

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

#### Einführung

Die häufigste Ursache für Sehbehinderungen sind Refraktionsfehler.

- ca. 30 bis 50 % aller Menschen haben korrekturwürdige Refraktionsfehler
- Zahl der Fehlsichtigen (ohne Altersweitsichtigkeit - Presbyopie):
   2 Milliarden (weltweit) , 200 Millionen (EU)
- Zahl der Presbyopen weltweit: gegenwärtig: 590 Millionen 2020 geschätzt: 1 Milliarde
- Refraktionsbestimmung zum Auffinden des Refraktionsdefizits ist daher eine sehr häufige Untersuchung
- Marktvolumen für Refraktionskorrektur durch Brille und Kontaktlinse: 30 Milliarden \$ /Jahr (USA)

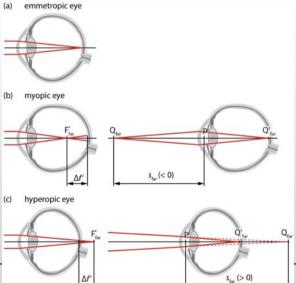
KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Folie 2

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

# Refraktionsbestimmung - Grundlagen



Refraktionsbestimmung besteht in der Messung des Fernpunktabstands  $s_{\rm far}$  .

Als Maß für die Fehlsichtigkeit (dpt) verwendet man den Kehrwert der in Metern gemessenen Fernpunktweite, wobei Fernpunktentfernungen entgegengesetzt zur Lichtrichtung negativ gezählt werden.

Folie 3

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

Subjektive Verfahren

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

#### Refraktionsbestimmung - Grundlagen

#### Verfahren zur Refraktionsbestimmung:

- subjektive Verfahren mit Messbrille oder ähnliches
- objektiv-visuelle Refraktometrie mit Skiaskop
- objektive Messung mit Refraktometer oder Aberrometer

#### Subjektive Methoden:

- Wahrnehmung eines physikalisch objektiven Reizes (Sehzeichen auf Prüftafel) wird geprüft
   Bestimmung des Korrekturglases für bestkorrigierte Sehschärfe
- Ist eine psycho-physikalische Messung, welche die Funktionsfähigkeit des gesamten visuellen Systems erfasst

Sehzeichen ⇒ optisches System ⇒ Retina ⇒ Gehirn





KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Folie 5

#### **Subjektive Refraktionsbestimmung**

Wahrnehmung eines physikalisch objektiven Reizes (Sehzeichen auf Prüftafel) wird geprüft



Normsehzeichen ist der Landolt-Ring = Kreisring mit Öffnung b

- · Ringöffnung kann in acht Richtungen angeboten werden
- · Lage der Öffnung muß erkannt werden
- Für Visus = 1 (entspricht Sehwinkel von 1 Winkelminute) beträgt b = 1,74mm für eine Prüfentfernung von 6m

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Folie 6

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

# Objektiv-visuelle Refraktometrie mit Skiaskop

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

# Objektiv-visuelle Refraktometrie mit Skiaskop

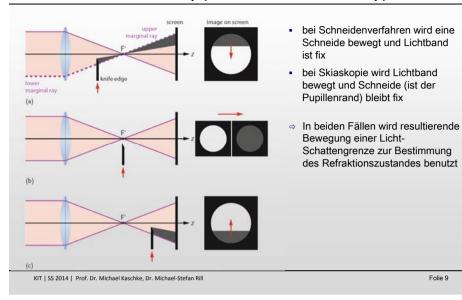
**Fernpunktabstand** des Auges wird mit speziellen optischen Geräten (Skiaskop, Refraktor, Aberrometer) gemessen

- ⇒ nur optische Daten des Auges werden ermittelt! (Abbildungsgüte)
- ⇒ keine Information über die weiteren Prozesse des Sehvorgangs ("Bildverarbeitung")
- endgültige Bestimmung des Korrekturglases erfordert Feinabgleich mittels nachfolgender subjektive Methoden

Stellenwert der objektiven Refraktionsbestimmung:

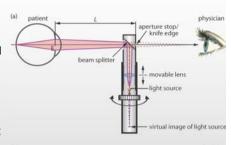
- ermöglicht einen schnellen Überblick über vorliegende Fehlsichtigkeit
- ⇒ ermittelte objektive Werte sind guter Startpunkt für subjektive Refraktionsbestimmung (⇒ Zeitersparnis!)

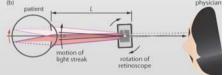
#### Refraktometrie mit Skiaskop (Foucault-Schneiden-Prinzip)



#### Objektiv-visuelle Refraktometrie mit Skiaskop

- Projektion eines seitlich verschiebbaren Lichtspaltes oder Lichtfleckes auf die Pupille
- Aufleuchten der Pupille (Retinareflex) wird durch das Spiegelloch beobachtet
- beim Drehen des Lochspiegels wandert Retinareflex
  - gleichläufig oder gegenläufig zum Lichtspalt, wenn Fehlsichtigkeit vorliegt
  - wenn Fernpunkt des Auges gleich dem Arbeitsabstand L, blitzt Retinareflex nur kurz auf (Flackerpunkt)
- durch Einschwenken von Zusatzoptiken (Skiaskopiergläser) wird Flackerpunkt bei Arbeitsabstand L aufgesucht





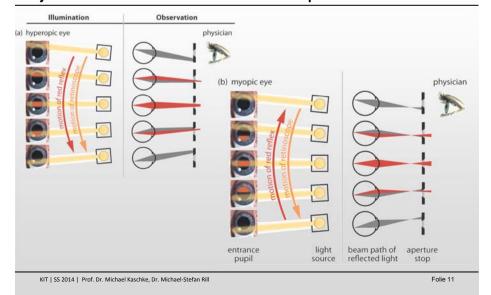
KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Folie 10

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

# **Objektiv-visuelle Refraktometrie mit Skiaskop**



Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

Objektive Messung mit Refraktometer

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

#### Automatische Augenrefraktometer - Messprinzip

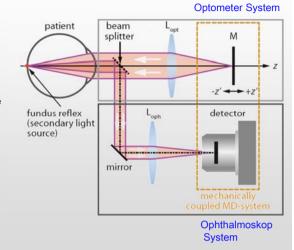
- Projektion einer Testfigur auf Netzhaut mit <u>infrarotem</u> Licht
   ⇒ Projektionssystem
- Erfassung der Bildschärfe mittels Detektor ⇒ Detektionssystem
- automatische Einstellung des Projektionssystems auf maximale Bildschärfe 

  Messwert

oder besser:

 automatische Verschiebung des Tests bei laufender Registrierung Bildschärfe und rechnerische Bestimmung der maximalen Bildschärfe 

Messwert



KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Folie 13

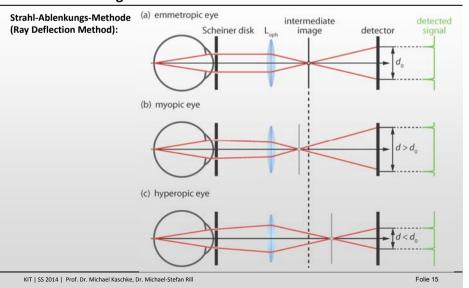
# Verfahren zur Ermittlung der optimalen Bildschärfe bzw. Fernpunktrefraktion: Schneiden-Prinzip (Knife Edge Method): (a) patient (b) myopic eye (c) hyperopic eye (c) hyperopic eye KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Automatische Augenrefraktometer: Schneiden-, Scheiner-Methode

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

# Automatische Augenrefraktometer: Bildmessverfahren



Optische Systeme in der Medizintechnik

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

#### Automatische Augenrefraktometer: Beispiele

AR-600



Acuitus 5010



**HARK 599** 

Hersteller

Modell

Nidek / Oculus /7/

Carl Zeiss Meditec /8/

Messprinzip

Scheiner

Skiaskopie

Schneiden

Genauigkeit

0,12 / 0,25 dpt (Anzeigewert) aber

Abweichung Ergebnisse Autorefraktor - subjektive Refraktion ca. +/- 0,5 dpt

Hauptfehler

Gerätemyopie infolge Akkommodation

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

# Refraktion durch Aberrationsmessung

Die bisherigen Verfahren zur Refraktionsbestimmung beschränken sich auf die Messung

- sphärischer Abbildungsfehler (Myopie oder Hyperopie) oder
- zylindrischer Abbildungsfehler (Astigmatismus).
- → sphäro-zylindrische Fehler oder Abbildungsfehler (Aberrationen) 2. Ordnung
- → Diese Fehlerzuordnungen werden vor allem bei Brillen- und Kontaktlinsenanpassungen verwendet.
- → Auge weist außer diesen Fehlern noch weitere Fehler höherer Ordnung auf (Bestimmung mittels Wellenfrontanalysatoren).

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Folie 17

Folie 19

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Folie 18

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

# Klinische Relevanz der Wellenfrontanalyse

#### Refraktometer neuester Generation

⇒ umfassende Analyse der Abbildungsgüte des Auges

#### **Refraktive Laser Chirurgie**

⇒ Wellenfrontdaten als Eingangsgröße für Berechnung des Ablationsprofils

Objektive Messung mit Aberrometer

#### **Refraktive Laser Chirurgie**

⇒ Wellenfrontdaten als Eingangsgröße für Berechnung des Ablationsprofils

#### Kontaktlinsen, die auch Aberrationen höherer Ordnung korrigieren

⇒ Wellenfrontdaten als Eingangsgröße für Herstellung

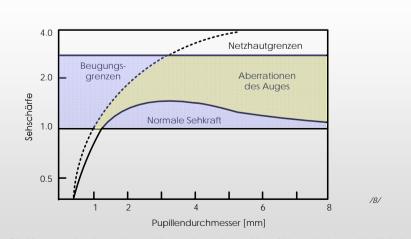
#### **Hochauflösendes Fundus Imaging**

⇒ Korrektur der gemessenen Aberrationen mittels adaptiv-optischer Systeme

Optische Systeme in der Medizintechnik

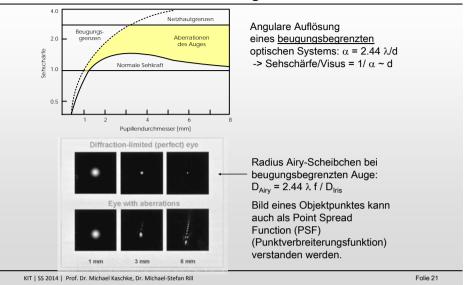
Diagnose refraktiver Sehfehler

#### Aberrationen - Grenzen der Sehleistung

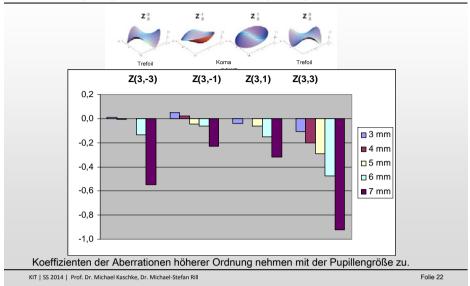


Die Kurve zu den Aberrationen hängt sehr stark von Alter, Akkomodation und Helligkeit ab.

#### Aberrationen - Grenzen der Sehleistung



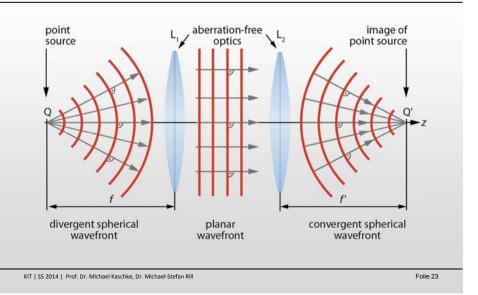
#### Anwendung Auge: Aberrationen und Pupillengröße



Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

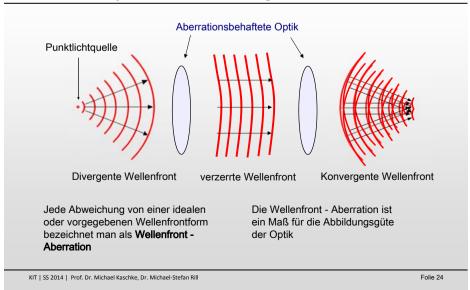
# Wellenfrontanalyse: Ideal Abbildung



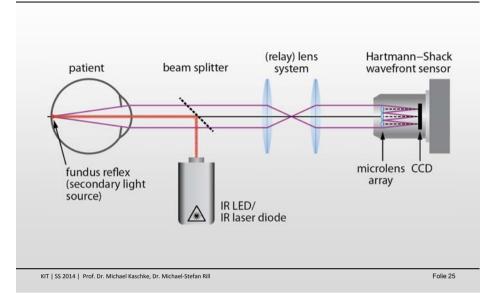
Optische Systeme in der Medizintechnik

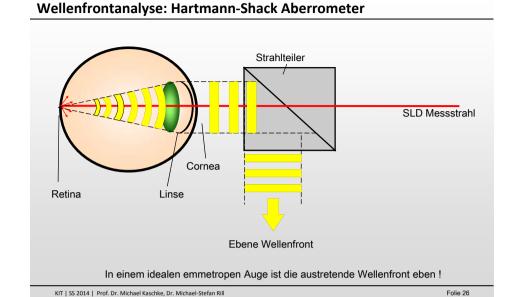
Diagnose refraktiver Sehfehler

#### Wellenfrontanalyse: Verzerrte Abbildung



#### Wellenfrontanalyse: Hartmann-Shack Aberrometer

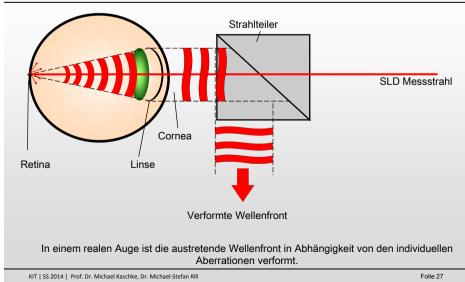




Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

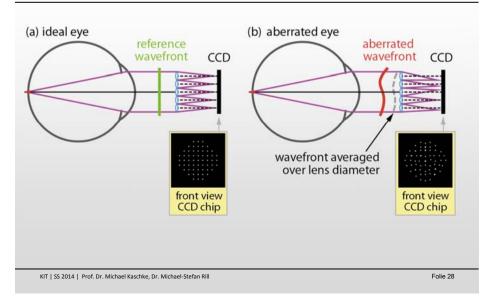
# Wellenfrontanalyse: Hartmann-Shack Aberrometer



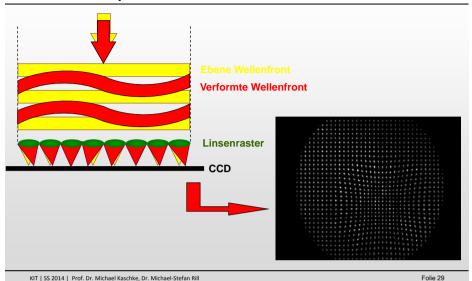
Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

# Wellenfrontanalyse: Hartmann-Shack Aberrometer



#### Wellenfrontanalyse: Hartmann-Shack Aberrometer



Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

# Wellenfrontanalyse: Hartmann-Shack Aberrometer

Sensortyp: Shack-Hartmann
Messpunkte: 1452 (800 in 7mm)

Auflösung: 210 μm

Messbereich: -15 dpt to +7 dpt, 5 dpt Zyl.

Genauigkeit: ±0.15 dpt

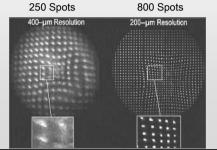
Reproduzierbarkeit: 0.1 dpt (Standardabweichung)

Messdauer: 13 ms



Je feiner das Lenslet-Array, umso mehr Teststrahlen (Spots) stehen für eine detaillierte Wellenfrontanalyse zur Verfügung.

Es sinken aber gleichzeitig SNR pro Subapertur.



Diagnose refraktiver Sehfehler

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Optische Systeme in der Medizintechnik

Folie 30

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

Folie 31

# Aberrations-Theorie im Detail

Aberrationstheorie – Überblick paraxial imaging Motivation: Berechnung messbarer Wellenfront-Aberrationen mit dem Ziel, einen Bezug on-axis ideal image object point zwischen Messwerten und Bildfehlern eines optischen Systems herstellen zu können. Es gibt drei Arten von Bildfehlern in (b) non-paraxial imaging optischen Systemen: Longitudinale Aberration (Abweichung on-axis der geometrischen Paraxialoptik) aberrated image object point • Transversale Aberration (Abweichung der geometrischen Paraxialoptik) • Wellenfront (Weglängen) Aberration non-paraxial imaging off-axis Im Folgenden soll nur die Wellenfront (Weglängen) Aberration behandelt werden. KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill aberfrated4mage

#### Aberrationstheorie – Überblick

#### Vorteile der Charakterisierung von Systemen mittels Wellenaberrationen:

- Die Wellenlänge dient als universelles Skalenmaß → Vergleichbarkeit für alle Spektralbereiche.
- Die Beschreibung der Wellenaberrationen durch Zernike-Polynome erlaubt (für niedrige Ordnungen) einen direkten Bezug zu den primären Bildfehlern (Öffnungsfehler, Astigmatismus, Koma,...).
- 3. Wellenaberrationen lassen sich z.B. über Wellenfrontanalyse und Interferometrie direkt messen.

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

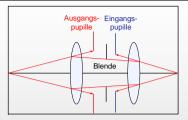
Folie 33

Folie 35

#### **Aberrationstheorie – Definition Pupille**

Die **Aperturblende** liegt zwischen Eintritts- und Austrittsöffnung des Systems und begrenzt den Raumwinkel aller konusförmigen Strahlenbündel deren Spitzen im Bildraum liegen.

Sie kontrolliert so die Helligkeit, die Schärfentiefe, die Auflösung und den perspektivischen Seheindruck.



Als **Austrittspupille** bezeichnet man das bildseitige Bild der Aperturblende eines optischen Systems. Sie ist der Eintrittspupille konjugiert. Bei afokalen optischen Instrumenten zur direkten visuellen Beobachtung - z.B. Teleskopen und Ferngläsern - wird als Austrittspupille auch der Durchmesser des Strahlenbündels bezeichnet.

Die **Eintrittspupille** ist eine fiktive oder reelle Öffnung, welche die in ein optisches System einfallenden Strahlenbündel begrenzt. Sie ist das objektseitige Bild der Aperturblende. Befinden sich vor der Aperturblende keine abbildende Fläche mehr, so sind Eintrittspupille und Aperturblende identisch.

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

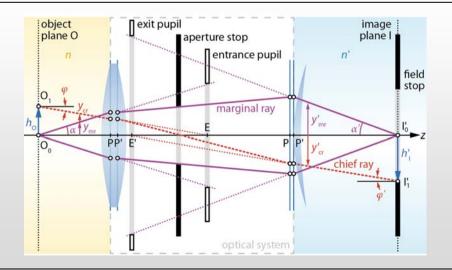
Folie 34

Optische Systeme in der Medizintechnik

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Diagnose refraktiver Sehfehler

#### **Aberrationstheorie – Definition Pupille**



Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

#### Aberrationstheorie – Wellenaberrations-Funktion W(x,y)

W(x,y) ist die Differenz Austrittsder optischen Weglänge pupille zur Referenzkugel in der Austrittspupille Vorzeichen der Wellenaberration W: Wellen-W>0: außen stärker Δs<0 aberration konvergent, W(x,y)Schnittweite Δs<0 W<0: außen stärker divergent, Schnittweite Δs>0 Bildebene Abweichende Sphärische Wellenfront Referenzwellenfront

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

#### Aberrationstheorie - Vorzeichenkonvention

Wellenaberration: grundsätzlich Bezug auf Referenzkugel

Definition der Referenzkugel : verschwindender Mittelwert von W

$$\langle W(x,y)\rangle = \frac{1}{F_{ap}} \iint W(x,y) dx dy = 0$$

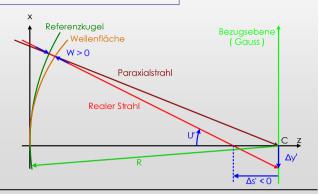
Vorzeichen der Wellenaberration W:

W>0: außen stärker konvergent, Schnittweite ∆s<0

W<0: außen stärker

divergent,

Schnittweite ∆s>0



KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Folie 37

Folie 39

#### Aberrationstheorie – Zernike Polynome

$$W(r,\alpha) = \sum_{n=-n}^{k} \sum_{m=-n}^{n} c_n^m Z_n^m(r,\alpha)$$

$$W(r,\alpha) = \sum_{j=0}^{j \max} c_j Z_j(r,\alpha)$$

ACHTUNG: Unterschätztes praktisches Problem:

Zernike-Koeffizienten hängen empfindlich vom Normierungsradius ab.

Eine exakte Bestimmung des Pupillenrandes ist daher sehr wichtig.

Fehler im Radius wirken auf alle Koeffizienten.

(siehe Übungsaufgabe)

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Folia 38

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

#### Aberrationstheorie – Zernike Polynome

Warum Zernike Polynome?

- Viele System haben runde Pupillen
- Anwendung von experimentellen Daten braucht eine "Data Fitting Procedure"
- · Wellenfront Aberrationen werden in Koeffizienten einer Funktionsdarstellung ausgedrückt.

Zernike Polynome bilden eine vollständige Orthogonalbasis über den Einheitsradius.

- Untere Terme können abgezogen werden (Sphäre, Zylinder) und es bleiben nur die höheren Ordnungen übrig.
- Anwendbar in Polarkoordinaten oder kartesischen Koordinaten

Darstellung in Zernike-Polynome erfolgt meist eingeschränkt für nur einen Feldpunkt (Achspunkt).

Beliebige Wellenfront Aberrationen eines optischen Systems lassen sich als gewichtete Summe von Zernike Polynomen darstellen.

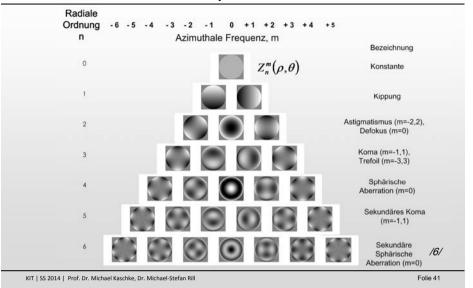
Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

#### Aberrationstheorie – Zernike Polynome

	Radiale	Azimutale			
Modus	Ordnung	Ordnung			
j	n	m	$Z_n^m(\rho,\theta)$	Bedeutung	
0	0	0	1	Konstante	
1	1	-1	$2\rho\sin(\theta)$	Kippung y - Richtung	
2	1	1	$2\rho\cos\theta$ )	Kippung x - Richtung	
3	2	-2	$\sqrt{6}\rho^2\sin(2\theta)$	Astigmatismus ±45°	
4	2	0	$\sqrt{3}(2\rho^2-1)$	Defokussierung	
5	2	2	$\sqrt{6}\rho^2\cos(2\theta)$	Astigmatismus 0°	
6	3	-3	$\sqrt{8}\rho^3\sin(3\theta)$		
7	3	-1	$\sqrt{8}(3\rho^3-2\rho)\sin(\theta)$	Koma y-Schnitt	
8	3	1	$\sqrt{8}(3\rho^3-2\rho)\cos(\theta)$	Koma x - Schnitt	
9	3	3	$\sqrt{8}\rho^3\cos(3\theta)$		
10	4	- 4	$\sqrt{10}\rho^4\sin(4\theta)$		
11	4	-2	$\sqrt{10}\left(4\rho^4-3\rho^2\right)\sin(2\theta)$	Sekundär - Astigmatismus	
12	4	0	$\sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$	Sphärische Aberration	
13	4	2	$\sqrt{10}(4\rho^4-3\rho^2)\cos(2\theta)$	Sekundär - Astigmatismus	
14	4	4	$\sqrt{10}\rho^4\cos(4\theta)$		/3/
:	:	:			,0,

#### Aberrationstheorie – Zernike Polynome



Zurück zur Anwendung: Wie kann diese Aberrationsfunktion W nun experimentell bestimmt werden?

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Folie 42

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

Folie 43

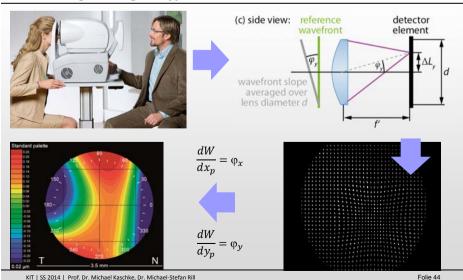
Bestimmung der Verkrümmung an jedem Punkt der Wellenfront (Hartmann-Shack-Aberrometer)

→ in der Ophthalmologie

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

# Anwendung am Auge – Typische Daten eines Aberrometers



KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

#### Anwendung: Simulation der opt. Fehler eines menschlichen Auges



wioue j	Соетистени (дин)	Kivis Coefficient (µm)			
0	0	0			
1	0	0			
2	0	0			
3	1.02	0.416413256			
4	0	0			
5	0.33	0.134721936			
6	0.21	0.074246212			
7	-0.26	-0.091923882			
8	0.03	0.010606602			
9	-0.34	-0.120208153			
10	-0.12	-0.037947332			
11	0.05	0.015811388			
12	0.19	0.084970583			
13	-0.19	-0.060083276			
14	0.15	0.047434165			
Total RMS Wavefront Error (µm) 0.484608089					

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Folie 4

# Bildebenen-Metrik (Analyse der Point Spread Function)

ightarrow bei technischen Linsensystemen

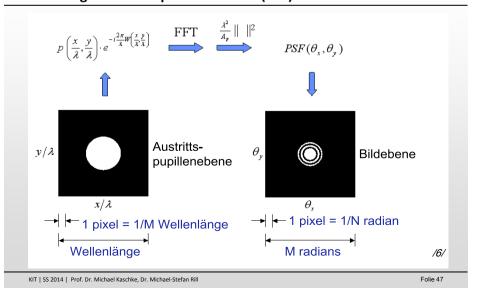
KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Folie 46

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

# **Berechnung der Point Spread Function (PSF)**

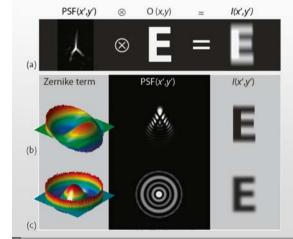


Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

#### **Berechnung der Point Spread Function (PSF)**

#### Bildliche Darstellung der Faltung (Convolution) eines Objektes O(x,y) mit PSF:

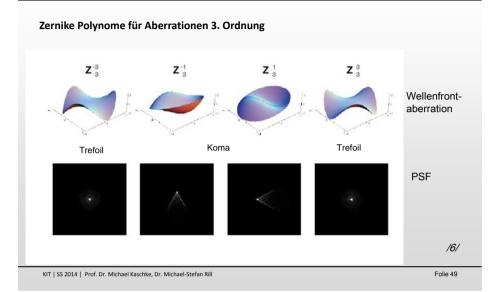


Jeder Punkt des Objektes O (Sehzeichens E) wird durch die entsprechende PSF verzerrt <u>Ergebnis:</u> verschwommenes Retinabild

<u>Frage:</u> Wie kann man die PSF messen? <u>Antwort:</u> Indirekt über die Wellenfrontaberrationsmessung (Wellenfrontanalyse)

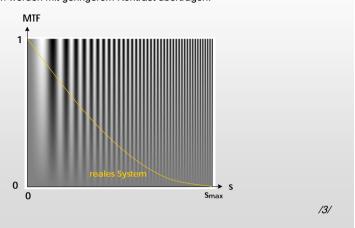
KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

#### **Anwendung Auge: Aberrationen und Sehleistung PSF**



#### **Modulation Transfer Function (MTF)**

Die MTF beschreibt die Abbildungsleistung hinsichtlich Auflösung und Kontrast. Kleinere Strukturen werden mit geringerem Kontrast übertragen.



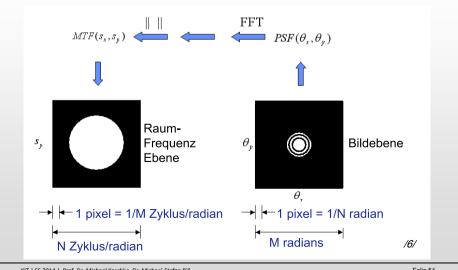
KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Folia 50

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

# **Berechnung der Modulation Transfer Function (MTF)**



Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

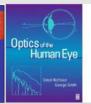
#### Literatur und Quellenangaben

- /1/ M. Kaschke, K. Donnerhacke, M.-S. Rill, Optical Devices in ..., Wiley 2014
- /2/ B. Rassow: Moderne Augenrefraktometer: Enke-Verlag 1984
- /3/ Private Information Dr. H. Gross. Oberkochen und
- H. Gross (Hrsg.); Handbook of Optical Systems; Vol. 2, Wiley 2005, Vol. 4, Wiley 2008 (Feb)
- /4/ Handbuch für Augenoptik; Carl Zeiss 1992
- /5/ W. Straub: Augenärztliche Untersuchungsmethoden; Enke-Verlag 1995
- /6/ http://scien.stanford.edu/class/psych221/projects/03/pmaeda/index.html
- /7/ F. Grehn; Augenheilkunde; Springer 2006
- /8/ D.A. Atchison, G. Smith: Optics of the Human Eye; Butterworth 2002
- /7/ M. Sachsenweger: Augenheilkunde; Thieme-Verlag 2003
- /8/ Informationen Carl Zeiss Meditec AG
- /9/ G. Smith, D.A. Atchinson: The Eye and Visual Optical Instruments; Cambridge University 1997
- /10/ F. Caimi, R. Brancato: The Aberrometers, Fabiano Editore 2003
- /11/ Ronald R. Krueger et al: Wavefront customized visual corrections, Slack 2004
- W. Grimm, Ch. Ucke, D. Friedburg: Strichskiaskopie, Enke-Verlag 1992









KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

#### **Excercises**

#### P5.1 Retinoscope

1. Show that the accuracy of a retinoscope can be determined by the equation

$$\Delta D = \pm \frac{\lambda}{d_{minil}^2} \tag{5.38}$$

2. Derive the Newton formula

$$z \cdot z' = f_L \cdot f_L' \tag{5.39}$$

from the thin lens equation (A12).

#### P5.2 Hartmann-Shack wavefront sensor:

- 1. The wavefront aberrations for defocus and spherical aberration at a wavelength of  $\lambda=550~\mathrm{nm}$  of a collimated beam with a diameter of 3 mm are to be measured with a Hartmann–Shack wavefront sensor. The CCD detector has a pixel size of  $7~\mu\mathrm{m}$ . With suitable algorithms, the centroid can be determined to within  $1/20^{\mathrm{th}}$  of a pixel. Which focal length should a microlens have to allow the determination of defocus as a Zernike coefficient down to  $\lambda/20$ . How accurately can the Zernike coefficient of the aperture error be determined for this focal length? What causes this difference?
- 2. If the finite size a of the detector elements is taken into consideration, then in the case of standard evaluation algorithms for the centroids, the dynamic range of the sensor is given by a spot leaving the surface assigned to the detector element on the sensor. In a simple geometric image, what is the extent of the maximal measurable defocus of the above sensor if N=30 elements are assumed across the beam diameter and the fill factor is set to 1? If you assume that the lenses are diffraction-limited in the small elements, then finite-sized spots are obtained. What is the above-calculated maximal defocus when taking diffraction into consideration? Remember that the detector elements are squared (Figure 5.23).

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill

Folie 53

Optische Systeme in der Medizintechnik

Diagnose refraktiver Sehfehler

#### **Excercises**

#### P5.3. Aberrometry

Figure 5.28 shows the ocular wavefront table measurement as obtained by a ZEISS i.Profiler  $^{\text{Plus}}$ . In the red box, the determined Zernike coefficients for an eye with a pupil diameter of 3.0 mm (analysis aperture) are listed in micrometers up to the order n=4. On the left, the calculated metric values are shown:

- 1. Calculate the spherocylindric refraction values (polar notation) for a vertex distance of 12 mm.
- 2. Calculate the root mean square wavefront error  $RMS_{wfe}$  for the lower-order aberrations (n = 2), higher-order aberrations (n > 2), and the total  $RMS_{wfe}$ .

KIT | SS 2014 | Prof. Dr. Michael Kaschke, Dr. Michael-Stefan Rill