Molebny, S.I. Panagopoulou. *Principles of Ray Tracing Aberrometry*. Journal of refractive Surgery, 2000, 16:572-575
- [**Moreno-Barriuso 2000**] E. Moreno-Barriuso, R. Navarro. *Laser Ray Tracing versus Hartmann–Shack sensor for measuring optical aberrations in the human eye*. Journal of the Optical Society of America A, 2000, 17: 974-985
- [**Navarro 1995**] R. Navarro, M. A. Losada. *Phase transfer and point-spread function of the human eye determined by a new asymmetric double-pass method*. Journal of the Optical Society of America A, 1995, 12: 2385-2392
- [**Navarro 1998**] R. Navarro, E. Moreno. *Monochromatic aberrations and point-spread function of the human eye across the Visual Field*. Optometry and Vision Science, 1998, 15:2522-2529
- [**Navarro 1999**] R. Navarro, E. Moreno-Barriuso. *Laser ray-tracing method for optical testing*. Journal of the Optical Society of America A, 1999, 24: 951-953
- [**Obstfeld 1982**] H. Obstfeld. *Optics in Vision - Foundations of visual optics and associated coputations*. Buttwerworths Verlag, 2.Auflage, 1982
- [**ÖNORM 2006**] ÖVE/ÖNORM EN 60825-1, „Safety of laser products“, IEC 76/338/CDV, FNA 186, 2006
- [**Pallikaris 2000**] I. G. Pallikaris, S. I. Panagopoulou. *Clinical Experience With the TRACEY Technology Wavefront Device*. J. Refract. Surg, 2000, 16:588-591
- [**Pape 2002**] U. v.Pape. *Wavefront Sensing of the Human Eye*. Dissertation am Ruperto-Carola University of Heidelberg, Deutschland, 2002
- [**Pircher 2006**] M. Pircher, B. Baumann. *Retinal cone mosaic imaged with transverse*

- scanning optical coherence tomography*. Optical Letters, 2006, 31: 1821-1823
- [Pircher 2007]** M. Pircher, B. Baumann. *Simultaneous SLO/OCT imaging of the human retina with axial eye motion correction*. Optics Express, 2007, 15:16922-16932
- [Pircher 2009]** M. Pircher, B. Baumann. *High speed high resolution SLO/OCT for investigating temporal changes of single cone photoreceptors in vivo*. Proc. SPIE 7372, 2009, 737213.
- [Pfund 1998-1]** J. Pfund, N. Lindlein. *Misalignment effects of the Shack-Hartmann sensor*. Applied Optics, 1998, 37: 22-27
- [Pfund 1998-2]** J. Pfund, N. Lindlein. *Dynamic range expansion of a Shack-Hartmann Sensor by Use of a Modified Unwrapping Algorithm*. Optical letters, 1998, 23: 995-997
- [Porter 2001]** J. Porter, A. Guirao. *Monochromatic aberrations of the human eye in a large population*. Journal of the Optical Society of America A, 2001, 18: 1793-1803
- [Porter 2006]** J. Porter, H. M. Queener. *Adaptive Optics for Vision Science : Principles, Practices, Design, and Applications*. Wiley Verlag, Hoboken, 1.Auflage, 2006
- [Radhakrishnan 2007]** H. Radhakrishnan, W. N. Charman. *Age-related changes in ocular aberrations with accommodation*. Journal of Vision, 2007, 7: 1-21
- [Reinhard 2003]** J. Reinhard. *Funktionsweise des SLO*. SLO-Labor, Universitätsklinik-Tübingen, Deutschland. <<http://www.uak.medizin.uni-tuebingen.de/slo/index.htm>>, 30.9.2009
- [Salmon 1998]** T. O. Salmon, L. N. Thibos. *Comparison of the Eye's Wave-front Aberration Measured Psychophysically and with the Shack-Hartmann Wave-front Sensor*. Journal of Optical Society of America A, 1998, 15:2457-2465
- [Schneider 2009]** G. Schneider; J. Kurt. Technische Prinzipien zur Messung der Blickrichtung und der Augenbewegungen. <http://www2.hu-berlin.de/reha/eye/Technische%20Prinzipien_Eye.pdf>, 30.9.2009
- [Schreiber 1999]** K. Schreiber. *Erstellung und Optimierung von Algorithmen zur Messung von Augenbewegungen mittels Video-Okulographie-Methoden*. Diplomarbeit in der Vestibulo-Okulären Arbeitsgruppe am Universitätsklinikum Tübingen, Deutschland, 1999
- [Seifert 2003]** L. Seifert, J. Liesener. *The adaptive Shack-Hartmann Sensor*. Optics Communications, 2003, 216:313-319

- [Shack 1971] R. V. Shack, B.C. Platt. *Production and use of a lenticular Hartmann screen*. Journal of the Optical Society of America, 1971, 61:656
- [Thibos 2000] L. N. Thibos, L. Applegate. *Standards for Reporting the Optical Aberrations of Eyes*. Journal of Optical Society of America A, 2000, 35: 232-244
- [Thibos 2002] L. N. Thibos, X. Hong. *Statistical variation of aberrations structure and image quality in a normal population*. Journal of the Optical Society of America A, 2002, 19: 2329-2348
- [Tipler 1994] P.A. Tipler. *Physik*. Spektrum Verlag, Heidelberg, Deutschland, 3. Auflage, 1994
- [Unsbo 2002] P. Unsbo, L. K. Franz. *Increased Dynamic Range of a Hartmann-Shack Sensor by B-spline Extrapolation: Measurement of Large Aberrations in the Human Eye*. Investigative Ophthalmology and Vision Science, 2002, 43: U465
- [Vdovin 2000] G. Vdovin. *Closed-loop adaptive optical system with a liquid mirror*. Optical Letters, 2009, 34:524-526
- [Vohnsen 2004] B. Vohnsen, I. Iglesias. *Directional imaging of the retinal cone mosaic*. Optics Letters, 2004, 29:968-970
- [Webb 1992] R. H. Webb, C. M. Penney. *Measurement of Ocular Wave-front Distortion with a Spatially Resolved Refractometer*. Applied Optics, 1992, 31:3678-3686
- [Webb 2003] R. H. Webb, C. M. Penney. *SSR (spatially resolved refractometer): a null-seeking aberrometer*. Journal of the Optical Society of America A, 2003, 42: 738-74
- [Yellot 1982] J. I. Yellot. *Spectral analysis of spatial sampling by photoreceptors: Topological disorder prevents aliasing*. Vision Research, 1982, 22:1205-1210.
- [Yoon 2000] G.Y. Yoon, D. R. Williams. *Visual benefit of correcting the higher order monochromatic aberrations and the chromatic aberration in the eye*. Vision Science and Its Applications, 2000, 35:205-211
- [Zernike 1934] F. Zernike. *Beugungstheorie des Schneideverfahrens und seine verbesserte Form der Phasenkontrastmethode*. Physica, 1934, 1:689-704

VIII. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

- Abb.1 Punktlichtquelle mit sphärischer Wellenfront
- Abb.2 Optische Abbildung eines Punktes; nach [Hecht 2001]
- Abb.3 Geometrische Konstruktion eines Bildes mit einer dünnen Sammellinse ;
nach [Tipler 1994]
- Abb.4 Sphärische Aberration; nach [Born 1999]
- Abb.5 Koma; nach [Hecht 2001]
- Abb.6 Sagittalebene; nach [Hecht 2001]
- Abb.7 Sagittalstrahlen; nach [Hecht 2001]
- Abb.8 Meridionalebene; nach [Hecht 2001]
- Abb.9 Meridionalstrahlen; nach [Hecht 2001]
- Abb.10 Anatomie des menschlichen Auges [Urheber: Talos, <http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Eye_scheme.svg&filetimestamp=20090821082302>, 2.10.2009]
- Abb.11 Myopie und Hyperopie
- Abb.12 Koordinatensystem für Bildgebung; nach [Maeda 2003]
- Abb.13 Zur Definition von $W(x,y)$; nach [Maeda 2003]
- Abb.14 Pupillenkoordinatensystem; nach [Maeda 2003]
- Abb.16 Eine ideale Wellenfront trifft auf HS-Sensor
- Abb.17 Eine Wellenfront mit Aberrationen trifft auf HS-Sensor
- Abb.18 Wellenfrontvermessung mit zwölf Linsen
- Abb.19 Wellenfrontvermessung mit vier Linsen
- Abb.20 Punktüberlappung
- Abb.21 Punktüberkreuzen
- Abb.22 Details zur Abbildung einer Mikrolinse des HS-Sensors
- Abb.23 Flowchart-Diagramm zur Veranschaulichung der Software-Kalibrierung;
nach [Porter 2006]
- Abb.24 Entstehung des Punktmusters bei Messung einer sphärischen Wellenfront
- Abb.25 Schema zur Fokalkpunktbeschreibung
- Abb.26 Verwendeter Wellenfrontsensor

- Abb.27 Messung von Wellenfronten verschiedener Krümmungsradien durch Variation des Abstandes zwischen Lichtquelle und HS-Sensor.
- Abb.28 Messaufbau mit Justierhilfe zur HS-Kalibrierung
- Abb.29 Zur Untergliederung des Intensitätsbildes und Ausrichtung des Gitters nach Linsenachsen
- Abb. 30 Zur Untergliederung des Intensitätsbildes und Ausrichtung des Gitters nach Linsenachsen
- Abb.31 Entstehende Intensitätsverteilung auf der Kamera
- Abb.32 Punktmuster
- Abb.33 Einzelner Punktversatz
- Abb.34 Darstellung der gemessenen, sphärischen Wellenfront (Labview).
- Abb.35 Abhängigkeit der Differenz der gemessenen Krümmungsradien von der Krümmung der Wellenfront
- Abb.36 Makula
- Abb.37 Mögliche Rotationsbewegungen des Auges nach [Schreiber 1999]
- Abb.38 Strahlengang von Auge bis Wellenfrontsensor
- Abb.38 Strahlengang im SLO/OCT-System
- Abb.39 Diagramm der Zernike-Koeffizienten der ersten zehn Zernike Polynome von vier Probanden.
- Abb.40 Statistik der relativen Intensität der SLO-Einzelbilder.
- Abb.41 Repräsentative SLO-Einzelbilder mit einer Cone Visibility, die (etwa) dem über alle Bilder gemittelten Wert der Cone Visibility entspricht.
- Abb.42 Ausschnitt der FFT der Bilder 41 a-d
- Abb.43 Zeitlicher Verlauf der vorliegenden Aberrationen bei der Aberrationsvermessung eines Modellauges mit 1,1mm Pupillendurchmesser
- Abb. 44 Zeitlichen Verlauf der vorliegenden Aberrationen von Proband 3L
- Abb. 45 Zeitlichen Verlauf der vorliegenden Aberrationen von Proband 2L
- Abb. 46 Zeitlichen Verlauf der vorliegenden Aberrationen von Proband 1L
- Abb. 47 Zeitlichen Verlauf der vorliegenden Aberrationen von Proband 4L
- Abb.48 Messergebnisse für das jeweilige linke Auge der Probanden mit dem Refraktometer und Keratometer.

- Abb.49 Zeitlicher Verlauf der Größe des Pupillenradius der Probanden 2L (links) und 1L (rechts) während zehn HS-Messungen.
- Abb.50 Zeitlicher Verlauf des Defocus-Koeffizienten C-3 (grün) und der Cone Visibility (rot) während zehn HS-Bildern (5s) bzw. 120 SLO-Bildern (3s).
- Abb.51 Verlauf von RMS-Wert (blau) und Defokus-Koeffizient C-3 (grün) für zehn hintereinander aufgenommene HS-Bilder für vier Probanden.
- Abb.52 Zeitlichen Verlauf der vorliegenden Aberrationen bei der Aberrationsvermessung an zwei verschiedenen lateralen Positionen der Pupille von Proband 1L über zehn gemessene HS-Bilder angegeben.

IX. TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Repräsentative Wellenfrontsensoren für das menschliche Auge

Tabelle 2: Probandendaten bei unterschiedlicher Ausrichtung der Pupille

X. ANHANG

Ordnungen der verwendeten Zernike-Polynome:

x-Tilt (Z_1)		1.Ordnung
y-Tilt (Z_2)		
Defokus (Z_3)		2.Ordnung
x-Astigmatismus (Z_4)		
y-Astigmatismus (Z_5)		3.Ordnung
Koma in x (Z_6)		
Koma in y (Z_7)		4.Ordnung
dreiachsiger Astigmatismus-30° (Z_9)		
dreiachsiger Astigmatismus-0° (Z_{10})		4.Ordnung
sphärische Aberration (Z_8)		

C_i ... Zernike-Koeffizienten des i-ten Zernike-Polynoms

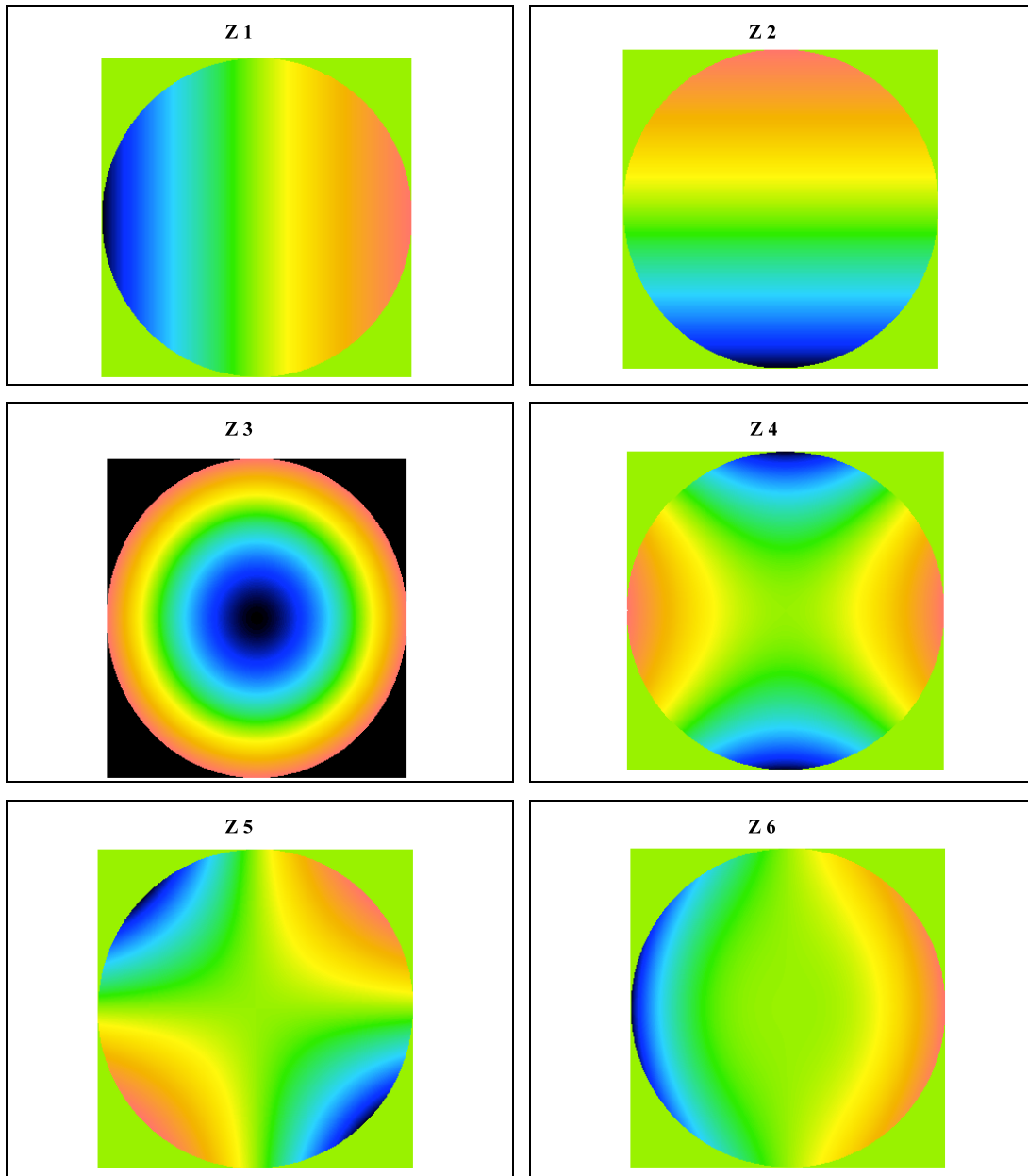
Liste der ersten zehn Zernike-Polynome in kartesischen Koordinaten:

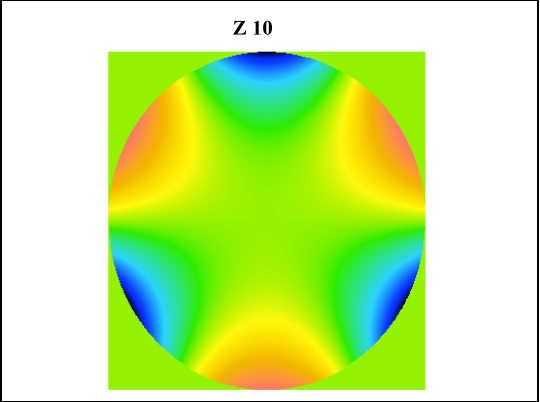
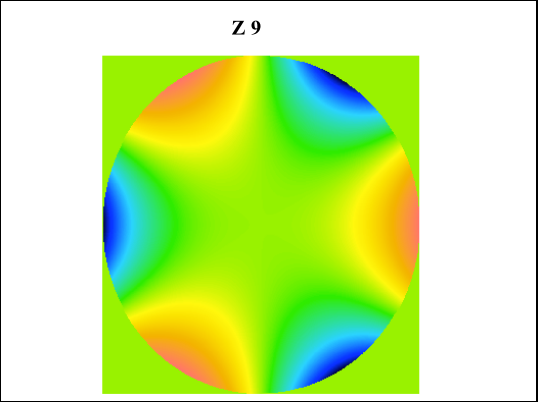
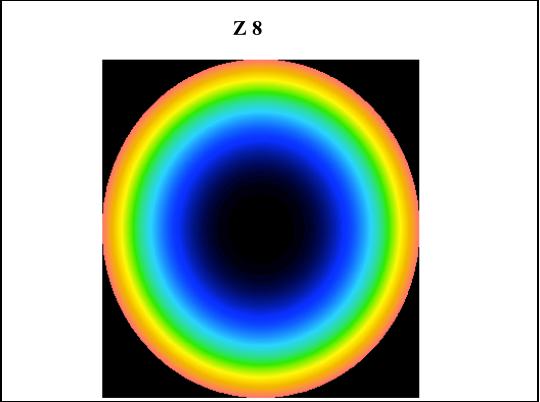
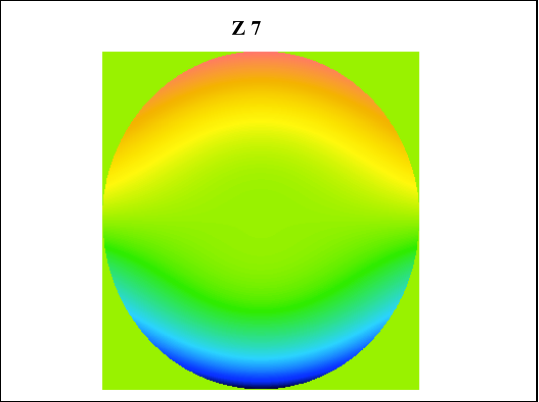
$Z_1(x,y) = C_1 \cdot x$	x-Tilt
$Z_2(x,y) = C_2 \cdot y$	y-Tilt
$Z_3(x,y) = C_3 \cdot (2x^2 + 2y^2 - 1)$	Defokus
$Z_4(x,y) = C_4 \cdot (x^2 - y^2)$	90°-Astigmatismus
$Z_5(x,y) = C_5 \cdot 2xy$	45°-Astigmatismus
$Z_6(x,y) = C_6 \cdot (3x^3 + 3xy^2 - 2x)$	Koma in x
$Z_7(x,y) = C_7 \cdot (3y^3 + 3yx^2 - 2y)$	Koma in y
$Z_8(x,y) = C_8 \cdot (1 - 6x^2 - 6y^2 + 6x^4 + 12x^2y^2 + 6y^4)$	sphärische Aberration
$Z_9(x,y) = C_9 \cdot (1 - 6x^2 - 6y^2 + 6x^4 + 12x^2y^2 + 6y^4)$	dreiachsiger Astigmatismus-30°
$Z_{10}(x,y) = C_{10} \cdot (3x^2y - y^3)$	dreiachsiger Astigmatismus-0°

Liste der ersten zehn Zernike-Polynome in sphärischen Koordinaten:

$Z_1(\rho, \Theta) = Z_1^{-1}(\rho, \Theta) = C_1 \cdot \rho \cdot \cos[\Theta]$	x-Tilt
$Z_2(\rho, \Theta) = Z_1^1(\rho, \Theta) = C_2 \cdot \rho \cdot \sin[\Theta]$	y-Tilt
$Z_3(\rho, \Theta) = Z_2^0(\rho, \Theta) = C_3 \cdot (-1 + 2\rho^2)$	Defokus
$Z_4(\rho, \Theta) = Z_2^2(\rho, \Theta) = C_4 \cdot \rho^2 \cdot \cos[2\Theta]$	90°-Astigmatismus
$Z_5(\rho, \Theta) = Z_2^{-1}(\rho, \Theta) = C_5 \cdot \rho^2 \cdot \sin[2\Theta]$	45°-Astigmatismus
$Z_6(\rho, \Theta) = Z_3^{-1}(\rho, \Theta) = C_6 \cdot \rho(-2 + 2\rho^2) \cdot \cos[\Theta]$	x-Koma
$Z_7(\rho, \Theta) = Z_3^1(\rho, \Theta) = C_7 \cdot \rho(-2 + 2\rho^2) \cdot \sin[\Theta]$	y-Koma
$Z_8(\rho, \Theta) = C_8 \cdot (1 - 6\rho^2 + 6\rho^4)$	sphärische Aberration
$Z_9(\rho, \Theta) = C_9 \cdot \rho^3 \cdot \cos[3\Theta]$	dreiachsiger Astigmatismus-30°
$Z_{10}(\rho, \Theta) = C_{10} \cdot \rho^3 \cdot \sin[3\Theta]$	dreiachsiger Astigmatismus-0°

Prinzipielle Darstellung der ersten zehn Zernike-Polynome in einer Falschfarbenskala:
(erstellt mit einem Wellenfrontsimulationsprogramm in Labview)





CURRICULUM VITAE

02.06.1985	geboren in Salzburg
09/1991-07/1995	Volksschule Bergheim Schulstraße 2 5101 Bergheim
09/1995-05/2003	Christian-Doppler Gymnasium Salzburg Franz-Josef-Kai 41 5020 Salzburg
05.06.2003	Reifeprüfung
10/2003	Studium der Physik und Lehramtsstudium (UF Physik, UF Psychologie und Philosophie) an der Universität Wien
02/2005	1. Diplomprüfung
04/2008	2. Diplomprüfung
05/2008	Beginn der Diplomarbeit bei Prof. Christoph Hitzenberger am Zentrum für Biomedizinische Technik und Physik an der Medizinischen Universität Wien
10/2008	Studium der Medizinischen Physik (8. Postgradueller Lehrgang) an der Medizinischen Universität Wien

